



HAL
open science

Cinématique et dynamique inverses appliquées à l'analyse de mouvements de rattrapage d'équilibre

Thomas Robert, Lionel Maiffredy, Michel Fayet, Jean-Pierre Verriest

► To cite this version:

Thomas Robert, Lionel Maiffredy, Michel Fayet, Jean-Pierre Verriest. Cinématique et dynamique inverses appliquées à l'analyse de mouvements de rattrapage d'équilibre. 17e Congrès Français de Mécanique, Aug 2005, Troyes, France. hal-04243627

HAL Id: hal-04243627

<https://hal.science/hal-04243627>

Submitted on 16 Oct 2023

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Cinématique et Dynamique Inverses Appliquées à l'Analyse de Mouvements de Rattrapage d'Equilibre

Thomas ROBERT⁽¹⁾⁽²⁾, Lionel MAIFFREDY⁽²⁾, Michel FAYET⁽²⁾, Jean-Pierre VERRIEST⁽¹⁾

⁽¹⁾Laboratoire de Biomécanique et Modélisation Humaine (LBMH)
Institut National de Recherche sur les Transports et leur Sécurité (INRETS)

case 24, 25 avenue François Mitterrand, 69 675 BRON Cedex

⁽²⁾Laboratoire de Mécanique des Contacts et des Solides (LaMCoS)

Institut National des Sciences Appliquées de Lyon (INSA - Lyon)

Bâtiment Jean d'Alembert, 18-20, rue des Sciences F69621 VILLEURBANNE Cedex

Résumé :

En vue de développer un modèle prédictif du rattrapage d'équilibre de passagers de transports en communs debout soumis à des perturbations de leur surface d'appui, une expérimentation avec sujets volontaires sur plate-forme mobile a été réalisée. Les mouvements des sujets ont été enregistrés par un système opto-électronique et les efforts au sol mesurés par plate-forme de force. Les angles intersegmentaires ainsi que les couples articulaires sont évalués au moyen de méthodes inverses appliquées à un modèle multicorps du corps humain comportant 15 solides. Cet article décrit et illustre les méthodes employées et rapporte quelques résultats préliminaires de validation.

Abstract :

In order to develop a predictive model of balance recovery by standing public transport's passengers submitted to a disturbance of their supporting surface, an experiment has been conducted with volunteers on a moving platform. Subjects' movements were recorded by means of an opto-electronic motion capture system and ground reaction forces were measured by force plates. Intersegmental angles and articular torques have been evaluated by inverse methods applied to a multibody model of the human body composed of 15 solids. This paper describes and illustrates the employed methods and reports some preliminary validation results.

Mots clefs :

Cinématique inverse ; Dynamique inverse; Mannequin Numérique; Equilibre

1 Contexte et objectifs

Préserver l'équilibre des passagers debout afin d'assurer leur sécurité est une question à résoudre pour le développement des transport en commun. Dans le cadre du développement d'un modèle prédictif destiné aux concepteurs de matériel roulant, une étude expérimentale de l'équilibre debout perturbé a été menée avec des volontaires au moyen d'un simulateur de chocs. Le but est de déterminer la cinématique et les actions internes de rattrapage (couples articulaires) de personnes debout dont l'équilibre est perturbé par un mouvement soudain de leur surface d'appui. Le traitement des données expérimentales comporte deux étapes : 1/ la détermination, grâce à un procédé d'optimisation, des angles articulaires en fonction du temps à partir de la mesure de trajectoires de marqueurs fixés sur le sujet. 2/ le calcul des couples articulaires par dynamique inverse. Cet article décrit les méthodes mises en œuvre et quelques résultats préliminaires de validation.

2 Données d'entrée

2.1 Mesures

Les données issues de l'expérimentation consistent en trajectoires et mesures d'efforts. Les mouvements sont mesurés à l'aide du système optoélectronique Motion Analysis®. Les 5 caméras disposées autour du sujet mesurent la position dans le plan de l'image des marqueurs passifs collés sur le sujet. Ces informations sont transmises au PC d'acquisition qui calcule alors la position des marqueurs dans l'espace à trois dimensions pour chaque instant par combinaison des informations fournies par les différentes caméras. La fréquence d'acquisition du système est de 200Hz. Il convient, pour que chaque marqueur localisé dans l'espace, qu'il soit vu par au moins deux caméras. Les réactions des supports (dossier de siège, plancher, barre de maintien) sont enregistrées par 2 plate-formes de forces (1 pour chaque pied) ainsi que des capteurs d'efforts.

2.2 Modèle humain multicorps personnalisé

Le corps des sujets est représenté à l'aide du mannequin numérique Man3D (Figure 1), développé au sein du laboratoire [1]. Pour les besoins particuliers de la présente étude, le modèle cinématique est constitué de 15 solides rigides articulés entre eux. Certains degrés de liberté (ddl) non nécessaires ici (comme ceux des mains) ont été neutralisés. Les dimensions du mannequin numérique sont adaptées à l'anthropométrie de chaque sujet à l'aide des outils de positionnement et de dimensionnement. Pour cela, chaque sujet est photographié sous différents angles dans un espace calibré selon la méthode DLT [2], ce qui permet de calculer les paramètres de la prise de vue et ainsi de projeter le mannequin selon les mêmes paramètres de vue que le sujet. En jouant sur les angles articulaires et les longueurs des segments, on peut reproduire manuellement la posture du sujet avec le mannequin. Quand les silhouettes du sujet et du mannequin coïncident selon plusieurs projections, le mannequin est correctement dimensionné. Un outil graphique permet alors de positionner les marqueurs collés sur le sujet dans les repères locaux du mannequin.

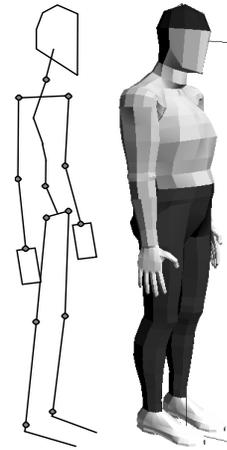


Figure 1 : modèle cinématique et mannequin numérique

2.3 Cinématique inverse

La détermination de l'attitude (position + orientation) dans l'espace d'un solide nécessite la connaissance de 6 informations indépendantes provenant de la mesure. Cela correspond à la position de trois points non colinéaires. Ainsi, l'analyse du mouvement au moyen d'un système opto-électronique se heurte très souvent au problème des marqueurs cachés qui empêche de garantir la mesure à chaque instant de la position de 3 marqueurs par solide. Il est alors nécessaire d'introduire des simplifications et d'émettre des hypothèses sur les articulations entre les segments, en ne considérant notamment que les rotations. Le modèle cinématique du corps humain est alors considéré comme une chaîne arborescente ouverte et non comme une succession de solides indépendants. Dans notre étude cela nous permet de réduire le nombre de ddl de 90 à 40.

Le but de l'algorithme de cinématique inverse est de trouver à chaque image le jeu d'angles articulaires qui va amener le mannequin numérique dans la position la plus proche possible de celle, mesurée, du sujet. Pour cela, chaque marqueur collé sur le sujet est relié à un point fixe d'un segment du mannequin par une contrainte de position. La résolution du problème à chaque image, consistant à minimiser ces contraintes, fait suivre au mannequin les trajectoires mesurées.

La résolution repose sur une approche hiérarchique du problème. Le corps est décomposé en entités fonctionnelles (le bassin, le torse, les membres inférieurs, les membres supérieurs), elles même constituées de un ou plusieurs segments mobiles (bras, avant bras, etc.). Après un prépositionnement global de la chaîne en fonction des contraintes portées par le torse, l'algorithme traite chacune de ces entités séparément en partant des segments terminaux. Pour cela, une contribution de rotation est calculée pour chaque contrainte

assignée au chaînon mobile, en fonction de la distance à l'axe du point soumis à contrainte. Ces contributions sont ensuite projetées et sommées sur les axes de mobilité articulaire du chaînon afin de déterminer les rotations articulaires qui minimiseront les contraintes. Cette projection, théoriquement incorrecte, est ici valable car on se situe dans un processus itératif : les angles restent petits, et l'on ne recherche qu'une tendance vers la convergence et non un résultat exact. Les contraintes non satisfaites une fois ces rotations effectuées sont transmises au segment père sous forme de contraintes héritées. Ainsi, de proche en proche, l'ensemble des contraintes héritées est ramené au segment racine, le bassin. Tant que celui-ci doit se déplacer, les contraintes sont mises à jour et le processus est réitéré (cf Figure 2). Un exemple de mouvement résultant est montré sur la Figure 3.

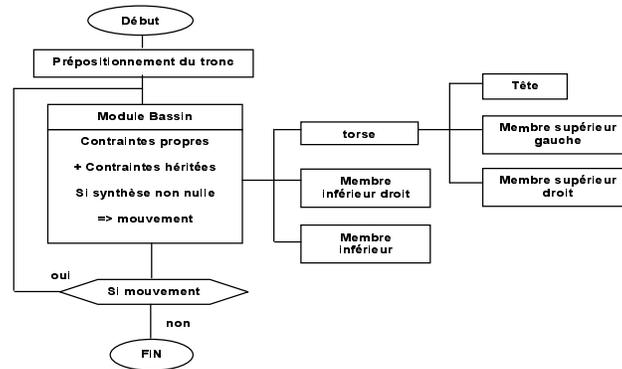


Figure 2 : approche hiérarchique de la résolution du problème



Figure 3 : comparaison d'extraits d'une vidéo d'un essai et d'un mouvement reconstruit. L'environnement (barre de maintien, sol etc.) n'est pas représenté

3 Dynamique inverse

3.1 Principe

L'objectif de la dynamique inverse est de déterminer par le calcul les actions générant le mouvement. Dans le cas présent, il s'agit de déterminer les torseurs d'efforts intersegmentaires, non mesurables sur sujets vivants. Les couples calculés ne sont pas seulement les couples moteurs (dus aux actions musculaires par exemple) mais la résultante des couples mis en jeu au niveau de l'articulation, y compris les couples passifs (frottements, butées articulaires...).

3.1.1 Equilibre dynamique d'un segment

Le principe général est d'isoler chaque segment et d'écrire son équilibre dynamique à l'aide des équations de Lagrange: la somme des efforts extérieurs égale les effets dynamiques liés au mouvement et aux caractéristiques inertielles du segment. Exemple pour une équation de moment :

$$T_i = [A(\theta)]\ddot{\theta}_i + [C(\theta)]\dot{\theta}_i^2 + [B(\theta)]\dot{\theta}_i\dot{\theta}_j + [Q(\theta)]$$

avec : A la matrice d'inertie; B la matrice de Coriolis; C la matrice des effets centrifuges; Q les efforts liés à la gravité.

L'intérêt de la dynamique inverse apparaît clairement sur cette équation : les paramètres cinématiques et leurs dérivées étant fournies par la cinématique inverse, il reste à résoudre un système d'équations linéaires.

3.1.2 Formalisme utilisé : les matrices homogènes

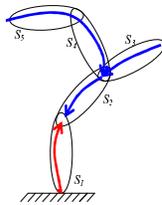
Le formalisme utilisé est le formalisme dit des matrices homogènes décrit par Legnani *et. al* [3]. Il permet d'exprimer l'ensemble des éléments intervenant dans le calcul (torseurs d'efforts, matrice d'inerties, données cinématiques...) sous forme de matrices 4*4 et conduit à une grande simplicité dans le codage de l'algorithme. L'équilibre dynamique d'un segment s'écrit alors :

$$[\Phi_{i-1/i}]_{R0} = [A_{i/0}]_{R0} - [\Phi_{i+1/i}]_{R0} - [\Phi_{P/i}]_{R0} - [\Phi_{ext/i}]_{R0} \quad (1)$$

avec $[A_{i/0}]$ la matrice homogène représentant le torseur dynamique du segment i; $[\Phi_{i-1/i}]$, $[\Phi_{i+1/i}]$, $[\Phi_{P/i}]$, $[\Phi_{ext/i}]$ les matrices homogènes représentant les torseurs d'effort extérieurs (respectivement le segment suivant, le segment précédent, la pesanteur et les autres efforts extérieurs) sur le segment i.

3.1.3 Algorithme récursif

Le système étudié étant une chaîne, il est facile de mettre en place un algorithme récursif qui, pour chaque image, va calculer de proche en proche les torseurs d'actions intersegmentaires, en partant des chaînons terminaux pour remonter vers le chaînon racine. Le choix du chaînon racine est arbitraire et va dépendre des données disponibles, de la simplicité de mise en place du calcul... Exemple de deux stratégies possibles pour calculer les interactions entre les segments 1 et 2 $[\Phi_{1/2}]$:



stratégie descendante : on isole S_5 , on calcule $[\Phi_{4/5}]$ à l'aide de l'équation 1, puis de la même manière en isolant successivement S_4 et S_3 on calcule $[\Phi_{2/4}]$ et $[\Phi_{2/3}]$. On dispose alors de l'ensemble des données pour calculer $[\Phi_{1/2}]$ en isolant le segment S_2 .

stratégie montante : si l'on a la possibilité de mesurer le torseur d'effort entre S_1 et S_0 , on peut obtenir directement $[\Phi_{1/2}]$ à partir de l'équation 1.

3.2 Données :

Les données nécessaires au calcul des actions intersegmentaires par dynamique inverse sont donc : les paramètres cinétiques des segments, les efforts aux niveaux des interactions entre le système et son environnement et les données cinématiques.

3.2.1 Évaluation des paramètres inertiels

C'est un point très délicat dans le cas de l'étude sur sujets vivants. D'une part il y a une grande variabilité entre individus, et d'autre part il est impossible de mesurer directement ces paramètres. Une évaluation indirecte, à partir de modèles de régression, par exemple, est donc nécessaire. On utilise ici le modèle de Zatsiorski simplifié par DeLeva [4], qui permet d'obtenir une estimation de la masse, de la position du centre de gravité et des moments d'inertie des différents segments du corps humain, en fonction de la taille et de la masse du sujet. Les principales sources d'erreur de ces modèles de régression, en plus des erreurs dans l'estimation elle-même, sont le manque d'informations précises sur les repères utilisés, et la difficulté à

les adapter à notre modèle cinématique. Dans le cas présent, les segments pris en compte sont les mêmes que pour le modèle cinématique moins les pieds et les mains, dont on néglige les effets dynamiques.

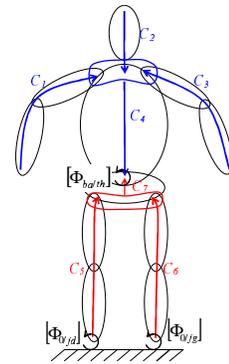
3.2.2 Traitement des données cinématiques

Les données cinématiques sont issues de l'étape de cinématique inverse décrite précédemment. A l'issue de celle-ci on connaît l'ensemble des informations de position et d'orientation pour chaque segment et à chaque image. Ces données sont alors dérivées deux fois (gradient) pour obtenir les informations de vitesse et d'accélération. Avant chaque dérivation un filtrage numérique est appliqué au moyen d'un filtre Butterworth sans déphasage (appliqué dans les deux sens) dont l'ordre et la fréquence de coupure sont déterminés en fonction du mouvement à étudier. Pour cette étude on utilise un filtre d'ordre 4 et de fréquence de coupure de 10Hz.

3.3 Validation

3.3.1 Principe

La démarche a été testée et validée sur un mouvement simple d'oscillation des bras. La mesure expérimentale des torseurs n'étant pas possible, il faut trouver une autre manière de valider les résultats obtenus. Comme les efforts entre les pieds du sujet et le sol ($[\Phi_{0/jg}]$ et $[\Phi_{0/jd}]$) sont connus, il est donc possible de calculer les interactions entre deux segments ($[\Phi_{ba/th}]$ entre le bassin et le thorax) situés au milieu de la chaîne de deux manières différentes, comme indiqué précédemment : l'une montante (C1,C2,C3,C4) et l'autre descendante (C5,C6,C7). La comparaison des torseurs d'effort obtenus avec ces deux stratégies (ils devaient être égaux) permet d'estimer la qualité de la méthode.



3.3.2 Résultats

Ci-dessous sont tracés les torseurs d'action entre le bassin et le thorax (efforts et moments) obtenus par les deux méthodes de calcul, montante et descendante (figures 4 et 5). Les moments ont été exprimés dans le repère local centré sur l'articulation. Pour des raisons de lisibilité, seuls les efforts verticaux (Fz) et moments transversaux (MY) ont été tracés (les autres composantes étant sensiblement nulles du fait de la symétrie plane du mouvement).

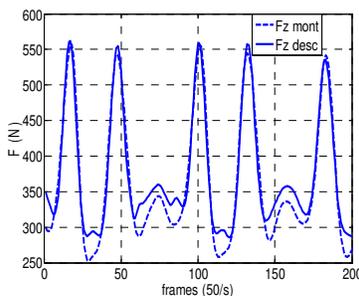


Figure 4 : effort vertical
bassin/ thorax

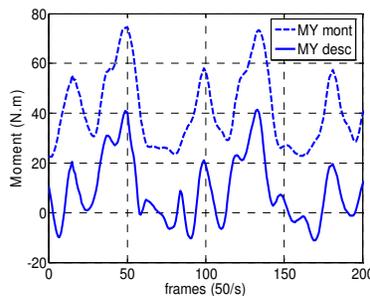


Figure 5 : moments transversaux
bassin/ thorax non corrigés

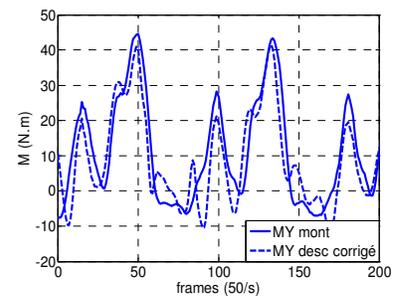


Figure 6 : moments transversaux
bassin/ thorax corrigés

3.3.3 Analyse

L'examen des courbes d'efforts montre que l'écart entre les résultats obtenus par les deux stratégies de calcul reste faible (moyenne des différences absolues de 18N). Les principales causes d'erreur sont bien entendu l'évaluation des masses, mais aussi les données cinématiques : mesure de la position des marqueurs, détermination des angles articulaires (cinématique inverse) et double dérivation. En revanche, l'analyse des courbes de moments transverse fait ressortir une erreur constante d'environ 30 N.m entre les résultats des

deux méthodes de calcul. Il peut s'agir d'une erreur dans l'estimation des paramètres cinétiques. En effet, une analyse menée sur un essai quasi-statique a mis en évidence un décalage d'environ 30mm sur l'axe longitudinal entre la projection au sol du centre de gravité calculé et le point de réduction du torseur d'effort pieds/ sol (Centre Of Pressure ou Zero Moment Point) mesuré. Le centre de gravité se trouvant environ 1 mètre au dessus du sol, cela a pour conséquence d'induire un biais de 30 Nm dans le calcul, par la méthode descendante, du couple transversal entre les pieds et le sol. La correction de cette erreur d'estimation de la position des centres de masse (figure 6) conduit à une précision proche de celle obtenue pour les efforts (moyenne des différences absolues de 6 N.m). Il faudra donc par la suite porter une attention particulière à l'estimation de la position des centres de masse des segments. D'autres méthodes d'estimations de ces paramètres seront envisagées, telles que McConville *et. al* [5], qui positionnent les centres de masse en 3 dimensions et non plus seulement le long de l'axe longitudinal des segments. En revanche, la méthode de reconstruction du mouvement et de calcul des efforts intersegmentaires, ainsi que les estimations des données cinétiques telles que les masses et inerties sont acceptables. Cela correspond avec les conclusions de l'étude paramétrique de la sensibilité de la dynamique inverse de Silva et Ambrosio [6].

4 Conclusion

Malgré les difficultés expérimentales de cette étude (le nombre de caméras assez restreint, complexité des mouvements enregistrés et du système étudié corps complet, grande dimension du champ de mesure...), la méthodologie mise en place paraît satisfaisante au vue des objectifs que sont l'analyse et la modélisation des stratégies de rattrapage de l'équilibre.

La prise en compte des articulations et l'aspect hiérarchique de l'algorithme de cinématique inverse permettent d'obtenir des cinématique cohérentes. La comparaison du torseur des actions pour une même articulation, calculé à partir de deux stratégies différentes, nous sert à tester et valider la méthode.

Enfin, il sera intéressant de voir si l'estimation des positions des centres de masses des segments en trois dimensions (plutôt que sur l'axe longitudinal des segments) nous permet de limiter les erreurs statiques obtenues lors du calcul de dynamique inverse.

References

- [1] Verriest J.P. (1998) "*Simulation of human movement for ergonomic design on numerical mock-up*", Transportation Research Record, 1631, pp 8-12.
- [2] Abdel Aziz Y.I., Karara H.M. (1971) "*Direct Linear Transformation from comparator coordinates into object space coordinate in close-range photogrammetry*", proc. of the Symposium on Close-Range Photogrammetry, Falls Church, American Society of Photogrammetry, pp.1-18.
- [3] G.Legnani, F.Casolo, P.Righettini, B.Zappa (1996) "*A Homogeneous Matrix Approach to 3D Kinematics and Dynamics - I. Theory, II Application*" Mechanisms and Machine Theory, vol. 31, n°5, pp.589-605.
- [4] De Leva P. (1996) "*Adjustments to Zatsiorsky-Suleyanov's segment inertia parameters*", J. Biomechanics, vol. 29, n°9, pp.1223-1230.
- [5] J. T. McConville, T. D. Churchill, I. Kaleps, C. E. Clauser, and J. Cuzzi (1980) "*Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia*" Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio, AFAMRL-TR-80-119.
- [6] M. Silva, J. Ambrosio (2004) "*Sensitivity of the results produced by the inverse dynamic analysis of a human stride to perturbed input data*", Gait & Posture, vol. 19, issue 1, pp. 35-49.