

paramétrique entier adapté des travaux présentés dans [11]. Le paragraphe V introduit la dérivation non entière dans le modèle paramétrique au niveau des phénomènes dissipatifs. Ensuite, après avoir défini le critère retenu pour l'estimation paramétrique, le paragraphe VI présente les résultats de l'étude comparative entre les modèles paramétriques entier et non entier. Enfin, la conclusion et les perspectives sont données dans le paragraphe VII.

II. PRESENTATION DU DISPOSITIF EXPERIMENTAL

A. Fauteuil instrumenté

Le fauteuil instrumenté est constitué de cinq parties (Fig. 2) :

- un siège de voiture monté sur un châssis support,
- un bloc volant avec, notamment, un servomoteur « brushless » pour le retour d'effort actif ;
- un bloc pédale de frein avec, là aussi, un servomoteur « brushless » pour le retour d'effort actif ;
- une partie informatique pour la gestion de l'ensemble ;
- une partie visualisation.

Chaque servomoteur dispose d'un variateur électronique comportant différentes boucles locales de régulation toutes paramétrables.

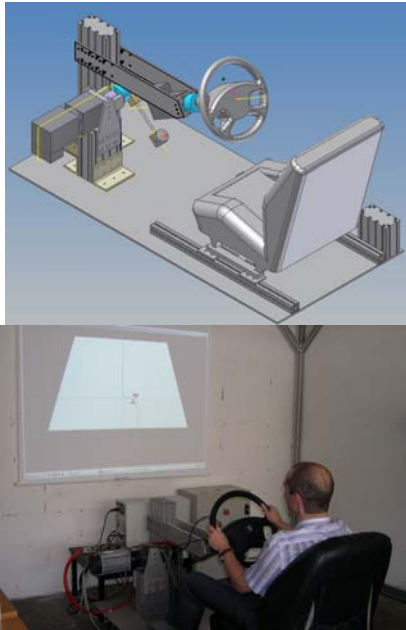


Fig. 2. Vues d'ensemble du fauteuil instrumenté

La partie visualisation est gérée par un PC, appelé PC HOST. Elle est composée d'un écran et d'un vidéoprojecteur. Les informations délivrées par les capteurs de position arrivent en temps réel sur un PC, appelé PC TARGET, qui les transmet par réseau au PC HOST avec une rapidité suffisante pour ne pas voir de décalage entre la visualisation et la position réelle. Ce dispositif permet donc de reproduire (Fig. 3) :

- le retour visuel grâce à la présence d'un écran sur lequel apparaissent en superposition les positions de référence du volant et/ou de la pédale et les positions mesurées qui résultent de l'action du conducteur sur le volant et/ou la pédale ;
 - le retour proprioceptif grâce à la présence de Lois de Retours d'Effort (LRE) au volant et à la pédale.
- L'affichage de la consigne peut se faire avec ou sans prévisualisation du « futur ».

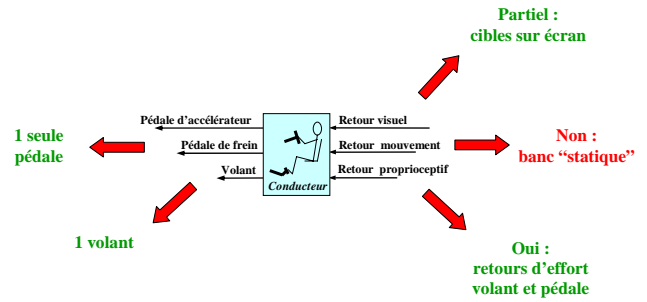


Fig. 3. Illustration du potentiel du fauteuil instrumenté

B. Fonctionnement

Le schéma fonctionnel de la figure 4 résume le fonctionnement du dispositif expérimental.

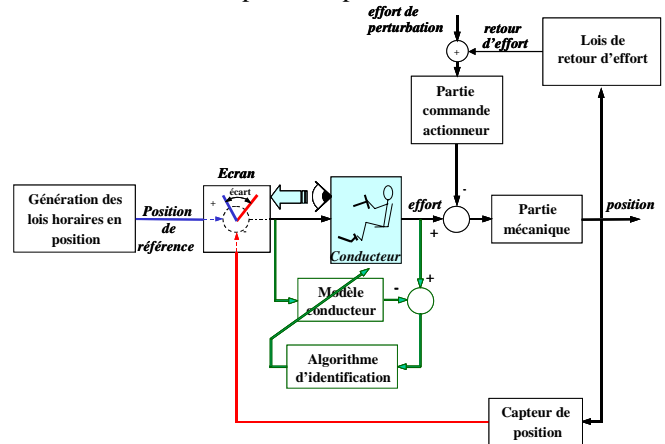


Fig. 4. Schéma fonctionnel du fauteuil instrumenté

Ainsi, le conducteur cherche à minimiser l'écart entre la position de référence et la position mesurée en appliquant un effort (un couple pour le volant ou une force pour la pédale). A cet effort conducteur s'oppose un effort développé par un moteur électrique. Deux catégories d'essais existent, à savoir :

- rejet de perturbation ;
- suivi de trajectoire.

Dans le premier cas, la position de référence est fixe (angle volant nul par exemple qui se traduit par une ligne droite sur l'écran), le couple moteur étant l'image d'une perturbation « exogène » qui se superpose à une loi de retour d'effort.

Dans le second cas, la position de référence varie dans le temps (consigne harmonique, indicielle, rectangulaire,...).

Dans la suite de ce document seule la partie volant est abordée avec uniquement les essais en rejet de perturbation. Ainsi, dans ce contexte de rejet de perturbation, la nature du signal de couple est telle que l'hypothèse de petites variations est vérifiée. C'est la raison pour laquelle l'utilisation de modèles biomécanique et neurophysiologique linéaires a été validée par de nombreux travaux accessibles dans la littérature sur le sujet [11] [12] [13].

La figure 5 présente le schéma fonctionnel du dispositif vu de la partie commande, celle-ci comportant deux parties. La première concerne la commande en couple $c_u(t)$ qui est le résultat de la superposition du couple de perturbation $c_d(t)$ et du couple $c_{LRE}(t)$ issu de la LRE, elle-même fonction de la position mesurée $\theta_v(t)$ du volant. Les boucles locales de régulation du servomoteur « brushless » sont traitées par le variateur électronique (bloc *Commande en couple* Fig.5). La seconde partie concerne la génération des trajectoires de

référence volant $\theta_{vref}(t)$ et pédale $\theta_{pref}(t)$ projetées sur l'écran vidéo.

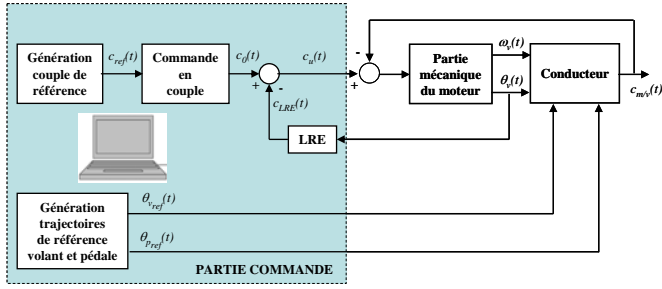


Fig. 5. Schéma fonctionnel du dispositif vu de la partie commande

C. Protocole expérimental

Deux mécanismes apparaissent [11] pour rejeter la perturbation et maintenir la position de référence :

- le premier concerne les caractéristiques intrinsèques des bras telles que la masse, l'amortissement et la raideur. L'amortissement et la raideur dépendent des propriétés biomécaniques des tissus et des muscles ;
- le second est lié aux réflexes transmis par les tendons et les ligaments dans le cadre du retour proprioceptif et du retour visuel.

La figure 6 présente le schéma fonctionnel du bloc conducteur de la figure 5.

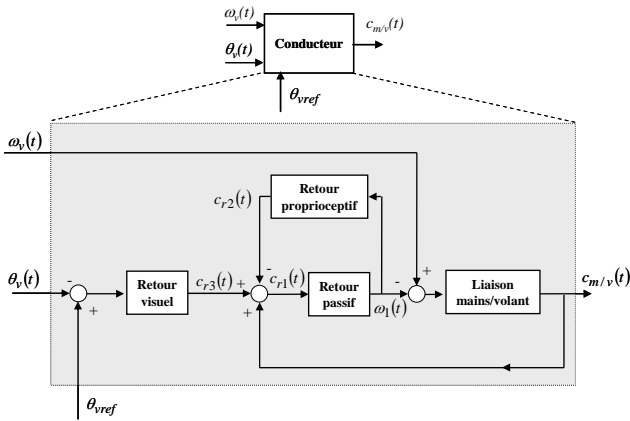


Fig. 6. Schéma fonctionnel du bloc conducteur

Ce schéma est issu des travaux présentés dans [11]. Il permet de formaliser les différentes relations de causalité qui interviennent au cours de ces deux mécanismes. Ainsi, afin de bien les identifier, le protocole expérimental comporte trois étapes :

- **identification du retour passif et de la liaison mains/volant.** Lors de cette première étape, il est demandé à la personne testée de serrer les doigts pour maintenir une bonne liaison mains/volant tout en ayant les bras décontractés afin de ne pas réagir à la perturbation ;
- **identification du retour proprioceptif.** Pendant cette deuxième étape, il est demandé à la personne testée de réagir uniquement à la perception du mouvement du volant en développant un couple qui s'oppose à la perturbation, et ce afin de minimiser le déplacement du volant. Le retour visuel n'intervient pas (les yeux sont fermés) ;
- **identification du retour visuel.** Au cours de cette dernière étape, la personne testée doit chercher à annuler l'écart entre la position de référence et la position mesurée du volant en

regardant l'écran placé devant elle où ces deux grandeurs sont visualisées par deux curseurs.

III. MODELE NON PARAMETRIQUE DU CONDUCTEUR

La méthode utilisée consiste à calculer la densité spectrale croisée, notée $\varphi_{yu}(\omega)$, entre la sortie mesurée y (le couple volant) et l'entrée u (position ou vitesse volant) et la densité spectrale de l'entrée, notée $\varphi_{uu}(\omega)$, la réponse fréquentielle estimée $\hat{H}(\omega)$ étant ensuite obtenue en faisant le rapport des deux densités spectrales, soit :

$$\hat{H}(\omega) = \frac{|\varphi_{yu}(\omega)|}{|\varphi_{uu}(\omega)|}. \quad (1)$$

La figure 7 présente la Séquence Binaire Pseudo Aléatoire (SBPA) (Fig.7.a) utilisée en tant que perturbation de couple $c_{\theta}(t)$ développée par le servomoteur « brushless », ainsi que sa densité spectrale de puissance (Fig.7.b).

La figure 8 présente les mesures de l'angle volant $\theta_v(t)$ et du couple volant $c_{m/v}(t)$ en réponse à la perturbation de couple.

La figure 9 présente les réponses fréquentielles du modèle non paramétrique obtenue entre $c_{m/v}(t)$ et $\theta_v(t)$, et ce pour les trois étapes du protocole expérimental.

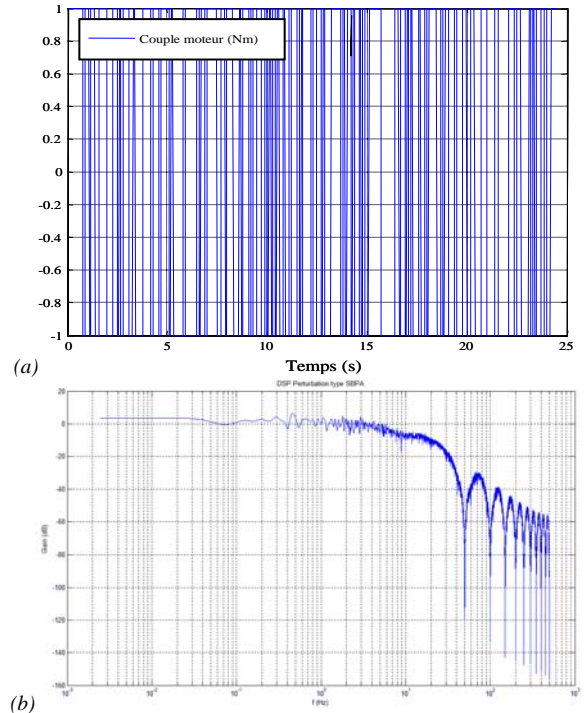


Fig. 7. SBPA utilisée en tant que perturbation de couple

L'observation de la figure 9 permet de remarquer, d'une part, que les réponses fréquentielles sont de type passe-haut, d'autre part, que les réponses avec retour proprioceptif sans retour visuel (en vert) et avec retour visuel (en rouge) sont très proches. C'est la raison pour laquelle le retour visuel n'est pas traité dans cet article par manque de place. La principale différence apparaît entre le retour passif seul (en bleu) et les retours actifs (proprioceptif et visuel) au niveau du gain statique et de la fréquence transitionnelle qui augmentent tous les deux avec l'activation.

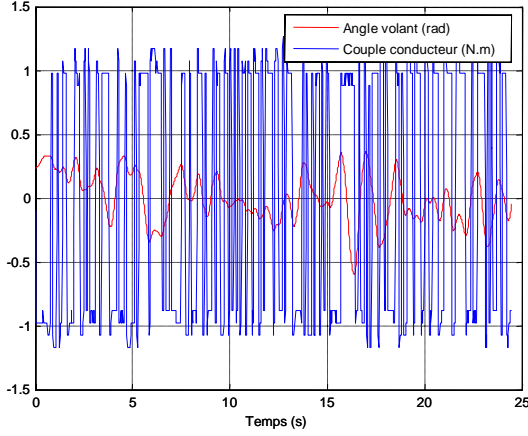


Fig. 8. Mesures de l'angle volant $\theta_v(t)$ et du couple volant $c_{m/v}(t)$ en réponse à la perturbation de couple $c_0(t)$

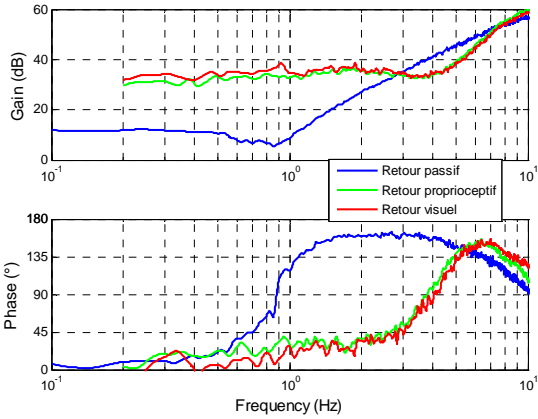


Fig. 9. Réponses fréquentielles du modèle non paramétrique

IV. MODELE PARAMETRIQUE ENTIER DU CONDUCTEUR

La figure 10 représente le modèle à 2 degrés de liberté (2ddl) utilisé dans la suite de cet article et adapté des travaux de [11]. Trois parties apparaissent distinctement.

La partie électromécanique où J_{eq} (élément I) représente l'inertie équivalente de l'ensemble volant+moteur, b_{eq} (élément R) le coefficient de frottement visqueux équivalent résultant à la fois des frottements au niveau du moteur et de la composante de la LRE proportionnelle à la vitesse $\omega_v(t)$ du volant. Il est à noter que la composante de la LRE proportionnelle au déplacement angulaire $\theta_v(t)$ du volant n'est pas représentée sur la figure 10, mais qu'elle peut être interprétée comme un effet capacitif (ou élastique). $u_m(t)$ désigne la tension de commande du moteur et $i(t)$ le courant dans l'induit. Le couple $c_0(t)$ représente la perturbation générée par le moteur électrique sur le volant et $c_{m/v}(t)$ le couple transmis par la liaison mains/volant.

La partie liaison mains/volant qui, conformément à [11], est supposée viscoélastique de coefficient de frottement visqueux b_0 et de raideur k_0 . En effet, il est difficile, lors de l'étape d'identification de la partie passive des bras, de maintenir à la fois une décontraction des bras et une liaison mains/volant parfaite par serrage des doigts qui se traduit alors par une contraction de l'avant-bras. Il existe donc un faible mouvement relatif des mains par rapport au volant.

Enfin, la partie biomécanique où J_{bras} représente l'inertie équivalente des bras (élément I) par rapport à l'axe de rotation du volant, b_{bras} le coefficient de frottement visqueux équivalent (élément R) des bras toujours par rapport à l'axe de

rotation et k_{bras} la raideur équivalente (élément C) des bras. $\omega_l(t)$ et $\theta_l(t)$ représentent, respectivement, la vitesse et la position de l'inertie J_{bras} . Ces trois éléments I , R et C modélisent la partie passive des bras. La partie active est modélisée par une source d'effort S_{el} matérialisée par un actionneur virtuel développant un couple résultant à la fois du retour proprioceptif et du retour visuel.

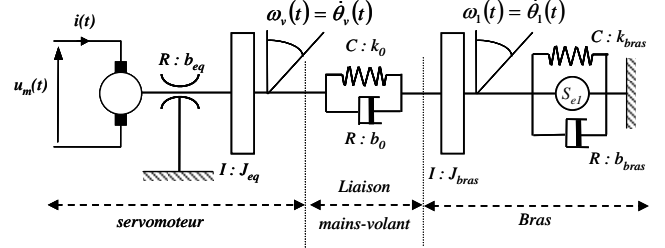


Fig. 10. Modèle à 2 ddl de l'ensemble bras-volant-moteur, l'interface mains-volant étant modélisée par une liaison viscoélastique

La figure 11 représente le schéma fonctionnel respectant les causalités intégrales de la liaison mains/volant de la figure 6.

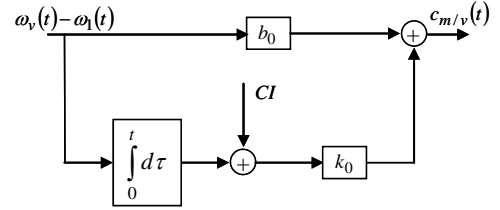


Fig. 11. Schéma fonctionnel respectant les causalités intégrales de la liaison mains/volant de la figure 6

Sous l'hypothèse de conditions initiales nulles (CI = 0), le transfert $G_0(s)$ entre le couple $c_{m/v}(t)$ et la différence de position $\theta_v(t) - \theta_l(t)$ est donné par :

$$G_0(s) = \frac{C_{m/v}(s)}{\theta_v(s) - \theta_l(s)} = b_0 s + k_0. \quad (2)$$

La figure 12 représente le schéma fonctionnel respectant les causalités intégrales de la partie biomécanique (retour passif de la figure 6).

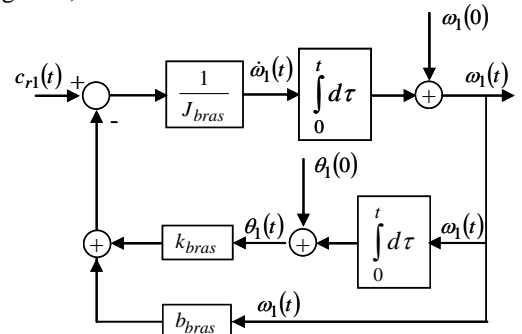


Fig. 12. Schéma fonctionnel respectant les causalités intégrales de la partie retour passif de la figure 6

Sous l'hypothèse de conditions initiales nulles (CI = 0), le transfert $G_1(s)$ entre la position $\theta_l(t)$ et le couple $c_{r1}(t)$ est donné par :

$$G_1(s) = \frac{\theta_l(s)}{C_{r1}(s)} = \frac{1}{J_{bras}s^2 + b_{bras}s + k_{bras}}. \quad (3)$$

De plus, toujours d'après [11], le transfert $G_2(s)$ entre le couple $c_{r2}(t)$ en sortie du retour proprioceptif et la position $\theta_l(t)$ est donné par :

$$G_2(s) = \frac{C_{r2}(s)}{\theta_1(s)} = e^{-T_d s} \left(\frac{K_v s + K_p}{1 + \tau_a s} \right), \quad (4)$$

où T_d représente le temps de transmission et de traitement de l'information, K_v et K_p des gains en vitesse et en position liés aux réflexes, τ_a la constante de temps d'activation des muscles.

La figure 13 présente le schéma fonctionnel du conducteur correspondant à la première étape du protocole expérimental.

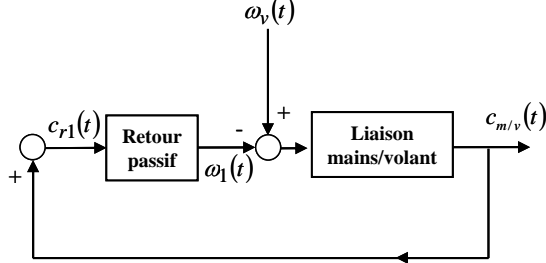


Fig. 13. Schéma fonctionnel du conducteur correspondant à la première étape du protocole expérimental

Compte tenu du schéma de la figure 13 et des transferts $G_0(s)$ et $G_1(s)$, le transfert biomécanique passif $H_{bmp}(s) = C_{m/v}(s) / \theta_v(s)$ est de la forme :

$$H_{bmp}(s) = \frac{G_0(s)}{1 + G_0(s)G_1(s)}, \quad (5)$$

soit

$$H_{bmp}(s) = \frac{(b_0 s + k_0)(J_{bras} s^2 + b_{bras} s + k_{bras})}{J_{bras} s^2 + (b_{bras} + b_0) s + (k_{bras} + k_0)}. \quad (6)$$

La figure 14 présente le schéma fonctionnel du conducteur correspondant à la deuxième étape du protocole expérimental.

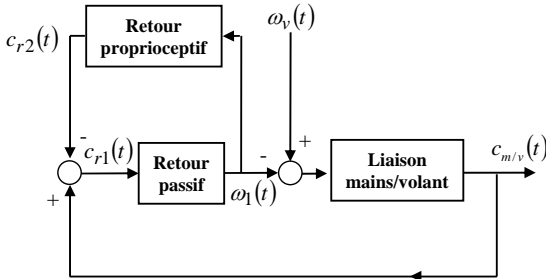


Fig. 14. Schéma fonctionnel du conducteur correspondant à la deuxième étape du protocole expérimental

De nouveau, compte tenu du schéma de la figure 14 et des transferts $G_0(s)$, $G_1(s)$ et $G_2(s)$, le transfert biomécanique actif $H_{bma}(s) = C_{m/v}(s) / \theta_v(s)$ (en l'absence du retour visuel) est de la forme :

$$H_{bma}(s) = \frac{G_0(s)}{1 + \frac{G_0(s)G_1(s)}{1 + G_1(s)G_2(s)}}, \quad (7)$$

expression volontairement non développée pour des raisons de taille importante.

V. MODELE PARAMETRIQUE NON ENTIER DU CONDUCTEUR

La dérivation non entière [14] est introduite dans les différents modèles présentés au paragraphe précédent au niveau des phénomènes dissipatifs. En effet, l'expertise acquise par l'équipe CRONE dans le domaine des Systèmes à Dérivées Non Entières (SDNE) permet d'affirmer que c'est au

niveau des phénomènes dissipatifs que l'introduction de la dérivation non entière est la plus pertinente [15]. Ainsi, toutes les dérivées d'ordre 1 des déplacements angulaires sont remplacées par des dérivées d'ordre non entier ν et μ compris strictement entre 0 (phénomène purement élastique) et 1 (phénomène purement dissipatif).

Le transfert viscoélastique de la liaison mains/volant devient alors :

$$G_{0\nu}(s) = \frac{C_{m/v}(s)}{\theta_v(s) - \theta_1(s)} = b_\nu s^\nu + k_0 \quad (8)$$

et celui du retour passif :

$$G_{1\mu}(s) = \frac{\theta_1(s)}{C_{r1}(s)} = \frac{1}{J_{bras} s^2 + b_\mu s^\mu + k_{bras}}. \quad (9)$$

L'expression du transfert biomécanique passif non entier est alors donnée par :

$$H_{bmp}^*(s) = \frac{(b_\nu s^\nu + k_0)(J_{bras} s^2 + b_\mu s^\mu + k_{bras})}{J_{bras} s^2 + b_\nu s^\nu + b_\mu s^\mu + (k_{bras} + k_0)}, \quad (10)$$

et celle du transfert biomécanique actif en l'absence du retour visuel par :

$$H_{bma}^*(s) = \frac{G_{0\nu}(s)}{1 + \frac{G_{0\nu}(s)G_{1\mu}(s)}{1 + G_{1\mu}(s)G_2(s)}}. \quad (11)$$

Les structures des modèles étant maintenant fixées, l'étape suivante est l'estimation paramétrique.

VI. ESTIMATION PARAMETRIQUE ET RESULTATS

La *partie 1* de cette étude se focalise sur l'estimation des paramètres des modèles biomécaniques passifs (7) et (10), en minimisant un critère quadratique fréquentiel pondéré entre l'erreur sur le gain et sur la phase :

$$J(\%) = \alpha J_G(\%) + (1 - \alpha) J_\varphi(\%), \quad (12)$$

avec

$$J_G(\%) = \frac{\sum_{n=1}^N \left(|H(j\omega_n)|_{dB} - |\hat{H}(j\omega_n)|_{dB} \right)^2}{\sum_{n=1}^N \left(|H(j\omega_n)|_{dB} \right)^2} \times 100 \quad (13)$$

et

$$J_\varphi(\%) = \frac{\sum_{n=1}^N \left(\arg\{H(j\omega_n)\} - \arg\{\hat{H}(j\omega_n)\} \right)^2}{\sum_{n=1}^N \left(\arg\{H(j\omega_n)\} \right)^2} \times 100, \quad (14)$$

où $H(j\omega)$ représente la réponse fréquentielle du modèle non paramétrique (Fig. 9, courbe bleue), $\hat{H}(j\omega)$ celle du modèle paramétrique entier (7) ou non entier (10), et α un facteur de pondération choisi égal à 0.5 pour donner le même poids au gain et à la phase normalisés.

Les paramètres sont estimés par la méthode du simplexe implantée dans la fonction **fminsearch** de la toolbox **optimization** de **Matlab**.

Les résultats concernant le modèle biomécanique actif (11) (identification du retour proprioceptif sans retour visuel) sont présentés dans la *Partie 2* de cette étude.

Le tableau 1 présente les résultats de l'estimation paramétrique à la fois pour le modèle entier (7) et pour le modèle non entière (10).

Critère	Modèle biomécanique passif	
	Entier	Non entier
	$J_E (%) = 0,189$	$J_{NE} (%) = 0,07$
Paramètres biomécaniques	$J_{bras} = 0,1157 \text{ kg m}^2$	$J_{bras} = 0,1532 \text{ kg m}^2$
	$b_{bras} = 0,6538 \text{ Nm s/rad}$	$b_{\mu} = 1,351 \text{ Nm s}^{\mu}/\text{rad}$
	$k_{bras} = 3,184 \text{ Nm/rad}$	$k_{bras} = 3,184 \text{ Nm/rad}$
Paramètres liaison mains/volant	$k_o = 333,9 \text{ Nm/rad}$	$k_o = 17,07 \text{ Nm/rad}$
	$b_o = 4,30 \text{ Nm s/rad}$	$b_v = 53,87 \text{ Nm s}^{\nu}/\text{rad}$
		$\nu = 0,54$

Tableau 1. Résultats de l'estimation paramétrique avec $\alpha = 0.5$

L'introduction de la dérivation non entière au niveau des phénomènes dissipatifs permet de diminuer la valeur du critère d'un facteur 2.7 ($J_E/J_{NE} = 2.7$).

Les figures 15 et 16 présentent les diagrammes de Bode des réponses fréquentielles des modèles non paramétrique, paramétrique entier (Fig.15) et paramétrique non entier (Fig.16).

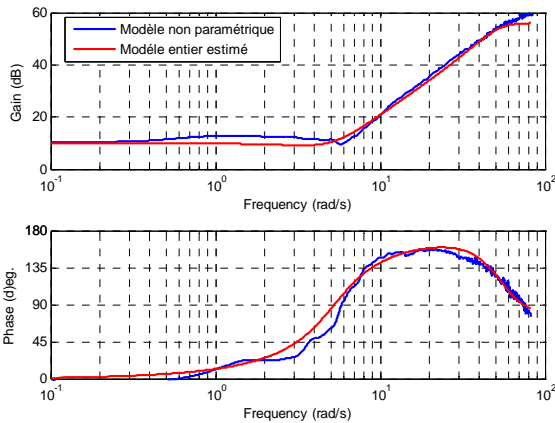


Fig. 15. Diagrammes de Bode des modèles non paramétrique et paramétrique entier

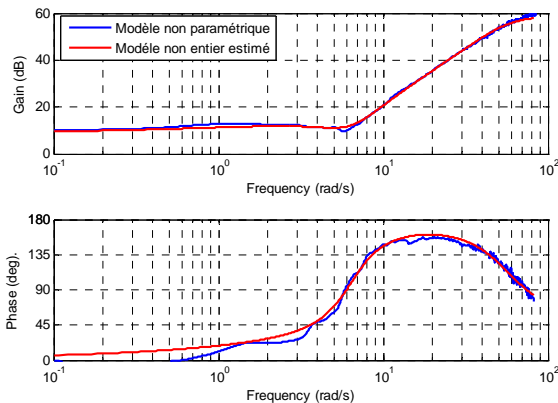


Fig. 16. Diagrammes de Bode des modèles non paramétrique et paramétrique non entier

VII. CONCLUSION

Dans cet article, les modèles retenus pour l'identification de la dynamique du conducteur sont

- pour la partie passive, des modèles biomécaniques à paramètres localisés constitués d'éléments inertiels, élastiques et dissipatifs,
- et pour la partie proprioceptive, des modèles neurophysiologiques (modèles de comportement) tous issus

de la littérature.

Nos principales contributions concernent la transposition des résultats obtenus dans [11] pour des mouvements de translation au cas de mouvements de rotation, l'application à l'identification de la boucle du conducteur et l'introduction de modèles non entiers. Cette introduction a permis de diminuer d'un facteur 2.7 la valeur du critère d'optimisation utilisé dans la procédure d'estimation paramétrique, et ce comparativement au cas entier.

Les travaux en cours qui s'inscrivent dans la continuité concernent l'identification des systèmes non entiers par approches ensemblistes. En effet, des dispersions sur les valeurs paramétriques apparaissent lors d'un même essai, soit répété plusieurs fois par une même personne, soit effectué par des personnes différentes. L'objectif est alors de caractériser le comportement dynamique par un ensemble de modèles acceptables au lieu d'un modèle unique. Ces travaux font l'objet de la *Partie 2* de cet article avec l'identification du retour proprioceptif sans le retour visuel.

REFERENCES

- [1] Fukui K., Takahashi T., Amano Y., Sugawara T., Tsuchiya Y. and Koibuchi K. Experimental Study on the performance of Driver-Vehicle System for the change of Steering Characteristics. Proceedings of AVEC'04, pp.41-46, 2004.
- [2] Yu J., Aston J., Gilsinger C., Shutway J. and Tokunaga H. Vehicle Dynamic Feeling Study with a focus on the On-Center Steering Feeling of North American Highway Driving. Proceedings of AVEC'04, pp. 415-420, 2004.
- [3] MacAdam C. Application of an Optimal Preview Control for Simulation of Closed-Loop Automobile Driving. IEEE Transactions and Systems, Man, and Cybernetics, Vol. SMC-11, n° 6, pp. 393-399, June 1981.
- [4] Hess R. A. and Modjtahedzadeh A. A preview Control Model of Driver Steering Behaviour. IEEE Conference on Systems, Man and Cybernetics, Cambridge, MA, USA, pp. 504-509, 1989.
- [5] MacAdam C. Understanding and Modeling the Human Driver. Vehicle System Dynamics, Vol.40, N°13, pp.101-134, 2006.
- [6] Chen L. and Ulsoy A. Identification of a Driver Steering Model, and Model Uncertainty, from Driving Simulator Data. Journal of Dynamics System, Measurement and Control, Vol. 123, pp. 623-629, 2001.
- [7] Mostafa S. Habib. Characterization of Driver/Vehicle directional control using three models of human driver. Proceedings AVEC'94, pp. 36-41, 1994.
- [8] Guo K. and Guan H. Modelling of Driver/Vehicle Directional Control System. Vehicle System Dynamics, pp.141-184, 1993.
- [9] Burnham G. O., Seo J. and Bekey G. A. Identification of Human Driver Models in car Following. IEEE Transactions on Automatic Control, Vol. AC-19, n° 6, pp. 911-915, December 1974.
- [10] Renski A. Identification of Driver Model Parameters. International Journal of Occupational Safety and Ergonomics, Vol.7, N°1, pp. 79-90, 2001.
- [11] Van der Helm F., Schouten A., De Vlugt E. and Identification of Intrinsic and Reflexive Components of Human Arm Dynamics during Postural Control. Journal of Neuroscience Methods, Vol. 119, pp. 1-14, 2002.
- [12] De Vlugt E., Schouten A. and Van der Helm F. Quantification of intrinsic and reflexive properties during multijoint arm posture. Journal of Neuroscience Methods, Vol. 155, pp. 328-349, 2006.
- [13] De Vlugt E., Van der Helm F., Schouten A. and Brouwn G. Analysis of reflexive feedback control loop during posture maintenance. Journal of Biological Cybernetics, Vol. 84, pp. 133-141, 2001.
- [14] Oustaloup A. La dérivation non entière : théorie, synthèse et applications, Ed. Hermes, 1995.
- [15] Moreau X., Altet O. and Oustaloup A. - Fractional differentiation: an example of phenomenological interpretation - Chapter 2, pp. 275-287, Part 2 "Econophysics, mechanics, material modelling, thermal systems, electronics, electrical systems" of the book: Fractional differentiation and its applications, Ubooks Verlag Ed., Neusäß, November 2005.