

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété  
Intellectuelle  
Bureau international



(43) Date de la publication internationale  
8 avril 2010 (08.04.2010)

(10) Numéro de publication internationale  
**WO 2010/037686 A2**

(51) Classification internationale des brevets :  
**G09B 19/00** (2006.01) **G09B 23/32** (2006.01)

(21) Numéro de la demande internationale :  
PCT/EP2009/062427

(22) Date de dépôt international :  
25 septembre 2009 (25.09.2009)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :  
0856595 30 septembre 2008 (30.09.2008) FR

(71) Déposant (pour tous les États désignés sauf US) :  
**EUROPEAN AERONAUTIC DEFENCE AND SPACE COMPANY EADS FRANCE** [FR/FR]; 37, Boulevard de Montmorency, F-75016 Paris (FR).

(72) Inventeurs; et

(75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) :  
**GUILLAUME, François** [FR/FR]; Résidence Le Monastère, 2, allée des Cèdres, F-92410 Ville D'avray (FR). **BENNIS, Fouad** [FR/FR]; 4, Rue de la Barbotière, F-44240 La Chapelle Sur Erdre (FR). **CHABLAT, Damien** [FR/FR]; 14, Rue du Moulin Neuf, F-44240 La Chapelle Sur Erdre (FR). **MA, Liang** [CN/FR]; Appart 9, 15 Rue François Bruneau, F-44000 Nantes (FR).

(74) Mandataire : **FOURCADE, Emmanuelle**; Schmit-Chretien, Parc de Basso Cambo, 4 rue Paul Mesplé, F-31100 Toulouse (FR).

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasién (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

**Déclarations en vertu de la règle 4.17 :**

— relative au droit du déposant de revendiquer la priorité de la demande antérieure (règle 4.17.iii)

**Publiée :**

— avec déclaration selon l'article 17.2a); sans abrégé; titre non vérifié par l'administration chargée de la recherche internationale

(54) Title : METHOD FOR THE QUANTITATIVE DETERMINATION OF ACTIVITY-INDUCED MUSCULAR FATIGUE

(54) Titre : PROCÉDÉ DE DÉTERMINATION QUANTITATIVE DE FATIGUE MUSCULAIRE INDUITE PAR UNE ACTIVITÉ

(57) Abstract :

(57) Abrégé :



WO 2010/037686 A2

## PROCÉDÉ DE DÉTERMINATION QUANTITATIVE DE FATIGUE MUSCULAIRE INDUITE PAR UNE ACTIVITÉ

L'invention relève du domaine général de la simulation. Plus particulièrement, elle concerne la simulation de mouvement humain au sein d'un environnement virtuel. Encore plus précisément, elle concerne un processus d'évaluation de critères ergonomiques, applicable à toute phase de fabrication, d'utilisation ou de maintenance d'un produit, utilisant un mannequin et un environnement virtuels.

L'automatisation s'est développée dans l'industrie depuis plusieurs années et de plus en plus d'efforts ont été fait pour atteindre une fabrication souple et productive. Cependant, en particulier dans le domaine aéronautique, les tâches manuelles sont encore très importantes du fait de la complexité des tâches et des espaces de travail contraints.

Le terme désordres musculo-squelettiques (MSD) désigne les blessures aux muscles, tendons, ligaments, nerfs, articulations, cartilages et disques intervertébraux. L'exposition physique au danger de MSD peut être évaluée vis à vis de son intensité (ou magnitude), de sa répétitivité, et de sa durée. Sur la base du rapport « the report of Health, Safety and Executive » et du rapport du Département d'Etat au Travail et à l'Industrie de Washington, plus de 50% des travailleurs de l'industrie ont souffert de désordres musculo-squelettiques, spécialement lors de tâches de manipulation manuelles. Il s'agit donc d'un problème majeur de santé publique.

Selon une analyse publiée dans « Occupational Biomechanics », l'exercice excessif de la force musculaire ou une forte charge musculaire répétée constituent les causes principales de fatigue musculaire, et de plus, ils résultent en syndromes de fatigue musculaire aiguë, en douleur musculaire et en perte de capacité fonctionnelle sévère au niveau musculaire et dans d'autres tissus du corps humain.

Dès lors, il est très important pour les ergonomes de trouver une méthode efficace pour déterminer l'étendue de l'exposition physique de muscles et prédire la fatigue musculaire durant la phase de définition de tâches.

Le but est alors d'obtenir une prédiction quantitative de la pénibilité d'une tâche en vue d'améliorer la réalisation des opérations. Il est également d'améliorer

le déroulement des tâches ou la conception des produits en fonction de la pénibilité des tâches de fabrication ou de maintenance.

Les outils disponibles actuellement sont adaptés à des tâches récurrentes et unitaires, c'est à dire simples, typiquement dans le cadre de l'industrie automobile.

5 Il existe des normes de pénibilité de tâches industrielles, destinées tant à valider la faisabilité de tâches, qu'à évaluer le confort des opérateurs. Ces normes sont basées, d'une part, sur des modèles de tâches peu nombreux et très simples, et, d'autre part, sur des postures statiques, qui définissent la position de l'opérateur et de son outil par rapport au véhicule. Ces normes ont été créées et  
10 sont adaptées au cas où l'opérateur est situé, soit à l'extérieur d'un volume globalement convexe de la dimension d'une voiture, en travaillant sur des sous-ensembles aisément accessibles, soit devant un espace de travail sur lequel est posée une pièce nécessitant une transformation simple.

L'industrie automobile utilise ces modèles, pour évaluer la pénibilité du  
15 travail, particulièrement dans le cas de l'assemblage à la chaîne de véhicules, dans lequel les tâches sont subdivisées en tâches élémentaires le plus simples possibles, mais très répétitives lors d'une journée de travail. Les normes très restrictives appliquées au domaine automobile, par exemple en termes de température maximale, temps de repos etc. ne sont pas applicables au cas  
20 particulier de l'aéronautique.

Dans le but d'évaluer les risques physiques potentiels aux MSD, il existe plusieurs outils d'ergonomie basé sur la posture, tels que Posturegram, Ovako Working Posture Analyzing System (OWAS), Posture Targeting and Quick Exposure Check pour les risques musculo-squelettiques liés au travail (QEC). A  
25 côté de ces outils généraux d'analyse de posture, quelques outils particuliers ont été créés pour des parties spécifiques du corps humain. Rapid Upper Limb Assessment (RULA) a été conçu pour évaluer le danger de charges posturales dans la partie supérieure du corps humain.

Des systèmes similaires incluent HAMA (Hand-Arm-Movement Analysis),  
30 PLIBEL (méthode pour l'identification des facteurs de stress musculo-squelettiques pouvant conduire à des blessures).

De façon similaire à ces méthodes d'analyse de posture, il existe un outil disponible pour l'analyse de fatigue : Muscle Fatigue Analysis (MFA). Cette technique a été développée pour caractériser l'inconfort décrit par des travailleurs

de lignes de montage d'automobiles et de tâches de fabrication. Dans cette méthode, chaque partie du corps est notée sur quatre niveaux vis à vis de sa position de travail, la durée de l'effort et sa fréquence. La combinaison des niveaux de ces facteurs permet de déterminer un score de priorité de modification.

- 5 La tâche présentant un haut score de priorité de modification doit être analysée et redéfinie pour réduire le risque de MSD.

Cependant, il existe encore de nombreuses limitations liées aux méthodes traditionnelles. D'abord, les techniques d'évaluation manquent de précision.

- 10 Par ailleurs, la plupart des méthodes traditionnelles impliquent un enregistrement de données qui doit être conduit sur le lieu où est réalisée la tâche observée, ce qui limite leur utilisation. De ce fait, il n'y a pas de résultat direct de l'observation. L'analyse requiert ensuite du temps de traitement a posteriori. De plus, la variabilité des informations subjectives utilisées influence inévitablement les résultats d'évaluation, même lorsque l'on utilise les mêmes méthodes
- 15 d'évaluation pour la même tâche.

- De manière à évaluer les conditions de travail humain de façon objective et rapide, des techniques de modélisation et simulation de mannequin humain virtuel (digital) ont été développées pour faciliter l'évaluation ergonomique. Ces techniques ont été utilisées dans les domaines automobile, militaire et aérospatial.
- 20 Elles sont cependant considérées comme des approches très subjectives.

Ces outils de modélisation et simulation humaine sont destinés à fournir des informations visuelles à propos de la posture de l'opérateur : accessibilité et champ de vision.

- Des outils d'analyse posturale traditionnels ont été intégrés dans les outils de simulation pour permettre des évaluations. Par exemple, dans 3DSSPP, dans CATIA, et dans d'autres outils de simulation, des outils d'analyse posturale tels que RULA, OWAS et autres ont été intégrés comme un module pour évaluer les postures au stade de la conception.
- 25

- Dans ces outils de simulation d'opérateur humain, il est possible de générer le mouvement pour certaines tâches. La charge de chaque articulation clé et même de chaque muscle peut être déterminée et simulée. Dans le document Jayaram U., Jayaram S., Shaikh I., Kim Y. and Palmer C. «Introducing quantitative analysis methods into virtual environments for real-time and continuous ergonomic evaluations», Computers In Industry, 57: 283-296, 2006, une méthode pour relier
- 30

un environnement virtuel (Jack) et un outil d'analyse ergonomique quantitative (RULA) pour des études d'ergonomie d'occupation a été développée.

Ce travail a validé le concept d'évaluation d'études ergonomiques en temps réel grâce à l'utilisation de mouvement humain obtenu par un système de capture  
5 de mouvement.

Cependant, même aujourd'hui, il n'existe pas de méthode applicable dans ces outils de modélisation et de simulation d'opérateurs humains virtuels pour prédire le mouvement humain en prenant en compte la fatigue musculaire, et il n'y a toujours pas d'outil d'évaluation de fatigue intégré à ces outils de simulation

10 On connaît également les analyses EMG (électromyographie) qui servent à mesurer l'activité musculaire lors d'une tâche, par mesure directe d'activité électrique par des électrodes de surface placées sur les masses musculaires d'un opérateur humain. Ces mesures sont généralement limitées à un muscle ou groupe de muscle. Elles ne permettent pas de rendre compte de la fatigue liée à la  
15 répétition d'une tâche, ni de réaliser des mesures dans un environnement complexe, du fait des limitations liées à leur mise en œuvre dans un milieu clinique.

De tels outils ne répondent pas au contexte aéronautique, qui implique, lors de la fabrication ou de la maintenance des avions, des tâches plus longues,  
20 dans un environnement géométrique plus vaste et sensiblement plus complexe, ces tâches étant clairement moins répétitives qu'un travail à la chaîne.

Dans l'industrie aéronautique, l'analyse de prédiction de pénibilité d'une tâche est actuellement limitée à des critères ergonomiques statiques tels que accessibilité et limitations liées à des postures extrêmes. De telles analyses  
25 peuvent en théorie être effectués en utilisant un opérateur réel instrumenté de capteurs à toutes ses articulations dont les mouvements soient intégrés dans un environnement virtuel représentatif d'un avion, par l'intermédiaire d'un logiciel de conception assistée par ordinateur, par exemple de type CATIA, largement répandu dans l'industrie aéronautique.

30 En pratique, les études actuelles sont menées articulation par articulation, en utilisant des mannequins dont la posture est fixée, sans nécessairement de relation avec la réalité de mouvements ou de postures d'opérateurs confrontés à une tâche réelle.

Ces analyses permettent de déterminer si une position d'outil, nécessitée par

un travail sur un sous-ensemble au sein d'un aéronef, est compatible avec les limitations géométriques et posturales d'un opérateur humain.

Cependant, aucune prédiction quantifiée de pénibilité de la tâche n'est réalisée, ni a fortiori de fatigue lors d'une série de répétitions de la même tâche.

5 De fait, une information sur la pénibilité des tâches n'est disponible que lors de la mise en œuvre réelle des tâches après le démarrage de la production, lorsqu'il s'agit d'une tâche d'assemblage. Il est clair qu'à ce moment, une modification de la station de travail est pratiquement irréalisable et en tout état de cause très coûteux. Par ailleurs, cette information de pénibilité concerne une  
10 fatigue ressentie, et non mesurée. Il s'agit d'une évaluation subjective, intéressante mais insuffisante. Enfin, elle varie naturellement d'une personne à l'autre, et ne fournit donc pas une base de données réellement utilisable pour la définition de tâches et de stations de travail futures.

Il est également envisageable de placer un opérateur, instrumenté de  
15 capteurs opto-cinétiques à ses articulations, sur une table d'ergonomie de type classique, et de décomposer la tâche prévue en activités élémentaires en effectuant des mesures sur chaque activité, puis en sommant ces mesures. Un tel procédé est à la fois coûteux par l'environnement qu'il exige, et long à mettre en œuvre pour chaque tâche analysée. Il ne peut pas dans la pratique être utilisé de  
20 façon industrielle.

Tous ces outils d'analyse ergonomique sont essentiellement basés sur des techniques d'analyse de posture, et jusqu'à ce jour il n'existe pas d'indicateur de fatigue disponible sous forme de logiciel commercialisé, pour évaluer la fatigue physique associée à une tâche, facilement et rapidement.

25 Par ailleurs, une approche de la pénibilité d'une tâche par modélisation du phénomène de fatigue musculaire, dans une posture donnée, est également envisageable. Dans ce domaine, il existe de nombreux modèles de fatigue musculaire et des indices de fatigue ont été proposés dans la littérature. En particulier, un modèle de fatigue musculaire basé sur le mécanisme de transfert  
30 croisé de  $\text{Ca}^{2+}$  a été validé par des expériences de stimulation musculaire. Ce modèle, basé sur les mécanismes physiologiques, semble trop complexe pour une application en ergonomie, du fait de son très grand nombre de variables. Ce n'est par ailleurs pas un modèle temps-réel.

Rodriguez [Rodriguez I., Boulic R. and Meziat D. A articulation-level Model of Fatigue for the Postural Control of virtuel humans. In Journal of Three Dimensional Images, 17: 70-75, 2003] a proposé un indice de fatigue de demi-articulation, basé sur les propriétés mécaniques de groupes musculaires. Ce  
5 modèle de fatigue a été utilisé pour calculer la fatigue au niveau des articulations, et le niveau de fatigue est exprimé comme le temps de maintien d'une force normalisé par le temps maximum de maintien de force de la demi-articulation. L'équation de temps maximum de maintien d'une force dans ce modèle dérive d'une analyse de posture statique et est surtout adaptée à l'évaluation de postures  
10 statiques.

Ici encore, les procédés existants dans l'art antérieur relatifs à la détermination de fatigue et de pénibilité liée à une opération manuelle dans un environnement de travail ne sont pas adaptés à des tâches dynamiques, ne sont pas rapides à mettre en œuvre, exigent une mise en œuvre lourde, ou sont trop  
15 complexes pour être utilisables sur un mouvement complet.

La présente invention a donc pour objet de remédier à ces inconvénients en proposant un procédé de détermination de fatigue musculaire associée à une tâche, capable de fournir un résultat de façon beaucoup plus rapide que les procédés existants.

20 Un second but du procédé selon l'invention est de permettre des évaluations quantitatives de fatigue, comparables entre divers utilisateurs, et de permettre des comparaisons quantifiées entre différentes solutions techniques (par exemple utilisation d'un support pour rehausser un opérateur etc.).

L'invention a également pour but de réduire sensiblement le coût des  
25 moyens de détermination de fatigue musculaire, ainsi que de chaque série de mesures de fatigue.

Un autre but de l'invention est de permettre d'optimiser une tâche en jouant sur les outils utilisés, la population d'opérateurs, l'environnement, le déroulement de la tâche, ou le séquençage des phases de travail et de repos.

30 A cet effet, l'invention vise en premier lieu un procédé de détermination quantitative de la fatigue musculaire d'un opérateur, induite par une activité impliquant une posture déterminée dans un environnement dont la géométrie est connue, comporte :

- une étape de création d'un mannequin virtuel, représentatif

géométriquement et dynamiquement d'un opérateur réel, ledit mannequin virtuel étant formé de segments corporels dotés d'articulations et de muscles modélisés;

- 5                   - une étape de définition d'une séquence de mouvements du mannequin virtuel à évaluer, et des charges externes et efforts à appliquer par ce mannequin virtuel sur son environnement;
- une étape de simulation de la séquence de mouvements du mannequin virtuel pour reproduire l'activité analysée au niveau de la position de ses muscles et articulations, et de calcul des efforts  
10                   généralisés au niveau des muscles et des torseurs au niveau des articulations du mannequin virtuel;
- une étape de calcul du niveau de fatigue de chaque articulation à chaque instant et à la fin de la séquence de mouvements analysée.

15               On comprend que l'utilisation d'un mannequin virtuel permet de s'affranchir des contraintes créées par l'analyse ergonomique d'une séquence de mouvements, dans l'environnement réel de réalisation de la séquence. Dans le même temps, la vitesse d'évaluation peut être sensiblement améliorée et le coût de chaque test est extrêmement réduit par rapport aux techniques antérieures.

20               Selon une mise en œuvre avantageuse, la définition du mannequin virtuel utilise la modélisation de chaque segment corporel et de leurs liaisons en utilisant les méthodes de notation modifiées de Denavit-Hartenberg.

                  Dans un mode de mise en œuvre préféré, les forces et torseurs sont calculés d'après des modèles géométriques et dynamiques d'opérateurs humains.

25               Préférentiellement, dans ce cas, les forces et torseurs sont calculés en utilisant des méthodes dynamiques inverses de Newton-Euler.

                  Selon une mise en œuvre avantageuse, le procédé comporte en outre une étape de mémorisation d'une maquette numérique de l'environnement, conforme géométriquement à l'environnement de travail réel.

30               Avantageusement, dans cette mise en œuvre, la séquence de mouvements de l'opérateur virtuel impliquée par la tâche à accomplir est définie et mémorisée, sous forme de séquence temporelle de déplacements de chacun des segments corporels, en utilisant un procédé de capture de mouvement d'un opérateur réel, ledit opérateur étant doté d'une interface de réalité virtuelle reproduisant la



maquette numérique de l'environnement de travail réel.

Encore plus particulièrement, le procédé comporte une visualisation d'une image de la position de l'opérateur virtuel et de son outil au sein de l'environnement virtuel.

- 5            Selon une mise en œuvre particulière du procédé, il comporte en outre une étape de calcul de durée d'endurance de chaque articulation.

            Selon une autre mise en œuvre, le procédé comporte en outre une étape de détermination d'un cycle travail-repos, selon un critère préalablement choisi.

- 10           Selon encore une autre mise en œuvre, le procédé comporte une étape de calcul d'un indice d'inconfort lié à la posture pour chaque articulation.

            Dans une mise en œuvre avantageuse, le procédé comporte en outre une étape d'optimisation de séquence de mouvement, selon des objectifs et des critères prédéfinis relatifs, de façon non limitative, à la posture, à l'efficacité, à la fatigue, au confort.

- 15           Les buts et avantages de l'invention seront mieux compris à la lecture de la description et des dessins d'un mode particulier de réalisation, donné à titre d'exemple non limitatif, et pour lequel les dessins représentent :

- Figure 1 : position de perçage dans une application réelle
- Figure 2 : Système de notation modifié Denavit-Hartenberg
- 20           - Figure 3 : Modèle géométrique du membre supérieur
- Figure 4 : Réduction de la force du coude en portant une perceuse pesant 2.5 kg
- Figure 5 : Récupération 30 s après perçage de chaque trou
- Figure 6 : Récupération 60 s après perçage de chaque trou
- 25           - Figure 7 : évaluation de l'influence de la distance de travail
- Figure 8 : Analyse des valeur de pondération dans la posture optimale
- Figure 9 : Représentation graphique de la posture optimale
- Figure 10 : schéma synoptique d'un système informatique
- 30           - Figure 11 : organigramme du procédé de détermination de fatigue musculaire.

            Comme on l'a vu plus haut, à cause des limitations des modèles pré-existants de détermination de fatigue, la création d'un nouveau modèle de fatigue

musculaire est tout d'abord nécessaire pour évaluer la fatigue liée à une tâche.

Celui-ci peut ensuite être intégré dans un logiciel de simulation d'humain virtuel pour évaluer la fatigue musculaire lors d'un mouvement nécessité par une tâche industrielle, pour analyser spécifiquement le travail physique, et éventuellement pour préconiser un mouvement de l'opérateur qui minimise la fatigue.

Dans la présente description, un nouveau modèle de fatigue et de récupération musculaire est donc d'abord décrit de façon théorique, puis développé pour évaluer le niveau de fatigue des articulations dans des tâches de manipulations manuelles, et une application à un cas particulier est détaillée pour permettre une meilleure compréhension des mécanismes mis en œuvre et des résultats obtenus.

Enfin, le procédé selon l'invention proprement dit est décrit.

En ce qui concerne d'abord le modèle de fatigue et de récupération musculaire, la fatigue musculaire est définie comme le point au delà duquel un muscle n'est plus capable de maintenir un niveau de force prédéterminé ou un niveau de cadence pour exécuter une tâche.

De manière à évaluer la fatigue musculaire pendant une opération de manipulation manuelle, un nouveau modèle de détermination de fatigue et de récupération a été développé, et les détails sont présentés ici.

Les paramètres musculaires et articulaires utilisés dans ce modèle de détermination de fatigue et de récupération sont listés dans la Table 1.

Paramètres	Unité	Description
$U$	-	Indice de Fatigue
$MVC$	N	Contraction volontaire maximale
$F_{cem}$	N	Capacité de force du muscle à l'instant $t$
$F_{load}$	N	Charge musculaire à l'instant $t$
$\Gamma_{max}$	Nm	Force maximale de l'articulation
$\Gamma_{cem}$	Nm	Force de l'articulation à l'instant $t$
$\Gamma$	Nm	Torseur de l'articulation à l'instant $t$
$k$	$\text{min}^{-1}$	Ratio de fatigue, égal à 1 dans cet exemple
$R$	$\text{min}^{-1}$	Ratio de récupération, égal à 2.4 dans cet exemple
$t$	min	Temps

**Table 1**

Le modèle de fatigue musculaire selon l'invention est basé sur un modèle de mécanismes de moteurs musculaires. Un muscle comprend dans ce modèle de nombreuses unités moteurs. Chaque moteur a une capacité de génération de force différente, et des propriétés de fatigue et de récupération différentes.

En général, on considère qu'il existe trois types de muscles : le type I est constitué d'unités de moteurs à vitesse d'action lente avec une capacité de génération de force restreinte et une vélocité de conduction faible, mais une très haute résistance à la fatigue; le type II b est constitué d'unités de moteurs à vitesse d'action rapide, de grande capacité de génération de force, mais une grande fatigabilité; le type II a, entre les types I et II b, présente une capacité de génération de force a modérée et une résistance à la fatigue modérée.

La séquence de mobilisation est dans l'ordre : I, II a, II b. Pour un muscle spécifié, une valeur de charge musculaire ( $F_{load}$ ) à l'instant  $t$  élevée signifie que plus d'unités moteurs de type II sont impliquées pour générer une force. En conséquence, plus la charge est élevée, plus le muscle devient fatigué rapidement. La force de l'articulation à l'instant  $t$  ( $F_{cem}$ ) représente les unités moteurs non-fatiguées du muscle.

De même, dans le processus de génération de force musculaire, le nombre d'unités moteurs non-fatiguées de type II diminue de plus en plus avec le temps du fait de la fatigue, alors que le nombre d'unité de moteurs de type I reste globalement identique du fait de leur nettement plus grande résistance à la fatigue, et la diminution de  $F_{cem}$  avec le temps devient plus faible.

Le modèle de fatigue musculaire selon l'invention, qui respecte ces conditions, est alors créé et exprimé par les équations Eq. 1 et Eq. 2.

$$\frac{dU}{dt} = \frac{MVC}{F_{cem}} \frac{F_{load}}{F_{cem}} \quad (1)$$

$$\frac{dF_{cem}}{dt} = -k \frac{F_{cem}}{MVC} F_{load} \quad (2)$$

On comprend qu'on intègre l'énergie dépensée dans le temps durant la

tache, et qu'on obtient ainsi une valeur finale représentative de la fatigue musculaire.

Ce modèle a été validé mathématiquement par comparaison de 24 modèles de durée d'endurance en posture statique et 3 modèles dynamiques. Le résultat de cette validation montre que ce modèle représente suffisamment fidèlement la

Quant-au modèle de récupération musculaire selon l'invention, il est décrit par l'équation Eq. 3.

$$\frac{dF_{cem}}{dt} = R(MVC - F_{cem}) \quad (3)$$

Ce modèle est développé sur la base des modèles de récupération musculaire mentionnés dans la littérature [Wood D. D., Fisher D. L. and Andres R. O. Minimizing Fatigue during Repetitive Jobs: Optimal Work-Rest Schedules. In human factors: The Journal of human factors and Ergonomics Society, 39(1): 83--101, 1997], [Carnahan B. J., Norman B. A. and Redfern M. S. Incorporating physical demand criteria into assembly line balancing. In IIE Transaction, 33: 875-887, 2001].

Ce modèle de récupération musculaire peut également être expliqué par un mécanisme de moteur musculaire. Dans ce modèle,  $(MVC - F_{cem})$  représente les unités de moteurs musculaires fatiguées dans le muscle. La vitesse de récupération de ces unités de moteurs musculaires fatiguées, de symbole  $R$ , est supposée être égale à une constante de 2.4.

De ce fait, la valeur de la capacité de force du muscle à l'instant  $t$  ( $F_{cem}$ ) peut être déterminée par l'équation Eq. 4

$$F_{cem}^t = MVC + (F_{cem}^0 - MVC)e^{-Rt} \quad (4)$$

Avec ce modèle de récupération, la durée de récupération d'un certain niveau de fatigue  $F_{cem}^0$  à un pourcentage  $p$  de la force de contraction volontaire maximum  $MVC$  peut être déterminée par l'équation Eq. 5.

$$t = -\frac{1}{R} \left( \frac{(p-1)MVC}{F_{cem}^0 - MVC} \right) \quad (5)$$

L'extension du modèle de fatigue et de récupération musculaire au niveau des articulations est essentielle car ce sont les efforts sur les articulations qui déterminent les mouvements de celles-ci, et, partant, les mouvements des membres et du corps humain.

Les muscles attachés autour d'une articulation sont responsables de la génération d'un torseur pour déplacer l'articulation ou pour la garder stable pour maintenir une charge externe. De nombreux muscles sont impliqués dans la génération d'un mouvement simple du bras. Mathématiquement, la détermination des efforts de chaque muscle impliqué constitue un problème indéterminé, de sorte qu'il est difficile de déterminer la charge réelle de chaque muscle. Cependant, selon la dynamique inverse, il est suffisamment précis de déterminer le torseur de chaque articulation. Et, dans les applications d'ergonomie, les analystes évaluent souvent de même les expositions physiques au niveau des articulations.

On rappelle que la méthode d'analyse dynamique inverse est une application des équations d'Euler-Newton, en prenant pour données la cinématique, les forces externes mesurées, les caractéristiques anthropométriques (dimensions, position des centres de gravité, inerties) estimées, et pour inconnues les forces internes.

Cette méthode utilise une résolution itérative, articulation par articulation, et ne nécessite pas de formulation complète du modèle dynamique du corps humain. Par contre la précision est de plus en plus incertaine en fonction de l'avancement dans la chaîne cinématique.

*MVC* (qui représente la Contraction volontaire maximale pour un muscle) est parfois défini dans la littérature comme la force de l'articulation. Pour cette raison, le modèle de fatigue et de récupération musculaire selon l'invention est étendu, pour évaluer la fatigue au niveau de l'articulation, par un remplacement des paramètres dans le modèle musculaire.

*MVC* est remplacé par la force maximale de l'articulation  $F_{max}$ .  $F_{cem}$  (Capacité de force du muscle à l'instant  $t$ ) est remplacée par la force courant de

l'articulation au cours du temps  $\Gamma_{cem}$ , et  $F_{load}$  (Charge musculaire à l'instant  $t$ ) est remplacée par le torseur de charges de l'articulation  $\Gamma$ . Les autres paramètres sont conservés inchangés. Les équations Eq.1 à Eq.5 deviennent, avec ces modifications, des équations Eq.1' à Eq.5'.

5           Le nouveau modèle de fatigue et récupération musculaire selon l'invention peut être utilisé pour analyser la performance d'un muscle individuel.

Le modèle étendu au niveau des articulations est capable d'analyser la performance d'un groupe de muscles. En d'autres termes, la réduction de la force musculaire aux articulations lors d'un processus de travail continu.

10           Pour la suite de la description, on se limitera à titre d'exemple nullement limitatif à un cas d'application pratique qui est celui de la jonction de deux sections de fuselage par rivetage sur une ligne d'assemblage d'avions. Un des éléments du travail consiste à percer des trous tout autour de la jonction des deux sections. Cet exemple d'utilisation du procédé de détermination de fatigue selon l'invention  
15 permet une compréhension plus aisée du procédé, et on comprend que celui-ci peut tout aussi bien être étendu à un ensemble sophistiqué de mouvements successifs de tout le corps.

Les propriétés de la tâche peuvent être décrites en langage naturel par : percer des trous sur une circonférence du fuselage. Le nombre de trous peut  
20 atteindre 2000 dans des conditions de travail réelles. La machine de perçage pèse dans la réalité environ 5 kg et même 7 kg en tenant compte du poids du tuyau d'alimentation en air comprimé ou en énergie. La force de perçage appliquée par l'opérateur humain à la machine de perçage est d'environ 49 N, dirigée vers la circonférence du fuselage et perpendiculairement à celle-ci. En général, il faut 30  
25 secondes pour réaliser un perçage. Les positions relatives de l'opérateur 1, de son bras droit 2, de son avant-bras droit 3, de sa main 4, de son outil de perçage 5 et de la section de fuselage 6 lors de l'opération de perçage sont illustrées graphiquement en figure 1.

Dans ce cas d'application, il y a de nombreux problèmes d'ergonomie, et  
30 plusieurs contraintes physiques contribuent à la difficulté et la pénibilité du travail. Ils incluent la posture, la charge élevée nécessitée par l'effort de perçage, le poids de la perceuse, et les vibrations. La fatigue musculaire est surtout causée par la charge dans certaines postures, et les vibrations peuvent causer des dommages à

d'autres tissus du membre supérieur. Pour maintenir le travail de perçage pendant un certain temps, la charge peut causer une fatigue au niveau du coude, de l'épaule et du bas du dos.

5 Dans la présente invention, l'analyse est seulement réalisée pour évaluer la fatigue du membre supérieur droit. Le phénomène de vibrations est exclu de l'analyse. De plus, les charges externes (poids de l'outil de perçage 5 et effort à appliquer pour effectuer un perçage) sont simplement supposées égales pour les deux membres supérieurs et donc divisées par deux pour le membre supérieur droit pour simplifier le calcul. Une évaluation différente de cette répartition de charge entre les deux membre supérieur ne modifierait en rien la mise en œuvre du procédé telle que décrite.

Dans le procédé de détermination de fatigue selon l'invention, il est nécessaire de calculer les torseurs aux articulations de l'opérateur, qui engendrent les mouvements de ces articulations.

15 Dans ce but, un modèle géométrique du membre supérieur droit d'opérateur humain a été développé en utilisant les méthodes de notation modifiées de Denavit-Hartenberg (DH) pour décrire la structure géométrique du membre supérieur droit. Dans le système de notation modifié DH, quatre paramètres sont utilisés pour décrire la transformation entre deux coordonnées cartésiennes, comme on peut le voir en figure 2.

1.  $\alpha_j$ : angle entre les axes  $Z_{j-1}$  et  $Z_j$  autour de l'axe  $X_{j-1}$ .
2.  $d_j$ : distance entre les axes  $Z_{j-1}$  et  $Z_j$  le long de l'axe  $X_{j-1}$ .
3.  $\theta_j$ : angle entre les axes  $X_{j-1}$  et  $X_j$  autour de l'axe  $Z_j$
4.  $r_j$ : distance entre les axes  $X_{j-1}$  et  $X_j$  le long de l'axe  $Z_j$ .

25 Selon l'anatomie classique, l'articulation de l'épaule humaine permet le mouvement comme une articulation sphérique dans trois directions : flexion - extension, adduction - abduction, supination - pronation. L'articulation du coude est capable de bouger dans deux directions : flexion - extension, supination - pronation.

30 Le complexe de l'épaule est divisé en trois articulations en rotation, et l'articulation du coude est divisée en deux articulations en rotation, illustrées en figure 3. Chaque articulation a son propre système de coordonnées, défini en système de notation DH, et l'articulation peut seulement pivoter autour de son axe

Z dans des limites de rotation prédéterminées. La fonction anatomique de chaque articulation est expliquée dans la table 2.

Articulations	Description
1	Flexion et extension de l'articulation de l'épaule
2	Adduction et abduction de l'articulation de l'épaule
3	Supination et pronation du bras
4	Flexion et extension de l'articulation du coude
5	Supination et pronation de l'avant-bras

**Table 2**

- 5 Les paramètres géométriques pour modéliser le membre supérieur droit, dans le système de notation modifié DH sont listés table 3.

Articulation	$\sigma$	$\alpha$	$d$	$r$	$\theta$	$\theta_{ini}$
1	0	$-\pi/2$	0	0	$\theta_1$	$-\pi/2$
2	0	$-\pi/2$	0	0	$\theta_2$	$-\pi/2$
3	0	$-\pi/2$	0	$-RL3$	$\theta_3$	$-\pi/2$
4	0	$-\pi/2$	0	0	$\theta_4$	0
5	0	$\pi/2$	0	0	$\theta_5$	0

**Table 3**

- 10 La matrice de transformation entre les coordonnées courantes et les coordonnées d'articulation précédentes est donnée dans l'équation Eq.6

$${}^{j-1}T_j = \begin{bmatrix} \cos \theta_j & -\sin \theta_j & 0 & d_j \\ \cos \alpha_j \sin \theta_j & \cos \alpha_j \cos \theta_j & -\sin \alpha_j & -r_j \cos \alpha_j \\ \sin \alpha_j \sin \theta_j & \sin \alpha_j \cos \theta_j & \cos \alpha_j & r_j \sin \alpha_j \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

- 15 Le membre supérieur droit est alors représenté géométriquement par une chaîne d'articulations en rotation, sous la forme d'un vecteur général noté  $q=[q_1,q_2,q_3,q_4,q_5]$ . Chaque élément  $q_i$  de ce vecteur représente un angle de rotation autour l'axe Z en  $R_i$ . Une fois que la configuration géométrique  $q$  est donnée, la posture du membre supérieur est fixée.



En ce qui concerne la détermination de ses paramètres dynamiques, le membre supérieur humain est classiquement divisé en deux parties : le bras (partie de l'épaule au coude) et l'avant bras (partie du coude au poignet) dont la définition est ici étendue à la main. Chaque partie du membre supérieur est simplifiée sous forme d'un cylindre et est supposée d'une densité uniforme pour le calcul de son moment d'inertie.

Les informations de poids et de dimensions du bras et de l'avant-bras peuvent être obtenues dans « Anthropometry in occupational biomechanics » [Chaffin D. B., Andersson G. B. J. and Martin B. J. Occupational Biomechanics, Wiley-Interscience.1999] par les équations classiques Eq.7 et Eq.8, dans lesquelles  $M$  et  $H$  représentent respectivement le poids et la hauteur de l'opérateur humain.

$$\begin{cases} m_f = 0.451 \times 0.051M \\ m_u = 0.549 \times 0.051M \end{cases} \quad (7)$$

$$\begin{cases} h_f = 0.146H \\ r_f = 0.125h_f \\ h_u = 0.186H \\ r_u = 0.125h_u \end{cases} \quad (8)$$

Une fois que le poids  $m$ , le rayon  $r$  et la hauteur  $h$  du cylindre représentant chaque partie du membre supérieur sont connus, son moment d'inertie selon son axe longitudinal peut être déterminé par une matrice diagonale selon l'équation (9).

$$I_G = \text{diag} \left( \frac{mr^2}{4} + \frac{mh^2}{12}, \frac{mr^2}{4} + \frac{mh^2}{12}, \frac{mr^2}{2} \right) \quad (9)$$

Les paramètres dynamiques utilisés dans la modélisation du membre supérieur sont listés table 4.

Paramètres	Unité	Description
$M$	kg	masse de l'opérateur virtuel
$H$	m	Hauteur de l'opérateur virtuel humain
$m$	kg	Masse du segment
$f$	-	indice pour l'avant bras (forearm)
$u$	-	indice pour le bras (upper-arm)
$I_G$	-	moment d'inertie du segment
$h$	m	Longueur du segment
$r$	m	Rayon du segment

**Table 4**

Dans notre cas, un opérateur pesant 70 kg et mesurant 1.70 m est utilisé pour calculer ces paramètres du membre supérieur droit.

- 5 L'étape suivante consiste alors en un calcul des forces et torseurs aux articulations internes.

La charge externe sur le membre supérieur droit est due à deux sources : le poids de la perceuse selon une direction verticale orientée vers le bas, et l'effort de perçage dans la direction du trou.

- 10 Les forces et les torseurs à chaque articulation peuvent être calculés en utilisant des méthodes dynamiques inverses de Newton-Euler telles que décrites par exemple dans l'ouvrage Khalil W. and Dombre E. Modelling, « Identification and control of robots », Hermes Science Publications 2002. De façon résumée, la dynamique inverse calcule le vecteur des efforts articulaires équivalents au cours
- 15 du temps, à partir de la cinématique du modèle et des efforts extérieurs appliqués au système. La dynamique inverse est basée sur un formalisme de Newton-Euler récursif. Celui-ci est généré symboliquement de façon logicielle, par exemple à l'aide du logiciel Robotran, car l'écriture et la résolution manuelles des équations du mouvement d'un tel système seraient impraticables.

- 20 Finalement, les forces et torseurs sont projetés selon les coordonnées générales de l'articulation pour calculer l'effort générant le mouvement correspondant de l'articulation.

- Vis à vis de l'évaluation de la fatigue aux articulations, et comme mentionné dans le modèle de détermination de fatigue, il est nécessaire de trouver la force
- 25 de l'articulation  $F_j$  pour évaluer la fatigue de l'articulation  $f(q)_{fatigue}$

Les valeurs standard de force de l'épaule et du coude peuvent être tirées de Chaffin D. B., Andersson G. B. J. and Martin B. J. « Occupational Biomechanics »,

Wiley-Interscience 1999.

La force de flexion (l'effort calculé plus haut) de l'épaule et du coude dépend du sexe de l'opérateur et des angles de flexion du membre supérieur. Dans le cas présent,  $q_1$  et  $q_4$  sont utilisées comme variables pour calculer la force des articulations. Le résultat de la force de l'articulation est la valeur moyenne  $\Gamma_j$  de la population et son écart-type  $\sigma_j$ .

De façon à analyser la compatibilité de la population, la population 95% ( $\Gamma_j \pm 2\sigma_j$ ) est utilisée dans la présente analyse.

La force de l'articulation dans une configuration géométrique donnée peut être calculée, et ensuite avec le modèle de détermination de fatigue selon l'invention, la diminution de force de l'articulation peut être évaluée.

On peut alors à déterminer une durée d'endurance pour un travail continu, comme expliqué ci-après.

Avec le nouveau modèle de détermination de fatigue, une procédure de travail continue est évaluée avec une configuration géométrique de bras WI listée Table 5 dans laquelle  $\Delta q_1$  signifie une flexion de l'épaule, et  $\Delta q_4$  signifie une flexion du coude.

Hauteur	1,70 m	Poids	70 kg
$\Delta q_1$	-30°	$\Delta q_4$	-90°
	Moyenne	Écart type	95% Population
$\Gamma_{\text{épaule}}$ [Nm]	75.620	17.476	
$\Gamma_{\text{coude}}$ [Nm]	75.141	18.470	
Charge externe	$\Gamma_1$ (Nm)	$\Gamma_4$ (Nm)	
2.5kg	23.043	7.394	
3.5kg	26.873	9.672	

**Table 5: Paramètres initiaux et force de flexion d'articulations dans une configuration géométrique  $\alpha_E = 90^\circ$  et  $\alpha_S = 90^\circ$**

Le signe de ces deux variables indique le sens de la rotation des articulations autour de leur axe Z. Avec cette configuration géométrique, la force  $\Gamma_j$  et l'écart-type  $\sigma_j$  de l'articulation peuvent être déterminées, et sont listées dans la Table 6 pour chaque articulation et chaque cas de charge. Par exemple, pour une

population type (95%), avec une charge externe de 2.5 kg, l'articulation de l'épaule présente une durée d'endurance de 233 secondes et un indice de fatigue de 0.152, comme indiqué en haut au milieu de la Table 6.

- Des charges externes différentes engendrent naturellement des torseurs  
5 différents dans les articulations de flexion.

Charge externe	-2 $\sigma$	- $\sigma$	0	-2 $\sigma$	+2 $\sigma$
2.5 kg, épaule [s]	60.155	140.125	233.984	338.456	451.520
Us de 30 s *	0.283	0.198	0.152	0.124	0.104
2.5 kg, coude [s]	509.083	936.582	1413.831	1928.300	2472.535
Ue de 30 s *	0.097	0.065	0.049	0.039	0.033
Perçages 2.5 kg	2	5	8	11	15
3.5 kg, épaule [s]	37.623	100.198	174.683	258.268	349.221
Us de 30 s	0.330	0.231	0.178	0.144	0.122
3.5 kg, coude [s]	325.501	621.517	955.564	1318.062	1703.315
Ue de 30 s	0.127	0.085	0.064	0.052	0.043
Perçages 3.5 kg	1	3	6	9	11
Charge externe	Temps de récupération pour un travail de perçage de 30 s [s]				
3.5 kg épaule	83.542	75.758	69.815	65.011	60.981
3.5 kg épaule	61.945	52.576	45.774	40.432	36.033
2.5 kg coude	80.243	72.301	66.270	61.412	57.343
2.5 kg coude	55.584	46.101	39.240	33.863	29.439
*Us, Ue : Indice de Fatigue pour l'épaule et le coude					

**Table 6: Durée d'endurance [s] et indice de fatigue U des articulations de flexion du coude et de l'épaule en conditions de travail continu**

- 10 La durée d'endurance pour une posture statique est listée en table 6. Avec la même configuration géométrique, des charges différentes influencent la durée d'endurance. Pour l'épaule, même une différence de charge de l'épaule de 4 Nm, peut réduire d'un quart la durée d'endurance.

- Plus la charge externe est grande, plus la durée d'endurance pour maintenir  
15 cette tâche est courte. Il est très clair que les capacités différentes de divers opérateurs dans la population peuvent accomplir la même tâche avec des performances sensiblement différentes. Dans le présent exemple, la durée d'endurance de l'articulation de l'épaule, pour une charge externe de 2.5 kg, varie de 60 secondes à 450 secondes pour percer le même trou avant d'atteindre un  
20 stade d'épuisement.

Pour maintenir la posture, l'épaule et le coude ont des durées d'endurance différentes. Pour l'évaluation de la tâche complète, la capacité minimum est utilisée, pour éviter les risques de blessure de l'opérateur humain.

On peut alors en déduire le nombre de trous qu'un opérateur est capable de percer en procédure de travail continu. En utilisant l'indice de fatigue tel qu'il a été défini, la fatigue de chaque articulation est également évaluée.

Pour percer simplement un trou en 30 secondes, l'indice de fatigue maximum survient pour la partie de la population  $-2\sigma$  présentant un paramètre d'articulation d'épaule inférieur à la moyenne (0.330) comme on le voit pour une charge de 3.5 kg dans la partie gauche ligne du milieu de la Table 6.

Dans la figure 4 est illustrée à titre d'exemple la réduction de la force de l'articulation du coude pendant l'opération de perçage avec une perceuse de 2.5 kg, avec en abscisses le temps de flexion du coude en secondes, et en ordonnées la réduction de force de flexion du coude en Nm pour les populations standard 95% et  $\pm 2\sigma_j$ , pour une configuration géométrique définie par un angle de flexion de l'épaule de  $30^\circ$  et du coude de  $90^\circ$ . Dans le cas d'une procédure de maintien de posture statique de façon continue, il n'y a pas de récupération de la force de l'articulation. La force de l'articulation décroît avec le temps.

Il est alors possible de déterminer un schéma d'alternance travail-repos.

Le schéma d'alternance travail-repos est très important dans l'application ergonomique. La combinaison du modèle de fatigue et de récupération permet de déterminer le schéma d'alternance travail-repos. Des cycles de travail différents résultent naturellement en résultats d'évaluation de fatigue différents.

Dans notre cas, deux cycles de travail différents sont évalués. Le premier est défini par un perçage durant 30 secondes suivi d'une période de récupération de 30 secondes (figure 5), et le second est défini par un perçage durant 30 secondes suivi d'une période de récupération de 60 secondes (figure 6).

De l'analyse précédente, on a considéré le cas d'une perceuse de 3,5 kg et de l'articulation de l'épaule pour démontrer l'influence de la période de récupération. Il est évident que plus la période de récupération est longue, plus la force de l'articulation peut être récupérée. Une durée de récupération suffisante permet de maintenir la capacité opérationnelle de l'opérateur humain pendant une longue période de temps. Par contre, une durée de récupération insuffisante peut

causer une fatigue cumulative de l'articulation.

Les figures 5 et 6 donnent en abscisses le temps de flexion du coude en secondes, et en ordonnées la réduction de force de flexion du coude en Nm pour les populations standard 95% et  $\pm 2\sigma$ , pour une configuration géométrique définie  
5 par un angle de flexion de l'épaule de 30° et du coude de 90°.

Comme on le voit sur la figure 5, la fatigue cumulative pendant la procédure de travail est traduite par une réduction de la force de l'articulation. Et pour une durée de repos de 60 secondes, la force de l'articulation peut être récupérée pendant la période de repos pour poursuivre la procédure. Si la demande de force  
10 de l'articulation excède sa capacité, le sur-exercice de l'articulation peut causer des troubles MSD dans le corps humain.

Il faut mentionner ici que dans le cas réel, de nombreux facteurs influencent la procédure de récupération, et le ratio de récupération change selon chaque individu. Conformément aux documents Liu J. Z., Brown R. W. and Yue G. H. « A  
15 Dynamical Model of Muscle Activation, Fatigue, and Recovery », In Biophysical Journal, 82: 2344-2359, 2002, et Wood D. D., Fisher D. L. and Andres R. O. « Minimizing Fatigue during Repetitive Jobs: Optimal Work-Rest Schedules. » In Human Factors : The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society, 39(1): 83--101, 1997, le ratio de récupération  $R$  est fixé dans le présent exemple à  
20  $2.4 \text{ min}^{-1}$  pour une population 50% pour déterminer la schéma de cycle travail-repos.

Le procédé peut également être étendu pour assurer la prise en considération de l'inconfort.

En effet, la fatigue n'est pas le seul aspect de l'analyse ergonomique. Il y a  
25 de nombreux facteurs influençant les opérations de l'opérateur.

Dans le document Yang J., Marler R. T., Kim H. and Arora J. S. « Multi-objective optimisation for upper body posture prediction ». In 10th AIAA/ISSMO Multidisciplinary analyse and optimisation Conference, 2004, un indice d'inconfort  $f(q)_{disconfort}$  est proposé pour caractériser objectivement un mouvement humain, et  
30 il a été inclus dans le présent canevas pour évaluer l'inconfort d'une posture. Les Paramètres utilisés dans l'indice d'inconfort VSR sont listés dans la Table 7.

Cet indice d'inconfort  $f(q)_{disconfort}$  défini par l'équation Eq.11 et détaillé dans les équations Eq.12 à Eq.14 évalue le confort de l'articulation en comparant sa

position actuelle d'une articulation avec ses limites supérieure (équation Eq.13), inférieure (équation Eq.14), et sa position neutre. La position la plus confortable est la position neutre de l'articulation.

- Dans notre cas particulier, l'épaule droite et le trou à percer sont prédéfinis sur la même ligne horizontale dans le plan sagittal. De ce fait, des postures différentes doivent être ajustées pour s'adapter aux variations de distance. Des postures différentes causent des fatigues et des inconforts différents. De ce fait, en utilisant les indice de fatigue  $f(q)_{fatigue}$  et d'inconfort  $f(q)_{discomfort}$  des équations Eq.10 et Eq.11 respectivement, une posture optimale de l'articulation peut être déterminée, qui équilibre une combinaison des contraintes de fatigue et d'inconfort. Les résultats sont indiqués figure 9.

Paramètres	Unité	Description
$q_i$	degré	position courante de l'articulation i
$q_i^U$	degré	Limite supérieure de l'articulation i
$q_i^L$	degré	Limite inférieure de l'articulation i
$q_i^N$	degré	Position neutre de l'articulation i
G	-	constante, $10^6$
$QU_i$	-	Valeur de pénalité pour les limitations supérieures
$QL_i$	-	Valeur de pénalité pour les limitations inférieures
$\gamma_i$	-	Pondération de l'articulation i

Table 7

$$f(q)_{fatigue} = \sum_1^n \left( \frac{\Gamma_i}{\Gamma_{\max}} \right)^2 \quad (10)$$

$$f(q)_{discomfort} = \frac{1}{G} \left[ \gamma_i \left( \Delta q_i^{norm} \right)^2 + G QU_i + G QL_i \right] \quad (11)$$

$$\Delta q_i^{norm} = \frac{q_i - q_i^N}{q_i^U - q_i^L} \quad (12)$$

$$QU_i = \left( \frac{1}{2} \sin \left( \frac{5(q_i^U - q_i)}{q_i^U - q_i^L} + \frac{\pi}{2} \right) + 1 \right)^{100} \quad (13)$$

$$QL_i = \left( \frac{1}{2} \sin \left( \frac{5(q_i - q_i^L)}{q_i^U - q_i^L} + \frac{\pi}{2} \right) + 1 \right)^{100} \quad (14)$$

$$f(q)_{overall} = w_1 \frac{f_{fatigue}}{\max(f_{fatigue})} + w_2 \frac{f_{discomfort}}{\max(f_{discomfort})} \quad (15)$$

La figure 7a représente l'indice de stress pour une population moyenne et les  
 5 écarts types à 95%. En abscisses est donnée la distance entre le coude droit et le  
 trou à percer, en mètres, et en ordonnées la somme des valeurs, normalisées par  
 leur valeurs maximales, des torseurs de flexion du coude et de l'épaule (selon  
 l'équation Eq.10). Cet indice de fatigue représente un certain niveau de fatigue  
 d'une posture. Plus la distance est grande, plus grand est le moment des charges  
 10 externes sur le bras, et donc plus grand est le stress sur le bras droit. Les indices  
 d'inconfort de l'épaule droite et du coude droit, calculés selon l'équation Eq.11,  
 sont indiqués dans la figure 7b pour la population standard.

Il est clair que le coude gagne en confort lorsque la distance augmente,  
 puisqu'il se rapproche de sa position neutre. Inversement, l'épaule génère plus  
 15 d'inconfort puisqu'elle se déplace plus loin de sa position neutre. La somme des  
 deux indices d'inconfort illustrés dans la figure 7b est donnée dans la figure 7c.

Tel qu'on le voit dans l'équation Eq.15, après normalisation du stress et de  
 l'inconfort (par leurs valeurs maximales), ces indices de fatigue et d'inconfort sont  
 additionnés pour fournir un indice de pénibilité globale de la séquence de  
 20 mouvements, c'est à dire une fonction d'optimisation objective de la posture  
 illustrée par la figure 7d qui est une somme des courbes des figures 7a et 7c pour  
 la population standard.

Les deux indices peuvent également être pondérés avec des coefficients de  
 pondération  $w_i$ . La modification de ces coefficients de pondération  $w_i$  permet de  
 25 déplacer la solution optimale le long de la surface de Pareto, tel qu'on le voit dans  
 la figure 8, qui donne en abscisses l'indice d'inconfort normalisé des articulations,



et en ordonnées l'indice de fatigue normalisé des articulations.

Dans notre analyse, les deux coefficients de pondération sont fixés à la valeur de 1. En variante, ces coefficients de pondération peuvent être fixés selon que la préférence va à une minimisation de la fatigue ou de l'inconfort. Dans la figure 7d, on voit qu'une posture optimale peut être trouvée à une distance d'environ 0.53m. La position optimale est illustrée graphiquement figure 9. Les angles de flexion de l'épaule et du coude sont respectivement de 22° et 98° pour tenir la perceuse. En fixant différents coefficients de pondération, différentes postures optimales sont déterminées.

La partie suivante de la description présente de façon généralisée le procédé d'évaluation de fatigue pour des tâches de manipulation manuelles dans un environnement virtuel.

Tel qu'on peut le voir sur la figure 10 sous forme de schéma synoptique, l'invention est destinée à être mise en œuvre par un système informatique 100, par exemple de type micro-ordinateur, piloté par un utilisateur, ledit système informatique 100 comportant :

- une unité centrale 102 ;
- une mémoire vive RAM 103 ;
- une mémoire morte 104;
- un écran de visualisation 105 ;
- un clavier 106 ;
- une souris 107.

Ainsi qu'éventuellement :

- une interface de réalité virtuelle (RV) 108;
- un dispositif de capture de mouvements humains (Motion capture) 109,
- un interface réseau 110 destiné à échanger des informations avec des serveurs externes de données.

Après la mise sous tension, la mémoire vive 103 constitue un moyen de stockage d'information lisible par l'unité centrale 102. Elle conserve, entre autres, le code exécutable du procédé selon l'invention ainsi que les variables nécessaires à la mise en œuvre de l'invention, et des données résultant de la mise en œuvre de ce procédé.

La mémoire vive 103 va par exemple conserver, entre autres :

1/ un logiciel de gestion de la visualisation d'un environnement virtuel sur l'écran 105, un logiciel de création de cet environnement virtuel, un logiciel de gestion de lois de mouvement d'un opérateur virtuel, un logiciel de gestion d'interactions entre l'opérateur virtuel et l'environnement virtuel, un logiciel de  
5 simulation de fatigue musculaire et de récupération de l'opérateur virtuel, et éventuellement un logiciel d'optimisation de trajectoire de l'opérateur virtuel (de type algorithmique génétique ou autre),

2/ une base de données de définition géométrique d'un environnement virtuel dans lequel une tâche de l'opérateur virtuel doit être intégrée,

10 3/ éventuellement une bibliothèque de définitions d'éléments d'environnement, permettant la constitution de ces environnements virtuels,

4/ une base de données de définition d'au moins un outil mobile dans l'environnement virtuel, destiné à être déplacé par un opérateur virtuel,

5/ une base de données de définitions géométriques et cinématiques d'au  
15 moins un opérateur virtuel sous forme par exemple d'une liste de segments dotés de masse et de dimensions, et d'une liste de liaisons deux à deux de certains de ces segments et de degrés de liberté de mouvements de ces liaisons,

6/ une base de données de définition d'au moins un mouvement d'un opérateur virtuel, sous forme par exemple de liste d'instantanés et de positions initiale  
20 et finale de chaque segment du corps lors de mouvements élémentaires,

7/ une base de données de résultats comportant à titre d'exemple pour chaque mouvement de l'opérateur virtuel un résultat de fatigue musculaire, d'énergie dépensée, d'indice d'inconfort.

La mémoire morte 104 constitue un moyen de stockage d'information lisible  
25 par l'unité centrale 102. Elle conserve par exemple des instructions d'un programme informatique qui permet la mise en oeuvre du procédé objet de l'invention.

L'interface de réalité virtuelle 108 est destinée à permettre à l'utilisateur du dispositif d'évaluation de tâche d'observer le mouvement de l'opérateur dans  
30 l'environnement virtuel en trois dimensions. Elle est par exemple constituée d'un casque comportant deux écrans placés devant chaque œil de l'utilisateur et diffusant des images légèrement différentes pour simuler une vision binoculaire.

Le dispositif de capture de mouvements humains 109 comporte par exemple, d'une part, des capteurs opto-cinétiques destinés à être disposés sur les repères

anatomiques d'un opérateur, typiquement trois capteurs par segment du corps humain observé, et, d'autre part, plusieurs (six par exemple) caméras infra-rouges qui enregistrent les déplacements des capteurs opto-cinétiques dans le temps. On obtient ainsi une reconstitution d'un mouvement d'opérateur, décomposée au

5 niveau de chaque articulation et segment.

Chacun des éléments illustrés en figure 11 est connu de l'homme du métier des systèmes de simulation et de réalité virtuelle et, plus généralement, des systèmes de traitement de l'information. Ces éléments ne sont donc pas décrits ici.

10 L'unité centrale 102 est adaptée à mettre en oeuvre l'organigramme décrit en figure 12.

Le procédé selon l'invention a pour but de déterminer de façon quantitative la fatigue musculaire d'un opérateur, induite par une activité impliquant une posture initiale, une séquence de mouvements déterminés, un ensemble de forces

15 externes et d'efforts appliqués par l'opérateur, selon un environnement dont la géométrie est connue.

L'utilisateur du procédé est typiquement un ergonomiste analysant un procédé de fabrication ou de maintenance mécanique.

Il pilote un ordinateur 100 via ses interfaces de communication 106, 107, et a

20 préalablement chargé dans ledit ordinateur un logiciel ou un ensemble de logiciels adaptés à exécuter les calculs selon l'invention.

Il fournit en entrée une séquence de mouvements et de charges, et un type d'opérateur, et va recevoir en sortie, par exemple sous forme visuelle sur son écran 105 ou sur un afficheur quelconque, un ensemble de données numériques

25 ou graphiques représentatifs de la fatigue engendrée par la séquence de mouvements, du temps de récupération pour cette séquence de mouvements, de posture de travail initiale recommandée ou d'une séquence de mouvements modifiée offrant une fatigue réduite (ou autre critère ergonomique) par rapport à la séquence initiale.

30 Le procédé implique d'abord la définition détaillée de la séquence de mouvements de l'opérateur, cette définition devant donner pour chaque instant la position des segments du corps. Il est clair que cette séquence de mouvements est déterminée dans le monde réel par les caractéristiques physiques de l'opérateur, et par les contraintes géométriques de l'environnement de travail.

Dans une première étape 201, le procédé utilise alors préférentiellement la mémorisation d'une maquette numérique de l'environnement, conforme géométriquement à l'environnement de travail réel. Une telle maquette virtuelle peut être extraite d'un logiciel de conception assistée par ordinateur de type  
5 CATIA par exemple. Elle peut également être créée à partir d'une bibliothèque existante de sous-ensembles élémentaires. Cette étape est connue de l'homme de l'art, et les moyens pour sa mise en œuvre ne sont donc pas définis plus avant ici.

A partir de cette maquette virtuelle, les informations nécessaires pour évaluer  
10 une tâche de manipulation manuelle dynamique comprennent la définition du mouvement, les forces et les paramètres personnels.

La seconde étape 202 du procédé consiste alors en une définition d'un opérateur virtuel, représentatif géométriquement et dynamiquement d'un opérateur réel, ledit opérateur virtuel étant caractérisé par les dimensions de ses segments  
15 corporels (bras, avant-bras etc.), par les masses associées, et par les paramètres de ses articulations et de ses muscles.

Comme il a décrit plus haut, cette définition utilise la modélisation de chaque segment corporel et de leurs liaisons en utilisant les méthodes de notation modifiées de Denavit-Hartenberg. Le modèle de membre supérieur selon  
20 l'invention a déjà été exposé. De la même manière, un modèle géométrique et dynamique complet de corps humain peut être développé avec tous ses segments et ses liaisons aux articulations, pour évaluer la fatigue de toutes les articulations clés d'un opérateur humain.

Dans une variante, on comprend qu'il est possible de créer un modèle plus  
25 ou moins détaillé d'une partie du corps humain selon les exigences de l'analyse. Par exemple, un modèle de main peut être soit réduit à un segment fixe doté d'une masse, ou au contraire détaillé en plusieurs dizaines de segments si l'analyse de fatigue porte sur une tâche impliquant surtout les muscles et mouvements de la main.

30 La définition de cet opérateur virtuel peut se faire par choix dans une bibliothèque de mannequins types, représentatifs de diverses populations, avec des tailles différentes, des poids différents, par exemple caractéristiques d'opérateurs de sexes différents etc. Les paramètres personnels des opérateurs peuvent être obtenus dans des bases de données anthropométriques connues ou

par mesure directe.

En variante, il est possible de mesurer directement les paramètres physiques d'un opérateur lors d'une capture de mouvements par système optique, en complétant ces informations par des données de poids mesurées sur l'opérateur  
5 réel.

Cette étape permet de définir les équations Eq.7 à Eq.9 correspondant à l'opérateur choisi.

Lors de l'étape 203, éventuellement réalisée simultanément à l'étape 202 de définition de l'opérateur virtuel, la séquence de mouvements de l'opérateur virtuel  
10 impliquée par la tâche à accomplir est définie et mémorisée. L'une des solutions pour définir ces mouvements est d'utiliser l'interface de capture de mouvement 109 et un opérateur réel reproduisant le mouvement qui doit être analysé. Le but est ici de déterminer la séquence temporelle de déplacements de chacun des segments corporels.

Dans une variante de cette étape 203, l'opérateur réel est doté d'un casque de réalité virtuelle 108 et d'une interface haptique, c'est à dire reproduisant les contacts et efforts (par exemple des gants de préhension etc.), adaptée à lui  
15 permettre de percevoir la position de son double virtuel dans l'environnement virtuel, et à vérifier que ses mouvements, éventuellement en conjonction avec un outil virtuel mobile dans l'environnement virtuel, sont compatibles avec le respect  
20 des volumes et parois de l'environnement virtuel.

Dans une seconde variante, le mouvement de l'opérateur virtuel peut être défini directement de façon numérique par l'entrée des positions initiale et finale de chaque mouvement élémentaire, et d'autres paramètres de vitesse de chaque  
25 mouvement ou de force exercée.

L'information de déplacement peut également être tirée d'un logiciel de simulation d'opérateur virtuel.

Il s'agit dans un second temps de déterminer précisément à chaque instant les interactions de l'opérateur avec l'environnement, c'est à dire les efforts  
30 externes appliqués sur l'opérateur (poids d'un outil, effort de perçage, point d'appui et direction de cet effort dans l'exemple donné plus haut). Pour ce faire, il est possible par exemple d'utiliser une bibliothèque de définitions d'outils et de tâches génériques, laquelle bibliothèque aura été préalablement créée et mémorisée dans l'ordinateur 100.

Les forces peuvent être également être mesurée par des dispositifs de mesure de force ou par des charges externes connues.

L'information de mouvement combinée à l'information d'interaction avec l'environnement (résultats de l'étape 203) peuvent également être enregistrée au  
5 fur et à mesure en temps réel, dans le cas de capture de mouvements dans un système immersif avec interface haptique.

Cette information est alors traitée dans un module d'évaluation objective du travail. Dans ce module d'évaluation objective du travail, de nombreux critères ergonomiques sont prédéfinis dans une base de donnée de critères, et ils peuvent  
10 être utilisés pour évaluer les différents aspects de la tâche de manipulation virtuelle, tels que analyse de posture, analyse de confort etc.

L'étape suivante 204 du procédé consiste donc en une simulation de la séquence de mouvements de l'opérateur virtuel, en calculant pour chaque mouvement élémentaire les forces et torseurs appliqués à chaque articulation,  
15 d'après des modèles géométriques et dynamiques d'opérateurs humains.

Ce calcul est réalisé selon la description qui a été faite plus haut du cas d'un membre supérieur, en utilisant des méthodes dynamiques inverses de Newton-Euler de type connu.

Puis, les forces et torseurs sont projetés selon les coordonnées générales de l'articulation (utilisation de l'équation Eq.6) pour calculer l'effort générant le  
20 mouvement correspondant de l'articulation.

Il est avantageux lors de cette étape 204 d'afficher sur un écran de visualisation 105 une image de la position de l'opérateur virtuel et de son outil au sein de l'environnement virtuel, à titre de contrôle.

25 Dans une étape 205, selon les limitations biomécaniques de chaque articulation, le niveau de fatigue de l'articulation, à chaque instant et à la fin de la séquence de mouvements, peut être déterminé en utilisant le modèle de détermination de fatigue (équations Eq.1 à Eq.2 du nouveau modèle de fatigue musculaire selon l'invention, étendues au niveau de l'articulation).

30 Dans une étape 206, la récupération de chaque articulation est calculée (équations Eq.3 à Eq.4 du nouveau modèle de fatigue musculaire selon l'invention, étendues au niveau de l'articulation), ainsi que la durée de récupération avec l'équation Eq.5. La récupération de l'ensemble des articulations est alors déterminée comme le temps de plus longue récupération d'un

pourcentage préalablement choisi de force des articulations.

Dans une étape 207, la durée d'endurance est calculée, et un cycle travail-repos est proposé, permettant de réaliser la séquence de mouvements de façon continue (c'est à dire avec un temps de repos supérieur au temps de récupération).

Dans une étape 208, l'inconfort (équations Eq.10 à Eq.15) lié à la posture est calculé pour chaque articulation, et pour l'ensemble du corps. Un indice statistique global d'inconfort de la séquence de mouvements est calculé, par exemple par moyenne des indices d'inconfort ou par valeur maximale de l'indice d'inconfort atteint lors de la séquence de mouvements.

Une optimisation de séquence de mouvement peut alors être réalisée dans une étape 209, selon des objectifs et des critères prédéfinis, ces critères ayant été préalablement mémorisés. De tels critères peuvent être relatifs, de façon non limitative, à la posture, à l'efficacité, à la fatigue, au confort.

Pour réaliser cette optimisation, de nombreuses techniques sont connues. Il est par exemple loisible d'utiliser une technique d'algorithmique génétique. Dans une telle technique, par ailleurs connue de l'homme de l'art, après évaluation d'une première séquence de mouvements selon un critère d'ergonomie préalablement choisi (par exemple fatigue musculaire globale de la séquence), on dérive de façon automatique une série de séquences dites "séquences filles", légèrement modifiées par rapport à la séquence initiale, et on les évalue selon le même critère. La séquence fille dont la note d'évaluation est la plus faible (dans le cas d'un critère de fatigue musculaire globale) sert à nouveau à la génération d'une nouvelle série de séquences filles etc.

Toutes les informations liées aux différentes étapes du procédé sont naturellement mémorisées pour autoriser un traitement ultérieur.

En ce qui concerne leurs avantages, on comprend que les techniques de réalité virtuelle et de simulation d'opérateur humain virtuel utilisées permettent d'éviter une évaluation de travail dépendant du lieu de réalisation de la tâche.

Naturellement, cette évaluation numérique entraîne également un gain de temps significatif dans l'évaluation. Plus encore, dans le cas d'une analyse d'optimisation de séquence de mouvements de l'opérateur, une suite de très nombreuses simulations successives peut être réalisée, avec pour seule limitation la capacité de calcul de l'ordinateur utilisé, et donc une vitesse arbitrairement grande.

De la même manière, cette évaluation numérique peut être réalisée très tôt dans le processus de création d'une ligne de production ou dans la définition d'un produit. Ceci permet de proposer des modifications de ces lignes de production, ou de l'agencement d'éléments pour réduire la fatigue musculaire ou l'inconfort des opérateurs.

Il est clair que, par rapport aux méthodes conventionnelles d'analyse de posture, le présent procédé permet que les facteurs d'exposition physique à la fatigue sont pris en compte selon une méthode d'enregistrement continu. De cette façon, une analyse bien plus détaillée de l'opération peut être obtenue.

Avec le procédé de détermination de fatigue et récupération, il est possible d'évaluer la fatigue d'une tâche de manipulation manuelle quelconque. Bien que seule une application spécifique ait été décrite dans le présent exemple nullement limitatif, ce concept s'applique plus généralement à toute séquence de mouvements d'un opérateur et tout ensemble de charges externes et efforts.

Le niveau de fatigue à chaque articulation, la réduction de force de l'articulation et la durée de récupération nécessaire pour éviter la fatigue cumulative de l'opérateur peuvent être calculés selon les paramètres physiques et temporels de la tâche, quelle que soit la complexité de celle-ci.

Selon le résultat de l'analyse, il est possible de déterminer des schémas travail-repos adaptés à minimiser la fatigue durant une tâche, et de recommander une posture optimale pour l'opérateur.

De la même manière, en utilisant des analyses de distribution de population selon leurs paramètres physiques, il est possible, avec le modèle de détermination de fatigue musculaire, de sélectionner les opérateurs les plus adaptés à chaque tâche.

Cependant, dans une tâche de manipulation manuelle, il existe un grand nombre de facteurs objectifs influençant la performance de l'opérateur, tels que température, vibrations, etc. Dans un environnement de réalité virtuelle, il est impossible de reproduire tous ces facteurs. D'un autre côté, il existe différents aspects traduisant la difficulté d'une tâche, tels que accessibilité, visibilité, confort et fatigue. Dans un processus de travail réel, l'opérateur peut ajuster l'opération en fonction de l'environnement, des exigences de la tâche et de ses propres capacités. Pour cette raison, l'opération réelle est le résultat d'une opération d'optimisation multi-objectifs.



On a vu dans la description que dans le cas du perçage, une posture optimisée multi-objectifs peut être obtenue en pondérant la fatigue et l'inconfort de façon identique. Bien que ceci ne reflète pas la posture réelle dans la tâche de manipulation manuelle, le résultat peut cependant fournir une posture recommandée pour réduire les risques de désordres musculo-squelettiques (MSD).

Le procédé selon l'invention permet également de réaliser une analyse multi-objectifs, puisqu'elle fournit à la fois des données de fatigue musculaire, d'inconfort, de temps de récupération et donc de temps de travail effectif, etc. ces données pouvant être pondérées et combinées pour générer un indice quantitatif global de chaque séquence de mouvements, et, partant, une séquence de mouvements préférée.

Par ailleurs, en combinant les indices de fatigue et d'inconfort de l'articulation, le mouvement d'un opérateur peut être proposé pour être intégré dans des outils de simulation d'opérateur virtuel.

Il est possible d'appliquer le nouveau modèle de fatigue et de récupération dans des logiciels de simulation du commerce, pour simplifier les procédures d'évaluation ergonomique, améliorer la définition efficiente de tâches, et contribuer ainsi par exemple à réduire les risques de MSD dans les tâches de manipulation manuelle.

La portée de la présente invention ne se limite pas aux détails des formes de réalisation ci-dessus considérées à titre d'exemple, mais s'étend au contraire aux modifications à la portée de l'homme de l'art.

## REVENDICATIONS

1. Procédé de détermination quantitative de la fatigue musculaire d'un opérateur, induite par une activité impliquant une posture déterminée dans un environnement dont la géométrie est connue, caractérisé en ce que il comporte :

- 5                   - une étape (202) de création d'un mannequin virtuel, représentatif géométriquement et dynamiquement d'un opérateur réel, ledit mannequin virtuel étant formé de segments corporels dotés d'articulations et de muscles modélisés;
- 10                  - une étape (203) de définition d'une séquence de mouvements du mannequin virtuel à évaluer et des charges externes et efforts à appliquer par ce mannequin virtuel sur son environnement;
- 15                  - une étape (204) de simulation de la séquence de mouvements du mannequin virtuel pour reproduire l'activité analysée au niveau de la position de ses muscles et articulations, et de calcul des forces générées au niveau des muscles et des torseurs au niveau des articulations du mannequin virtuel;
- une étape (205) de calcul du niveau de fatigue de chaque articulation à chaque instant et à la fin de la séquence de mouvements analysée.

20                  2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que dans l'étape 202 la définition du mannequin virtuel utilise la modélisation de chaque segment corporel et de leurs liaisons en utilisant les méthodes de notation modifiées de Denavit-Hartenberg.

25                  3. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 2, caractérisé en ce que dans l'étape 204, les forces et torseurs sont calculés d'après des modèles géométriques et dynamiques d'opérateurs humains.

                  4. Procédé selon la revendication 3, caractérisé en ce que les forces et torseurs sont calculés en utilisant des méthodes dynamiques inverses de Newton-Euler.

30                  5 Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que dans l'étape 205, le niveau de fatigue  $U$  de chaque articulation est calculé en utilisant un modèle de détermination de fatigue selon les équations :

$$\frac{dU}{dt} = \frac{MVC}{F_{cem}} \frac{F_{load}}{F_{cem}} \quad (1)$$

$$\frac{dF_{cem}}{dt} = -k \frac{F_{cem}}{MVC} F_{load} \quad (2)$$

dans lesquelles  $MVC$  est la contraction musculaire maximale exprimée en  
 5 Newtons,  $F_{load}$  est la charge musculaire à l'instant  $t$ ,  $F_{cem}$  est la capacité de  
 force du muscle à l'instant  $t$ .

6. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisé en  
 ce que il comporte en outre une étape 201 de mémorisation d'une maquette  
 numérique de l'environnement, conforme géométriquement à l'environnement de  
 10 travail réel.

7. Procédé selon la revendication 6, caractérisé en ce que, lors de l'étape  
 203, la séquence de mouvements de l'opérateur virtuel impliquée par la tâche à  
 accomplir est définie et mémorisée, sous forme de séquence temporelle de  
 déplacements de chacun des segments corporels, en utilisant un procédé de  
 15 capture de mouvement d'un opérateur réel, ledit opérateur étant doté d'une  
 interface de réalité virtuelle reproduisant la maquette numérique de  
 l'environnement de travail réel.

8. Procédé selon la revendication 7, caractérisé en ce que, lors de l'étape  
 204, il comporte une visualisation d'une image de la position de l'opérateur virtuel  
 20 et de son outil au sein de l'environnement virtuel.

9. Procédé selon l'une quelconque des revendications 5 à 8, caractérisé en  
 ce que il comporte en outre une étape (206), de calcul de récupération de chaque  
 articulation selon les équations :

$$\frac{dF_{cem}}{dt} = R(MVC - F_{cem}) \quad (3)$$

$$25 \quad F_{cem}^t = MVC + (F_{cem}^0 - MVC)e^{-Rt} \quad (4)$$

ainsi que la durée de récupération selon l'équation :

$$t = -\frac{1}{R} \left( \frac{(p-1)MVC}{F_{cem}^0 - MVC} \right) \quad (5)$$

dans lesquelles  $R$  est un ratio de récupération, et  $p$  un pourcentage de la force de contraction volontaire maximale  $MVC$ , et  $F_{cem}^0$  un niveau de fatigue musculaire initial avant récupération.

5 10. Procédé selon la revendication 9, caractérisé en ce que il comporte en outre une étape (207), de calcul de durée d'endurance de chaque articulation.

11. Procédé selon la revendication 10, caractérisé en ce que il comporte en outre une étape de détermination d'un cycle travail-repos, selon un critère préalablement choisi.

10 12. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 11, caractérisé en ce que il comporte également une étape (208) de calcul d'un indice de fatigue, d'un indice d'inconfort et d'un indice de pénibilité globale de la séquence de mouvements, ces indices étant définis par les équations suivantes :

$$f(q)_{fatigue} = \sum_1^n \left( \frac{\Gamma_i}{\Gamma_{\max}} \right)^2 \quad (10)$$

$$15 \quad f(q)_{discomfort} = \frac{1}{G} \left[ \gamma_i \left( \Delta q_i^{norm} \right)^2 + G QU_i + G QL_i \right] \quad (11)$$

$$\Delta q_i^{norm} = \frac{q_i - q_i^N}{q_i^U - q_i^L} \quad (12)$$

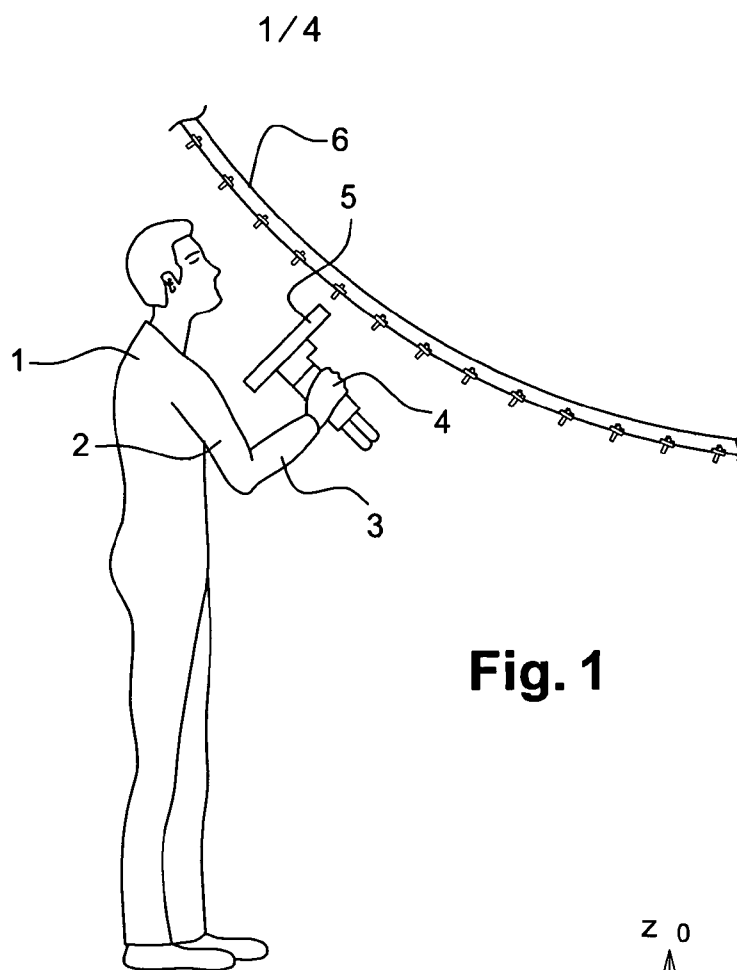
$$QU_i = \left( \frac{1}{2} \sin \left( \frac{5(q_i^U - q_i)}{q_i^U - q_i^L} + \frac{\pi}{2} \right) + 1 \right)^{100} \quad (13)$$

$$QL_i = \left( \frac{1}{2} \sin \left( \frac{5(q_i - q_i^L)}{q_i^U - q_i^L} + \frac{\pi}{2} \right) + 1 \right)^{100} \quad (14)$$

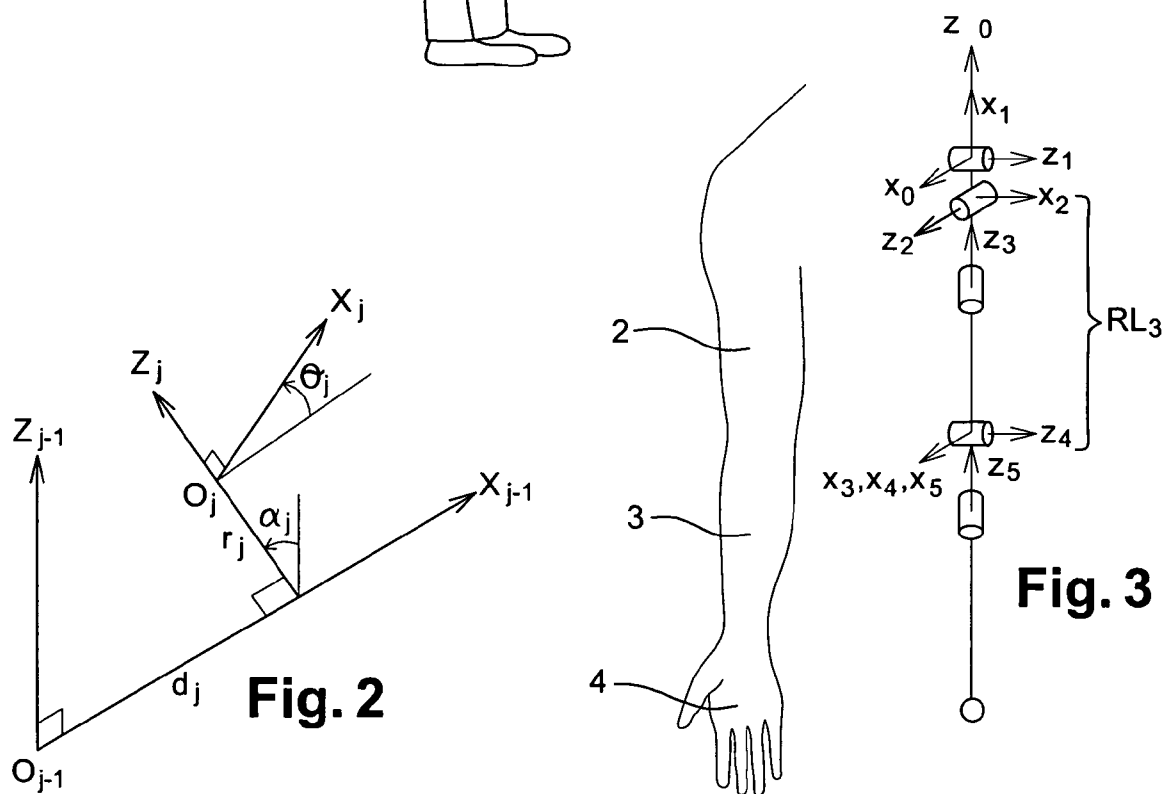
$$f(q)_{overall} = w_1 \frac{f_{fatigue}}{\max(f_{fatigue})} + w_2 \frac{f_{discomfort}}{\max(f_{discomfort})} \quad (15)$$

- dans lesquelles  $f(q)_{fatigue}$  est un indice de fatigue,  $f(q)_{discomfort}$  un indice d'inconfort,  $f(q)_{overall}$  un indice de pénibilité,  $QU_i$  une valeur de pénalité pour les limitations supérieures,  $QL_i$  une valeur de pénalité pour les limitations inférieures,
- 5  $\gamma_i$  une pondération de l'articulation i, G une constante égale à  $10^6$ ,  $w_i$  des coefficients de pondération des indices d'inconfort et de fatigue,  $\Delta q_i^{norm}$  un écart normalisé entre la position courante et la position neutre, et, exprimées en degrés,  $q_i$  une valeur de position courante de l'articulation i  $q_i^N$  une valeur de position neutre de l'articulation i,  $Q_i^U$  une valeur de limite supérieure de l'articulation i,  $q_i^L$
- 10 une valeur de limite inférieure de l'articulation i.

13. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 12, caractérisé en ce que il comporte en outre une étape (209) d'optimisation de séquence de mouvement, selon des objectifs et des critères prédéfinis relatifs, de façon non limitative, à la posture, à l'efficacité, à la fatigue, au confort.



**Fig. 1**



**Fig. 3**

2 / 4

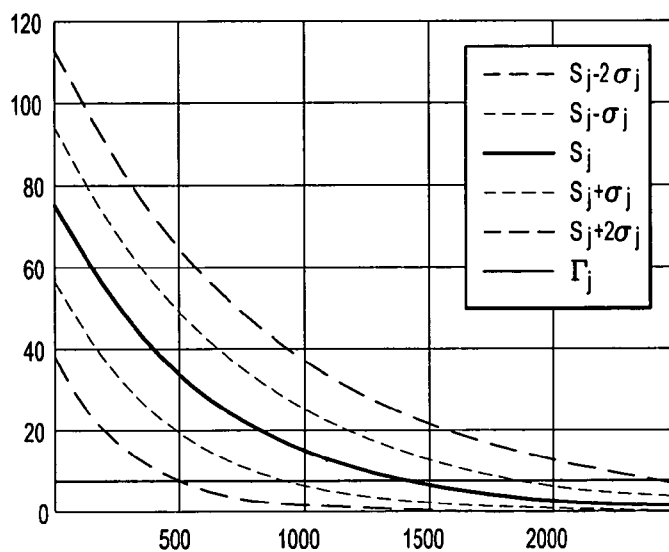


Fig. 4

Fig. 5

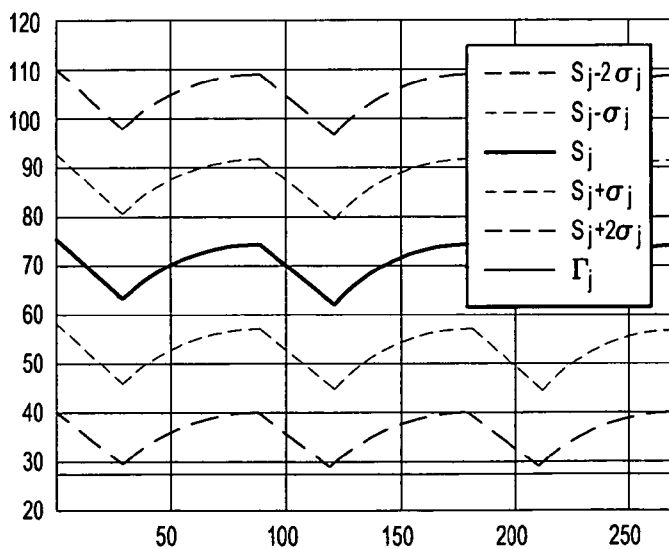
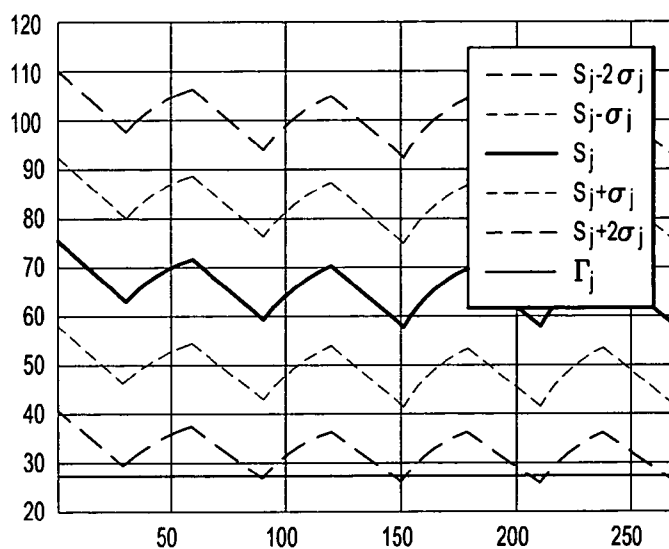
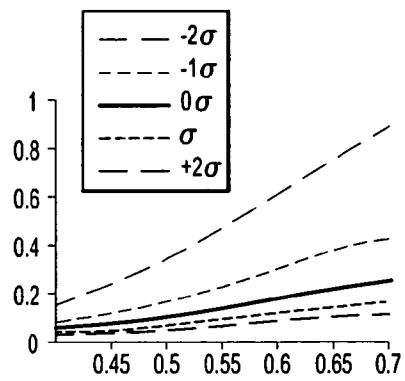
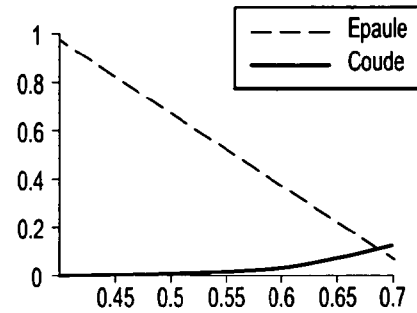
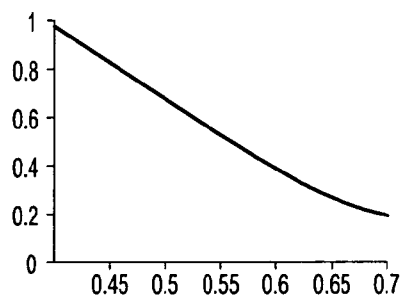
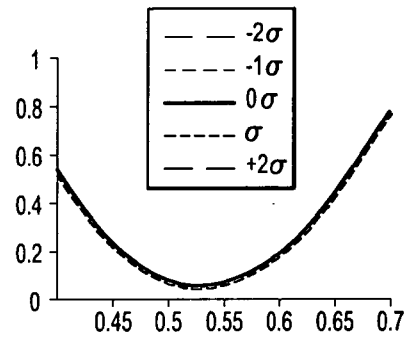
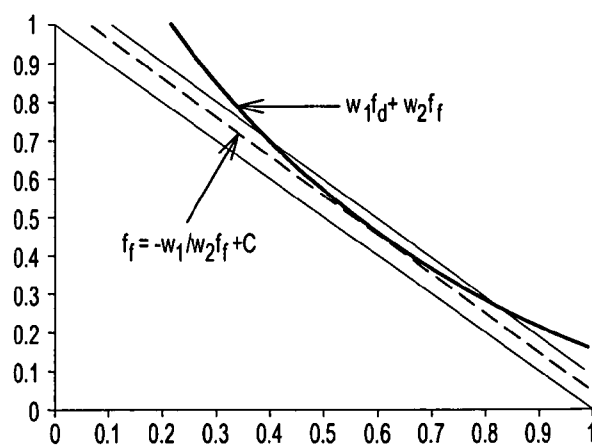
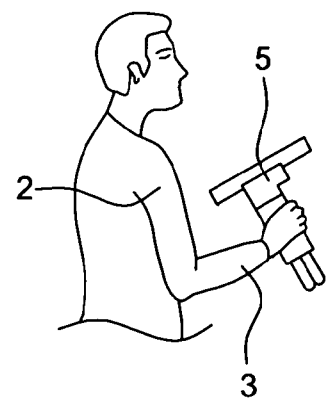


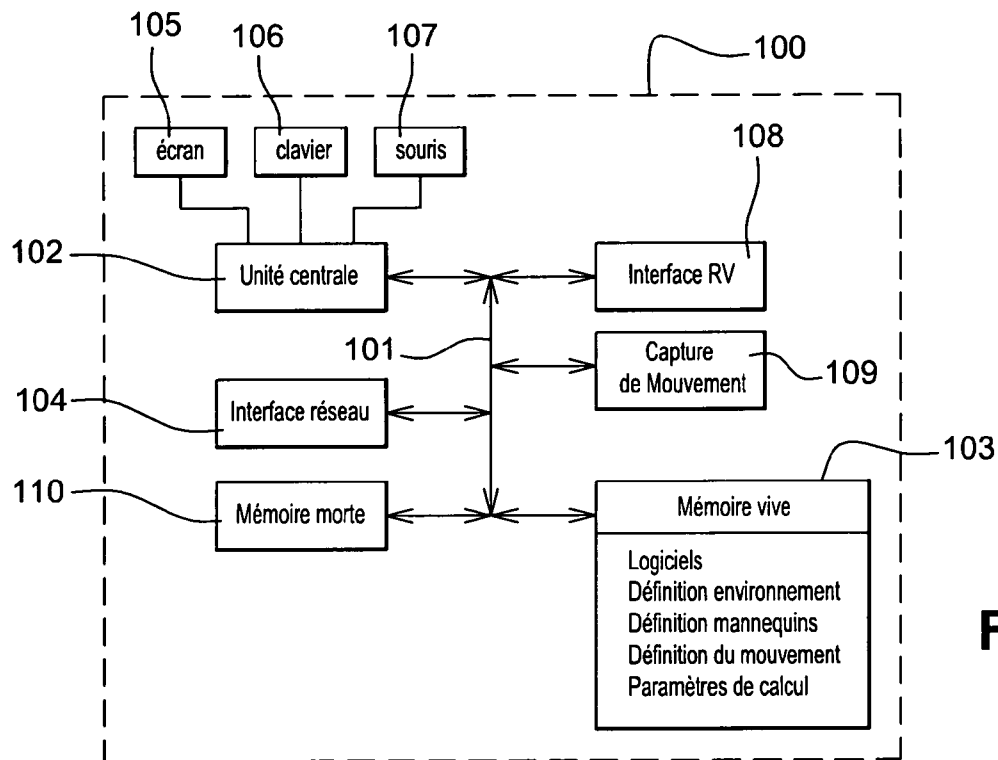
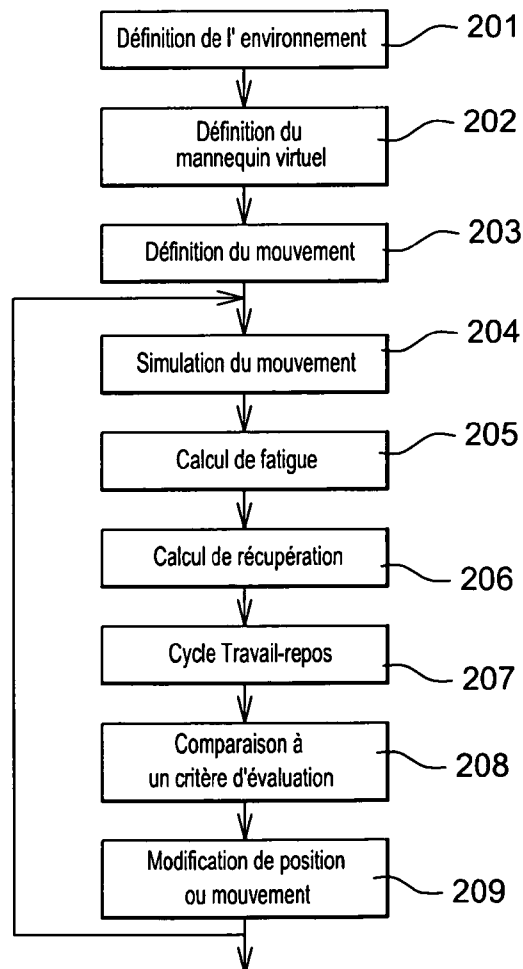
Fig. 6

3 / 4

**Fig. 7a****Fig. 7b****Fig. 7c****Fig. 7d****Fig. 8****Fig. 9**



4 / 4

**Fig. 10****Fig. 11**

## PATENT COOPERATION TREATY

## PCT

## DECLARATION OF NON-ESTABLISHMENT OF INTERNATIONAL SEARCH REPORT

(PCT Article 17(2)(a), Rules 13ter.1(c) and (d) and 39)


Applicant's or agent's file reference <b>23047 WO</b>	IMPORTANT DECLARATION	Date of mailing ( <i>day/month/year</i> ) <b>03/11/2009</b>
International application No. <b>PCT/EP2009/062427</b>	International filing date ( <i>day/month/year</i> ) <b>25/09/2009</b>	(Earliest) Priority Date ( <i>day/month/year</i> ) <b>30/09/2008</b>
International Patent Classification (IPC) or both national classification and IPC <b>G09B19/00, G09B23/32</b>		
Applicant <b>EUROPEAN AERONAUTIC DEFENCE AND SPACE COMPANY...</b>		

This International Searching Authority hereby declares, according to Article 17(2)(a), that no international search report will be established on the international application for the reasons indicated below.

1. ☒ The subject matter of the international application relates to:
  - a. ☐ scientific theories
  - b. ☐ mathematical theories
  - c. ☐ plant varieties
  - d. ☐ animal varieties
  - e. ☐ essentially biological processes for the production of plants and animals, other than microbiological processes and the products of such processes
  - f. ☐ schemes, rules or methods of doing business
  - g. ☒ schemes, rules or methods of performing purely mental acts
  - h. ☐ schemes, rules or methods of playing games
  - i. ☐ methods for treatment of the human body by surgery or therapy
  - j. ☐ methods for treatment of the animal body by surgery or therapy
  - k. ☐ diagnostic methods practised on the human or animal body
  - l. ☐ mere presentations of information
  - m. ☐ computer programs for which this International Searching Authority is not equipped to search prior art
2. ☐ The failure of the following parts of the international application to comply with prescribed requirements prevents a meaningful search from being carried out:
 

☐ the description
 ☐ the claims
 ☐ the drawings
3. ☐ A meaningful search could not be carried out without the sequence listing; the applicant did not, within the prescribed time limit:
 

☐ furnish a sequence listing on paper complying with the standard provided for in Annex C of the Administrative Instructions, and such listing was not available to the International Searching Authority in a form and manner acceptable to it.  
☐ furnish a sequence listing in electronic form complying with the standard provided for in Annex C of the Administrative Instructions, and such listing was not available to the International Searching Authority in a form and manner acceptable to it.  
☐ pay the required late furnishing fee for the furnishing of a sequence listing in response to an invitation under Rule 13ter.1(a) or (b).
4. ☐ A meaningful search could not be carried out without the tables related to the sequence listings; the applicant did not, within the prescribed time limit, furnish such tables in electronic form complying with the technical requirements provided for in Annex C-bis of the Administrative Instructions, and such tables were not available to the International Searching Authority in a form and manner acceptable to it.
5. Further comments:

Name and mailing address of the ISA/  <b>Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL-2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016</b>	Authorized officer <b>Roger Thomas</b> Telephone No.
--	--

**DECLARATION OF NON-ESTABLISHMENT  
OF INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.  
PCT/EP2009/062427

The claimed method is not patentable, since it merely comprises abstract modelling and computing steps. These steps are equivalent to mental acts: “creating” a “virtual dummy” and defining a sequence of movements are the direct equivalents of forming the equations. “Simulating” movements of the “virtual dummy” and calculating the “level of fatigue” are the equivalents of solving the equations.

The claimed method does not include any technical means for its implementation.

The applicant's attention is drawn to the fact that claims relating to inventions in respect of which no international search report has been established need not be the subject of an international preliminary examination (Rule 66.1(e) PCT).

The applicant is advised that the EPO policy when acting as an International Preliminary Examining Authority is normally not to carry out a preliminary examination on matter which has not been searched. This is the case irrespective of whether or not the claims are amended following receipt of the search report or during any Chapter II procedure. If the application proceeds into the regional phase before the EPO, the applicant is reminded that a search may be carried out during examination before the EPO (see EPO Guideline C-VI, 8.2), should the problems which led to the Article 17(2) declaration be overcome.

# TRAITÉ DE COOPÉRATION EN MATIÈRE DE BREVETS

## PCT

### DECLARATION DE NON-ETABLISSEMENT DU RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

(article 17.2)a), règles 13ter.1.c) et 39 du PCT)

Référence du dossier du déposant ou du mandataire 23047 WO	DECLARATION IMPORTANTE	Date d'expédition(jour/mois/année) 03/11/2009
Demande internationale no. PCT/EP2009/062427	Date du dépôt international(jour/mois/année) 25/09/2009	Date de priorité (la plus ancienne) (jour/mois/année) 30/09/2008
Classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois classification nationale et CIB G09B19/00, G09B23/32		
Déposant EUROPEAN AERONAUTIC DEFENCE AND SPACE COMPANY...		

L'administration chargée de la recherche internationale déclare, conformément à l'article 17.2)a), qu'il ne sera pas établi de rapport de recherche internationale au sujet de la demande internationale pour les motifs indiqués ci-dessous.

1. ☒ L'objet de la demande internationale a trait à:
  - a. ☐ des théories scientifiques.
  - b. ☐ des théories mathématiques.
  - c. ☐ des variétés végétales.
  - d. ☐ des races animales.
  - e. ☐ des procédés essentiellement biologiques d'obtention de végétaux ou d'animaux, autres que des procédés microbiologiques et des produits obtenus par ces procédés.
  - f. ☐ des plans, principes ou méthodes dans le domaine des activités économiques.
  - g. ☒ des plans, principes ou méthodes dans l'exercice d'activités purement intellectuelles.
  - h. ☐ des plans, principes ou méthodes en matière de jeu.
  - i. ☐ des méthodes de traitement chirurgical ou thérapeutique du corps humain.
  - j. ☐ des méthodes de traitement chirurgical ou thérapeutique du corps animal.
  - k. ☐ des méthodes de diagnostic appliquées au corps humain ou animal.
  - l. ☐ de simples présentations d'information.
  - m. ☐ des programmes d'ordinateur pour lesquels l'administration chargée de la recherche internationale n'est pas outillée pour procéder à des recherches sur l'état de la technique.
2. ☐ Les parties suivantes de la demande internationale ne remplissent pas les conditions prescrites, de sorte qu'il n'est pas possible d'effectuer une recherche significative:
 

☐ la description
 ☐ les revendications
 ☐ les dessins
3. ☐ Une recherche significative n'a pas pu être effectuée en l'absence d'un listage des séquences de nucléotides ou d'acides aminés, le déposant n'ayant pas, dans le délai prescrit,
 

☐ fourni le listage des séquences sur papier conforme à la norme prévue dans l'annexe C des instructions administratives, un tel listage n'étant pas accessible à l'administration chargée de la recherche internationale sous une forme et d'une manière qu'elle accepte.

☐ fourni le listage des séquences sous forme électronique conforme à la norme prévue dans l'annexe C des instructions administratives, un tel listage n'étant pas accessible à l'administration chargée de la recherche internationale sous une forme et d'une manière qu'elle accepte.

☐ payé la taxe pour remise tardive exigée pour la fourniture d'un listage des séquences en réponse à l'invitation selon les alinéas a) et b) de la règle 13ter.1.
4. ☐ Une recherche significative n'a pas pu être effectuée en l'absence des tableaux relatifs au listage des séquences de nucléotides ou d'acides aminés; le déposant n'ayant pas, dans le délai prescrit, fourni lesdits tableaux sous forme électronique conformes aux exigences techniques prévues dans l'annexe C-bis des instructions administratives, de tels tableaux n'étant pas accessibles à l'administration chargée de la recherche internationale sous une forme et d'une manière qu'elle accepte.
5. Observations complémentaires:

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL-2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Fonctionnaire autorisé  Roger Thomas
---	--

## SUITE DES RENSEIGNEMENTS INDIQUES SUR PCT/ISA/ 203

Le procédé revendiqué est exclu de la brevetabilité, ne comportant que des étapes abstraites de modélisation et de calcul. Ces étapes sont équivalentes à des actes mentaux:

La "création" d'un "mannequin virtuel" et la définition d'une séquence de mouvements sont les équivalents directs d'une mise en équation.

La "simulation" de mouvements du "mannequin virtuel" et le calcul du "niveau de fatigue" sont les équivalents de la résolution de ces équations.

Le procédé revendiqué ne comprend aucun moyen technique pour sa mise en oeuvre.

L'attention du déposant est attirée sur le fait que les revendications ayant trait aux inventions pour lesquelles aucun rapport de recherche n'a été établi ne peuvent faire obligatoirement l'objet d'un rapport préliminaire d'examen (Règle 66.1(e) PCT).

Le déposant est averti que la ligne de conduite adoptée par l'OEB agissant en qualité d'administration chargée de l'examen préliminaire international est, normalement, de ne pas procéder à un examen préliminaire sur un sujet n'ayant pas fait l'objet d'une recherche.

Cette attitude restera inchangée, indépendamment du fait que les revendications aient ou n'aient pas été modifiées, soit après la réception du rapport de recherche, soit pendant une quelconque procédure sous le Chapitre II.

Si la demande devait être poursuivie dans la phase régionale devant l'OEB, il est rappelé au déposant qu'une recherche pourrait être effectuée durant la procédure d'examen devant l'OEB (voir Directive OEB C-VI, 8.2) à condition que les problèmes ayant conduit à la déclaration conformément à l'Article 17(2) PCT aient été résolus.