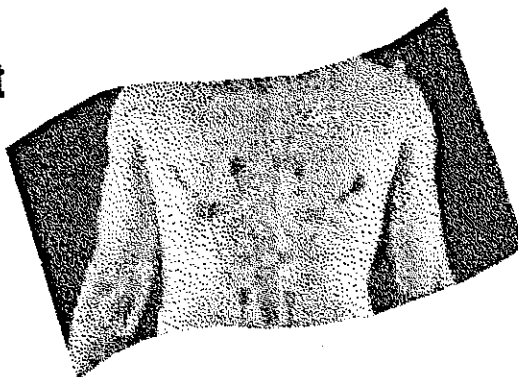


**Étude de l'effet de l'interaction
entre l'asymétrie du mouvement
et la coactivation musculaire
sur le chargement lombaire
chez des sujets sains
et lombalgiques**

**Phase 1 : Développement et validation
d'un modèle biomécanique articulaire
à solution physiologique optimale**

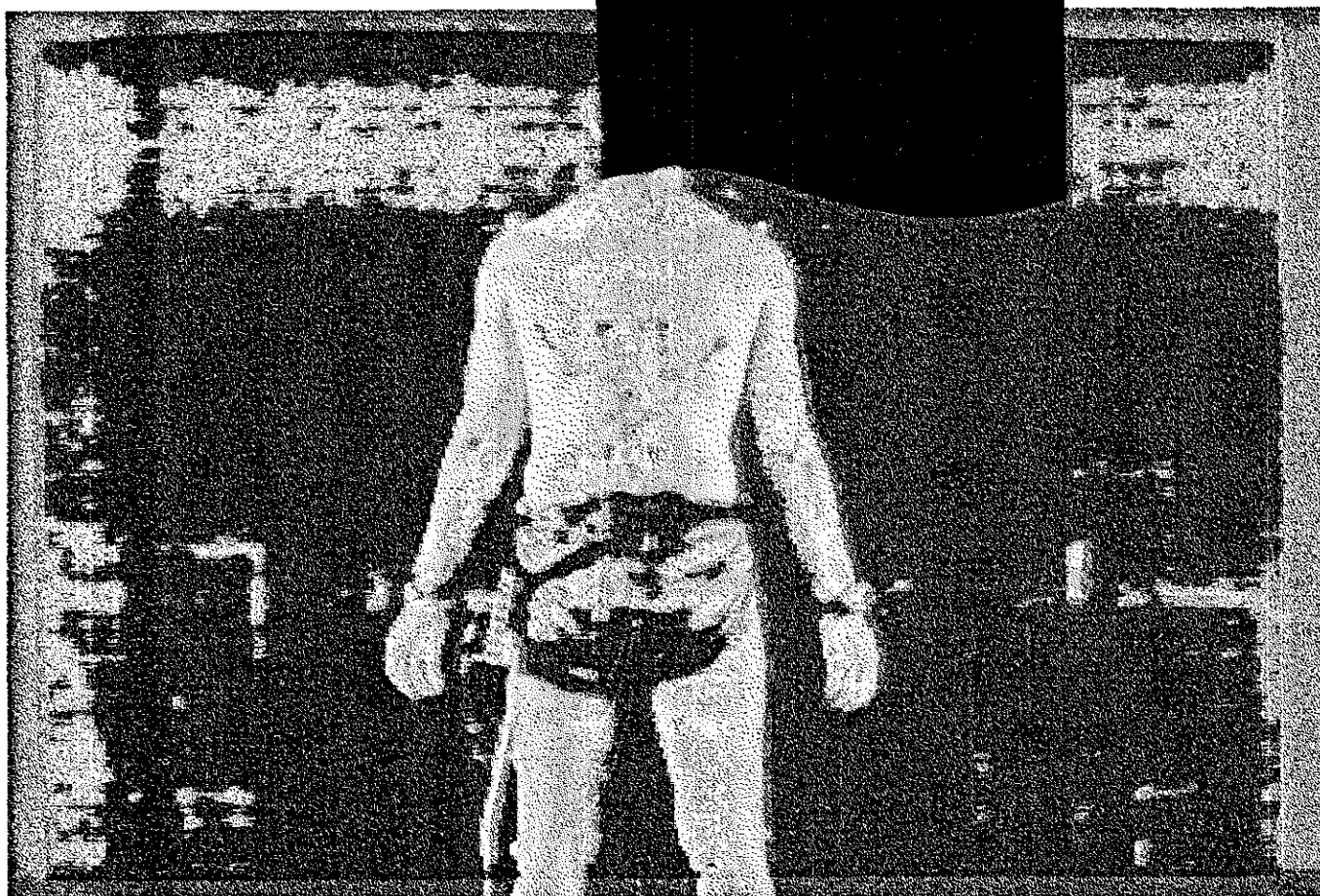
Denis Gagnon
Patrick Loisel



**ÉTUDES ET
RECHERCHES**

Novembre 1998 R-198

RAPPORT



IRSST
Institut de recherche
en santé et en sécurité

La recherche, pour mieux comprendre

L'Institut de recherche en santé et en sécurité du travail du Québec (IRSST) est un organisme de recherche scientifique voué à l'identification et à l'élimination à la source des dangers professionnels, et à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes. Financé par la CSST, l'Institut réalise et finance, par subvention ou contrats, des recherches qui visent à réduire les coûts humains et financiers occasionnés par les accidents de travail et les maladies professionnelles.

Pour tout connaître de l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement au magazine *Prévention au travail*, publié conjointement par la CSST et l'Institut.

Les résultats des travaux de l'Institut sont présentés dans une série de publications, disponibles sur demande à la Direction des communications.

Il est possible de se procurer le catalogue des publications de l'Institut et de s'abonner à *Prévention au travail* en écrivant à l'adresse au bas de cette page.

ATTENTION

Cette version numérique vous est offerte à titre d'information seulement. Bien que tout ait été mis en œuvre pour préserver la qualité des documents lors du transfert numérique, il se peut que certains caractères aient été omis, altérés ou effacés. Les données contenues dans les tableaux et graphiques doivent être vérifiées à l'aide de la version papier avant utilisation.

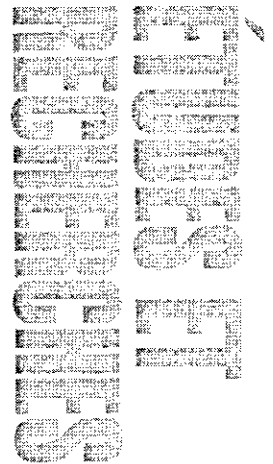
Dépôt légal
Bibliothèque nationale du Québec

IRSST - Direction des communications
505, boul. de Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : (514) 288-1 551
Télécopieur: (514) 288-7636
Site internet : www.irsst.qc.ca
© Institut de recherche en santé
et en sécurité du travail du Québec,

Étude de l'effet de l'interaction entre l'asymétrie du mouvement et la coactivation musculaire sur le chargement lombaire chez des sujets sains et lombalgiques

**Phase 1 : Développement et validation
d'un modèle biomécanique articulaire
à solution physiologique optimale**

Denis Gagnon et Patrick Loisel
Université de Sherbrooke



RAPPORT

SOMMAIRE

Les maux de dos sont coûteux pour les travailleurs et les employeurs. Il est reconnu que l'origine des maux de dos réside partiellement dans des perturbations du rôle mécanique normal des tissus et structures internes du tronc. Pour la plupart des activités de la vie courante, le tronc joue un rôle primordial dans la transmission des forces entre les membres inférieurs et supérieurs. Les muscles du tronc sont les principaux responsables de sa stabilité et de sa mobilité en fonction des besoins de l'activité effectuée.

Pour quantifier et étudier les phénomènes internes se produisant au niveau des structures anatomiques, une approche classique consiste à créer un modèle biomécanique articulaire. Ce type de modèle porte en général sur une articulation donnée et inclut la configuration des structures osseuses, des muscles et de certaines autres structures de support comme les ligaments et les disques intervertébraux. Le principal problème avec ce type de modèle se situe au niveau de sa solution. Un modèle à solution mathématique optimale (OPT) équilibre parfaitement les moments mais est incapable de représenter correctement l'activité musculaire d'un individu. A l'opposé, un modèle à solution physiologique basé sur le signal électromyographique (EMG) représente correctement l'activité musculaire individuelle mais ne parvient jamais à équilibrer les moments. La combinaison de ces deux méthodes pour obtenir une solution physiologique optimale (EMGAO) semble logique et commence à émerger dans la littérature.

Un modèle biomécanique articulaire à solution physiologique optimale (EMGAO) a été mis au point dans le cadre du présent projet. Il représente une coupe du tronc au niveau de l'articulation L5/S1 et utilise une méthode hybride mariant l'optimisation mathématique et les signaux EMG pour prédire les forces au centroïde du disque intervertébral L5/S1 et la tension produite par chacun des muscles modélisés.

Cinq études impliquant onze sujets sains ont servi à évaluer la performance de ce modèle. Les sujets ont effectué trois tâches de manutention d'une même charge (12 kg), soit un soulèvement dans le plan sagittal, une flexion latérale dans le plan frontal et un soulèvement libre impliquant une rotation du tronc. L'exécution des tâches fut enregistrée par cinq caméras vidéo, les forces externes furent mesurées par deux plates-formes dynamométriques et une caisse dynamométrique et les signaux EMG de douze muscles furent recueillis à l'aide d'électrodes de surface actives. Le nouveau modèle parvient à prédire convenablement les forces musculaires à partir du signal EMG tout en respectant l'équilibre des moments à l'articulation L5/S1. Il est particulièrement sensible à certains de ses intrants, notamment le moment à L5/S1, le signal EMG et les bras de leviers des muscles. Cette sensibilité touche particulièrement les muscles spinaux et obliques et varie en fonction de la tâche analysée et de la posture.

La dernière de ces cinq études présente et évalue une nouvelle approche pour calculer la coactivation musculaire impliquant l'utilisation simultanée d'un modèle OPT et EMGAO. La coactivation en antagonisme peut être représentée graphiquement par une surface et s'exprime aussi sous la forme d'un moment, ce moment pouvant être comparé à chacune des composantes du moment original à l'articulation L5/S1. Les résultats de cette étude montrent que les patrons de coactivation musculaire sont significativement différents entre les tâches, les mouvements dans le plan frontal et les gestes complexes générant les valeurs les plus élevées. Les résultantes relatives montrent de 9 à 36% de coactivation

musculaire maximale en moyenne. Pour les tâches les plus touchées, la présence de coactivation musculaire est significativement supérieure en flexion latérale par rapport à l'extension-flexion et à la rotation axiale. L'estimation de la coactivation musculaire chez des personnes saines pour les tâches de manutention étudiées ici démontre le potentiel de l'approche pour quantifier les phénomènes musculaires. Des résultats prometteurs sont anticipés pour son application aux personnes lombalgiques.

Les résultats obtenus avec le nouveau modèle confirment ceux retrouvés dans la littérature. Pour chaque muscle, le nouveau modèle prédit généralement une courbe de force musculaire dont la forme est fortement corrélée avec le signal EMG tout en utilisant ces mêmes forces musculaires estimées pour équilibrer parfaitement les moments à l'articulation L5/S1. Le modèle a l'avantage de pouvoir reproduire en situation dynamique des patrons individualisés d'activité musculaire. Ceci pourrait constituer une caractéristique importante pour l'étude de lombalgies qui seraient caractérisées par des variations au niveau des stratégies musculaires.

En ce qui concerne la coactivation musculaire, elle pourrait être reliée à différentes façons d'exprimer la stabilité (rigidité) et la mobilité de la région lombaire selon la tâche effectuée et selon la présence ou non de maux de dos. En la quantifiant, il devient possible d'identifier autant les stratégies efficaces de protection utilisées par les personnes saines que les stratégies inefficaces utilisées par les personnes lombalgiques. La connaissance des stratégies musculaires efficaces pourrait permettre le suivi de personnes lombalgiques et l'évaluation périodique des progrès réels résultant de diverses procédures de rééducation.

Si la piste de la coactivation s'avère juste, les procédures de collecte de données devront être simplifiées pour rendre possible l'utilisation des instruments de mesure hors d'un laboratoire de recherche. Si des stratégies musculaires différentes existent entre des sujets sains et lombalgiques, alors l'approche préconisée pourrait, une fois simplifiée adéquatement, être extrêmement utile pour détecter et suivre des cas de lombalgies.

TABLE DES MATIÈRES

Sommaire	i
Tables des matières	iii
Liste des tableaux	vi
Liste des figures	x
Préambule.....	1
Introduction.....	1
Rappel des objectifs de recherche.....	3
Méthodes.....	4
Techniques de mesure	4
Mesures anthropométriques	4
Vidéographie.....	5
Dynamométrie.....	5
Électromyographie de surface.....	5
Synchronisation des signaux	6
Procédures expérimentales	6
Sujets	6
Calibrage des signaux EMG.....	7
Tâches.....	7
Traitement des données.....	7
Reconstruction, interpolation et filtrage des positions spatiales.....	8
Centres articulaires, référentiels segmentaires et cinématique (modèle géométrique)	8
Chargement net aux articulations (modèle biomécanique multisegmentaire)	9
Traitement du signal myoélectrique.....	9
Chargement articulaire à L5/S1 (modèle biomécanique articulaire).....	10

Évaluation du nouveau modèle biomécanique articulaire.....	10
<i>Étude 1</i> : comparaison des moments nets estimés à L5/S1 entre deux modèles biomécaniques multisegmentaires différents	11
<i>Étude 2</i> : relations entre la forme de la courbe du signal EMG et celle de la force musculaire prédite pour chacun des 12 muscles étudiés en fonction du type de modèle biomécanique articulaire	11
<i>Étude 3</i> : effet du type de modèle biomécanique articulaire sur les forces articulaires et musculaires maximales estimées	12
<i>Étude 4</i> : évaluation partielle de la sensibilité du modèle biomécanique articulaire à solution physiologique optimale (EMGAO) aux variations de ses principaux intrants	12
<i>Étude 5</i> : utilisation simultanée d'un modèle biomécanique articulaire à solution mathématique optimale (OPT) et d'un modèle biomécanique articulaire à solution physiologique optimale (EMGAO) pour contraster les stratégies musculaires utilisées lors de la manutention de charge	12
Résultats.....	14
<i>Étude 1</i>	15
Écarts rms entre les courbes de moment	15
Corrélation entre les courbes de moment	15
<i>Étude 2</i>	16
Corrélations croisées entre les courbes du signal EMG et celles des forces musculaires prédites	16
Cas typiques de relations EMG-force	17
<i>Étude 3</i>	17
Forces articulaires	18
Forces musculaires	19
Équilibre des moments à L5/S1	21
<i>Étude 4</i>	21
Visualisation de la sensibilité du modèle EMGAO	21
Tendances progressives de la sensibilité du modèle EMGAO	22
Sensibilité moyenne du modèle EMGAO	23
<i>Étude 5</i>	24
Détermination de la coactivation musculaire	24
Courbes moyennes de coactivation musculaire	25
Coactivation musculaire maximale	26
Discussion	26
Limites de l'étude.....	27
Performance du nouveau modèle.....	28
Comportement du nouveau modèle.....	28
Sensibilité et validité du nouveau modèle	31

Interprétation de la coactivation musculaire	36
Conclusion	39
Applicabilité des résultats	39
Retombées éventuelles	40
Contributions scientifiques	41
Remerciements	41
Références.....	42
Annexe A : Tableaux	48
Annexe B : Figures	92

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1: Position des électrodes de surface	49
Tableau 2: Caractéristiques des sujets	50
Tableau 3: Intrants étudiés pour mesurer la sensibilité du modèle EMGAO	51
Tableau 4: Écarts rms au niveau des moments nets (N·m) à l'articulation L5/S1 entre les deux modèles biomécaniques multisegmentaires pour la tâche sagittale	52
Tableau 5: Écarts rms au niveau des moments nets (N·m) à l'articulation L5/S1 entre les deux modèles biomécaniques multisegmentaires pour la tâche frontale	53
Tableau 6: Écarts rms au niveau des moments nets (N·m) à l'articulation L5/S1 entre les deux modèles biomécaniques multisegmentaires pour la tâche libre	54
Tableau 7: Corrélations croisées pour les composantes du moment net à L5/S1 entre l'approche procédant des pieds vers L5/S1 et celle procédant des mains vers L5/S1 pour la tâche sagittale	55
Tableau 8: Corrélations croisées pour les composantes du moment net à L5/S1 entre l'approche procédant des pieds vers L5/S1 et celle procédant des mains vers L5/S1 pour la tâche frontale	56
Tableau 9: Corrélations croisées pour les composantes du moment net à L5/S1 entre l'approche procédant des pieds vers L5/S1 et celle procédant des mains vers L5/S1 pour la tâche libre	57
Tableau 10: Corrélations croisées entre les signaux EMG (enveloppe linéaire en % de la CMV) et les forces musculaires prédites par le modèle OPT pour la tâche sagittale	58
Tableau 11: Corrélations croisées entre les signaux EMG (enveloppe linéaire en % de la CMV) et les forces musculaires prédites par le modèle EMG pour la tâche sagittale	59
Tableau 12: Corrélations croisées entre les signaux EMG (enveloppe linéaire en % de la CMV) et les forces musculaires prédites par le modèle EMGAO pour la tâche sagittale	60
Tableau 13: Corrélations croisées entre les signaux EMG (enveloppe linéaire en % de la CMV) et les forces musculaires prédites par le modèle OPT pour la tâche frontale	61
Tableau 14: Corrélations croisées entre les signaux EMG (enveloppe linéaire en % de la CMV) et les forces musculaires prédites par le modèle EMG pour la tâche frontale	62

Tableau 15: Corrélations croisées entre les signaux EMG (enveloppe linéaire en % de la CMV) et les forces musculaires prédites par le modèle EMGAO pour la tâche frontale	63
Tableau 16: Corrélations croisées entre les signaux EMG (enveloppe linéaire en % de la CMV) et les forces musculaires prédites par le modèle OPT pour la tâche libre	64
Tableau 17: Corrélations croisées entre les signaux EMG (enveloppe linéaire en % de la CMV) et les forces musculaires prédites par le modèle EMG pour la tâche libre	65
Tableau 18: Corrélations croisées entre les signaux EMG (enveloppe linéaire en % de la CMV) et les forces musculaires prédites par le modèle EMGAO pour la tâche libre	66
Tableau 19: Forces (N) articulaires absolues maximales à L5/S1 entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche sagittale	67
Tableau 20: Forces (N) articulaires absolues maximales à L5/S1 entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche frontale	68
Tableau 21: Forces (N) articulaires absolues maximales à L5/S1 entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche libre	69
Tableau 22: Forces (N) musculaires maximales pour les droits de l'abdomen (D _{Ag} et D _{Ad}) et les grands dorsaux (G _{Dg} et G _{Dd}) entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche sagittale	70
Tableau 23: Forces (N) musculaires maximales pour les obliques internes (O _{Ig} et O _{Id}) et externes (O _{Eg} et O _{Ed}) entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche sagittale	71
Tableau 24: Forces (N) musculaires maximales pour les spinaux lombaires (S _{Lg} et S _{Ld}) et thoraciques (S _{Tg} et S _{Td}) entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche sagittale	72
Tableau 25: Forces (N) musculaires maximales pour les droits de l'abdomen (D _{Ag} et D _{Ad}) et les grands dorsaux (G _{Dg} et G _{Dd}) entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche frontale	73
Tableau 26: Forces (N) musculaires maximales pour les obliques internes (O _{Ig} et O _{Id}) et externes (O _{Eg} et O _{Ed}) entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche frontale	74
Tableau 27: Forces (N) musculaires maximales pour les spinaux lombaires (S _{Lg} et S _{Ld}) et thoraciques (S _{Tg} et S _{Td}) entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche frontale	75

Tableau 28: Forces (N) musculaires maximales pour les droits de l'abdomen (DAg et DAd) et les grands dorsaux (GDg et GDd) entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche libre	76
Tableau 29: Forces (N) musculaires maximales pour les obliques internes (OIg et OId) et externes (OEg et OEd) entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche libre	77
Tableau 30: Forces (N) musculaires maximales pour les spinaux lombaires (SLg et SLd) et thoraciques (STg et STd) entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche libre	78
Tableau 31: Écarts rms (N·m) dans l'équilibre des composantes du moment net à l'articulation L5/S1 pour le modèle EMG	79
Tableau 32: Sensibilité (variation moyenne des différences absolues) des forces articulaires (N) aux variations des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche sagittale	80
Tableau 33: Sensibilité (variation moyenne des différences absolues) des forces musculaires (N) aux variations des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche sagittale	81
Tableau 34: Sensibilité (variation moyenne des différences absolues) des forces articulaires (N) aux variations des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche frontale	82
Tableau 35: Sensibilité (variation moyenne des différences absolues) des forces musculaires (N) aux variations des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche frontale	83
Tableau 36: Sensibilité (variation moyenne des différences absolues) des forces articulaires (N) aux variations des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche libre	84
Tableau 37: Sensibilité (variation moyenne des différences absolues) des forces musculaires (N) aux variations des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche libre	85
Tableau 38: Sensibilité moyenne des forces articulaires aux variations des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche sagittale	86
Tableau 39: Sensibilité moyenne des forces musculaires aux variations des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche sagittale	86

Tableau 40: Sensibilité moyenne des forces articulaires aux variations des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche frontale	87
Tableau 41: Sensibilité moyenne des forces musculaires aux variations des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche frontale	87
Tableau 42: Sensibilité moyenne des forces articulaires aux variations des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche libre	88
Tableau 43: Sensibilité moyenne des forces musculaires aux variations des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche libre	88
Tableau 44: Moment (N·m) absolu maximal de coactivation musculaire en antagonisme pour chacune des tâches	89
Tableau 45: Moment net maximal (N·m) à l'articulation L5/S1 pour chacune des tâches	89
Tableau 46: Caractéristiques des modèles biomécaniques articulaires	90
Tableau 47: Impact sur les forces articulaires (N) de deux scénarios d'erreurs basés sur la sensibilité moyenne du modèle EMGAO	91
Tableau 48: Impact sur les forces musculaires (N) de deux scénarios d'erreurs basés sur la sensibilité moyenne du modèle EMGAO	91

LISTE DES FIGURES

Figure 1: Position des 44 repères du calibrage anatomique (schéma réalisé par Christian Larivière).....	93
Figure 2: Position des 27 repères suivis lors des tâches (schéma réalisé par Christian Larivière).....	94
Figure 3: Position des 16 électrodes (schéma réalisé par Christian Larivière).....	95
Figure 4: Système d'enregistrement des signaux EMG (schéma réalisé par Ali Ghorbal)	96
Figure 5: Modèle géométrique (schéma réalisé par Christian Larivière)	97
Figure 6: Diagrammes de chacun des modèles biomécaniques multisegmentaires.....	98
Figure 7: Organigramme du modèle articulaire à solution physiologique optimale (EMGAO)	99
Figure 8: Coupe à L5/S1 montrant l'arrangement géométrique des muscles et l'orientation des lignes d'action en position anatomique	100
Figure 9: Coupes à L5/S1 et T12/L1 montrant les lignes d'action musculaires en position anatomique (données réelles du sujet 4)	101
Figure 10: Échantillons temporels de la tâche sagittale	102
Figure 11: Échantillons temporels de la tâche frontale	103
Figure 12: Échantillons temporels de la tâche libre	104
Figure 13: Moments entre les deux modèles pour la tâche sagittale. Les barres verticales représentent ± 1 écart-type	105
Figure 14: Moments entre les deux modèles pour la tâche frontale. Les barres verticales représentent ± 1 écart-type	106
Figure 15: Moments entre les deux modèles pour la tâche libre. Les barres verticales représentent ± 1 écart-type	107
Figure 16: Corrélations croisées entre les forces musculaires prédites par le modèle OPT et le signal EMG pour la tâche sagittale. Chaque boîte représente la moyenne ± 1 écart-type. Toutes les valeurs situées hors de la boîte sont représentées par un signe +	108

- Figure 17:** Corrélations croisées entre les forces musculaires prédites par le modèle EMG et le signal EMG pour la tâche sagittale. Chaque boîte représente la moyenne ± 1 écart-type. Toutes les valeurs situées hors de la boîte sont représentées par un signe + 109
- Figure 18:** Corrélations croisées entre les forces musculaires prédites par le modèle EMGAO et le signal EMG pour la tâche sagittale. Chaque boîte représente la moyenne ± 1 écart-type. Toutes les valeurs situées hors de la boîte sont représentées par un signe + .. 110
- Figure 19:** Corrélations croisées entre les forces musculaires prédites par le modèle OPT et le signal EMG pour la tâche frontale. Chaque boîte représente la moyenne ± 1 écart-type. Toutes les valeurs situées hors de la boîte sont représentées par un signe + 111
- Figure 20:** Corrélations croisées entre les forces musculaires prédites par le modèle EMG et le signal EMG pour la tâche frontale. Chaque boîte représente la moyenne ± 1 écart-type. Toutes les valeurs situées hors de la boîte sont représentées par un signe + 112
- Figure 21:** Corrélations croisées entre les forces musculaires prédites par le modèle EMGAO et le signal EMG pour la tâche frontale. Chaque boîte représente la moyenne ± 1 écart-type. Toutes les valeurs situées hors de la boîte sont représentées par un signe + 113
- Figure 22:** Corrélations croisées entre les forces musculaires prédites par le modèle OPT et le signal EMG pour la tâche libre. Chaque boîte représente la moyenne ± 1 écart-type. Toutes les valeurs situées hors de la boîte sont représentées par un signe + 114
- Figure 23:** Corrélations croisées entre les forces musculaires prédites par le modèle EMG et le signal EMG pour la tâche libre. Chaque boîte représente la moyenne ± 1 écart-type. Toutes les valeurs situées hors de la boîte sont représentées par un signe + 115
- Figure 24:** Corrélations croisées entre les forces musculaires prédites par le modèle EMGAO et le signal EMG pour la tâche libre. Chaque boîte représente la moyenne ± 1 écart-type. Toutes les valeurs situées hors de la boîte sont représentées par un signe + 116
- Figure 25:** Comparaison entre la force des muscles spinaux thoraciques droits (trait plein) estimée par chacun des trois modèles et le signal EMG (symbole +) pour la tâche sagittale effectuée par le sujet 5. Le coefficient de corrélation croisée est indiqué entre parenthèses 117
- Figure 26:** Comparaison entre la force des droits de l'abdomen gauches (trait plein) estimée par chacun des trois modèles et le signal EMG (symbole +) pour la tâche sagittale effectuée par le sujet 5. Le coefficient de corrélation croisée est indiqué entre parenthèses 118

Figure 27: Comparaison entre la force des muscles obliques internes droits (trait plein) estimée par chacun des trois modèles et le signal EMG (symbole +) pour la tâche frontale effectuée par le sujet 5. Le coefficient de corrélation croisée est indiqué entre parenthèses	119
Figure 28: Comparaison entre la force des muscles spinaux thoraciques gauches (trait plein) estimée par chacun des trois modèles et le signal EMG (symbole +) pour la tâche frontale effectuée par le sujet 5. Le coefficient de corrélation croisée est indiqué entre parenthèses	120
Figure 29: Comparaison entre la force des muscles spinaux lombaires gauches (trait plein) estimée par chacun des trois modèles et le signal EMG (symbole +) pour la tâche libre effectuée par le sujet 7. Le coefficient de corrélation croisée est indiqué entre parenthèses	121
Figure 30: Comparaison entre la force des muscles obliques internes droits (trait plein) estimée par chacun des trois modèles et le signal EMG (symbole +) pour la tâche libre effectuée par le sujet 10. Le coefficient de corrélation croisée est indiqué entre parenthèses	122
Figure 31: Composantes de la force articulaire en compression et en cisaillement PA et GD en fonction de chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche sagittale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type	123
Figure 32: Composantes de la force articulaire en compression et en cisaillement PA et GD en fonction de chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche frontale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type	124
Figure 33: Composantes de la force articulaire en compression et en cisaillement PA et GD en fonction de chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche libre. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type	125
Figure 34: Force des muscles droits de l'abdomen gauche (DAg) et droit (DAd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche sagittale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type	126
Figure 35: Force des muscles grands dorsaux gauche (GDg) et droit (GDd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche sagittale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type	127
Figure 36: Force des muscles obliques internes gauche (OIG) et droit (OID) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche sagittale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type	128

Figure 37: Force des muscles obliques externes gauche (OEg) et droit (OEd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche sagittale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type	129
Figure 38: Force des muscles spinaux lombaires gauche (SLg) et droit (SLd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche sagittale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type	130
Figure 39: Force des muscles spinaux thoraciques gauche (STg) et droit (STd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche sagittale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type	131
Figure 40: Force des muscles droits de l'abdomen gauche (DAg) et droit (DAd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche frontale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type	132
Figure 41: Force des muscles grands dorsaux gauche (GDg) et droit (GDd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche frontale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type	133
Figure 42: Force des muscles obliques internes gauche (OIg) et droit (OId) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche frontale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type	134
Figure 43: Force des muscles obliques externes gauche (OEg) et droit (OEd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche frontale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type	135
Figure 44: Force des muscles spinaux lombaires gauche (SLg) et droit (SLd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche frontale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type	136
Figure 45: Force des muscles spinaux thoraciques gauche (STg) et droit (STd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche frontale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type	137
Figure 46: Force des muscles droits de l'abdomen gauche (DAg) et droit (DAd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche libre. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type	138
Figure 47: Force des muscles grands dorsaux gauche (GDg) et droit (GDd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche libre. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type	139

- Figure 48:** Force des muscles obliques internes gauche (OIg) et droit (OId) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche libre. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type 140
- Figure 49:** Force des muscles obliques externes gauche (OEG) et droit (OEd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche libre. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type 141
- Figure 50:** Force des muscles spinaux lombaires gauche (SLg) et droit (SLd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche libre. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type 142
- Figure 51:** Force des muscles spinaux thoraciques gauche (STg) et droit (STd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche libre. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type 143
- Figure 52:** Sensibilité des composantes de la force articulaire à L5/S1 (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (moment, EMG et levier) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Pour chacune des composantes de force, une barre verticale correspond à un instant donné du mouvement (0, 20, 40, 60, 80, 100%) 144
- Figure 53:** Sensibilité des composantes de la force articulaire à L5/S1 (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (rotation axiale, flexion latérale et extension/flexion) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Pour chacune des composantes de force, une barre verticale correspond à un instant donné du mouvement (0, 20, 40, 60, 80, 100%) 145
- Figure 54:** Sensibilité au temps 0% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (moment, EMG et levier) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué 146
- Figure 55:** Sensibilité au temps 20% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (moment, EMG et levier) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué 147
- Figure 56:** Sensibilité au temps 40% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (moment, EMG et levier) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué 148

Figure 57: Sensibilité au temps 60% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (moment, EMG et levier) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué 149

Figure 58: Sensibilité au temps 80% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (moment, EMG et levier) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué 150

Figure 59: Sensibilité au temps 100% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (moment, EMG et levier) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué 151

Figure 60: Sensibilité au temps 0% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (rotation axiale, flexion latérale et extension-flexion) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué 152

Figure 61: Sensibilité au temps 20% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (rotation axiale, flexion latérale et extension-flexion) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué 153

Figure 62: Sensibilité au temps 40% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (rotation axiale, flexion latérale et extension-flexion) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué 154

Figure 63: Sensibilité au temps 60% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (rotation axiale, flexion latérale et extension-flexion) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué 155

Figure 64: Sensibilité au temps 80% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (rotation axiale, flexion latérale et extension-flexion) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué 156

- Figure 65: Sensibilité au temps 100% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (rotation axiale, flexion latérale et extension-flexion) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué 157
- Figure 66: Stratégies musculaires individuelle (EMGAO) et standard (OPT) du sujet 11 lors de la tâche sagittale. La différence entre ces stratégies produit une surface de coactivation dont les forces (F_{DEV}) servent à déterminer les composantes du moment de coactivation en antagonisme (rotation axiale o, flexion latérale +, extension-flexion *) 158
- Figure 67: Stratégies musculaires individuelle (EMGAO) et standard (OPT) du sujet 11 lors de la tâche frontale. La différence entre ces stratégies produit une surface de coactivation dont les forces (F_{DEV}) servent à déterminer les composantes du moment de coactivation en antagonisme (rotation axiale o, flexion latérale +, extension-flexion *) 159
- Figure 68: Stratégies musculaires individuelle (EMGAO) et standard (OPT) du sujet 11 lors de la tâche libre. La différence entre ces stratégies produit une surface de coactivation dont les forces (F_{DEV}) servent à déterminer les composantes du moment de coactivation en antagonisme (rotation axiale o, flexion latérale +, extension-flexion *) 160
- Figure 69: Composantes du moment de coactivation en antagonisme (rotation axiale, flexion latérale et extension-flexion) en fonction du temps pour chacune des trois tâches étudiées (sagittale, frontale et libre). Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type 161
- Figure 70: Progression de la force de compression à L5/S1 (estimée par le modèle EMGAO) en fonction de l'angle spatial du tronc (vecteur pointant de L5/S1 vers C7/T1) par rapport à la verticale. Les contrastes entre les trois tâches sont expliqués dans le texte (valeurs moyennes pour 11 sujets) 162
- Figure 71: Progression de la force de cisaillement PA à L5/S1 (estimée par le modèle EMGAO) en fonction de l'angle spatial du tronc (vecteur pointant de L5/S1 vers C7/T1) par rapport à la verticale. Les contrastes entre les trois tâches sont expliqués dans le texte (valeurs moyennes pour 11 sujets) 163
- Figure 72: Progression de la force de cisaillement GD à L5/S1 (estimée par le modèle EMGAO) en fonction de l'angle spatial du tronc (vecteur pointant de L5/S1 vers C7/T1) par rapport à la verticale. Les contrastes entre les trois tâches sont expliqués dans le texte (valeurs moyennes pour 11 sujets) 164
- Figure 73: Progression du moment de coactivation en antagonisme en fonction de l'angle spatial du tronc (vecteur pointant de L5/S1 vers C7/T1) par rapport à la verticale. Les contrastes entre les trois tâches sont expliqués dans le texte (valeurs moyennes pour 11 sujets) 165

PRÉAMBULE

Ce rapport de recherche expose la démarche et les résultats d'un projet de recherche qui s'est déroulé entre le 15 décembre 1993 et le 25 mars 1998. Un rapport d'étape et une première version du rapport final ont été soumis à l'Institut respectivement en novembre 1994 et en janvier 1997.

Dans le protocole original du projet soumis à l'IRSST en août 1992, une étude expérimentale incluant des sujets sains et lombalgiques devait faire suite au développement et à la validation du modèle biomécanique articulaire. Il s'est cependant avéré impossible jusqu'à maintenant de valider avec des sujets lombalgiques le modèle développé dans le présent projet. Ce rapport conclut donc la première phase du projet, soit le développement et validation du modèle. Les résultats obtenus avec un groupe de sujets sains confirment l'importance de poursuivre cette avenue de recherche.

L'introduction de la problématique est suivie par le rappel des objectifs du projet et la présentation des méthodes utilisées, des résultats obtenus, de la discussion et de la conclusion. L'applicabilité des résultats et les retombées éventuelles complètent le document.

INTRODUCTION

Il est reconnu que l'origine des maux de dos réside partiellement dans des perturbations du rôle mécanique normal des tissus et structures internes du tronc. Le tronc joue un rôle primordial dans la transmission des forces entre les membres inférieurs et les membres supérieurs dans les activités de la vie courante, qu'elles soient effectuées sur les lieux de travail ou ailleurs. La réalisation de ces activités avec un minimum de risque de blessure requiert autant une bonne mobilité du tronc qu'une bonne stabilité de celui-ci, selon les besoins de la tâche à effectuer. La mobilité et la stabilité du tronc dépendent d'un ensemble de tissus et de structures actives et passives. La façon classique de quantifier les phénomènes internes se produisant au niveau de ces structures consiste à créer un modèle biomécanique articulaire. En général, ce type de modèle porte sur une articulation donnée et inclut, par exemple, la configuration des structures osseuses, les muscles et certaines de leurs propriétés et d'autres structures de support comme les ligaments et les disques intervertébraux.

Malgré la nature spatiale et dynamique de la plupart des tâches de travail, la manutention de charge en étant un bel exemple (Drury et al., 1982, 1989), l'étude des phénomènes biomécaniques en présence est rarement faite par l'approche appropriée, soit une approche dynamique tridimensionnelle (3D). Il est cependant rapporté que les risques de maux de dos sont plus élevés lors de l'exécution de mouvement de rotation axiale du tronc (Frymoyer et al., 1980 ; Snook et al., 1978) et que le risque théorique de dommage au disque intervertébral (Farfan & Gracovetsky, 1984) peut être jusqu'à six fois plus élevé lors de l'exécution fréquente de mouvements combinés de flexion et de rotation axiale du tronc (Kelsey et al., 1984). Il est cependant démontré que des tâches asymétriques de manutention produisent des moments de 3 à 5 fois moins importants en rotation axiale qu'en extension (Gagnon & Gagnon, 1992 ; Gagnon et al., 1995 ; Plamondon et al., 1995), ce qui soulève des questions sur le risque réel qui doit être

associé à la rotation axiale et sur la définition même de ce phénomène mécanique lors de la manutention.

La problématique de base des modèles biomécaniques articulaires 3D permettant d'estimer les forces sur un disque intervertébral (L5/S1, L4/L5 ou L3/L4) demeure la solution indéterminée d'un système d'équations comprenant un plus grand nombre de variables inconnues que d'équations disponibles. La solution de ce type de problème fait appel à deux approches différentes, soit (1) la minimisation d'une fonction objective (la force de compression sur le disque ou une somme spécifique des forces musculaires) par optimisation linéaire (solution basée sur l'optimisation) ou (2) l'établissement d'une relation dynamique force-activité myoélectrique (électromyographie ou EMG) pour chacun des muscles du tronc pour lever l'indétermination et tenter d'équilibrer les moments résultants (solution basée sur l'EMG). Dans un cas comme dans l'autre, ces types de modèles 3D sont rares et présentent des limites. Alors que la solution basée sur l'optimisation linéaire produit des scénarios d'activation musculaire non physiologiques, la solution basée sur l'EMG est limitée par son incapacité à équilibrer les moments nets autour des trois axes anatomiques. Les deux principales avenues possibles pour rendre plus valide ce type de modèle 3D sont (1) l'utilisation d'une méthode non linéaire d'optimisation pour minimiser une ou plusieurs fonction(s) objective(s) ou (2) le développement d'une méthode hybride de solution faisant appel simultanément à l'optimisation et à l'estimation indirecte de la force musculaire en utilisant l'activité myoélectrique mesurée en situation dynamique.

Les principaux avantages d'une solution basée sur l'optimisation incluent (1) la solution directe de l'indétermination au niveau des forces musculaires, (2) le respect de l'équilibre mécanique sans ajout de facteur de correction ad hoc, comme c'est le cas pour les modèles optant pour la solution uniquement basée sur l'EMG et (3) l'absence de limite quant au nombre de muscles qui peuvent être inclus dans le modèle, ce qui fait problème au niveau des modèles dont la solution est basée uniquement sur l'EMG. Le principal désavantage de l'optimisation est son manque de sensibilité aux stratégies individuelles d'activation musculaire, ce qui est le point fort d'une solution basée sur l'EMG. Les études de Cholewicki et McGill (1994, 1996) et de Cholewicki et al. (1995) montrent qu'il est possible et avantageux de marier ces deux types de solution en incluant des paramètres extraits des stratégies d'activation musculaire pour moduler les différences interindividuelles dans la formulation d'un modèle d'optimisation.

Un aspect complexe de ce type de modèle biomécanique est relié à la définition de la coactivation dans une situation 3D. La coactivation est caractérisée par une activation simultanée des muscles agonistes et antagonistes à une même articulation. Bien que clairement applicable lorsque les mouvements sont effectués dans un plan (2D), cette définition de la coactivation n'est pas opérationnelle dans le cas de mouvements plus complexes effectués dans l'espace (3D). En 2D, un moment de force produit par un ou plusieurs muscles agonistes peut être équilibré par un moment de force produit par son ou ses antagonistes. A l'articulation d'intérêt, un axe perpendiculaire au plan de mouvement et commun aux agonistes et antagonistes existe. En 3D, un moment de force qui n'est généralement pas produit autour d'un des 3 axes anatomiques par un seul muscle peut être équilibré de plusieurs façons par plusieurs muscles différents dont aucun n'a le potentiel seul de produire un moment de force dans le sens requis. Il est donc difficile d'établir de

façon précise quels muscles sont les agonistes et quels muscles sont les antagonistes dans la situation 3D. Des études de Gardner-Morse et Stokes (1998), Lavender et al. (1992) et de Marras et Mirka (1992) portent sur la question de la coactivation en situation 3D sans en donner une définition formelle. Ces auteurs analysent essentiellement des tâches impliquant des efforts autour des axes transverse (extension du tronc) et sagittal (inclinaison latérale du tronc). La définition de la coactivation en situation 3D se complique principalement au niveau des efforts autour de l'axe longitudinal (rotation axiale du tronc) pour lesquels aucun groupe musculaire n'est spécifiquement conçu. De plus, la coactivation joue un rôle au niveau de la stabilité mécanique que peu de chercheurs ont abordé jusqu'ici (Bergmark, 1989 ; Cholewicki & McGill, 1996).

Des efforts intéressants sur le plan de la définition de la coactivation des muscles du tronc ont été produits par Hughes (1991) qui présente une définition mécanique générale (3D) de l'antagonisme en précisant que les muscles antagonistes sont ceux qui agissent pour équilibrer mécaniquement l'inverse du moment net à l'articulation. A partir d'un modèle donné, il est possible de déterminer quels sont les muscles qui doivent être actifs pour soutenir le moment créé par une charge externe. La détermination de la solution musculaire optimale qui satisfait l'équilibre mécanique après avoir inversé le signe du moment net (ses 3 composantes) à l'articulation d'intérêt permet de déterminer quels muscles doivent être actifs pour s'opposer à ce moment net. Ces muscles sont les antagonistes dans cette situation.

La difficulté majeure au niveau de tout modèle biomécanique concerne sa validation. Comme le précise Panjabi (1979) et plusieurs autres auteurs par la suite, la validation parfaite d'un modèle biomécanique (mathématique) n'est pas possible. Pour le type de modèle articulaire discuté ici, les comparaisons directes sont impossibles puisqu'il faudrait alors mesurer in vivo (1) le chargement sur le disque intervertébral par mesure directe de la pression intradiscale en insérant un transducteur de pression dans le disque et (2) les forces musculaires en insérant des transducteurs de forces dans les tendons musculaires. Certaines comparaisons peuvent cependant servir à valider partiellement ce type de modèle biomécanique, notamment: (1) la justesse des paramètres d'entrée du modèle, (2) la capacité d'obtenir l'équilibre mécanique des moments nets à l'articulation modélisée, (3) des comparaisons entre l'amplitude maximale des forces articulaires (compression et cisaillement) et musculaires (valeur et gain) obtenues et celles retrouvées dans la littérature, (4) la justesse des stratégies musculaires obtenues pour des tâches spécifiques et (5) des comparaisons directes simultanées avec un ou plusieurs autres modèles.

RAPPEL DES OBJECTIFS DE RECHERCHE

Le but de ce projet de recherche était le développement et la validation d'un modèle biomécanique articulaire permettant l'identification et la documentation des variables cinématiques et cinétiques sensibles aux interactions entre l'asymétrie du mouvement, la coactivation musculaire et le chargement lombaire chez des sujets sains et lombalgiques. Ce modèle devait permettre l'analyse des effets sur le chargement lombaire (1) de variables caractérisant l'asymétrie du mouvement, (2) de variables

caractérisant la coactivation musculaire lors du mouvement et (3) de l'interaction entre l'asymétrie du mouvement et la coactivation musculaire.

Deux objectifs spécifiques étaient poursuivis. Un premier objectif visait le développement d'un modèle biomécanique hybride (électromyographie (EMG) et optimisation) tridimensionnel (3D) de l'articulation L5/S1 incluant 12 muscles et considérant les variations de la géométrie spatiale de la portion lombaire du tronc. Le second objectif touchait la validation de ce modèle biomécanique articulaire.

Concernant la validation du modèle biomécanique articulaire, trois hypothèses de recherche furent posées: (1) il existe une relation entre la force estimée par le modèle et le signal EMG pour chacun des muscles considérés, (2) il existe une relation entre les paramètres temporels d'activation musculaire estimés par le modèle et ceux déterminés par l'analyse du signal EMG et (3) le comportement de certaines variables biomécaniques peut être relié à certaines affections lombaires et permettre de faire la différence entre un sujet sain et un sujet lombalgique. Une quatrième hypothèse, concernant spécifiquement le modèle biomécanique multisegmentaire (afin de valider les composantes du moment net à L5/S1 qui sont les intrants au modèle biomécanique articulaire), fut aussi posée: (4) il n'y a pas de différence entre les composantes du moment net à L5/S1 obtenues par une approche de calcul des pieds vers L5/S1 (utilisant les mesures de 2 plates-formes dynamométriques) et une approche de calcul des mains vers L5/S1 (utilisant les mesures d'une caisse dynamométrique).

MÉTHODES

Cette section présente les techniques de mesure, les procédures expérimentales, le traitement des données (incluant une description du modèle biomécanique articulaire développé dans ce projet) et les principaux éléments des cinq études menées pour évaluer la performance du nouveau modèle.

Techniques de mesure

Les techniques de mesure incluaient la prise de mesures anthropométriques et l'enregistrement simultané et synchrone des signaux vidéo, des forces externes et des signaux électromyographiques. Pour la plupart des techniques, des détails supplémentaires sont disponibles dans Gagnon (1990), Gagnon et Gagnon (1992) et Larivière (1994, 1998), Mercier (1996), Villeneuve (1996) et Drouin (1997). Tous les systèmes d'enregistrement de signaux, excepté celui servant à la numérisation des images vidéo, étaient contrôlés par micro-ordinateur via des programmes interactifs développés au Laboratoire de biomécanique occupationnelle dans le langage visuel LabVIEW (National Instruments, Austin, TX).

Mesures anthropométriques. Plusieurs mesures anthropométriques étaient prises pour personnaliser certains intrants du modèle géométrique et des modèles biomécaniques multisegmentaire et articulaire. Ces mesures incluaient la taille, 5 hauteurs, 5 circonférences, 6 largeurs et 3 diamètres. De plus, les plis cutanés étaient pris aux sites de pose des électrodes du côté droit du corps.

Vidéographie. Les positions de repères de contrôle (24 repères ou plus pour le calibrage de la zone de mouvement ; 6 repères pour le calibrage de la position des plates-formes dynamométriques ; 6 repères pour le calibrage du référentiel local de la caisse dynamométrique) et de repères anatomiques placés sur les sujets (figures 1 et 2) furent enregistrées sur bande SuperVHS (30 images/s) au moyen de cinq caméras vidéo Panasonic WV-CL700 (facteur d'obturation: 1/250^e de seconde). Chaque caméra était équipée d'une lentille Cosmocar 8-48 mm et reliée à un magnétoscope Panasonic AG1970. Les signaux de quatre caméras vidéo (esclaves) étaient synchronisés sur celui de la cinquième caméra (maîtresse) par un mécanisme intégré à chaque caméra (Genlock). Un étalonnage temporel synchrone (norme SMPTE) était assuré par cinq unités de codage temporel (modèle RM-50/TG, Horita, Mission Vejo, CA) qui imprimaient un signal sur la piste son de chaque bande vidéo.

Les coordonnées cartésiennes planaires des repères furent extraites par numérisation semi-automatique (calibrages) et manuelle (tâches) à l'aide du logiciel d'analyse 2D Peak 5.1 (Peak Performance Technologies, Englewood, CO). Le système de numérisation était complété par micro ordinateur (Dell 486 33 MHz), un magnétoscope (Panasonic AG7350-P) et un moniteur (Sony PVM-1341).

Dynamométrie. Les forces externes au sol et leurs points d'applications furent mesurés par deux plates-formes dynamométriques AMTI (modèle OR6-5, Advanced Mechanical Technologies Inc., Newton, MA), soit une sous chaque pied. La collecte des signaux se faisait (60 ou 300 Hz) à l'aide d'une carte d'acquisition 16 canaux (modèle AT-MIO16-H, National Instruments Corporation, Austin, TX), d'un micro-ordinateur (Dell 486T 33 MHz) et d'un logiciel interactif.

Les composantes triaxiales des forces exercées sur chaque main et leurs points d'applications furent mesurés à l'aide d'une caisse dynamométrique (largeur: 363 mm ; hauteur: 245 mm ; profondeur: 245 mm) conçue au Laboratoire de biomécanique occupationnelle. La collecte des signaux se faisait (60 ou 300 Hz) à l'aide d'une carte d'acquisition 16 canaux (modèle AT-MIO16-H, National Instruments Corporation, Austin, TX), d'un micro-ordinateur (Dell 486 33 MHz) et d'un logiciel interactif.

Électromyographie de surface. L'activité EMG de 12 muscles du tronc fut mesurée à l'aide d'électrodes de surface actives (modèle DE02, Delsys Inc., Wellesley, MA). Les électrodes étaient positionnées des côtés gauche et droit du corps sur les droits de l'abdomen, les obliques internes, les obliques externes, les spinaux lombaires, les spinaux thoraciques et les grands dorsaux (figure 3 et tableau 1). L'activité EMG de 4 autres muscles (grands fessiers et biceps fémoraux) fut aussi mesurée, mais elle ne sera pas discutée ici. Chaque électrode de surface active était maintenue en place par des bandes de ruban adhésif sur ses deux faces et un pansement adhésif transparent (modèle Tegaderm HP, 3M, St. Paul, MN). Une électrode standard Ag/AgCl (modèle Red Dot 2271, 3M, St. Paul, MN) placée sur l'apophyse épineuse de la vertèbre C7 servait de mise à la terre.

Les signaux myoélectriques étaient préamplifiés à la source (gain de 10 directement sur l'électrode) et transmis à une unité de conditionnement de signal (unité AmpliFiltre fabriquée au Laboratoire de biomécanique occupationnelle) qui amplifiait à nouveau le signal (gain de 100) et filtrait le signal analogique pour obtenir une bande passante de 10-1000 Hz. L'acquisition des signaux myoélectriques était contrôlée par un

micro-ordinateur (HP NetServer LF 66 MHz) via deux logiciels (collecte et vérification des signaux). Deux cartes d'amplification différentielle à 8 canaux (modèle SCXI-1140, National Instruments Corporation, Austin, TX; gain ajustable de 1, 10, 100, 200 et 500) permettaient un ajustement additionnel du gain de chaque canal et étaient reliées à la carte d'acquisition à 64 canaux (AT-MIO-64F-5, National Instruments Corporation, Austin, TX; gain ajustable par logiciel de 1, 2, 5, 10 et 100) placée dans le micro-ordinateur (figure 4). Les signaux furent échantillonnés à 2048 Hz, vérifiés visuellement et sauvegardés sur disque pour analyse ultérieure.

Synchronisation des signaux. La synchronisation des mesures dynamométriques, cinématiques et électromyographiques était contrôlée par une unité de synchronisation (Peak Event Synchronization Unit, Peak Performance Technologies, Englewood, CO). Cette unité imprimait simultanément un signal lumineux au début d'une trame vidéo et initiait l'enregistrement des forces et des signaux myoélectriques en réponse à la pression d'un interrupteur. Cet interrupteur était contrôlé par l'expérimentateur qui l'actionnait une fraction de seconde avant d'indiquer verbalement au sujet de débiter chacune des tâches.

Procédures expérimentales

Trois études pilotes ont servi, au fil de l'avancement des travaux, à évaluer la fiabilité des instruments de mesure, à juger de la pertinence de certaines conditions expérimentales et à valider partiellement les composantes des modèles biomécaniques multisegmentaires et articulaires. La première étude (Villeneuve, 1996) a servi essentiellement à valider le système de collecte de signaux EMG tout en fournissant des données qui seront utilisables ultérieurement au niveau du modèle biomécanique articulaire (lorsqu'une méthode de prédiction d'une contraction maximale volontaire à partir de la mesure d'une contraction sous-maximale sera au point).

La seconde étude (Drouin, 1997) visait à valider l'approche de calcul utilisée dans le modèle multisegmentaire 3D en comparant l'utilisation des forces aux mains mesurées par la caisse dynamométrique à l'utilisation des forces au sol mesurées par les plates-formes dynamométriques pour estimer les mêmes moments nets à l'articulation L5/S1. Les résultats de cette étude nous ont permis de corriger certains aspects du modèle biomécanique multisegmentaire, ceci ayant un impact direct sur la qualité des moments nets à L5/S1 qui sont utilisés par la suite comme intrants dans le modèle biomécanique articulaire. Bien qu'ils aient été très utiles pour rendre possible la présente étude, les résultats de ces deux premières études ne sont pas directement utilisés ici.

Les résultats d'une troisième étude (Larivière, projet de doctorat, dépôt de la thèse prévu en 1998) ont servi à valider partiellement (évaluation comparative des performances) le modèle biomécanique articulaire développé dans le cadre du présent projet. Les critères de sélection des sujets, la procédure de calibrage des signaux EMG et les tâches sélectionnées sont présentées dans les sections qui suivent.

Sujets. Dans le cadre du présent projet, onze adultes volontaires ont été sélectionnés comme sujets sains selon les critères d'inclusion suivants: (1) hommes volontaires de race blanche, (2) âgés entre 35 et 45 ans, (3) francophones, (4) absence de maux de dos lors de la dernière année, (5) pas de maux de dos dépassant une semaine lors

des années antérieures, (6) jamais perdu un jour de travail dû à un mal de dos, (7) aucune évaluation médicale antérieure pour une affection lombaire et (8) excellente capacité fonctionnelle (score nul à l'échelle de travail du Québec Back Pain Disability Scale). Les critères d'exclusion des sujets étaient: (1) résultat positif à un des éléments de l'examen physique, (2) sous médication, (3) réponse positive à une question du questionnaire d'aptitude à l'activité physique (Q-AAP) et (4) obésité ou musculature très développée (indice de masse corporelle supérieur à 25). Tous les sujets ont bénéficié d'une rémunération minimale pour leurs déplacements et dérangements relatifs aux examens cliniques et paracliniques. Les caractéristiques des sujets sont présentées au tableau 2.

Calibrage des signaux EMG. Chaque sujet effectuait à 3 reprises (avec 1 minute de repos entre chaque effort) chacun des tests isométriques de contraction maximale volontaire et de contraction sous maximale suivant: (1) suspension sous maximale du tronc (muscles calibrés: spinaux lombaires et thoraciques), (2) extension maximale de l'épaule (muscles calibrés: grands dorsaux), (3) soulèvement maximal avec le tronc à 55 degrés (muscles calibrés: spinaux lombaires et thoraciques et grands dorsaux), (4) soulèvement sous maximal avec le tronc à 55 degrés (muscles calibrés: spinaux lombaires et thoraciques et grands dorsaux), (5) suspension maximale du tronc (muscles calibrés: spinaux lombaires et thoraciques) et (6) flexion maximale du tronc incluant des efforts en rotation des deux côtés (muscles calibrés: droits de l'abdomen, obliques internes et obliques externes). Ces tests servaient à normaliser l'EMG obtenu lors des tâches.

Tâches. Lors des collectes de données, les sujets devaient exécuter 3 tâches libres impliquant la manutention symétrique et asymétrique de la caisse dynamométrique (masse totale de 12 kg) et 12 tâches contrôlées (en suivant le rythme d'un métronome) impliquant le soulèvement et l'abaissement durant trois cycles complets d'une charge de 12 kg (caisse dynamométrique ou charge tenue dans une seule main). Un repos de 2 minutes était donné au sujet entre chacune des tâches. De ces 15 tâches, 3 furent sélectionnées pour évaluer la performance du modèle biomécanique articulaire, soit (1) le soulèvement contrôlé de la caisse dynamométrique effectué dans le plan sagittal (la tâche sagittale), (2) la flexion latérale contrôlée du tronc d'environ 20 degrés sur la gauche en tenant la charge dans la main gauche (la tâche frontale) et (3) le soulèvement libre de la caisse dynamométrique impliquant une rotation du tronc sur la droite (la tâche libre).

La position des pieds sur chaque plate-forme dynamométrique était standardisée pour toutes les tâches de manière à éliminer les variations attribuables à la grandeur de la base de support. Les critères de détermination du début et de la fin de chaque essai ont été standardisés lors des analyses pour éliminer les décalages temporels entre l'apparition des chargements critiques au niveau lombaire et permettre la normalisation des courbes de chargement. Les sujets recevaient tous les mêmes directives lors de l'expérimentation.

Traitement des données

Les étapes qui permettaient d'estimer le chargement articulaire à la jonction L5/S1 et les forces des muscles du tronc comprenaient la reconstruction, l'interpolation et le filtrage des positions spatiales des repères, la reconstruction des centres articulaires, des

référentiels segmentaires et le calcul de la cinématique, le calcul du chargement net aux articulations, le traitement du signal EMG et le calcul du chargement articulaire à L5/S1.

Pour réaliser les analyses, des procédures d'analyse numérique, des représentations et animations graphiques et différents modèles biomécaniques ont été développés au Laboratoire de biomécanique occupationnelle dans le langage matriciel du logiciel de calcul numérique Matlab (The MathWorks Inc., Natick, MA). Les procédures et modèles permettaient d'automatiser le traitement des essais une fois la numérisation des enregistrements vidéo complétée et les représentations et animations permettaient d'en visualiser les résultats. Lorsque requises, les procédures statistiques plus spécialisées furent effectuées avec le logiciel SAS (SAS Institute Inc., Cary, NC).

Reconstruction, interpolation et filtrage des positions spatiales. La reconstruction des position spatiales des repères selon le référentiel global (XYZ) du laboratoire était basée sur la transformation linéaire directe (Direct Linear Transformation, DLT; Marzan, 1976; Walton, 1981). Les calibrages furent reconstruits sur 10 images et la moyenne des coordonnées fut utilisée par la suite. Les repères du sujet étaient reconstruits pour toutes les images où ils étaient visibles par 2 vues (caméras) ou plus. Le volume calibré était de 3.2 m³ et les erreurs rms de reconstruction variaient entre 1.0 et 4.8 mm sur X, 1.5 et 7.3 mm sur Y et 0.9 et 4.9 mm sur Z.

Une fois les positions spatiales reconstruites, les données étaient vérifiées pour déterminer toutes les séries de points manquants. Des points étaient manquants pour un ou plusieurs échantillons successifs lorsqu'un repère n'était pas visible sur au moins 2 vues simultanément. Dans les cas où les repères manquants représentaient 6 échantillons successifs ou moins, une fonction spline cubique (de Boor, 1978, 1992) fut employée pour les générer par interpolation curvilinéaire axe par axe et repère par repère. Lorsque les points manquaient au début de l'essai, à la fin de l'essai, ou sur plus de 6 échantillons successifs, il fallait numériser de nouveau les images problématiques en tentant une interpolation visuelle sur une des vues ou rejeter l'essai.

Une fois tous les repères présents, les déplacements linéaires bruts étaient filtrés pour en retirer le bruit aléatoire. Un filtre Butterworth appliqué dans les deux sens pour annuler le déphasage fut utilisé. La fréquence optimale de coupure du filtre était déterminée pour chaque repère et chaque axe (XYZ) par une analyse automatisée des résidus (Winter, 1990). En général, cette fréquence de coupure se situait entre 0.5 Hz pour les repères peu mobiles (métatarses, chevilles) et 5.0 Hz pour les repères les plus mobiles (poignets, sommet de la tête).

Centres articulaires, référentiels segmentaires et cinématique (modèle géométrique). Une approche géométrique utilisant le calibrage anatomique fut utilisée pour estimer la position des centres articulaires. Les 44 repères du calibrage anatomique (figure 1) servaient à définir la position fixe de centres articulaires par rapport à des référentiels techniques. Les repères nécessaires à la reconstruction de ces référentiels techniques étaient suivis durant le mouvement (figure 2) de manière à pouvoir recalculer la position spatiale des 17 centres articulaires (métatarses, chevilles, genoux, hanches, L5/S1, T12/L1, C7/T1, épaules, coudes et poignets) délimitant 14 segments (pieds, jambes, cuisses, bassin, partie lombaire de la colonne, partie dorsale de la colonne, partie cervicale de la colonne avec le cou et la tête, bras et avant-bras incluant les mains ; figure 5).

Cette étape était suivie par la détermination des référentiels segmentaires (LST) dans le but d'exprimer la cinématique angulaire et les moments nets selon des axes anatomiques (l'axe longitudinal (L) pointant de la partie proximale d'un segment vers sa partie distale, l'axe sagittal (S) orienté de la partie postérieure du segment vers sa partie antérieure et l'axe transverse (T) dirigé de la gauche vers la droite du segment). Ces référentiels orthogonaux permettaient d'exprimer la rotation axiale (L), la flexion latérale ou l'ab/adduction (S) et la flexion ou l'extension (T). Ceci constituait le modèle géométrique permettant d'obtenir la cinématique linéaire (17 centres articulaires et centres de masse) et angulaire (14 segments) et les moments nets à chaque articulation.

La cinématique linéaire fut calculée à partir du déplacement linéaire de chaque centre articulaire le long de chacun des axes du référentiel global (XYZ). Les vitesses linéaires furent obtenues par la différentiation des déplacements et les accélérations linéaires furent estimées par différentiation des vitesses linéaires. La cinématique angulaire fut produite à partir de la cinématique linéaire pour chaque segment du modèle géométrique en fonction des axes de son référentiel segmentaire (LST). Les vitesses angulaires furent déterminées à partir d'une méthode impliquant le produit de la matrice de cosinus directeurs d'un segment (orientation spatiale du segment, soit le référentiel global LST exprimé par rapport au référentiel global XYZ) par la transposée de sa dérivée (Berme et al., 1990). L'accélération angulaire fut obtenue par différentiation de la vitesse angulaire.

Chargement net aux articulations (modèles biomécaniques multisegmentaires). La détermination du chargement net pour 13 des 17 articulations du modèle géométrique (chevilles, genoux, hanches, L5/S1, T12/L1, C7/T1, épaules, coudes) fut réalisée par deux modèles biomécaniques multisegmentaires (figure 6). Le premier modèle multisegmentaire comprenait 7 segments (pieds, jambes, cuisses et bassin) et procédait segment par segment des métatarses vers L5/S1 pour déterminer les composantes du chargement net (forces et moments) à chaque articulation en utilisant les forces externes mesurées au sol par les plates-formes dynamométriques comme intrants. Le second modèle comprenait les 7 autres segments (avant-bras incluant les mains, bras, partie cervicale de la colonne avec le cou et la tête, partie dorsale de la colonne et partie lombaire de la colonne) et procédait des mains vers L5/S1 en utilisant les forces externes mesurées aux mains par la caisse dynamométrique comme intrants.

La position de chaque centre de masse segmentaire et le moment d'inertie autour de chaque axe anatomique segmentaire (LST) étaient déterminés par des équations de régression utilisant la taille et la masse corporelle comme prédicteurs (Delisle, 1996 ; Zatsiorsky & Seluyanov, 1981, 1983).

Traitement du signal myoélectrique. Le signal EMG fut traité de la façon suivante: (1) le signal brut était d'abord traité par un filtre Butterworth passe-bande d'ordre 8 ayant une coupure passe haut de 25 Hz et une coupure passe bas à 500 Hz (Redfern et al., 1993) et (2) l'enveloppe linéaire du signal brut était obtenue en redressant (full wave rectification) et filtrant ce signal dans une seule direction (pour simuler le délai électromécanique) avec un filtre Butterworth passe bas d'ordre 2 dont la fréquence de coupure était 2 Hz (McGill, 1991).

L'amplitude de l'enveloppe linéaire du signal EMG fut normalisée (0 à 1) pour chacun des 12 muscles en calculant le rapport entre le signal mesuré durant l'essai et la

valeur moyenne pour les trois tests de contraction maximale volontaire (EMG_{essai}/EMG_{mve}). Ce signal était ensuite sous-échantillonné (de 2048 à 30 Hz) par une fonction spline cubique (de Boor, 1978, 1992) pour le synchroniser avec les données cinématiques. Les valeurs d'activation musculaire relatives ainsi obtenues furent ensuite introduites dans le modèle biomécanique articulaire.

Chargement articulaire à L5/S1 (modèle biomécanique articulaire). Pour estimer le chargement articulaire au centre géométrique du disque L5/S1 et les forces musculaires, un modèle biomécanique articulaire à solution physiologique optimale fut développé (figure 7). Ce modèle prenait en considération (1) l'arrangement géométrique des muscles (lignes d'action dans l'espace, origine et insertion) entre des coupes imaginaires dans le plan transverse du tronc aux niveaux L5/S1 et T12/L1, (2) l'information physiologique fournie par le signal EMG capté sur 12 muscles du tronc et (3) l'équilibre mécanique à l'articulation L5/S1 des moments nets estimés préalablement par le modèle biomécanique multisegmentaire. L'arrangement géométrique des 12 muscles (figure 8) était basé sur les données de Granata et Marras (1993) et de Schultz (1990). Cet arrangement permettait d'obtenir la ligne d'action et les changements de longueur de chacun des muscles en utilisant comme modulateurs les rotations et translations calculées entre le thorax et le bassin (figure 9). Les longueurs musculaires furent ensuite exprimées par rapport à la longueur du muscle au repos (avec le sujet en position anatomique comme référence) afin d'estimer deux fonctions permettant de moduler la force musculaire selon la longueur et la vélocité de contraction instantanées (Granata & Marras, 1995a). La capacité de production maximale de force de chaque muscle était fonction d'une estimation de sa surface de coupe (Granata & Marras, 1993 ; Schultz, 1990). L'amplitude normalisée du signal EMG de chaque muscle servait de modulateur de l'intensité relative de sa contraction musculaire.

Un système comprenant 3 équations d'égalité (équilibre des moments de force) et 36 équations d'inégalité (3 composantes pour chacun des 12 muscles du modèle) fut solutionné par une approche similaire à la méthode EMGAO (EMG Assisted Optimization) proposée par Cholewicki & McGill (1994) et Cholewicki et al. (1995). Cependant, la méthode préconisée dans la présente étude utilisait la double optimisation linéaire proposée par Bean et al. (1988) au lieu de l'optimisation non linéaire, en minimisant en premier lieu la tension maximale produite par chaque muscle dans une première optimisation pour ensuite minimiser la force de compression sur le disque L5/S1 dans une seconde optimisation. La variable à minimiser lors de la première optimisation était le potentiel de production de force du muscle (le gain ou la force musculaire par unité de surface de coupe) qui devait se situer entre 30 et 100 N/cm² lorsque le muscle est activé au maximum pour être conforme à la littérature sur le sujet (Granata & Marras, 1995a; McGill, 1992).

Évaluation du nouveau modèle biomécanique articulaire

L'évaluation de la performance du modèle biomécanique articulaire développé dans le présent projet fut réalisée par étapes. Ces étapes sont ici présentées sous la forme de cinq études afin d'exposer les résultats dans une progression logique. La première étude visait essentiellement à évaluer la variabilité des moments nets servant d'intrants au

modèle biomécanique articulaire en comparant les valeurs obtenues par deux modèles biomécaniques multisegmentaires distincts. Ensuite, pour permettre une validation comparative (Cholewicki et al., 1995) du modèle biomécanique articulaire à solution physiologique optimale (modèle EMGAO) développé dans le présent projet, deux autres études furent réalisées afin de vérifier la qualité des relations entre les signaux EMG et les forces musculaires estimées et d'évaluer le comportement des forces articulaires et musculaires prédites en fonction du type de modèle biomécanique articulaire. Pour ces deux dernières études, deux autres modèles biomécaniques articulaires furent mis au point et utilisés à titre comparatif, soit (1) un modèle à solution mathématique optimale (modèle OPT) basé sur une approche de double optimisation linéaire (Bean et al., 1988) et (2) un modèle à solution physiologique (modèle EMG) basé sur le traitement direct du signal EMG (Granata & Marras, 1993, 1995a). La quatrième étude visait essentiellement à évaluer la sensibilité du nouveau modèle biomécanique articulaire (EMGAO) aux variations possibles au niveau de ses divers intrants. Finalement, la dernière étude visait l'application à des tâches de manutention de charge d'une nouvelle façon de déterminer et de représenter graphiquement la coactivation musculaire. Les détails propres à chacune de ces études sont présentés dans les paragraphes qui suivent.

Étude 1: comparaison des moments nets estimés à L5/S1 entre deux modèles biomécaniques multisegmentaires différents. Les composantes du moment net à l'articulation L5/S1 telles qu'estimées par les deux modèles biomécaniques multisegmentaires (pieds vers L5/S1 vs mains vers L5/S1) furent comparées pour tous les sujets et chacune des tâches. Pour chaque cas (par sujet, tâche et composante du moment) les indices de comparaison calculés furent: (1) les écart rms quantifiant la différence réelle en N·m entre deux courbes de moment et (2) les corrélations croisées déterminant le degré de similarité entre la forme de chaque paire de courbes de moment. Le but de cette étude était d'évaluer la variabilité potentielle (par comparaison) des moments nets à L5/S1 tout en validant indirectement le modèle basé sur l'approche mains vers L5/S1. Les hypothèses posées étaient que l'écart rms entre les modèles serait généralement inférieur à 10 N·m et que la similarité entre les courbes serait élevée ($r \geq 0.90$).

Étude 2: relation entre la forme de la courbe du signal EMG et celle de la force musculaire prédite pour chacun des 12 muscles étudiés en fonction du type de modèle biomécanique articulaire. Deux autres modèles biomécaniques articulaires furent mis au point durant le développement du modèle EMGAO pour en permettre la validation comparative. Le premier de ces modèles était basé sur la méthode de double optimisation proposée par Bean et al. (1988) et permettait d'obtenir une solution mathématique optimale. Le second modèle était basé sur les travaux de Granata et Marras (1993, 1995a) et permettait d'obtenir une solution physiologique par le traitement direct de l'EMG. Pour chacun des sujets, la relation entre chaque courbe du signal EMG relatif (normalisé par rapport à la contraction maximale volontaire) et la force musculaire prédite (12 muscles) fut évaluée par une corrélation croisée pour chacune des tâches et chacun des modèles biomécaniques articulaires. Des cas typiques présentant de bonnes et de mauvaises relations furent par la suite sélectionnés pour illustrer ces relations. Le but de cette étude était de montrer qu'il existe une relation entre le signal EMG et la force

prédite par un modèle biomécanique articulaire. Il s'agissait aussi de vérifier si cette relation était affectée par le type de modèle utilisé. L'hypothèse posée était que les relations entre le signal EMG et la force musculaire prédite seraient beaucoup plus fortes pour les modèles EMG et EMGAO que pour le modèle OPT.

Étude 3: effet du type de modèle biomécanique articulaire sur les forces articulaires et musculaires maximales estimées. Les forces articulaires et musculaires maximales estimées par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires pour tous les sujets et toutes les tâches furent comparées. Sur le plan articulaire, la compression, le cisaillement postéro-anterieur (PA) et le cisaillement gauche-droite (GD) à l'articulation L5/S1 furent calculés alors que sur le plan musculaire, les forces de tous les muscles modélisés furent considérées. Pour chacune des variables, la comparaison entre les modèles fut testée statistiquement par une analyse de variance avec mesures répétées. Pour chaque effet principal significatif ($p \leq 0.05$), un test post hoc de Scheffé fut utilisé pour situer les différences. La capacité de chacun des modèles à équilibrer les composantes du moment net à L5/S1 fut aussi vérifiée pour mettre en perspective les résultats obtenus pour chaque modèle biomécanique articulaire. Le but de cette étude était d'évaluer l'impact du type de modèle sur les forces articulaires et musculaires prédites. Des différences significatives entre les modèles étaient prévues.

Étude 4: évaluation partielle de la sensibilité du modèle biomécanique articulaire à solution physiologique optimale (EMGAO) aux variations de ses principaux intrants. Afin de quantifier de façon partielle la sensibilité du modèle EMGAO, des variations contrôlées de ses cinq principaux intrants (tableau 3) furent étudiées pour deux des onze sujets. Les sujets portant les numéros 5 (taille: 1.70 m; masse: 65 kg) et 8 (taille: 1.86 m; masse: 88 kg) furent sélectionnés puisqu'ils représentaient les extrêmes en terme de gabarit parmi les sujets de ce projet (tableau 2). Des figures permettant d'observer l'impact relatif de la variation contrôlée de chacun des intrants sur la variation absolue des forces articulaires (compression et cisaillement PA et GD) en fonction du temps (0-20-40-60-80-100 % du temps d'exécution de chaque tâche) furent obtenues. L'influence de la variation contrôlée de chacun des intrants sur la variation absolue des forces musculaires fut aussi observée. Les tendances progressives et la sensibilité moyenne du modèle furent estimées. Le but de cette étude était d'évaluer, de façon partielle, la sensibilité du nouveau modèle aux variations de ses principaux intrants afin de déterminer les plus influents et d'estimer leur capacité à faire varier les forces articulaires et musculaires. Cette étude ne représentait cependant qu'une étape de l'évaluation complète de la sensibilité d'un modèle comme celui présenté dans ce projet. L'évaluation complète de la sensibilité du modèle EMGAO représentait une tâche trop longue et complexe pour être complétée à ce point-ci du projet.

Étude 5: utilisation simultanée d'un modèle biomécanique articulaire à solution mathématique optimale (OPT) et d'un modèle biomécanique articulaire à solution physiologique optimale (EMGAO) pour contraster les stratégies musculaires utilisées lors de la manutention de charge. Comme exposé dans l'introduction, la coactivation musculaire lorsque considérée dans l'espace est un

phénomène complexe. Pour un mouvement simple, une analyse méthodique des courbes d'activation musculaire, muscle par muscle, permet d'en visualiser les effets. Ce procédé est long, ne permet pas d'obtenir une vue d'ensemble, et se complique rapidement lors de l'analyse de mouvements plus complexes et plus réalistes.

Les données obtenues dans les études 2, 3 et 4 ont permis d'imaginer et d'explorer une nouvelle façon (1) de calculer la coactivation musculaire, (2) de la visualiser globalement et (3) de l'exprimer sous la forme d'un moment de coactivation en antagonisme en fonction d'axes anatomiques (rotation axiale, flexion latérale et flexion-extension) et sous sa forme scalaire (moment résultant). À notre connaissance, aucune étude n'a abordé le phénomène de cette manière à ce jour.

La procédure proposée implique l'utilisation simultanée de deux types de modèle biomécanique articulaire: un modèle à solution mathématique optimale (OPT) et un modèle à solution physiologique optimale (EMGAO). Pour une tâche donnée, la méthode se base sur les principes suivants: (1) un modèle à solution mathématique optimale (OPT) produit un patron d'activation musculaire standard (idéal) sur le plan mécanique et (2) un modèle à solution physiologique optimale (EMGAO) produit un patron d'activation musculaire individualisé représentatif des stratégies musculaires réelles utilisées. Le patron d'activation musculaire standard sert de critère (gold standard) puisqu'il parvient à équilibrer les composantes du moment à l'articulation L5/S1 en faisant appel à un minimum de coactivation musculaire. L'utilisation de la solution mathématique optimale comme critère s'appuie sur le fait qu'elle est presque similaire pour un même ensemble de composantes du moment net et de la force nette à L5/S1, peu importe l'individu (à moins de très grandes différences au niveau du gabarit) ou la tâche. Conséquemment, une hypothèse peut être émise: tout patron d'activation musculaire différent du patron critère sert à accroître ou diminuer la rigidité ou la stabilité du tronc. Cette modulation de la demande musculaire pourrait être influencée par des facteurs comme la nature de la tâche à effectuer, la présence d'une blessure lombaire, le niveau d'habileté motrice et le niveau de fatigue musculaire entre autres.

Pour équilibrer les composantes du moment à L5/S1 ($\underline{M}_{L5/S1}$) à un temps donné t , si nous posons l'hypothèse que le modèle OPT procure un patron standard ($\underline{F}_{OPT}$) de forces musculaires alors que le modèle EMGAO produit une solution physiologique ($\underline{F}_{EMGAO}$) pour ces mêmes forces musculaires, il est possible de calculer combien les forces produites par un individu donné dévient de celles requises selon la stratégie standard avec l'équation 1 :

$$\underline{F}_{DEV} = \underline{F}_{EMGAO} - \underline{F}_{OPT} \quad (1)$$

- $\underline{F}_{DEV}$: vecteur de déviation des forces musculaires (N) au temps t
- $\underline{F}_{EMGAO}$: vecteur des forces musculaires (N) au temps t selon le modèle EMGAO (stratégie physiologique individuelle)
- $\underline{F}_{OPT}$: vecteur des forces musculaires (N) au temps t selon le modèle OPT (stratégie standard mécaniquement optimale)

Pour chaque muscle, une valeur positive de $\underline{F}_{DEV}$ signifie une demande supérieure à la demande minimale requise pour équilibrer les composantes de $\underline{M}_{L5/S1}$. En faisant le

produit des $\underline{F}_{DEV}$ par leurs bras de levier ($\underline{R}$) respectifs par rapport à l'articulation L5/S1, il est possible d'estimer un moment exprimant l'antagonisme et la synergie ($\underline{M}_{A/S}$) à partir de l'équation 2:

$$\underline{M}_{A/S} = \underline{R} [\underline{F}_{DEV}]^T \quad (2)$$

$\underline{M}_{A/S}$: vecteur du moment (N·m) en antagonisme et synergie au temps t
 $\underline{R}$: matrice des bras de levier (m) des muscles par rapport à l'articulation L5/S1
 $[\underline{F}_{DEV}]^T$ transposée du vecteur $\underline{F}_{DEV}$

Il en découle que pour chaque composante de $\underline{M}_{L5/S1}$ à chaque instant t, il y a présence de coactivation en antagonisme ($\underline{M}_{CA}$) lorsque le signe de $\underline{M}_{A/S}$ est opposé à celui de $\underline{M}_{L5/S1}$. Lorsque leurs signes sont identiques, nous sommes en présence de coactivation en synergie ($\underline{M}_{CS}$). Les composantes de $\underline{M}_{CA}$ et de $\underline{M}_{CS}$ peuvent exprimer la coactivation en rotation axiale, flexion latérale et extension-flexion.

Le but de cette étude était d'utiliser cette nouvelle méthode pour contraster la coactivation maximale en antagonisme entre les tâches effectuées par le groupe de sujets sains de ce projet. Il était anticipé que des stratégies musculaires de coactivation en antagonisme caractériseraient chacune des tâches. Pour chacune des composantes de la coactivation en antagonisme, la comparaison entre les tâches (inter-tâches) fut testée statistiquement par une analyse de variance avec mesures répétées. Pour chaque effet principal significatif ($p \leq 0.05$), un test post hoc de Scheffé fut utilisé pour situer les différences entre les tâches. La même procédure statistique fut appliquée pour tester les différences entre les composantes de la coactivation en antagonisme à l'intérieur de chacune des tâches (intra-tâche).

RÉSULTATS

Cette section présente les résultats de l'évaluation de la performance du nouveau modèle biomécanique articulaire. Ils sont exposés pour chacune des cinq études introduites précédemment pour les variables en jeu. Les résultats de chaque étude sont organisés en fonction de chacune des trois tâches effectuées par tous les sujets, soit la tâche sagittale (figure 10), la tâche frontale (figure 11) et la tâche libre (figure 12).

Pour permettre leur interprétation, les moments de force ainsi que les forces articulaires à L5/S1 ont été exprimés selon un même référentiel anatomique fixé sur le bassin et ayant son origine au centre du disque L5/S1 (voir la figure 6). L'axe longitudinal (L) pointe du centre du disque L5/S1 vers le bas, l'axe sagittal (S) est orienté de l'arrière vers l'avant et l'axe transverse (T) est dirigé de la gauche vers la droite. Les valeurs positives des composantes du moment de force à L5/S1 signifient que les muscles tentent de tourner le tronc vers la gauche autour de l'axe L, de le fléchir vers la gauche autour de l'axe S et de le fléchir vers l'avant autour de l'axe T. Les valeurs négatives de moment indiquent l'action inverse pour chacun des axes. Pour leur part, les valeurs positives de force le long de l'axe L représentent la compression sur le disque L5/S1, celles le long de l'axe S représentent le cisaillement PA et celles le long de l'axe T indiquent le cisaillement GD. Les valeurs négatives de force articulaire indiquent la

direction opposée, soit la tension le long de l'axe L, le cisaillement AP le long de l'axe S et le cisaillement DG le long de l'axe T.

Étude 1

Les hypothèses de cette étude sont supportées: l'écart entre les modèles biomécaniques multisegmentaires furent généralement inférieurs à 10 N·m et le degré de similarité entre les courbes de moment fut élevé. Dans l'ensemble, les résultats montrent que les écarts rms résultants progressaient en moyenne de la tâche sagittale (6 N·m) à la tâche libre (9 N·m), en passant par la tâche frontale (7 N·m). Cet ordre était cependant inversé pour les corrélations croisées, la tâche libre présentant les valeurs moyennes les plus élevées (0.945 à 0.999) alors que les tâches frontale (0.819 à 0.998) et sagittale (0.813 à 0.999) affichaient des valeurs inférieures attribuables à des moments oscillant trop près de zéro pour certains sujets. Les courbes moyennes de chacune des tâches (figures 13, 14 et 15) montraient une grande similitude entre les deux modèles. Les sections qui suivent exposent les résultats concernant les écarts rms et les corrélations croisées entre les courbes de moment.

Écarts rms entre les courbes de moment. Les tableaux 4, 5 et 6 présentent les écarts rms entre les courbes des deux modèles biomécaniques multisegmentaires pour les tâches sagittale, frontale et libre respectivement. Pour la tâche sagittale, les écarts rms moyens étaient de 1, 3 et 6 N·m pour la rotations axiale, la flexion latérale et la flexion-extension respectivement. Cinq sujets (2, 3, 4, 6 et 7) montraient des écarts rms plus petits ou égaux à 5 N·m sur tous les axes alors que trois autres (1, 9 et 11) présentaient des écarts rms supérieurs ou égaux à 10 N·m en flexion-extension.

Pour la tâche frontale, ces écarts rms moyens furent de 1, 7 et 6 N·m avec trois sujets (3, 7 et 10) montrant des valeurs inférieures ou égales à 5 N·m sur tous les axes. Le sujet 1 montrait cependant un écart rms substantiel de 18 N·m en flexion latérale.

Pour la tâche libre, les écarts rms moyens étaient de 4, 7 et 9 N·m avec sept sujets (2, 3, 4, 5, 6, 8 et 10) affichant des valeurs inférieures à 10 N·m sur tous les axes. Le sujet 11 fut le pire cas avec des écarts rms de 15 et 14 N·m en flexion latérale et en flexion-extension respectivement.

Corrélations croisées entre les courbes de moment. Les tableaux 7, 8 et 9 affichent les corrélations croisées entre les courbes de moments des deux modèles pour les tâches sagittale, frontale et libre respectivement. Pour la tâche sagittale, les corrélations croisées étaient en moyenne de 0.813, 0.921 et 0.999 pour la rotation axiale, la flexion latérale et l'extension-flexion respectivement. Bien que certains sujets montraient de faibles coefficients de corrélation croisée (rotation axiale: 0.502 à 0.802; flexion latérale: 0.646 à 0.819) ils étaient attribuables aux faibles moments (en moyenne sous les 5 N·m) produits autour de ces axes, comme le montrent les courbes moyennes de la figure 13.

Pour la tâche frontale, ces corrélations croisées furent en moyenne de 0.954, 0.998 et 0.819 avec quelques valeurs sous les 0.900 pour la rotation axiale et l'extension-flexion. L'observation des courbes moyennes de chaque modèle (figure 14) montrent que pour cette tâche aussi de faibles valeurs étaient présentes sur les axes où les moments maximaux n'atteignaient pas 10 N·m en moyenne.

Pour la tâche libre, les corrélations croisées étaient en moyenne de 0.945, 0.991 et 0.999 respectivement. Comme toutes les courbes de moments déviaient substantiellement de zéro (figure 15), aucune corrélation ne fut inférieure à 0.889.

Étude 2

Les résultats de cette étude montrent qu'une relation entre la forme du signal EMG et celle de la force prédite était présente et que la force de cette relation était liée au type de modèle biomécanique articulaire. Les modèles EMG et EMGAO affichaient une capacité comparable à respecter les variations du signal EMG dans leurs prédictions de la force musculaire. Cependant, le modèle OPT montrait une incapacité à produire des courbes de force musculaire similaires aux courbes du signal EMG pour les muscles synergistes et antagonistes. L'analyse de cas typiques illustrant les bonnes et mauvaises relations EMG-force montrait que même si les corrélations croisées étaient généralement élevées pour les modèles EMG et EMGAO, ces modèles avaient tout de même de la difficulté à prédire les petites forces musculaires caractérisées par de faibles signaux EMG. Les sections qui suivent présentent les principaux résultats concernant les corrélations croisées entre le signal EMG et la force prédite et quelques cas typiques.

Corrélations croisées entre les courbes du signal EMG et celles des forces musculaires prédites. Les tableaux 10 à 18 présentent les corrélations croisées entre les courbes du signal EMG et celles des forces musculaires prédites pour chacun des trois modèles biomécaniques articulaires et chacune des trois tâches. Chaque tableau contient les valeurs pour chacun des 12 muscles en fonction d'un des modèles et d'une des tâches.

Pour la tâche sagittale, les corrélations croisées se distribuaient en moyenne de 0.097 (DAg) à 0.961 (STd) pour le modèle OPT (tableau 10). Seuls les muscles lombaires montraient des corrélations supérieures à 0.9 alors que pour les muscles de la paroi abdominale elles étaient généralement faibles (figure 16). Les corrélations croisées oscillaient en moyenne entre 0.876 (DAd) et 0.995 (OEg et d) pour le modèle EMG (tableau 11) alors qu'elles se situaient en moyenne entre 0.932 (OIg) et 0.962 (STd) pour le modèle EMGAO (tableau 12). Pour ces deux modèles, presque toutes les valeurs étaient au dessus de 0.8 (figures 17 et 18).

Pour la tâche frontale, ces corrélations oscillaient en moyenne de 0.002 (STg) à 0.953 (OId) pour le modèle OPT (tableau 13). Dans ce cas, les muscles ipsilatéraux (situés du même côté que la charge externe) montraient de faibles relations alors que les muscles controlatéraux (situés du côté opposé à la charge externe) montraient presque tous des coefficients élevés (figure 19). Ces corrélations se situaient en moyenne entre 0.940 (DAg) et 0.992 (OId) pour le modèle EMG (tableau 14) et entre 0.814 (GDg) et 0.966 (OId) pour le modèle EMGAO (tableau 15). Pour le modèle EMG, tous les muscles affichaient des valeurs égales ou supérieures à 0.8 (figure 20) alors que pour le modèle EMGAO seuls les grands dorsaux n'atteignaient pas toujours cette valeur (figure 21).

Pour la tâche libre, les corrélations croisées se situaient entre 0.029 (DAg) et 0.968 (GDd) pour le modèle OPT (tableau 16). Pour ce modèle, les corrélations croisées de seulement cinq des douze muscles dépassaient constamment une valeur de 0.8 (figure 22). Les corrélations croisées atteignaient en moyenne de 0.789 (DAd) à 0.987 (GDd) pour le modèle EMG (tableau 17) et de 0.821 (DAd) à 0.973 (GDd) pour le

modèle EMGAO (tableau 18). Pour le modèle EMG, les corrélations croisées de neuf des douze muscles dépassaient constamment une valeur de 0.8 (figure 23) alors que huit muscles y parvenaient pour le modèle EMGAO (figure 24).

Cas typiques de relations EMG-force. Pour un même sujet effectuant la tâche sagittale, d'excellentes corrélations croisées (0.979 à 0.983) étaient obtenues pour les STd pour les trois modèles (figure 25). Alors que les modèles OPT et EMGAO produisaient des courbes lisses de force musculaire, la courbe du modèle EMG pour ce muscle suivait très bien toutes les variations de celle du signal EMG. Le bon comportement des trois modèles pour les STd s'explique probablement par leur rôle, les muscles ST étant les principaux agonistes de la tâche sagittale. Par contre, pour le même sujet et la même tâche la situation était toute autre pour les DAg (figure 26). Ceux-ci présentaient une corrélation croisée nulle avec le modèle OPT, corrélation qui augmentait à 0.814 pour le modèle EMG et 0.955 pour le modèle EMGAO. Cependant, même pour ces deux derniers modèles, la forme des courbes montrait leur difficulté à prédire de faibles forces musculaires (valeurs inférieures à 20 N) à partir de faibles signaux EMG (moins de 10% du maximum).

Pour la tâche frontale, d'excellentes corrélations croisées (0.977 à 0.993) furent obtenues par le sujet 5 pour les OId (figure 27). Comme pour la tâche précédente, les modèles OPT et EMGAO produisaient des courbes plus lisses alors que la courbe du modèle EMG respectait mieux les variations du signal EMG. Ces muscles faisaient partie des principaux agonistes pour cette tâche, caractéristique semblant rendre chacun des trois modèles apte à prédire convenablement leur force. A l'opposé, pour le même sujet et la même tâche, la prédiction de la force des STg ne concordait pas toujours avec son activation EMG (figure 28), selon que le modèle OPT (0.021), le modèle EMG (0.970) ou le modèle EMGAO (0.969) était utilisé. Ici aussi, l'observation des courbes montrait la difficulté des deux meilleurs modèles à prédire de faibles forces musculaires (valeurs inférieures à 80 N) à partir de faibles signaux EMG (moins de 15% du maximum).

Pour la tâche libre, d'excellentes corrélations croisées (0.971 à 0.981) étaient obtenues par le sujet 7 pour les SLg pour les trois modèles (figure 29). Aucun des trois modèles ne parvenait cependant à produire une courbe de force musculaire suivant toutes les oscillations de la courbe du signal EMG. Pour cette même tâche, les OId montraient des corrélations croisées plus faibles (figure 30), particulièrement pour le modèle OPT (0.365). A noter que pour ce sujet et cette tâche, la courbe de force du modèle EMGAO (0.978) parvenait mieux à respecter celle du signal EMG que la courbe du modèle EMG (0.858) pour les muscles OId.

Étude 3

Les résultats de cette étude montrent des différences significatives entre les trois modèles dans leur capacité à prédire les forces exercées sur l'articulation L5/S1 et les forces musculaires, le modèle EMG générant les patrons de force les plus variables pour chacune des tâches. L'incapacité de ce dernier à équilibrer les moments à L5/S1 est étroitement liée à cette variabilité. Les modèles OPT et EMGAO n'étaient cependant pas sujet à cette limite. L'interprétation des patrons de force générés par le modèle EMG s'avérait donc problématique puisque les forces prédites ne respectaient pas l'équilibre mécanique du système. La variabilité individuelle présente dans les forces prédites par le

modèle EMG était en général conservée par le modèle EMGAO. Ce n'était cependant pas le cas du modèle OPT, celui-ci ne possédant pas d'information sur l'activation des muscles. Les stratégies musculaires issues du modèle EMGAO étaient en général à mi-chemin entre celles des modèles EMG et OPT.

Pour la tâche sagittale, la symétrie entre la gauche et la droite était visible dans les patrons de force, surtout pour les modèles OPT et EMGAO. La tâche frontale n'amenait cependant pas une symétrie entre les muscles postérieurs (SL, ST et GD) et antérieurs (DA, OI et OE) à la colonne vertébrale et la tâche libre, la plus asymétrique des trois, créait des patrons asymétriques de force musculaire lorsque le tronc était dans une posture combinant rotation axiale, flexion latérale et flexion. Les sections qui suivent présentent les principaux résultats concernant les forces articulaires, les forces musculaires et l'équilibre des moments.

Forces articulaires. Pour la tâche sagittale, les courbes des forces articulaires moyennes et les valeurs maximales traitées statistiquement sont présentées sur la figure 31 et le tableau 19 respectivement. La force de compression à l'articulation L5/S1 passait en moyenne par un maximum au milieu du mouvement (lorsque le tronc du sujet était fléchi vers l'avant d'environ 45°) pour les modèles OPT et EMGAO, ce qui n'était cependant pas le cas pour le modèle EMG. Les valeurs maximales de compression du modèle EMGAO (4171 N en moyenne) étaient significativement supérieures à celles prédites par les deux autres modèles (OPT: 3323 N; EMG: 2812 N). Pour les trois modèles, les courbes de cisaillement PA montraient toutes une forme similaire de cloche mais les valeurs maximales étaient différentes, le modèle EMG générant des valeurs maximales (571 N en moyenne) significativement supérieures alors que les deux autres modèles produisaient des valeurs maximales non différentes statistiquement entre elles (OPT: 276 N; EMGAO: 405 N). Le cisaillement GD moyen prédit par les trois modèles semblait similaire, les courbes variant de part et d'autre d'une même valeur le long de l'axe horizontal. Les valeurs maximales du modèle EMG (149 N en moyenne) étaient significativement supérieures à celles du modèle OPT (49 N).

Pour la tâche frontale, les courbes des forces moyennes à l'articulation L5/S1 et leurs valeurs maximales traitées statistiquement sont présentées sur la figure 32 et le tableau 20 respectivement. Comme pour la tâche précédente, les modèles OPT et EMGAO présentaient adéquatement la progression de la compression en fonction du temps de mouvement, le maximum étant atteint à mi-chemin alors que le tronc était en flexion latérale d'environ 20° sur la gauche (du même côté que la charge de 12 kg tenue dans la main). Ce n'était pas le cas pour le modèle EMG. Les valeurs maximales des trois modèles (OPT: 2141 N; EMG: 2020 N; EMGAO: 2094 N) n'étaient pas différentes statistiquement. Pour le cisaillement PA, les trois modèles ont produit des courbes situées en moyenne près de zéro et contenant des valeurs maximales (OPT: 96 N; EMG: 217 N; EMGAO: 98 N) non différentes statistiquement. Le cisaillement GD était cependant significativement supérieur pour le modèle EMG (320 N) par rapport aux deux autres modèles (OPT: 147 N; EMGAO: 135 N), les valeurs maximales de ces deux derniers modèles n'étant pas statistiquement différentes.

Pour la tâche libre, les courbes des forces articulaires moyennes et les valeurs maximales traitées statistiquement sont présentées sur la figure 33 et le tableau 21 respectivement. Les courbes de compression des modèles OPT et EMGAO avaient une

forme commune et différente de celle du modèle EMG. Les valeurs maximales de compression n'étaient cependant pas statistiquement différentes entre les trois modèles (OPT: 4285 N; EMG: 4888 N; EMGAO: 5201 N). La situation était différente pour le cisaillement PA, les valeurs prédites par le modèle EMG (1707 N) étant significativement supérieures à celles des deux autres modèles, le modèle EMGAO (860 N) générant lui aussi des valeurs supérieures à celles du modèle OPT (415 N). Pour le cisaillement GD, alors que les valeurs maximales (OPT: 251 N; EMG: 390 N; EMGAO: 254 N) n'étaient pas statistiquement différentes, les courbes moyennes montraient une inversion de la direction de cette force entre les modèles OPT (valeurs principalement négatives) et EMGAO (valeurs principalement positives).

Forces musculaires. Pour la tâche sagittale, les courbes des forces musculaires et les valeurs maximales traitées statistiquement sont présentées sur les figures 34 à 39 et les tableaux 22 à 24. Les muscles DA (figure 34 et tableau 22) n'étaient pas sollicités par le modèle OPT et recrutés de façon très variable par le modèle EMG. Pour sa part, le modèle EMGAO sollicitait ces muscles progressivement du début (sujet en position droite) au milieu du mouvement (flexion du tronc d'environ 45°) pour ensuite revenir près de zéro à la fin de la tâche. Les valeurs maximales obtenues étaient cependant faibles pour ce dernier modèle, oscillant autour de 33 N, et aucune différence significative n'était présente entre les trois modèles. Les muscles GD (figure 34 et tableau 22) furent sollicités de manière significativement différente entre les trois modèles, le modèle OPT présentant les valeurs maximales les plus élevées (236 N), suivi du modèle EMGAO (96 et 94 N) et du modèle EMG (22 et 16 N). La stratégie musculaire produite par le modèle EMGAO était environ à mi-chemin entre celle des deux autres modèles. Les muscles OI (figure 35 et tableau 23) produisirent des forces maximales significativement supérieures pour les modèles EMG (200 et 170 N) et EMGAO (147 et 134 N) par rapport au modèle OPT (38 et 25 N), les deux premiers modèles n'étant pas différents entre eux. Les muscles OE (figure 36 et tableau 23) offrirent un comportement similaire aux muscles OI. Les forces maximales prédites pour les muscles SL (figure 38 et tableau 24) furent supérieures pour le modèle EMGAO (1098 et 1092 N) par rapport au deux autres modèles (OPT: 746 N; EMG: 667 et 635 N), ces deux derniers modèles n'étant pas différents entre eux. Ces muscles furent de loin les plus sollicités lors de cette tâche. Pour leur part, les muscles ST (figure 39 et tableau 24) étaient sollicités de façon similaire par les modèles OPT (497 N) et EMGAO (441 et 438 N), leurs valeurs maximales étant supérieures à celles du modèle EMG (223 et 182 N). Pour réaliser cette tâche, la stratégie musculaire qu'utilisait le modèle OPT montre une activation centrée sur les muscles SL, ST et GD alors que le modèle EMGAO rétrogradait les GD derrière les OI et OE. Le modèle EMG ne présentait pas de patrons musculaires assez stables permettant d'identifier une stratégie.

Pour la tâche frontale, les courbes des forces musculaires et les valeurs maximales traitées statistiquement sont présentées sur les figures 40 à 45 et les tableaux 25 à 27. Pour les muscles DA (figure 40 et tableau 25), bien que les courbes moyennes affichaient des formes différentes entre les trois modèles, aucune différence significative n'était présente au niveau de leurs valeurs maximales. Pour les muscles GD (figure 41 et tableau 25), le modèle OPT (155 et 171 N) générait des forces maximales significativement supérieures à celles des deux autres modèles (EMG: 9 et 23 N;

EMGAO: 33 et 45 N). Une activation controlatérale (muscles situés du côté opposé à celui de la charge externe) plus importante était visible pour tous les autres muscles, soit les OI (figure 42 et tableau 26), OE (figure 43 et tableau 26), SL (figure 44 et tableau 27) et ST (figure 45 et tableau 27). Dans le cas des muscles OI, cette stratégie était clairement visible pour les modèles OPT (23 et 145 N) et EMGAO (76 et 196 N) seulement, alors que pour les muscles OE les trois modèles furent sensibles de manière similaire (OPT: 0 et 181 N; EMG: 173 et 331 N; EMGAO: 61 et 194 N). Le modèle OPT avait cependant tendance à maintenir la tension des muscles OI et OE ipsilatéraux (muscles situés du même côté que la charge externe) près de zéro, ce qui n'était pas le cas des deux autres modèles. Dans tous les cas pour les muscles OI et OE, le modèle EMG affichait des valeurs maximales significativement supérieures à celles des deux autres modèles. Les muscles SL présentaient cependant un comportement différent, les valeurs maximales du côté droit (muscles controlatéraux) n'étant pas statistiquement différentes entre les trois modèles (OPT: 571 N; EMG: 439 N; EMGAO: 573 N) alors que celles du côté gauche (muscles ipsilatéraux) du modèle EMGAO (136 N) étaient supérieures à celles du modèle OPT (21 N). Les muscles ST démontraient le type de transition résultant des caractéristiques de chacun des trois modèles avec, dans le cas du côté droit (muscles controlatéraux), les valeurs maximales du modèle OPT (381 N) qui étaient supérieures à celles des deux autres modèles, celles du modèle EMGAO (251 N) étant aussi supérieures à celles du modèle EMG (96 N). Pour les muscles ST du côté gauche (ipsilatéraux), les valeurs maximales du modèle EMG (85 N) surpassaient celles des deux autres modèles, celles du modèle EMGAO (39 N) étant aussi supérieures à celles du modèle OPT (0 N). Pour effectuer cette tâche, les modèles OPT et EMGAO sollicitaient principalement les muscles du côté droit (controlatéraux), le modèle OPT réduisant à zéro le plus souvent possible les muscles du côté gauche (ipsilatéraux) pendant que le modèle EMGAO les activait malgré leur situation d'antagoniste pour tenter de respecter leur niveau physiologique d'activation. Comme pour la tâche précédente, le modèle EMG ne présentait pas de patrons musculaires stables.

Pour la tâche libre, les courbes des forces musculaires et les valeurs maximales traitées statistiquement sont présentées sur les figures 46 à 51 et les tableaux 28 à 30. Les courbes moyennes des modèles EMG et EMGAO montraient une légère activité des muscles DA (figure 46), mais les valeurs maximales de force n'étaient pas statistiquement différentes entre les trois modèles (tableau 28). Pour les muscles GD (figure 47 et tableau 28), le modèle OPT (315 N) générait des valeurs maximales significativement supérieures à celles des deux autres modèles (EMG: 84 et 44 N; EMGAO: 122 et 124 N). L'activité de ces muscles était symétrique entre la gauche et la droite, et la forme des courbes était similaire pour les trois modèles. Les muscles OI (figure 48 et tableau 29) montraient des forces similaires pour le modèle EMGAO entre la gauche (318 N) et la droite (282 N) alors que les muscles OE (figure 49 et tableau 29) étaient dominants du côté gauche (EMGAO: 418 N par rapport à 210 N), ces derniers étant controlatéraux par rapport au côté vers lequel la rotation du tronc était effectuée. Pour les muscles OI et OE, les forces prédites par le modèle EMG ou EMGAO (selon le cas) dépassaient significativement celles produites par le modèle OPT. Les muscles SL (figure 50 et tableau 30) étaient activés symétriquement aux extrémités de la tâche (10 et 90% du temps) par les modèles EMGAO (1399 et 1384 N) et OPT (996 et 989 N) mais pas à mi-

chemin (à environ 50% du temps, l'écart moyen était de 180 N pour le modèle EMGAO), respectant ainsi la nature asymétrique du mouvement dans cette posture. Il en fut de même pour les muscle ST (figure 51 et tableau 30) avec des valeurs maximales de force inférieures aux SL (OPT: 664 et 654 N; EMGAO: 562 et 550 N), mais l'écart était plus substantiel pour le modèle OPT lors du passage dans la posture asymétrique.

Équilibre des moments à L5/S1. Contrairement aux modèles OPT et EMGAO qui y parvenaient toujours, le modèle EMG arrivait rarement à équilibrer les moments à l'articulation L5/S1 (tableau 31). Pour la tâche sagittale, les écarts rms entre le moment fourni en intrant et celui recalculé à partir des forces musculaires atteignaient en moyenne jusqu'à 97 N·m en extension-flexion. Pour la tâche frontale, ces écarts allaient en moyenne jusqu'à 42 N·m en flexion latérale alors que pour la tâche libre, un écart rms moyen de 101 N·m était obtenu en extension-flexion. Ces résultats limitaient l'interprétation possible des patrons de force articulaire et musculaire produits par le modèle EMG.

Étude 4

Les intrants ayant le plus d'influence sur la sensibilité du nouveau modèle furent le moment de force à L5/S1, les bras de leviers des muscles du tronc et le signal EMG. Cette sensibilité variait selon le type de tâche effectuée, les muscles les plus touchés étaient les spinaux (SL) et les obliques (OI) et la composante de force articulaire la plus sensible était la compression. Les résultats sont présentés par étape afin d'expliquer la démarche qui a mené à l'évaluation de la sensibilité moyenne du modèle EMGAO. La visualisation des données détaillées de sensibilité est d'abord présentée, suivie par l'analyse des tendances progressives et par la sensibilité moyenne du modèle. Les variations du cinquième intrant (tableau 3), soit la surface de section musculaire, ne produisirent que des changements mineurs sur les forces articulaires et musculaires. Leurs résultats ne sont donc pas présentés dans les paragraphes qui suivent.

Visualisation de la sensibilité du modèle EMGAO. Les résultats de la variation contrôlée des intrants sur la sensibilité détaillée du modèle ont été analysés pour toutes les tâches effectuées par les deux sujets choisis. Les données de la tâche libre effectuée par le sujet 5 sont présentées ici pour illustrer la procédure et les résultats obtenus.

La figure 52 montre une représentation tridimensionnelle de la variation de la force articulaire (sur le premier axe orienté verticalement) en fonction de la composante de cette force (compression, cisaillement PA et GD sur le second axe orienté horizontalement), du temps relatif de mouvement (0 à 100% par intervalle de 20% pour chaque composante de force sur le second axe orienté horizontalement) et en fonction aussi de trois des cinq intrants ayant été soumis à des variations (sur le troisième axe orienté en profondeur: le moment de force pour 5, 10 et 15 N·m, le signal EMG pour 10, 20 et 30% et les bras de levier musculaires pour 5, 10 et 15 mm). La figure 53 représente les mêmes composantes que la figure précédente sur les deux premiers axes, mais sur le dernier axe les trois composantes du quatrième intrant (lignes d'action musculaires) sont incluses, soit la rotation axiale, la flexion latérale et l'extension-flexion avec chacune 5, 10 et 15° de variation contrôlée. Ces deux figures permettaient l'observation de l'importance relative de chacune des variables contrôlée sur les forces articulaires en fonction du temps de mouvement. Une simple analyse visuelle de la hauteur des barres

verticales montrait que la force de compression fut la variable la plus sensible aux diverses variations des intrants, en particulier aux variations du signal EMG relatif, des bras de leviers musculaires et du moment de force à L5/S1. Pour une même composante de force articulaire, par exemple la compression, la sensibilité était différente en fonction du temps relatif de mouvement (0-100%), le maximum étant pour la tâche libre soit au centre de cet intervalle (50% du temps) ou à ses extrémités (0 et 100% du temps), là où le chargement sur L5/S1 atteignait des sommets. Pour cette tâche, ces intervalles temporels correspondaient à une posture accroupie (au début et à la fin de la tâche ou à 0 et 100% du temps) ou à une posture combinant une rotation axiale, une flexion latérale et une flexion du tronc (à environ 50% du temps de mouvement), ces postures (figure 12) pouvant donc être associées à une sensibilité accrue du modèle EMGAO.

La sensibilité des forces articulaires était en relation directe avec celle des forces musculaires qui elles, vu le nombre de muscles (12) inclus dans le modèle, ne pouvaient pas techniquement se regrouper sur seulement deux figures. Donc, pour analyser visuellement les forces musculaires de la tâche libre effectuée par le sujet 5, il fut nécessaire de produire et d'étudier douze figures, soit les figures 54 à 59 pour les trois premiers intrants (moment de force, signal EMG et bras de levier), chacune de ces figures représentant un instantané temporel à 0, 20, 40, 60, 80 et 100% du temps, et les figures 60 à 65 pour les trois derniers intrants (rotation axiale, flexion latérale et extension-flexion). L'analyse visuelle de ces figures montrait que les muscles SL étaient généralement les plus sensibles aux intrants les plus influents (moment de force, signal EMG et bras de levier) alors que les OE, OI et ST semblaient plus sensibles aux altérations des lignes d'action musculaires, particulièrement celles faisant suite à une rotation axiale.

Tendances progressives de la sensibilité du modèle EMGAO. Pour observer la sensibilité progressive du modèle EMGAO pour les trois tâches étudiées, deux regroupements furent appliqués aux données. Dans un premier temps, pour les forces articulaires et musculaires, la variable temps fut éliminée en prenant la moyenne des valeurs obtenues entre 0 et 100% du temps. Dans un second temps, pour les forces musculaires seulement, la variable spécifiant le côté du muscle fut éliminée en faisant la moyenne, pour un même muscle, des valeurs obtenues pour les côtés gauche et droit.

Pour les forces articulaires de la tâche sagittale, la compression fut la composante la plus sensible, suivie par le cisaillement PA et le cisaillement GD (tableau 32). Selon ces résultats, l'intrant ayant le plus d'influence sur la compression et le cisaillement PA était le signal EMG, suivi par les bras de leviers, le moment à L5/S1, les modifications des lignes d'action musculaires fermant la marche. Pour la même tâche, les muscles les plus sensibles à l'intrant le plus influent (signal EMG) étaient les SL, suivis par les muscles OI, OE et ST respectivement (tableau 33). Bien que les muscles SL furent les plus sensibles aux trois principaux intrants (EMG, leviers et moment), l'ordre des autres muscles changeait selon l'intrant avec, en particulier les muscles ST qui venaient en seconde place lors de la variation contrôlée des bras de leviers. Ce changement s'expliquait par la proximité de ces muscles par rapport à la colonne vertébrale (leur court bras de levier par rapport à L5/S1), ceci faisant qu'une petite différence dans leur bras de levier faisait automatiquement augmenter ou diminuer significativement la force requise pour équilibrer le moment de force.

Pour les forces articulaires de la tâche frontale, la compression fut la composante la plus sensible, suivie par le cisaillement GD pour le sujet 5 et par le cisaillement PA pour le sujet 8 (tableau 34). L'intrant ayant le plus d'influence était le moment de force pour le sujet 5 et le signal EMG pour le sujet 8, les bras de leviers venant en troisième place dans les deux cas. La rotation axiale montrait une bonne influence sur le cisaillement PA mais pour le sujet 8 seulement. Les muscles les plus sensibles aux deux intrants les plus influents (moment et signal EMG) étaient les SL, la différence de sensibilité étant plus marquée pour les variations contrôlées du moment que pour celles du signal EMG (tableau 35).

Comme pour les deux autres tâches, la compression fut la composante la plus sensible parmi les forces articulaires de la tâche libre (tableau 36). Le cisaillement PA et le cisaillement GD venaient en seconde et troisième position pour les variations contrôlées des trois intrants les plus influents, ceux-ci étant les bras de leviers, le signal EMG et le moment à L5/S1. Contrairement aux deux autres tâches cependant, la modification des lignes d'action musculaires avait un impact marqué sur les forces articulaires pour la tâche libre, particulièrement au niveau des variations contrôlées en rotation axiale et en extension-flexion. La sensibilité des forces musculaires était à l'image de celle sur les forces articulaires (tableau 37). Pour les trois intrants les plus influents, les muscles SL étaient les plus sensibles, suivis des ST ou des OI selon le sujet. Cependant, pour le sujet 5 le portrait était différent pour les variations contrôlées en rotation axiales et en flexion latérale, celles-ci influençant plus les OI que les SL. Le sujet 8 ne présentait pas cette tendance.

Sensibilité moyenne du modèle EMGAO. Dans le but d'obtenir un portrait d'ensemble plus clair, la sensibilité moyenne du modèle EMGAO fut calculée. Pour ce faire, les données sur les tendances progressives (tableaux 32 à 37) furent normalisées en fonction de chacun des intrants du modèle de manière à obtenir la sensibilité en newtons pour chaque unité de variation du moment à L5/S1 (N/N·m), du signal EMG (N/%), des bras de leviers (N/mm) et des changements de lignes d'action musculaires (N/°). La moyenne des valeurs normalisées pour les trois variations contrôlées de chaque intrant fut ensuite calculée pour chacune des forces articulaires et musculaires. Les valeurs nulles présentes dans les tableaux de sensibilité moyenne qui suivent représentaient toutes les valeurs moyennes inférieures à 0.5 N par unité (N·m, %, mm ou °) de l'intrant dont la variation était contrôlée.

Pour la tâche sagittale, les résultats confirmaient la compression comme force articulaire la plus sensible (tableau 38) alors que l'ordre des intrants les plus influents déterminé par l'analyse des tendances progressives était modifié pour placer les bras de leviers (34 et 44 N/mm) en première place, devant le moment à L5/S1 (29 et 28 N/N·m) et le signal EMG (21 et 26 N/%). La rotation axiale se plaçait toujours en quatrième position (3 et 4 N/°). Les muscles ST étaient clairement les plus sensibles pour cette tâche, suivis par les ST et le OI (tableau 39). Les changements au niveau des lignes d'action musculaires (rotation axiale, flexion latérale et extension-flexion) avaient en général peu d'impact sur les forces musculaires (de 0 à 2 N/°) pour cette tâche.

Pour la tâche frontale, la compression apparaissait toujours comme la force articulaire la plus sensible (tableau 40). L'intrant le plus influent était clairement le moment de force à L5/S1 (21 et 17 N/N·m) pendant que le signal EMG (10 et 11 N/%) et

les bras de leviers (10 et 9 N/mm) se montraient équivalents en seconde position. La rotation axiale venait ensuite et semblait avoir, pour le sujet 8, une influence marquée sur le cisaillement PA (6 N/°). Les seuls muscles montrant une sensibilité dépassant 2 N/unité étaient les SL (tableau 41). Les changements au niveau des lignes d'action musculaires avaient, pour cette tâche comme pour la tâche sagittale, peu d'impact sur la sensibilité des forces musculaires avec seulement une valeur de 1 N/° pour les OI du sujet 5 et les SL du sujet 8, toutes les autres valeurs étant nulles.

La compression était aussi, pour la tâche libre, la force la plus sensible aux diverses variations contrôlées des intrants du modèle EMGAO (tableau 42). Elle était suivie par le cisaillement PA et le cisaillement GD pour les trois intrants les plus influents, ces derniers étant les bras de leviers (46 et 61 N/mm), le moment (26 et 22 N/N·m) et le signal EMG (16 et 28 N/%), ces deux derniers alternant en seconde et troisième position, selon le sujet. Les variations contrôlées des lignes d'action musculaires produisirent, pour le sujet 5, un effet plus important sur la sensibilité des forces articulaires (tableau 42) et sur celle des forces musculaires (tableau 43) que ce qui a été observé pour les deux autres tâches. Cet effet fut particulièrement marqué sur les forces articulaires lors des variations en rotation axiale (jusqu'à 15 N/°) et en extension-flexion (jusqu'à 13 N/°), ceci ayant un impact sur principalement sur la sensibilité des muscles OI (jusqu'à 5 N/°) et les SL (jusqu'à 4 N/°) pour les mêmes variations contrôlées. Les données du sujet 8 ne présentaient cependant pas le même comportement.

Étude 5

En accord avec l'hypothèse de cette étude, la méthode de calcul proposée a permis de montrer des différences significatives au niveau de la coactivation musculaire entre les tâches et entre les composantes anatomiques (axes) pour une même tâche. La coactivation maximale résultante variait de 9 à 36% et avait généralement pour effet de faire augmenter le chargement sur L5/S1. Les résultats présentent la démarche qui permettait d'obtenir la coactivation musculaire en utilisant simultanément les modèles OPT et EMGAO. La détermination de la coactivation est d'abord illustrée graphiquement, suivie par les résultats concernant les courbes moyennes de coactivation et complétée par l'analyse de la coactivation maximale en antagonisme.

Détermination de la coactivation musculaire. Pour un sujet donné et une tâche donnée, la détermination de la coactivation musculaire passait par quatre étapes. Il fallait d'abord obtenir la stratégie musculaire individuelle (solution physiologique optimale du modèle EMGAO), puis la stratégie musculaire standard (solution mathématique optimale du modèle OPT), ensuite calculer la surface de coactivation et finalement calculer la coactivation en antagonisme. Les données du sujet 11 furent sélectionnées pour illustrer la procédure et montrer les résultats obtenus pour chacune des trois tâches (figures 66, 67 et 68). Sur chaque figure, les trois graphiques représentant la stratégie individuelle, la stratégie standard et la surface de coactivation comprennent des axes ayant les mêmes définitions. L'axe vertical indique la grandeur de la force musculaire associée au graphique, soit F_{EMGAO} , F_{OPT} ou F_{DEV} (la signification de ces forces est expliquée dans la méthodologie) respectivement. Les deux autres axes délimitent un plan horizontal et indiquent, sur le premier, les muscles inclus dans les modèles (DA, OI, OE, SL, ST et GD; les données des muscles des côtés droit et gauche sont incluses dans les surfaces

représentées mais ne sont pas identifiées sur les axes, faute d'espace) et le temps relatif de mouvement (0-100%) sur le second. Le dernier graphique de chaque figure présente la courbe de chacune des composantes (la rotation axiale est identifiée par les 'o', la flexion latérale par les '+' et l'extension-flexion par les '*') du moment de coactivation en antagonisme (M_{CA}) en fonction du temps relatif de mouvement. La surface de coactivation peut s'interpréter en analysant les montagnes et les vallées. Chaque montagne (la partie de la surface qui est au dessus du plan neutre ou $Z=0$, l'axe Z étant celui des forces musculaires) identifie des muscles qui génèrent de la coactivation en antagonisme. Plus cette montagne est haute (en fonction des valeurs correspondantes le long de l'axe vertical), plus cette coactivation est forte. A l'opposé, chaque vallée signifie que pour certains muscles la demande est diminuée parce que l'action mécanique qu'ils produisent est remplacée par une action équivalente générée par les muscles responsables de la coactivation musculaire, ces muscles contribuant ainsi à la portion de la coactivation qui peut être qualifiée de synergique.

La figure 66 présente les résultats du sujet 11 pour la tâche sagittale. La coactivation en antagonisme augmentait progressivement jusqu'à 50% de la tâche (position où le tronc était fléchi d'environ 45°) pour ensuite revenir près de zéro. Les composantes de coactivation en rotation axiale et en flexion latérale excédaient à peine 5 N·m, alors que celle en extension-flexion frôlait les 10 N·m.

Le portrait de la coactivation était différent pour la tâche frontale (figure 67). L'amplitude des forces musculaires pour la stratégie individuelle et la stratégie standard n'atteignait que 400 N, alors que pour la tâche sagittale elle atteignait 1000 N. La forme de la surface de coactivation montrait une présence de coactivation en synergie (plusieurs vallées) plus importante que pour la tâche sagittale. Une fois la partie antagoniste de ces forces convertie en moment de coactivation, la composante en flexion latérale ressortait clairement par rapport aux deux autres composantes avec une crête située aux environs de 35 N·m. La rotation axiale atteignait environ 15 N·m et l'extension-flexion oscillait autour de zéro.

Les sommets les plus élevés (1500 N) au niveau des F_{EMGAO} , F_{OPT} et F_{DEV} furent atteints par la tâche libre (figure 68). Alors que le moment de coactivation en antagonisme dépassait les 50 N·m pour la flexion latérale, celui en rotation oscillait autour de zéro et celui en extension-flexion frôlait les 20 N·m au milieu et à la fin de la tâche.

Courbes moyennes de coactivation musculaire. Afin de comparer la coactivation en antagonisme entre les trois tâches, les données des 11 sujets furent regroupées en courbes moyennes. Sur la figure 69 (les barres verticales indiquent plus et moins un écart-type), chaque colonne de trois graphiques représente les composantes en rotation axiale, en flexion latérale et en extension-flexion pour une des trois tâches. La première colonne illustre la tâche sagittale, la seconde la tâche frontale et la dernière la tâche libre. L'échelle de l'axe vertical de chaque rangée de trois graphiques est la même afin de pouvoir observer d'un coup d'œil les différences entre les tâches.

Les tendances principales observées sur ces neuf courbes montraient une importante coactivation en antagonisme pour la composante en flexion latérale des tâches frontale et libre. La tâche libre montrait les crêtes les plus élevées pour les deux autres composantes, soit la rotation axiale et l'extension-flexion. La tâche sagittale ne montrait

pour sa part qu'une faible coactivation (en moyenne sous les 10 N·m) en extension-flexion.

Coactivation musculaire maximale. Des analyses statistiques furent réalisées pour déterminer si les valeurs maximales de cette coactivation en antagonisme étaient différentes (1) entre les tâches pour une même composante ou pour la résultante et (2) entre les composantes pour une même tâche (tableau 44). Les résultats de ces analyses montrent que la coactivation maximale résultante (le moment résultant calculé à partir des trois composantes de M_{CA}) était significativement plus grande pour la tâche libre (43 N·m) par rapport aux deux autres tâches et qu'elle était aussi supérieure pour la tâche frontale (33 N·m) par rapport à la tâche sagittale (12 N·m).

Analysées entre les tâches, les composantes en rotation axiale et en extension-flexion étaient supérieures pour la tâche libre (17 et 26 N·m) par rapport aux deux autres tâches (sagittale: 5 et 9 N·m; frontale: 8 et 6 N·m) qui, elles, ne différaient pas. Elle était supérieure en flexion latérale pour la tâche frontale (32 N·m) et la tâche libre (37 N·m) par rapport à la tâche sagittale (7 N·m), les deux premières n'étant pas différentes entre elles.

L'analyse des composantes d'une même tâche montra que la composante d'extension-flexion (9 N·m) était supérieure à celle de rotation axiale (5 N·m) pour la tâche sagittale. Par contre, la flexion latérale (7 N·m) n'était différente ni de l'extension-flexion ni de la rotation axiale. Pour les tâches frontale et libre, les valeurs de flexion latérale (32 et 37 N·m) furent supérieures à celles des deux autres composantes (rotation axiale: 8 et 17 N·m; extension-flexion: 6 et 26 N·m) qui, elles, ne différaient pas.

En utilisant les moments maximaux atteints durant chacune des tâches (tableau 45), il était possible d'obtenir des valeurs relatives moyennes de coactivation en antagonisme. Pour la tâche sagittale, elles étaient de 100, 64, 6 et 9%, pour la rotation axiale, la flexion latérale, l'extension-flexion et la résultante respectivement. Pour la tâche frontale, ces valeurs étaient de 100, 37, 27 et 36% alors que pour la tâche libre elles furent de 85, 49, 14 et 23%.

DISCUSSION

Le premier objectif de ce projet consistant au développement d'un modèle biomécanique hybride 3D de l'articulation L5/S1 a été réalisé. Pour le second objectif concernant la validation de ce modèle, les résultats obtenus viennent appuyer trois des quatre hypothèses posées. La première constatation est qu'il existe une forte relation au niveau de la forme des courbes entre la force estimée par le nouveau modèle biomécanique articulaire (EMGAO) et le signal EMG pour chacun des muscles considérés (hypothèses 1 et 2). La seconde constatation est que les composantes du moment net obtenues par l'approche de calcul des pieds vers L5/S1 sont équivalentes à celles obtenues par l'approche de calcul des mains vers L5/S1 (hypothèse 4).

Cependant, les données recueillies jusqu'à maintenant ne permettent pas d'évaluer le lien entre le comportement de variables biomécaniques et les affections lombaires afin de pouvoir différencier un sujet sain d'un sujet lombalgique (hypothèse 3). Pour parvenir à utiliser les mesures prises sur des sujets lombalgiques, il faut parvenir à mettre au point une méthode pour prédire le signal EMG maximal à partir d'efforts sous-maximaux

puisque ces sujets ne peuvent pas produire d'effort maximal impliquant les muscles lombaires.

La suite de cette discussion est organisée en deux sections abordant les limites de l'étude et la performance du nouveau modèle.

Limites de l'étude

Les résultats présentés dans cette étude souffrent de certaines limites. Une de ces limites est le nombre réduit de sujets (limite sur le plan de la généralisation des résultats), bien que les onze personnes impliquées représentent un nombre important de sujets en regard du type d'étude biomécanique menée ici. Cette première limite est inhérente à la complexité des procédures expérimentales nécessaires pour obtenir des résultats valables: collecte de données impliquant simultanément la vidéographie 3D, la dynamométrie avec deux systèmes de mesure différents, la mesure des signaux myoélectriques de plusieurs muscles (comprenant de longs tests de calibrage de l'EMG) et la réalisation de plusieurs tâches différentes avec de nombreux ajustements à faire au cours de chaque séance. De même, les critères d'inclusion et d'exclusion étant stricts et scrupuleusement respectés, il a fallu allouer plus de temps que prévu pour recruter les sujets. Comme prévu, le temps requis pour transformer les enregistrement vidéo en coordonnées 2D était élevé (la numérisation des 5 vues d'un essai prenait environ 2h30 sans le suivi de la trajectoire de la caisse dynamométrique et plus de 3h avec ce suivi). L'aspect le plus problématique lors des collectes de données était certainement l'EMG. Même lorsque les électrodes étaient correctement installées, il était souvent nécessaire de les réinstaller au cours de l'expérimentation, généralement à cause de mouvements de celles-ci par rapport à la peau (ce problème est beaucoup moins important lorsque des tâches isométriques sont analysées, ce qui n'était pas le cas ici). Une séance en laboratoire prenait dans les meilleurs cas environ 2h30 et dans les pires cas, plus de 5h.

Une seconde limite était la sensibilité des modèles aux erreurs d'estimation des angles entre le bassin et le thorax. Ces angles étaient directement liés aux longueurs et vélocités de contraction musculaires. Ces angles étaient fonction de la résolution du système de traitement de la cinématique (résolution de l'image vidéo de 256 x 256 pixels) et de la rigidité réelle des marqueurs placés dans le dos du sujet et utilisés pour définir les référentiels anatomiques fixés sur les deux segments en question ici. Quelques tests menés au Laboratoire de biomécanique occupationnelle (données non présentées dans ce rapport) montrent que bien que l'exactitude et la précision des angles planaires soit excellente ($\pm 1^\circ$), elles se détériorent rapidement lorsque les angles spatiaux entre deux référentiels sont calculés ($\pm 5^\circ$). Les résultats de l'étude 3 montrent que les forces articulaires et musculaires sont plus sensibles aux rotations entre le thorax et le bassin lors d'une tâche complexe (la tâche libre), les composantes en cisaillement et les muscles obliques étant particulièrement atteints. Pour arriver à minimiser ce genre d'erreur, nous évaluons présentement une méthode similaire à celle proposée par Chêze et al. (1995) pour solidifier mathématiquement la forme géométrique de groupes de repères. L'utilisation d'un système de mesure de la cinématique ayant une meilleure résolution (optoélectronique ou électromagnétique) est aussi à envisager (Bull & Amis, 1997).

Une troisième limite touchait le niveau de détail du modèle biomécanique articulaire développé. Le modèle présenté ici est modeste incluant seulement 12 muscles alors que certains autres modèles incluent jusqu'à 90 structures anatomiques et estiment leurs contributions respectives (Cholewicki & McGill, 1996 ; McGill, 1992; Nussbaum et al., 1996). Les résultats actuels constituent donc la charpente d'un modèle qui doit être développé de manière à devenir de plus en plus réaliste et valide tout en demeurant basé sur des méthodes non invasives de mesure. Il faut cependant souligner que le modèle présenté ici est alimenté par des données dynamiques 3D mesurées sans contrainte directe alors que les modèles biomécaniques articulaires les plus sophistiqués retrouvés dans la littérature sont alimentés par des données soit statiques (Nussbaum et al., 1996), soit 2D (Cholewicki et al., 1995), soit limitées aux mouvements dans les plans sagittal et frontal (Granata & Marras, 1995a ; McGill, 1992).

Deux autres limites concernaient plus spécifiquement l'EMG. Il est clair que l'utilisation de contractions maximales volontaires dans une seule position pour prédire le maximum pour un muscle donné sur toute l'amplitude articulaire (du moins, celle employée lors de l'exécution des tâches) est problématique (Mirka, 1991). De plus, même exécutée dans des conditions idéales (sujet très motivé, en pleine possession de ses moyens et qui connaît bien le type d'effort à fournir), la contraction maximale volontaire peut sous-estimer le maximum réel par environ 30%. Il semble tout de même que ce soit le moyen le plus utilisé dans les études biomécaniques du mouvement humain pour normaliser l'amplitude du signal EMG. L'autre limite reliée au signal EMG est le problème de l'intercommunication (cross-talk) entre les muscles. Les positions sélectionnées pour poser les électrodes (tableau 1) visaient en partie à minimiser ce phénomène.

Performance du nouveau modèle

Dans l'ensemble, les résultats obtenus avec le nouveau modèle vont dans le même sens que ceux publiés par Cholewicki et McGill (1994, 1996) et Cholewicki et al. (1995). Le modèle à solution physiologique optimale (EMGAO) comprend la majorité des caractéristiques désirées pour ce genre d'outil (tableau 46) mais requiert des procédures complexes de collecte de données. Il est suivi du modèle à solution physiologique (EMG), la différence principale entre les deux se situant au niveau de leur capacité à équilibrer les trois composantes du moment net à L5/S1. Pour sa part, le modèle à solution mathématique optimale (OPT) est robuste sur le plan mécanique, moins exigeant sur le plan de la collecte des données, mais ne répond pas adéquatement à la coactivation musculaire. Dans les sections qui suivent, le comportement du nouveau modèle est abordé en rapport avec celui des deux autres modèles pour chacune des tâches, la sensibilité et la validité du nouveau modèle sont discutées et les résultats obtenus lors de l'étude de la coactivation musculaire sont interprétés.

Comportement du nouveau modèle. L'évolution du chargement en compression sur le disque L5/S1 pour la *tâche sagittale* est cohérente avec les exigences mécaniques du mouvement pour les deux modèles à solution optimale (OPT et EMGAO). La compression la plus élevée sur le disque se produit au milieu de la tâche lorsque le sujet atteint la flexion requise (environ 45°). Les valeurs maximales de compression obtenues

avec les modèles OPT et EMGAO sont comparables à celles retrouvées dans la littérature (Chaffin & Andersson, 1991). Le modèle EMG tend cependant à sous-estimer cette compression, ce qui peut s'expliquer par (1) l'utilisation d'un gain musculaire fixe pour une même tâche comme les procédures de Granata et Marras (1993, 1995a) le proposent et (2) des limites au niveau de certains paramètres inclus dans les équations de prédiction de la force musculaire et (3) l'incapacité des forces musculaires prédites à équilibrer les composantes du moment net à L5/S1.

Les données comparatives pour les forces de cisaillement sont à peu près inexistantes dans la littérature. S'il est admis que le cisaillement doit être en général au moins cinq fois inférieur à la compression au niveau lombaire pour le genre de tâche étudiées, le modèle EMG tend à le surestimer. Ce n'est cependant pas le cas des modèles OPT et EMGAO qui respectent ce ratio compression/cisaillement avec 3323/276 N et 4171/405 N respectivement. Le cisaillement GD, qui serait nul si les mouvements étaient parfaitement symétriques, est équivalent selon les modèles OPT et EMGAO mais significativement plus élevé pour le modèle EMG par rapport au modèle OPT.

Les muscles de la face postérieure du tronc, à titre d'agonistes, sont ceux qui développent le plus de tension pour cette tâche, particulièrement au milieu du mouvement lorsque le tronc est fléchi à environ 45°. La répartition des forces entre les SL, ST et GD est cependant différente selon le modèle. Le modèle OPT distribue la tension proportionnellement en fonction de la capacité maximale et du bras de levier de chacun des muscles alors que les modèles EMG et EMGAO, contraints par l'information physiologique (EMG) qu'ils traitent, demandent moins aux GD et répartissent la tension entre les SL et ST. De plus, seuls les modèles EMG et EMGAO réagissent à la contraction des antagonistes en augmentant la tension des agonistes.

Théoriquement, pour une tâche impliquant la flexion et l'extension du tronc dans le plan sagittal, les muscles de la face antérieure du tronc (fléchisseurs) doivent demeurer inactifs. Le modèle OPT est celui qui produit, pour les fléchisseurs, les patrons d'activation qui sont le plus près de la théorie: les DA sont inactifs et les OI et OE sont très peu sollicités. Les deux autres modèles ayant l'EMG comme intrant montrent bien qu'il y a présence de coactivation musculaire, bien que l'amplitude des forces antagonistes soit faible. Le modèle EMGAO présente les patrons d'activation musculaire les plus susceptibles d'être représentatifs de la réalité.

Pour la *tâche frontale*, les trois modèles ne se comportent pas de façon similaire dans leur estimation du chargement sur le disque intervertébral malgré le fait que les valeurs maximales de compression et de cisaillement PA ne soient pas significativement différentes. L'observation des courbes de force musculaire (figures 40 à 45) montre que le modèle OPT arrive à équilibrer le moment à l'articulation L5/S1 en utilisant essentiellement les agonistes, sauf pour les GD. Le portrait est différent pour les modèles EMG et EMGAO, ceux-ci sollicitant constamment les agonistes et les antagonistes, ces derniers produisant cependant moins de tension. Les différences s'expliquent par les patrons d'activation musculaires, le modèle OPT suivant de très près le comportement théorique prévisible et le modèle EMGAO adoptant comme anticipé une stratégie mitoyenne entre la solution mathématique (OPT) et la solution physiologique (EMG). Pour une tâche de flexion latérale vers la gauche, les muscles du côté droit

(controlatéraux) sont théoriquement les principaux agonistes: DAd, Old, OEd, SLd, STd et GDd.

Les résultats pour cette tâche montrent la capacité de chacun des modèles à produire des patrons d'activation musculaire qui semblent adéquats à première vue. En réalité, les seuls patrons valides sont encore produits par le modèle EMGAO puisque le modèle OPT équilibre les moments à L5/S1 en réduisant au silence les antagonistes tandis que le modèle EMG active ces mêmes antagonistes mais ne parvient pas à équilibrer les composantes du moment à L5/S1.

Pour la *tâche libre*, le chargement sur le disque L5/S1 varie selon le modèle. Le modèle OPT répartit principalement le chargement total entre la compression et le cisaillement GD alors que les modèles EMG et EMGAO le distribuent surtout entre la compression et le cisaillement PA. La crête en compression est plus élevée de 21% en moyenne selon le modèle EMGAO par rapport au modèle OPT. Bien que non significative statistiquement ($p > 0.0521$) mais très près du niveau de signification choisi ($p \leq 0.05$), cette différence est le résultat de la coactivation musculaire qui semble adéquatement modulée par le modèle EMGAO mais non par le modèle OPT, particulièrement pour les muscles de la face antérieure du tronc. Par ailleurs, la courbe moyenne de compression du modèle EMG montre bien l'effet de son incapacité à équilibrer le moment à l'articulation L5/S1.

Parmi les trois tâches considérées, cette dernière est la plus typique d'activités qui sont faites quotidiennement par les manutentionnaires en industrie (Kuorinka et al., 1994): manutention d'une charge du sol vers une destination plus élevée et d'une étagère vers le sol impliquant des mouvements asymétriques du tronc. Ce type de tâche produit relativement peu de rotation axiale (en moyenne, un moment maximal de -20 N·m) puisque les efforts principaux vont surtout pour vaincre la force de gravité qui agit sur les segments et sur la charge externe requérant des moments en extension (-182 N·m) et en flexion latérale (76 N·m).

La posture du tronc a une influence déterminante sur le chargement de l'articulation L5/S1. Des tendances claires ressortent lorsque l'angle du tronc (le tronc étant défini comme le vecteur pointant de L5/S1 vers C7/T1) par rapport à la verticale est étudié en fonction des composantes de cette force (figures 70, 71 et 72). La compression (figure 70) progresse de façon linéaire en fonction de l'angle de flexion du tronc lorsque celui-ci est dans le plan sagittal (tâche sagittale) ou dans le plan frontal (tâche frontale). La relation se complique pour la tâche libre en présentant deux pentes différentes. La pente la plus douce se situant environ entre 20 et 80° est similaire à celle des deux autres tâches et elle correspond effectivement aux portions de la tâche libre effectuées dans le plan sagittal. La seconde pente, plus abrupte, se situe environ entre 18 et 28° et correspond aux portions de la tâche libre combinant flexion, flexion latérale et rotation axiale du tronc (environ 40-60% du temps sur la figure 12). Pour l'angle du tronc de 25° l'écart séparant une flexion sagittale (3000 N) et une flexion-rotation complexe (4200 N) est en moyenne de 1200 N. Le portrait est différent pour le cisaillement PA, la figure 71 montrant que sa relation avec l'angle du tronc est similaire pour les tâches sagittale et libre, la tâche frontale présentant pour sa part une pente nulle. Ceci est logique puisque la tâche frontale est la seule à ne pas requérir de flexion dans le plan sagittal alors que les deux autres tâches le font, le cisaillement PA n'étant pas affecté par la flexion latérale qui

caractérise la tâche frontale. Pour le cisaillement GD (figure 72), la situation diffère cette fois en montrant une pente nulle pour la tâche sagittale et une pente progressive pour la tâche frontale. Pour la tâche libre cependant, le relation est plus complexe affichant une pente quasi nulle entre 0 et 50° suivie par une pente progressive entre 50 et 80° tout ceci pour la portion des mouvements effectuée dans le plan sagittal. Pour la portion asymétrique de la tâche libre, une pente plus abrupte est présente entre 18 et 28° comme pour la compression. Compte tenu des petites valeurs du cisaillement GD par rapport aux deux autres composantes de la force sur L5/S1, ces dernières tendances sont plus discutables.

Sensibilité et validité du nouveau modèle. La sensibilité de modèles tels le nouveau modèle présenté ici n'est pas discutée dans la littérature. Seuls les travaux de Nussbaum et al. (1995) abordent spécifiquement et uniquement la sensibilité d'un modèle de type OPT aux variations des lignes d'action musculaires. Les principales raisons pouvant expliquer cette absence de données sont la complexité des procédures à mettre en place pour simuler toutes les situations pertinentes et la nécessité de connaître (ou de réaliser des études pour les déterminer) l'exactitude et la précision de mesure de chacun des intrants du modèle. La détermination de la grandeur des erreurs commises sur le moment à L5/S1, le signal EMG, la longueur des bras de leviers, la mesure des rotations entre le thorax et la bassin constituent des questions techniques pertinentes demandant passablement de temps pour être étudiées convenablement. Une fois des mesures adéquates obtenues, des simulations peuvent être faites en contrôlant chaque variable individuellement pour un ensemble de postures représentatives. La réalisation et l'interprétation de ces simulations deviennent rapidement très complexes puisqu'il faut idéalement considérer des variations différentes selon l'axe anatomique, la posture, le muscle et le bras de levier.

La sensibilité partielle du modèle EMGAO évaluée dans le présent projet est basée sur la simulation de variations pouvant refléter une variation réelle ou une erreur sur chacun des intrants. Ces variations sont appliquées de façon globale puisqu'elles touchent simultanément toutes les composantes de l'intrant sélectionné pour tous les instants de la tâche (0 à 100% par intervalle de 20%) faisant l'objet de la simulation. Par exemple, pour le moment à L5/S1 ceci signifie qu'une variation de 5 N·m est ajoutée simultanément en rotation axiale, flexion latérale et extension-flexion, ce qui en réalité représente l'addition d'un moment résultant de 8.66 N·m. Un autre exemple, pour le signal EMG l'ajout d'une variation de 10% s'applique simultanément aux 12 muscles et, un dernier exemple, l'allongement des bras de leviers de 5 mm s'applique aussi simultanément à tous les muscles. Cette façon de procéder vise à vérifier si la variation de chacun des intrants du modèle produit un ajustement de celui-ci.

C'est pour les raisons exposées dans les deux derniers paragraphes qu'il est question uniquement de la sensibilité partielle du modèle EMGAO dans le présent projet. Cette sensibilité vise à nous éclairer sur les faiblesses du modèle et sur les moyens qu'il faut envisager pour y remédier.

La sensibilité du nouveau modèle peut être abordée de deux façons, soit en considérant les valeurs obtenues comme des erreurs potentielles ou en les considérant comme des seuils à atteindre pour faire changer les valeurs de sortie du modèle. Dans le premier cas, si les valeurs de sensibilité sont traitées comme des erreurs potentielles, elles

permettent d'étudier les limites d'interprétation des variables de sortie du modèle. Pour la tâche sagittale, une exactitude moyenne de 89 N pour la force de compression est atteinte par le sujet 5 lorsque des erreurs de 1 Nm, 1%, 1 mm et 1° sont présentes respectivement sur le moment à L5/S1, le signal EMG, les bras de leviers et chacune des rotations du thorax par rapport au bassin. Pour la même tâche effectuée par le sujet 8 avec les mêmes erreurs, l'exactitude moyenne de la force de compression passe à 105 N. Ceci implique que les forces de compression inférieures à ces valeurs pour ces sujets ne peuvent pas être interprétées puisque l'ensemble du système (tous les instruments de mesure et les modèles) n'arrive pas à les mesurer correctement.

Une analyse globale de l'impact de deux scénarios d'erreurs (tableaux 47 et 48) sur les forces articulaires et musculaires montre que si les erreurs sur les intrants ne sont pas contrôlées convenablement en fonction de la tâche, il peut devenir impossible d'interpréter les valeurs issues d'un modèle biomécanique articulaire. Le scénario A est le plus optimiste et montre tout de même une erreur de 595 N sur la force de compression pour la tâche libre. Le scénario B montre que si les erreurs sur les intrants sont triplées (sauf pour les rotations qui ne sont que doublées), les erreurs sur les forces articulaires et musculaires augmentent dans les mêmes proportions. Le niveau des erreurs du scénario B est clairement inacceptable.

Ces mêmes valeurs de sensibilité peuvent être interprétées comme les seuils qu'un intrant donné doit atteindre pour produire un changement perceptible au niveau des forces articulaires et musculaires. Comme pour les erreurs potentielles, ces seuils varient en fonction de la tâche effectuée et de l'intrant visé, le nouveau modèle étant en général plus sensible pour la tâche libre et ayant comme intrants avec les seuils les plus bas le moment à L5/S1, le signal EMG et les bras de leviers. Il s'avère cependant impossible de comparer directement les intrants entre eux en terme d'importance puisque leurs unités de mesure sont différentes (moment en N·m, EMG en %, leviers en mm et rotations en °). Il est par contre possible de déterminer pour chaque intrant la valeur qui individuellement ferait varier, par exemple de 10 N, la compression sur L5/S1. En faisant la moyenne des valeurs obtenues avec les deux sujets pour l'ensemble des tâches (tableaux 38, 40 et 42), il est possible de déduire qu'une variation de 0.4 N·m du moment à L5/S1 ou de 0.5% du signal EMG ou de 0.3 mm des bras de leviers ou de 2.4° en rotation axiale ou de 7.5° en flexion latérale ou de 3.0° en extension-flexion produit une différence moyenne de 10 N sur la force de compression à L5/S1. Des très petites variations de moment, de signal EMG relatif et de longueur de bras de leviers produisent un changement de 10 N au niveau de la compression alors que des valeurs beaucoup plus substantielles sont nécessaires pour produire le même changement avec les rotations du thorax par rapport au bassin, plus particulièrement avec les rotations en flexion latérale. L'exactitude des mesures de moment, d'EMG et de bras de leviers doit donc recevoir toute l'attention nécessaire pour permettre l'obtention, pour un sujet donné, de patrons représentatifs des forces articulaires et musculaires.

Selon les études de Larivière et Gagnon (1998a,b), les erreurs sur les moments à L5/S1 sont principalement fonction de trois facteurs: (1) l'orientation des axes du référentiel anatomique local, généralement fixé sur le bassin, (2) la localisation exacte des centres articulaires de la chaîne segmentaire et particulièrement de la position de L5/S1 (pour l'exactitude des valeurs à cette articulation) et (3) la méthode utilisée pour

déterminer les paramètres segmentaires du tronc, particulièrement si le modèle multisegmentaire effectue les calculs des mains vers L5/S1. Les solutions potentielles pour minimiser les erreurs sur l'orientation des axes du référentiel local et sur la localisation des centres articulaires sont: (1) l'utilisation d'une procédure de moindre carré (Soderkvist & Wedin, 1993) ou de solidification géométrique (Chèze et al., 1995) permettant un ajustement optimal des repères externes, (2) l'emploi d'un groupe optimal de repères pour estimer la position de chaque centre articulaire, (3) l'utilisation de repères redondants (minimum de 4 repères par segment) pour dissiper les erreurs aléatoires dans leur localisation (Ball & Pierrynowski, 1996) et (4) l'emploi d'un calibrage anatomique multiple impliquant plusieurs postures (Cappello et al., 1997). Quant à l'estimation des paramètres segmentaires du tronc, la subdivision du tronc en trois segments (bassin, portion lombaire, portion thoracique) et l'utilisation d'une approche géométrique (Yeadon, 1990) plutôt que proportionnelle (Zatsiorsky & Seluyanov., 1983, 1985) contribue à diminuer les erreurs sur le moment à L5/S1 lorsque le modèle multisegmentaire inclut ces segments (Larivière & Gagnon, 1998b).

La question de la fiabilité des mesures EMG est fort complexe. Figurant parmi les tenants d'une utilisation rigoureuse du signal EMG au niveau de la recherche en biomécanique, De Luca (1997) stipule que l'utilisation du signal EMG en situation dynamique pose de sérieux problèmes d'interprétation. Parmi les facteurs les plus critiques, il souligne (1) la relation force-longueur qui varie de façon non linéaire, (2) les potentiels d'action constituant le signal EMG qui varient en relation avec le mouvement relatif entre la zone de détection (électrode) à la surface de la peau et les fibres musculaires se déplaçant sous la peau, (3) l'intercommunication (crosstalk) entre les muscles et (4) l'effet de filtrage qui change selon l'épaisseur et la nature des tissus sous cutanés. Cet auteur recommande donc de limiter l'étude du signal EMG aux situations statiques bien contrôlées pour lesquelles une bonne procédure de normalisation du signal EMG peut neutraliser la plupart des facteurs critiques.

Considérant que les situations réelles de travail (la manutention de charge en particulier) ne sont que rarement statiques, Granata et Marras (1993, 1995a), Marras et Granata (1997), McGill et Norman (1986) et McGill (1992) s'appuient sur la capacité du signal EMG à montrer la coactivation musculaire pour en justifier l'utilisation dans le cadre de modèles biomécaniques articulaires dont les prédictions de forces musculaires sont basées sur le traitement de l'EMG de surface et dont les applications ne sont pas des tâches statiques, mais des tâches dynamiques de manutention de charge. Comme souligné par Cholewicki et al. (1995), il est clair que les modèles biomécaniques articulaires de type EMG et EMGAO bénéficieront de toute amélioration des procédures de traitement du signal EMG (en situation dynamique, sous entendu par ces auteurs) visant à mieux prédire les forces musculaires. De fait, les approches combinant la robustesse mathématique de l'optimisation pour équilibrer les moments simultanément avec l'information contenue dans le signal EMG pour tenter d'obtenir une représentation physiologique des forces musculaires (Cholewicki & McGill, 1996; Cholewicki et al., 1995) semblent, avec les réseaux de neurones (Nussbaum et al., 1997), les avenues vers lesquelles la recherche pour étudier les phénomènes de coactivation musculaire au niveau du tronc converge.

La géométrie interne du tronc joue un rôle crucial dans tout modèle biomécanique articulaire (McGill et al., 1988, 1993). Cette géométrie inclut la longueur des bras de leviers (Németh & Ohlsén, 1986), l'orientation des lignes d'action (Dumas et al., 1991) et la surface droite de la section musculaire (McGill et al., 1993) qui influencent directement le chargement estimé sur le disque intervertébral ainsi que les forces musculaires prédites. Dans le présent projet, les données de Granata et Marras (1993) et de Schultz (1990) ont permis d'estimer la géométrie musculaire. L'étude de sensibilité montre que la surface de section, même lorsqu'elle est augmentée de 30% pour tous les muscles simultanément, ne produit pas de changement significatif sur les forces articulaires et musculaires. À défaut de montrer un effet de cet intrant sur les forces prédites par le nouveau modèle, cette constatation indique plutôt que la formulation du modèle est juste puisqu'une augmentation proportionnelle de la capacité de chaque muscle (le produit de l'augmentation de sa surface de section) est soumise à la minimisation de l'intensité musculaire (optimisation linéaire 1, figure 7) qui ramène le tout à la même solution finale. Le facteur clé pour la surface de section, comme pour les autres intrants du modèle, semble plutôt être la contribution relative de chacun des muscles entre eux. Cet aspect n'a cependant pas été étudié dans le présent projet.

Concernant spécifiquement les lignes d'action musculaires, la seule étude disponible appliquée à un modèle biomécanique articulaire similaire (Nussbaum et al., 1995b) démontre trois choses: (1) le changement des lignes d'action musculaires affecte peu les patrons de recrutement musculaire, (2) pour un chargement externe asymétrique, une exactitude de 5 à 15° pour les lignes d'action de la plupart des muscles est suffisante et (3) l'orientation des muscles obliques (OE et OI) est la plus critique pour générer des forces articulaires fiables. Nussbaum et al. (1995b) ne simule que des situations statiques pour un sujet typique du 50^e rang centile (Hughes, 1991; Tracy et al., 1989) debout en position anatomique contrant un moment externe appliqué au tronc dans différentes orientations. Les lignes d'actions sont modifiées par paires de muscles. Pour sa part, l'étude de sensibilité du présent projet indique aussi que les muscles obliques sont sensibles aux changements dans l'orientation des lignes d'action musculaires, particulièrement les obliques internes lors de la tâche libre (tableau 43). Ces résultats montrent l'importance de connaître avec le plus de précision possible l'anatomie interne de chaque sujet étudié, surtout lorsque les mesures désirées sont les valeurs individuelles des forces articulaires et musculaires.

La préoccupation de Nussbaum et al. (1995b) concernant les muscles obliques est appuyée sur un autre front par les résultats de Mirka et al. (1997) qui démontrent une activation sélective de ces muscles en fonction des différentes régions où peuvent être prises les mesures EMG et aussi de la tâche accomplie. Les données de force maximale du présent projet indiquent que la nature de la tâche (sagittale, frontale ou libre) modifie le critère le plus influent (signal EMG ou force optimale mécaniquement) sur les muscles obliques pour le modèle EMGAO (tableaux 23, 26 et 29). Lorsque la tâche est sagittale, le signal EMG domine la solution. Lorsque la tâche est frontale, les forces optimales mécaniquement prennent le haut du pavé. Lorsque la tâche est libre, la tendance varie selon chaque muscle oblique. Dans l'ensemble, ces résultats supposent qu'une attention spéciale doit être attribuée à la géométrie interne des muscles obliques ainsi qu'aux positions choisies pour y placer les électrodes de surface.

Le gain musculaire est le paramètre qui est ajusté par les modèles à solution optimale OPT et EMGAO pour parvenir à équilibrer les composantes du moment à l'articulation L5/S1. Pour l'ensemble des tâches, les valeurs maximales de ce gain variaient de 42 à 85 N/cm² pour le modèle OPT et de 31 à 69 N/cm² pour le modèle EMGAO, celles-ci étant à l'intérieur de l'étendue de 30 à 100 N/cm² jugée acceptable dans la littérature (Cholewicki & McGill, 1996; Schultz, 1990 ; Granata & Marras, 1993, 1995a; McGill, 1992).

Les équations utilisées par les modèles EMG et EMGAO pour prédire la force d'un muscle sont :

$$\text{Force}_{j,t} = \text{Gain} \cdot \frac{\text{EMG}_{j,t}}{\text{EMG}_{j,\max}} \cdot \text{Aire}_j \cdot F(V_{j,t}) \cdot F(L_{j,t})$$

$$F(V_{j,t}) = 1.2 - 0.99 \cdot V_{j,t} + 0.72 \cdot V_{j,t}^2$$

$$F(L_{j,t}) = -3.2 + 10.2 \cdot L_{j,t} - 10.4 \cdot L_{j,t}^2 + 4.6 \cdot L_{j,t}^3$$

Force _{j,t} :	force du muscle j au temps t
Gain :	force par unité de surface de coupe (N/cm ²)
EMG _{j,t} :	signal EMG du muscle j au temps t (μV)
EMG _{j,max} :	signal EMG maximal du muscle j (μV)
Aire _j :	section droite du muscle j (cm ²)
F()	fonction (sans unité)
L _{j,t} :	longueur relative instantanée du muscle j au temps t (L ₀ =1)
V _{j,t} :	vélocité relative instantanée de contraction du muscle j au temps t

La section droite et la force par unité de surface de coupe du muscle sont utilisés de la même manière par les trois modèles. La méthode de prédiction de la force musculaire des modèles EMG et EMGAO diffère de celle du modèle OPT au niveau de l'utilisation du ratio d'EMG et des fonctions modulées par la vélocité et la longueur du muscle. La longueur relative instantanée du muscle dépend de L₀, la longueur du muscle au repos, qui est définie comme la longueur du muscle en position anatomique. La procédure employée pour estimer la longueur instantanée du muscle utilise les rotations et translations d'un référentiel fixé sur le thorax par rapport à celles d'un référentiel fixé sur le bassin. Ces référentiels anatomiques (locaux) sont reconstruits à partir de triades de repères externes et sont sujets à des erreurs sur chacun des repères (rms de 0.9 à 7.3 mm). Les translations dépendent de la localisation, à partir de repères externes, du centroïde des disques L5/S1 et T12/L1. Les erreurs présentes à ce niveau sont probablement responsables d'une partie des sous-estimations du modèle EMG. Ceci reste cependant à évaluer par une étude sur l'exactitude et la précision des mesures de rotation et de translation du thorax par rapport au bassin.

Un problème additionnel peut être à la source des différences entre les modèles sur le plan du chargement articulaire: les lignes d'action musculaires. Selon Nussbaum et

al. (1995b), elles représentent des paramètres critiques dans tout modèle biomécanique articulaire. Dans la présente étude, leur importance est plus grande dans le modèle EMG puisqu'aucun facteur n'y est optimisé, contrairement aux deux autres modèles. Le fait d'optimiser le gain musculaire pour contribuer à l'équilibre du moment net à L5/S1 revient à limiter l'amplitude maximale de la force de chaque muscle. Modifier la ligne d'action d'un muscle change aussi la contribution de ce muscle, pour une même force, à l'équilibre du moment net à L5/S1. Toute autre chose étant égale, si une force musculaire augmente, le chargement sur le disque augmente.

Interprétation de la coactivation musculaire. L'application de la nouvelle méthode permettant de déterminer la coactivation musculaire en antagonisme montre l'existence d'une stratégie musculaire caractéristique pour chacune des tâches étudiées. La tâche sagittale suscite la coactivation au niveau des muscles agissant dans le plan sagittal, la tâche frontale fait de même pour les muscles agissant dans le plan frontal et la tâche libre implique une activité des muscles dans les trois plans de mouvement.

Comme c'est le cas pour la force de compression à L5/S1 (figures 70, 71 et 72), la posture du tronc a une influence déterminante sur la coactivation musculaire en antagonisme. Des tendances claires apparaissent lorsque l'angle du tronc par rapport à la verticale est étudié en fonction du moment résultant de coactivation en antagonisme (figure 73). La coactivation progresse de façon linéaire en fonction de l'angle de flexion du tronc autant dans le plan sagittal que dans le plan frontal avec cependant une pente plus accentuée pour la tâche frontale. Pour sa part, la relation pour la tâche libre présente deux pentes différentes. La première pente se situant environ entre 20 et 80° est similaire à celle de la tâche sagittale et elle correspond effectivement aux portions de la tâche libre effectuées dans le plan sagittal. La seconde pente, plus abrupte, se situe environ entre 18 et 28° et correspond aux portions de la tâche libre combinant flexion, flexion latérale et rotation axiale du tronc (environ 40-60% du temps sur la figure 12). Lorsque le tronc s'écarte de la verticale de 25°, la différence en terme de coactivation musculaire séparant une simple flexion sagittale (tâche sagittale) d'une flexion-rotation complexe (tâche libre) est en moyenne de 28 N·m. Cette différence est de 26 N·m entre la tâche sagittale et la tâche frontale, cette dernière étant la plus exigeante des deux sur le plan de la coactivation musculaire.

Parmi les tâches étudiées par Cholewicki et McGill (1996), celles impliquant une asymétrie des mouvements du tronc produisent le plus de coactivation musculaire. En fait, ce qui est observé pour les trois tâches étudiées dans le présent projet est qu'à partir du moment où le tronc quitte la position verticale pour fléchir dans un plan donné, certains muscles antagonistes et synergistes entrent en action en fonction spécifiquement de la tâche. Les écarts du tronc hors du plan sagittal, souvent associés à l'asymétrie du mouvement, sont donc clairement liés à l'augmentation de la coactivation musculaire en antagonisme lors de la manutention d'une charge. L'augmentation de la coactivation des muscles du tronc débouche inévitablement sur une augmentation du chargement des structures lombaires. Comme la littérature commence à le démontrer, la coactivation musculaire a probablement un rôle important à jouer au niveau de la stabilité de la colonne vertébrale (Cholewicki & McGill, 1996; Cholewicki et al., 1997; Gardner-Morse & Stokes, 1998; Gardner-Morse et al., 1995; Wilke et al., 1995).

CONCLUSION

Un modèle biomécanique articulaire à solution physiologique optimale a été développé et validé partiellement en le comparant à deux autres modèles. Le modèle développé (EMGAO) est sensible aux stratégies musculaires individuelles tout en respectant l'équilibre mécanique des composantes du moment net à l'articulation L5/S1. De plus, le modèle fait usage de résultats dynamiques 3D obtenus sans contrainte directe sur les sujets.

La conception de ce modèle a rendu possible l'élaboration d'une méthode originale d'estimation de la coactivation musculaire. La méthode proposée utilise une solution musculaire critère pour déduire la coactivation et en permet une visualisation globale. Le calcul d'un moment de coactivation permet d'évaluer l'impact du phénomène globalement et selon chacun des axes anatomiques servant à définir les composantes du moment à L5/S1.

L'application des outils développés dans ce projet à des tâches de manutention de charge a montré leur potentiel pour la quantification des phénomènes musculaires chez des personnes saines. Cette démonstration reste à faire pour des personnes lombalgiques et il est raisonnable d'anticiper des résultats très intéressants.

APPLICABILITÉ DES RÉSULTATS

Le nouveau modèle présenté ainsi que la façon originale proposée pour déterminer la coactivation musculaire ont un potentiel certain comme outils d'évaluation des stratégies musculaires. Ce type d'outil vise à quantifier les phénomènes musculaires chez les personnes saines et lombalgiques afin de pouvoir porter un regard objectif sur leur condition. La classification de certains types de lombalgies caractérisées par des ajustements ou des dérèglements au niveau des stratégies musculaires semble possible avec ce genre de modèle biomécanique.

À court terme, il est nécessaire de mettre au point et valider une procédure permettant de prédire l'EMG maximal d'un sujet à partir de la mesure d'un certain nombre d'efforts sous-maximaux. Il est aussi essentiel de parvenir à un modèle biomécanique articulaire suffisamment détaillé au niveau de la géométrie interne du tronc en tirant profit de mesures par imagerie médicale. Ces étapes impliquant essentiellement des sujets sains doivent précéder une étude expérimentale impliquant des sujets sains et lombalgiques. Cette procédure doit ensuite permettre d'évaluer des personnes lombalgiques en réduisant au minimum l'influence de la motivation et de la perception de la douleur lors du calibrage des relations EMG-force. Les résultats d'une telle étude doivent servir à étudier le phénomène de coactivation en fonction des stratégies musculaires individuelles à l'aide de tâches sélectionnées selon leur capacité à stimuler suffisamment les personnes lombalgiques pour faire ressortir leurs incapacités. À moyen terme, il est logique de penser à la compilation d'une base de données comprenant un ensemble de variables biomécaniques pertinentes provenant de sujets sains et lombalgiques. Les données ainsi compilées permettraient d'établir, pour certaines des variables biomécaniques proposées dans la présente étude par exemple, les limites de la normalité et celles de la lombalgie.

ne peuvent donc pas être interprétés. La solution à ce problème de sensibilité concerne simultanément le modèle multisegmentaire (précision de la mesure des référentiels anatomiques situés sur le thorax et le bassin et de l'estimation de la position des centres articulaires de la chaîne segmentaire) et le modèle biomécanique articulaire (exactitude des mesures de la géométrie interne). Avec les systèmes modernes de mesure (optoélectroniques ou électromagnétiques), il est possible d'accroître significativement l'exactitude et la précision des mesures cinématiques (Bull & Amis, 1997; McGill et al., 1997; Milne et al., 1996). Pour obtenir la géométrie interne avec exactitude, l'imagerie par résonance magnétique semble avoir déjà fait ses preuves (McGill et al., 1993; Pearsall et al., 1994; Wood et al., 1996).

L'application du modèle et de la méthode d'estimation de la coactivation musculaire aux trois tâches sélectionnées montre la sensibilité de l'approche au type de mouvement effectué. La réponse musculaire attendue pour un mouvement de flexion-extension est la contraction des muscles spinaux lombaires et thoraciques. La réponse musculaire attendue pour un mouvement de flexion latérale est la contraction des muscles controlatéraux, soit les abdominaux, obliques et spinaux situés du côté opposé à celui de la flexion. La réponse attendue pour un mouvement plus complexe impliquant flexion, flexion latérale et rotation du tronc ne peut pas se déterminer par simple déduction comme dans les deux autres cas. Ce type de mouvement provoque automatiquement de la coactivation musculaire et la nature exacte de celle-ci dépend de plusieurs facteurs dont certains paramètres de la tâche (vélocité, amplitude, asymétrie, etc.) et certains paramètres individuels (force musculaire et coordination motrice pour ne nommer que ceux-là). Pour les deux premiers mouvements, les résultats obtenus confirment ce qui est attendu. Pour le dernier mouvement, les résultats ont une interprétation cinésiologique plausible. Dans chacun des cas, la réponse est différente autant en terme des patrons d'activation musculaire qu'au niveau des forces exercées sur le disque L5/S1.

Les efforts faits dans le présent projet pour mettre au point un modèle biomécanique articulaire respectant autant la mécanique articulaire que la physiologie musculaire semblent en accord avec ceux de groupes de recherche reconnus dans le domaine de la biomécanique occupationnelle. Outre les travaux déjà cités du groupe de l'Université de Waterloo (S. M. McGill et R. W. Norman ; travaux de J. Cholewicki qui est maintenant à l'Université de Yale), et ceux du groupe de l'Université de Ohio State (W. S. Marras ; travaux de K. P. Granata et de G. Mirka), le groupe de l'Université du Michigan, particulièrement le Center for Ergonomics dirigé par Don B. Chaffin (travaux de R. E. Hughes et de M. A. Nussbaum), sont à mettre au point un modèle adaptable (personnalisé) du tronc (Nussbaum & Chaffin, 1996 ; Nussbaum et al., 1995b) et explorent l'utilisation de réseaux de neurones comme outils de prédiction de variables biomécaniques liées au chargement des structures lombaires (Nussbaum et al., 1995a, 1997).

CONTRIBUTIONS SCIENTIFIQUES

Certains résultats présentés dans ce rapport ont été soumis pour une communication scientifique (Gagnon et al., 1998) au prochain congrès conjoint (NACOB98) des sociétés canadienne (CSB) et américaine (ASB) de biomécanique. Des soumissions pour publication sont prévues au cours de la prochaine année ainsi que d'autres communications. Des développements liés au présent projet ont récemment été soumis pour publication (Larivière & Gagnon, 1998a, 1998b). Les mémoires de maîtrise de Villeneuve (1996) et de Drouin (1997) ainsi que la thèse de doctorat de Larivière (dépôt prévu en 1998) contiennent des résultats et analyses liées au présent projet. Toutes les contributions pertinentes sont précédées d'un astérisque dans la liste de références.

REMERCIEMENTS

La réalisation de ce projet de recherche a été possible grâce au support financier de l'Institut de recherche en santé et sécurité du travail du Québec (projet 92-030 / RS-92-21), au soutien de la direction de la Faculté d'éducation physique et sportive (le Doyen Roch Roy et la Doyenne Joanne Sarrasin) et à la collaboration des personnes suivantes: Messieurs Christian Larivière, Ali Ghorbal, Pierre Côté, Christian Villeneuve, Gilles Drouin, Michel Mercier et Dany Lafontaine.

Présentement, la lourdeur des procédures expérimentales limite l'utilisation de ce genre d'approche hors d'un laboratoire de recherche. Les développements technologiques dans les domaines de l'appareillage miniaturisé et des systèmes de transmission téléométrique de données à haut débit laissent entrevoir pour le futur la conversion de plusieurs instruments sophistiqués de mesure de laboratoire en appareils robustes et fiables utilisables dans divers milieux. Dans ce sens, le présent projet a permis de mettre au point un premier type de caisse dynamométrique pouvant se substituer aux plates-formes dynamométriques afin d'augmenter la flexibilité et le réalisme des tâches réalisables en laboratoire. Nous avons quelques idées déjà concernant le design mécanique du second prototype de cette caisse dynamométrique afin de l'améliorer et nous avons aussi quelques scénarios pour en faire un instrument téléométrique. La transmission téléométrique de mesures électromyographiques semble déjà possible.

RETOMBÉES ÉVENTUELLES

Au delà de la compréhension des mécanismes en jeu, la coactivation pourrait être reliée à différentes façons d'exprimer la stabilité (rigidité) et la mobilité de la région lombaire selon la tâche effectuée et selon la présence ou non de maux de dos. En la quantifiant, il devient possible d'identifier autant les stratégies efficaces de protection utilisées par les personnes saines que les stratégies inefficaces utilisées par les personnes lombalgiques. De plus, il est possible que des personnes possédant diverses caractéristiques morphologiques et divers niveaux de condition physique utilisent des stratégies musculaires typiques pour une tâche donnée. Finalement, la connaissance de stratégies musculaires efficaces pourrait permettre le suivi de personnes lombalgiques en phase de réadaptation pour évaluer périodiquement leurs progrès réels. Ceci permettrait de proposer les réajustements qui s'imposent pour optimiser leur récupération et éviter leur passage à un état chronique.

Si la piste de la coactivation musculaire s'avère juste, les procédures de collecte de données devront être simplifiées pour rendre possible l'utilisation des instruments hors d'un laboratoire de recherche. Si des stratégies musculaires significativement différentes existent entre des sujets sains et lombalgiques, alors l'approche préconisée pourrait, une fois simplifiée adéquatement, être extrêmement utile pour détecter, suivre et peut être même prévenir des cas de lombalgies. Dans l'éventualité où rien de systématiquement différent ne se produit au niveau des stratégies musculaires entre des personnes saines et lombalgiques, il faudra chercher ailleurs qu'au niveau de la coactivation musculaire la solution pour diminuer les incidences des maux de dos ainsi que les moyens d'en faire le suivi. De toute évidence, le type d'approche présentée concerne les lombalgies pour lesquelles une composante musculaire est à l'origine de la douleur. Dans ce contexte, une autre piste prometteuse et complémentaire au présent projet est l'étude de la fatigue des muscles du tronc à l'aide du spectre de fréquence du signal EMG.

Crowninshield, R. D. (1978). Use of optimization techniques to predict muscle forces. Journal of Biomechanical Engineering, 100, 88-92.

Crowninshield, R. D., & Brand, R. A. (1981). A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. Journal of Biomechanics, 14(11), 793-801.

de Boor, C. (1978). A practical guide to splines. New York: Springer-Verlag.

de Boor, C. (1990). Spline toolbox for use with MATLAB. Natick, MA: The MathWorks, Inc.

Delisle, A. (1996). Analyse biomécanique de modes opératoires typiques d'experts et novices en manutention: simulation par des novices. Unpublished doctoral dissertation, Université de Montréal, Montréal, Québec, Canada.

De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of Applied Biomechanics, 13(2), 135-163.

*Drouin, G. (1997). Estimation du chargement net triaxial à l'articulation lombosacrée lors de la manutention de charge : validation d'une nouvelle approche biomécanique utilisant une caisse dynamométrique. Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke.

Drury, C. G., Law, C. H., & Pawenski, C. S. (1982). A survey of industrial box handling. Human Factors, 24(5), 553-565.

Drury, C. G., Deeb, J. M., Hartman, B., Woolley, S., Drury, C. E., & Gallagher, S. (1989). Symmetric and asymmetric manual materials handling, part 2: biomechanics. Ergonomics, 32(6), 565-583.

Dumas, G. A., Poulin, M. J., Roy, B., Gagnon, M., & Jovanovic, M. (1991). Orientation and moment arms of some trunk muscles. Spine, 16(3), 293-303.

Farfan, H. F., & Gracovetsky, S. (1984). The nature of instability. Spine, 9(7), 714-719.

Frymoyer, J. W., Pope, M. H., Costanza, M. C., Rosen, J. C., Goggin, J. E., & Wilder, D. G. (1980). Epidemiologic studies of low back pain. Spine, 5, 419-423.

Gagnon, D. (1990). Analyse cinématique et cinétique tridimensionnelle de tâches asymétriques de manutention. Unpublished doctoral dissertation, Université de Montréal.

Gagnon, D., & Gagnon, M. (1992). The influence of dynamic factors on triaxial net muscular moments at the L5/S1 joint during asymmetrical lifting and lowering. Journal of Biomechanics, 25(8), 891-901.

RÉFÉRENCES

- Ball, K. A., & Pierrynowski, M. R. (1996). Classification of errors in locating a rigid body. Journal of Biomechanics, 29(9), 1213-1217.
- Bean, J. C., Chaffin, D. B., & Schultz, A. B. (1988). Biomechanical model calculation of muscle contraction forces: a double linear programming method. Journal of Biomechanics, 21(1), 59-66.
- Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering. ACTA Orthopaedica Scandinavica, 60(Suppl.230), 1-54.
- Berne, N., Cappozzo, A., & Meglan, J. (1990). Kinematics. In N. Berne, & A. Cappozzo (Eds), Biomechanics of Human Movement: applications in rehabilitation, sports and ergonomics (pp. 89-103). Worthington, Ohio: Bertec Corporation.
- Bull, A. M. J., & Amis, A. A. (1997). Accuracy of an electromagnetic tracking device. Journal of Biomechanics, 30(8), 857-858.
- Chaffin, D. B., & Andersson, G. B. J. (1991). Occupational biomechanics (2nd ed.). New-York: Wiley.
- Cappello, A., Cappozzo, A., La Palombara, P. F., Lucchetti, L., & Leardini, A. (1997). Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation. Human Movement Science, 16, 259-274.
- Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M. G., & Della Croce, U. (1996). Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. Clinical Biomechanics, 11(2), 90-100.
- Chèze, L., Fregly, B. J., & Dimnet, J. (1995). A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. Journal of Biomechanics, 28(7), 879-884.
- Cholewicki, J., & McGill, S. M. (1994). EMG assisted optimization: a hybrid approach for estimating muscle force in an indeterminate biomechanical model. Journal of Biomechanics, 27(10), 1287-1290.
- Cholewicki, J., & McGill, S. M. (1996). Mechanical stability of the *in vivo* lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. Clinical Biomechanics, 11(1), 1-15.
- Cholewicki, J., McGill, S. M., & Norman, R. W. (1995). Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and EMG assisted lumbar spine model: towards development of a hybrid approach. Journal of Biomechanics, 28(3), 321-332.
- Cholewicki, J., Panjabi, M. M., & Khachatryan, A. (1997). Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. Spine, 22(19), 2207-2212.

*Larivière, C., & Gagnon, D. (1998b). The influence of trunk modelling in 3D biomechanical analysis of simple and complex lifting tasks. Soumis pour publication à la revue *Clinical Biomechanics*.

*Larivière, C., & Gagnon, D. (1996). The sensitivity of 3D lifting linked models to kinematic and kinetic errors. In Proceedings of the IXth Biennial Conference of the Canadian Society for Biomechanics (pp. 294-195). Burnaby, British Columbia, Canada: Canadian Society for Biomechanics.

Lavender, S. A., Tsuang, Y. H., Hafezi, A., Andersson, G. B. J., Chaffin, D. B., & Hughes, R. E. (1992). Coactivation of the trunk muscles during asymmetric loading of the torso. Human Factors, 34(2), 239-247.

Marras, W. S., & Granata, K. P. (1997). The development of an EMG-assisted model to assess spine loading during whole-body free-dynamic lifting. Journal of Electromyography and Kinesiology, 7(4), 259-268.

Marras, W. S., & Granata, K. P. (1995). A biomechanical assessment and model of axial twisting in the thoracolumbar spine. Spine, 20(13), 1440-1451.

Marras, W. S., & Mirka, G. A. (1992). A comprehensive evaluation of trunk response to asymmetric trunk motion. Spine, 17(3), 318-326.

Marras, W. S., & Sommerich, C. M. (1991). A three-dimensional motion model of loads on the lumbar spine: I. Model structure. Human Factors, 33(2), 123-137.

Marzan, G. T. (1976). Rational design for close-range photogrammetry. Unpublished doctoral dissertation, Unpublished doctoral dissertation, University of Illinois at Urbana-Champaign, Urbana-Champaign, IL.

McGill, S. M. (1992). A myoelectrically based dynamic three-dimensional model to predict loads on the lumbar spine tissues during lateral bending. Journal of Biomechanics, 25(4), 395-414.

McGill, S. M. (1991). Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: implications for lumbar mechanics. Journal of Orthopaedic Research, 9(1), 91-103.

McGill, S. M., & Norman, R. W. (1986). Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting. Spine, 11(7), 666-678.

McGill, S. M., Santaguida, L., & Stevens, J. (1993). Measurement of the trunk musculature from T5 to L5 using MRI scans of 15 young males corrected for muscle fibre orientation. Clinical Biomechanics, 8(4), 171-178.

*Gagnon, D., Larivière, C., Ghorbal, A., & Loisel, P (1998). Using optimization and EMG-assisted optimization lumbar spine models to contrast trunk muscle strategies. Communication soumise pour le congrès NACOB98 qui sera tenu en août 1998 à l'Université de Waterloo, Ontario, Canada.

Gagnon, M., Plamondon, A., & Gravel, D. (1995). Effects of symmetry and load absorption of a falling load on 3D trunk muscular moments. *Ergonomics*, 38(6), 1156-1171.

Gardner-Morse, M. G., & Stokes, I. A. F. (1998). The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine*, 23(1), 86-92.

Granata, K. P., & Marras, W. S. (1995a). An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting. *Journal of Biomechanics*, 28(11), 1309-1317.

Granata, K. P., & Marras, W. S. (1995b). The influence of trunk muscle coactivity on dynamic spinal loads. *Spine*, 20(8), 913-919.

Granata, K. P., & Marras, W. S. (1993). An EMG-assisted model of loads on the lumbar spine during asymmetric trunk extensions. *Journal of Biomechanics*, 26(12), 1429-1438.

Hughes, R. E. (1991). Empirical evaluation of optimization-based lumbar muscle force prediction models. Unpublished doctoral dissertation, The University of Michigan, Ann Arbor, MI. Dissertation Abstracts International, vol 57/07-B, p. 3829.

Hughes, R. E., Bean, J. C., & Chaffin, D. B. (1995). Evaluating the effect of co-contraction in optimization models. *Journal of Biomechanics*, 28(7), 875-878.

Kelsey, J. L., Githens, P. B., White III, A. A., Holford, T. R., Walter, S. D., O'Connor, T., Ostfeld, A. M., Weil, U., Southwick, W. O., & Calogero, J. A. (1984). An epidemiologic study of lifting and twisting on the job and risk for acute prolapsed lumbar intervertebral disk. *Journal of Orthopaedic Research*, 2(1), 61-66.

Kuorinka, I., Lortie, M., & Gautreau, M. (1994). Manual handling in warehouses: the illusion of correct working postures. *Ergonomics*, 37(4), 655-661.

*Larivière, C. (dépot prévu en 1998). Thèse de doctorat, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, Québec, Canada.

Larivière, C. (1994). Comparaison de deux méthodes dynamiques tridimensionnelles d'estimation du chargement net à l'articulation L5/S1. Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, Québec, Canada.

*Larivière, C., & Gagnon, D. (1998a). The L5/S1 joint moment sensitivity to measurement errors in dynamic 3D multisegment lifting models. Soumis pour publication à la revue Human Movement Science.

Redfern, M. S., Hughes, R. E., & Chaffin, D. B. (1993). High-pass filtering to remove electrocardiographic interference from torso EMG recordings. Clinical Biomechanics, 8(1), 44-48.

Schultz, A. B. (1990). Biomechanical analyses of loads on the lumbar spine. In J. N. Weinstein and S. W. Wiesel (Eds), The lumbar spine (pp. 160-171). Philadelphia: W. B. Saunders Company.

Snook, S. M. (1978). The design of manual handling tasks. Ergonomics, 21, 963-985.

Soderkvist, I., & Wedin, P. A. (1993). Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. Journal of Biomechanics, 26(12), 1473-1478.

*Villeneuve, C. (1996). Étude exploratoire des patrons d'activation des muscles du tronc lors de conditions quasi-statiques et dynamiques de chargement externe. Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke.

Walton, J. S. (1981). Close-range cine-photogrammetry: a technique for quantifying gross human motion. Unpublished doctoral dissertation, The Pennsylvania State University, University Park, PA. Dissertation Abstracts International, vol 42/04-B, p. 1526.

Wilke, H. J., Wolf, S., Claes, L. E., Arand, M., & Wiesend, A. (1995). Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups: a biomechanical in vitro study. Spine, 20(2), 192-198.

Winter, D. A. (1990). Biomechanics and motor control of human movement. New York: Wiley-Interscience.

Wood, S., Pearsall, D. J., Ross, R., & Reid, J. G. (1996). Trunk muscle parameters determined from MRI for lean to obese males. Clinical Biomechanics, 11(3), 139-144.

Yeadon, M. R. (1990). The simulation of aerial movement-II. A mathematical inertia model of the human body. Journal of Biomechanics, 23(1), 67-74.

Zatsiorsky, V., & Seluyanov, V. (1983). The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. In Biomechanics VIII-B (pp. 1152-1159). Champaign: Human Kinetics.

Zatsiorsky, V., & Seluyanov, V. (1985). Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations. In Biomechanics IX-B (pp. 233-239). Champaign: Human Kinetics.

- McGill, S. M., Cholewicki, J., & Peach, J. P. (1997). Methodological considerations for using inductive sensors (3 space isotrak) to monitor 3-D orthopaedic joint motion. Clinical Biomechanics, 12(3), 190-194.
- McGill, S. M., Patt, N., & Norman, R. W. (1988). Measurement of the trunk musculature of active males using CT scan radiography; implications for force and moment generating capacity about the L4/L5 joint. Journal of Biomechanics, 21(4), 329-342.
- Mercier, M. (1996). Analyse des composantes asymétriques du chargement lombaire et du mouvement du corps lors de la manutention symétrique de charges. Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, Québec, Canada.
- Milne, A. D., Chess, D. G., Johnson, J. A., & King, G. J. W. (1996). Accuracy of an electromagnetic tracking device: a study of the optimal operating range and metal interference. Journal of Biomechanics, 29(6), 791-793.
- Németh, G., & Ohlsén, H. (1986). Moment arm lengths of trunk muscles to the lumbosacral joint obtained in vivo with computed tomography. Spine, 11(2), 158-160.
- Nussbaum, M. A., & Chaffin, D. B. (1996). Development and evaluation of a scalable and deformable geometric model of the human torso. Clinical Biomechanics, 11(1), 25-34.
- Nussbaum, M., Chaffin, D. B., & Martin, B. J. (1995a). A back-propagation neural network model of lumbar muscle recruitment during moderate static exertions. Journal of Biomechanics, 28(9), 1015-1024.
- Nussbaum, M. A., Chaffin, D. B., & Rechten, C. J. (1995b). Muscle lines-of-action affect predicted forces in optimization-based spine muscle modeling. Journal of Biomechanics, 28(4), 401-409.
- Nussbaum, M. A., Martin, B. J., & Chaffin, D. B. (1997). A neural network model for simulation of torso muscle coordination. Journal of Biomechanics, 30(3), 251-258.
- Panjabi, M. (1979). Validation of mathematical models. Journal of Biomechanics, 12, 238.
- Pearsall, D. J., Reid, J. G., & Ross, R. (1994). Inertial properties of the human trunk of males determined from magnetic resonance imaging. Annals of Biomedical Engineering, 22, 692-706.
- Plamondon, A., Gagnon, M., & Gravel, D. (1995). Moments at the L5/S1 joint during asymmetrical lifting: effects of different load trajectories and initial load positions. Clinical Biomechanics, 10(3), 128-136.

Tableau 1

Position des électrodes de surface

Canal (g et d)	Muscles (référence)	Position
1 et 9	Spinaux lombaires (McGill, 1991)	• Hauteur: apophyse épineuse de L3 • Position latérale: 3 cm de chaque côté de la ligne médiane du dos
2 et 10	Spinaux thoraciques (McGill, 1991)	• Hauteur: apophyse épineuse de T9 • Position latérale: 5 cm de chaque côté de la ligne médiane du dos • Angle: vertical
3 et 11	Grands dorsaux (Basmajian, 1983)	• Hauteur: vertèbre T9 • Position latérale: sous l'angle inférieur de chacune des omoplates • Angle: 45° (\)
4 et 12	Grand droit de l'abdomen (McGill, 1991)	• Hauteur: Nombril • Position latérale: 3 cm de chaque côté de la ligne médiane de l'abdomen • Angle: vertical
5 et 13	Obliques externes (McGill, 1991)	• Hauteur: Nombril • Position latérale: vis-à-vis la ligne verticale passant par le mamelon • Angle: 45° (\)
6 et 14	Obliques internes (Thelen et al., 1996)	• À 2 cm sous l'épine iliaque antéro-supérieure et 3 cm vers la ligne médiane de l'abdomen • Angle: horizontal
7 et 15	Grands fessiers	• Point milieu de la ligne joignant la tubérosité ischiatique et le grand trochanter • Angle: 45° (\)
8 et 16	Longue portion du biceps fémoral (Basmajian, 1983)	• Le sujet est en position debout sur le bout des pieds et garde le genou en légère flexion. Placer les électrodes sur le ventre du muscle. • Angle: vertical
17	Mise à terre	• Apophyse épineuse de C8

Annexe A

Tableaux

Tableau 3

Intrants étudiés pour mesurer la sensibilité du modèle EMGAO

Intrant	Variations étudiées
1. Moment net à L5/S1	• Augmentation simultanée des trois composantes du moment de 5, 10 ou 15 N·m
2. Enveloppe linéaire relative (normalisée par rapport à la contraction maximale volontaire) du signal EMG	• Augmentation simultanée de l'activation relative des douze muscles de 10, 20 ou 30 %
3. Bras de leviers musculaires	• Augmentation simultanée dans le plan de la coupe L5 de la longueur des bras de leviers des douze muscles de 5, 10 ou 15 mm
4. Lignes d'action musculaires (changent en fonction de l'orientation relative de la coupe T12 par rapport à la coupe L5)	• Rotation axiale de la coupe T12 par rapport à la coupe L5 de 5, 10 ou 15° • Flexion latérale de la coupe T12 par rapport à la coupe L5 de 5, 10 ou 15° • Flexion de la coupe T12 par rapport à la coupe L5 de 5, 10 ou 15°
5. Surface droite de la section musculaire	• Augmentation simultanée de la surface de section des douze muscles de 10, 20 ou 30 %

Tableau 2

Caractéristiques des sujets

Sujet	Taille (m)	Masse (kg)	Age
1	1.79	92	42
2	1.70	79	37
3	1.70	63	38
4	1.81	85	41
5	1.70	65	42
6	1.78	75	43
7	1.80	83	45
8	1.86	88	36
9	1.74	67	40
10	1.80	67	37
11	1.78	85	45
$\bar{x}$	1.77	77	40
s_x	0.51	10	3

Tableau 5

Écart rms au niveau des moments nets (N.m) à l'articulation L5/S1
entre les deux modèles biomécaniques multisegmentaires pour la
tâche frontale

Sujet	Composante du moment net			Moment résultant
	Rotation axiale	Flexion latérale	Extension- flexion	
1	1	18	9	19
2	1	3	8	4
3	1	3	5	4
4	1	6	2	5
5	3	8	4	8
6	1	8	6	8
7	1	3	3	5
8	2	8	9	7
9	1	6	7	7
10	1	3	1	3
11	1	8	8	8
Min	1	3	1	3
Max	3	18	9	19
$\bar{x}$	1	7	6	7
s_x	1	4	3	4

Tableau 4

Écarts rms au niveau des moments nets (N·m) à l'articulation L5/S1
entre les deux modèles biomécaniques multisegmentaires pour la
tâche sagittale

Sujet	Composante du moment net			Moment résultant
	Rotation axiale	Flexion latérale	Extension- flexion	
1	1	1	10	10
2	1	1	4	4
3	1	1	4	5
4	2	3	4	4
5	3	6	3	4
6	1	4	4	4
7	2	4	3	4
8	2	4	8	7
9	2	3	10	10
10	1	2	7	7
11	1	2	11	10
Min	1	1	3	4
Max	3	6	11	10
$\bar{x}$	1	3	6	6
s_x	1	2	3	3

Tableau 7

Corrélations croisées pour les composantes du moment net à L5/S1 entre l'approche procédant des pieds vers L5/S1 et celle procédant des mains vers L5/S1 pour la tâche sagittale

Sujet	Composante du moment		
	Rotation axiale	Flexion latérale	Extension-flexion
1	0.837	0.990	0.999
2	0.618	0.997	0.999
3	0.963	0.980	0.998
4	0.802	0.791	1.000
5	0.781	0.819	0.999
6	0.992	0.646	1.000
7	0.940	0.979	1.000
8	0.968	0.970	0.999
9	0.541	0.997	1.000
10	0.502	0.975	1.000
11	0.994	0.988	0.999
Min	0.502	0.646	0.998
Max	0.994	0.997	1.000
$\bar{x}$	0.813	0.921	0.999
s_x	0.184	0.116	0.000

Tableau 6

Écarts rms au niveau des moments nets (N.m) à l'articulation L5/S1 entre les deux modèles biomécaniques multisegmentaires pour la tâche libre

Sujet	Composantes du moment net			Moment résultant
	Rotation axiale	Flexion latérale	Extension-flexion	
1	3	8	13	13
2	4	7	6	7
3	3	5	7	8
4	4	8	9	9
5	6	6	5	8
6	3	6	6	6
7	4	7	12	12
8	3	7	6	6
9	4	3	12	10
10	3	5	8	8
11	8	15	14	15
Min	3	3	5	6
Max	8	15	14	15
$\bar{x}$	4	7	9	9
s_x	2	3	3	3

Tableau 9

Corrélations croisées pour les composantes du moment net à L5/S1 entre l'approche procédant des pieds vers L5/S1 et celle procédant des mains vers L5/S1 pour la tâche libre

Sujet	Composante du moment		
	Rotation axiale	Flexion latérale	Extension-flexion
1	0.970	0.975	0.998
2	0.948	0.989	0.999
3	0.964	0.996	0.999
4	0.889	0.995	0.999
5	0.889	0.985	0.999
6	0.947	0.993	0.999
7	0.928	0.989	0.998
8	0.988	0.996	0.999
9	0.984	0.998	0.999
10	0.947	0.995	0.999
11	0.938	0.986	0.996
Min	0.889	0.975	0.996
Max	0.988	0.998	0.999
$\bar{x}$	0.945	0.991	0.999
s_x	0.033	0.007	0.001

Tableau 8

Corrélations croisées pour les composantes du moment net à L5/S1 entre l'approche procédant des pieds vers L5/S1 et celle procédant des mains vers L5/S1 pour la tâche frontale

Sujet	Composante du moment		
	Rotation axiale	Flexion latérale	Extension-flexion
1	0.755	0.994	0.879
2	0.989	0.998	0.918
3	0.994	0.998	0.873
4	0.993	0.998	1.000
5	0.947	0.997	0.540
6	0.964	0.999	0.975
7	0.883	0.999	0.997
8	0.983	0.999	0.302
9	0.992	0.999	0.897
10	0.998	0.999	0.989
11	0.993	0.997	0.635
Min	0.755	0.994	0.302
Max	0.998	0.999	1.000
$\bar{x}$	0.954	0.998	0.819
s_x	0.074	0.001	0.228

Tableau 11

Corrélations croisées entre les signaux EMG (enveloppe linéaire en % de la CMV) et les forces musculaires prédites par le modèle EMG pour la tâche sagittale

Sujet	Muscles											
	DAG	DAd	Olg	Old	OEg	OEd	SLg	SLd	STg	STd	GDg	GDd
1	0.837	0.848	0.981	0.991	0.996	0.997	0.989	0.988	0.991	0.989	0.990	0.986
2	0.869	0.856	0.978	0.960	0.995	0.994	0.983	0.984	0.982	0.984	0.982	0.978
3	0.909	0.895	0.994	0.991	0.990	0.986	0.994	0.993	0.993	0.991	0.995	0.995
4	0.774	0.800	0.963	0.949	0.998	0.997	0.973	0.975	0.970	0.978	0.980	0.971
5	0.814	0.772	0.967	0.976	0.992	0.994	0.978	0.982	0.978	0.983	0.968	0.980
6	0.862	0.836	0.986	0.975	0.993	0.994	0.969	0.974	0.971	0.973	0.969	0.974
7	0.934	0.922	0.979	0.992	0.995	0.996	0.980	0.976	0.983	0.978	0.980	0.975
8	0.947	0.948	0.986	0.993	0.995	0.996	0.989	0.989	0.989	0.989	0.988	0.988
9	0.974	0.971	0.993	0.988	0.998	0.998	0.994	0.997	0.994	0.998	0.991	0.998
10	0.877	0.881	0.969	0.986	0.993	0.992	0.989	0.983	0.991	0.984	0.992	0.985
11	0.933	0.908	0.992	0.989	0.997	0.999	0.985	0.994	0.986	0.995	0.987	0.994
Min	0.774	0.772	0.963	0.949	0.990	0.986	0.969	0.974	0.970	0.973	0.968	0.971
Max	0.974	0.971	0.994	0.993	0.998	0.999	0.994	0.997	0.994	0.998	0.995	0.998
$\bar{x}$	0.885	0.876	0.981	0.981	0.995	0.995	0.984	0.985	0.984	0.986	0.984	0.984
s_x	0.061	0.061	0.011	0.014	0.002	0.004	0.008	0.008	0.008	0.007	0.009	0.009

Tableau 10

Corrélations croisées entre les signaux EMG (enveloppe linéaire en % de la CMV) et les forces musculaires prédites par le modèle OPT pour la tâche sagittale

Sujet	Muscles											
	DAG	DAd	Olg	OId	OEg	OEd	SLg	SLd	STg	STd	GDg	GDd
1	0.007	0.005	0.552	0.714	0.237	0.859	0.946	0.956	0.946	0.957	0.937	0.926
2	0.002	0.766	0.971	0.004	0.923	0.005	0.946	0.952	0.947	0.963	0.961	0.938
3	0.520	0.001	0.947	0.001	0.873	0.001	0.984	0.980	0.984	0.977	0.973	0.975
4	0.001	0.001	0.610	0.462	0.345	0.838	0.929	0.941	0.944	0.971	0.982	0.955
5	0.000	0.127	0.545	0.648	0.319	0.840	0.954	0.951	0.984	0.979	0.961	0.938
6	0.000	0.259	0.811	0.337	0.839	0.180	0.925	0.957	0.979	0.970	0.980	0.974
7	0.007	0.002	0.282	0.886	0.478	0.680	0.943	0.918	0.942	0.942	0.954	0.959
8	0.524	0.661	0.505	0.826	0.411	0.788	0.936	0.913	0.939	0.950	0.946	0.937
9	0.001	0.837	0.962	0.001	0.887	0.295	0.941	0.956	0.938	0.977	0.953	0.984
10	0.001	0.022	0.375	0.760	0.000	0.923	0.961	0.960	0.960	0.961	0.958	0.968
11	0.000	0.001	0.963	0.007	0.898	0.013	0.929	0.901	0.934	0.928	0.945	0.934
Min	0.000	0.001	0.282	0.001	0.000	0.001	0.925	0.901	0.934	0.928	0.937	0.926
Max	0.524	0.837	0.971	0.886	0.923	0.923	0.984	0.980	0.984	0.979	0.982	0.984
$\bar{x}$	0.097	0.244	0.684	0.422	0.565	0.493	0.945	0.944	0.954	0.961	0.959	0.953
s_x	0.210	0.340	0.256	0.366	0.329	0.391	0.017	0.024	0.019	0.016	0.014	0.020

Tableau 13

Corrélations croisées entre les signaux EMG (enveloppe linéaire en % de la CMV) et les forces musculaires prédites par le modèle OPT pour la tâche frontale

Sujet	Muscles											
	DAG	DAd	Olg	Old	OEg	OEd	SLg	SLd	STg	STd	GDg	GDd
1	0.379	0.936	0.000	0.946	0.205	0.946	0.001	0.953	0.001	0.909	0.826	0.886
2	0.000	0.940	0.515	0.902	0.000	0.946	0.000	0.909	0.000	0.930	0.714	0.948
3	0.369	0.945	0.411	0.976	0.287	0.939	0.000	0.943	0.001	0.955	0.819	0.937
4	0.002	0.495	0.002	0.981	0.002	0.962	0.641	0.925	0.002	0.959	0.967	0.972
5	0.001	0.948	0.563	0.977	0.001	0.904	0.007	0.918	0.021	0.948	0.951	0.701
6	0.000	0.963	0.227	0.962	0.000	0.963	0.000	0.954	0.000	0.954	0.960	0.967
7	0.090	0.980	0.003	0.966	0.357	0.946	0.002	0.953	0.000	0.948	0.965	0.971
8	0.794	0.939	0.404	0.979	0.284	0.946	0.001	0.905	0.001	0.948	0.001	0.934
9	0.272	0.948	0.679	0.910	0.260	0.909	0.000	0.889	0.001	0.915	0.758	0.906
10	0.003	0.972	0.000	0.943	0.001	0.974	0.378	0.967	0.000	0.959	0.969	0.981
11	0.245	0.949	0.768	0.947	0.000	0.929	0.001	0.910	0.000	0.924	0.364	0.932
Min	0.000	0.495	0.000	0.902	0.000	0.904	0.000	0.889	0.000	0.909	0.001	0.701
Max	0.794	0.980	0.768	0.981	0.357	0.974	0.641	0.967	0.021	0.959	0.969	0.981
$\bar{x}$	0.196	0.910	0.325	0.953	0.127	0.942	0.094	0.930	0.002	0.941	0.754	0.921
s_x	0.251	0.139	0.293	0.027	0.149	0.022	0.214	0.025	0.006	0.018	0.308	0.079

Tableau 12

Corrélations croisées entre les signaux EMG (enveloppe linéaire en % de la CMV) et les forces musculaires prédites par le modèle EMGAO pour la tâche sagittale

Sujet	Muscles											
	DAG	DAd	Olg	Old	OEg	OEd	SLg	SLd	STg	STd	GDg	GDd
1	0.933	0.933	0.933	0.894	0.933	0.932	0.945	0.956	0.945	0.957	0.932	0.925
2	0.938	0.947	0.915	0.930	0.962	0.945	0.947	0.952	0.947	0.962	0.959	0.935
3	0.952	0.941	0.959	0.963	0.910	0.957	0.984	0.980	0.985	0.977	0.972	0.977
4	0.953	0.954	0.938	0.961	0.953	0.958	0.929	0.941	0.946	0.971	0.981	0.951
5	0.955	0.912	0.938	0.942	0.953	0.958	0.954	0.951	0.982	0.980	0.959	0.937
6	0.946	0.957	0.956	0.966	0.982	0.981	0.925	0.958	0.980	0.972	0.979	0.973
7	0.959	0.922	0.952	0.912	0.960	0.960	0.944	0.919	0.942	0.945	0.953	0.959
8	0.882	0.942	0.927	0.918	0.947	0.939	0.936	0.916	0.937	0.953	0.946	0.938
9	0.973	0.981	0.932	0.975	0.979	0.979	0.943	0.957	0.939	0.978	0.954	0.984
10	0.963	0.933	0.886	0.954	0.949	0.961	0.961	0.958	0.960	0.962	0.956	0.966
11	0.934	0.934	0.914	0.927	0.934	0.934	0.929	0.900	0.935	0.927	0.941	0.938
Min	0.882	0.912	0.886	0.894	0.910	0.932	0.925	0.900	0.935	0.927	0.932	0.925
Max	0.973	0.981	0.959	0.975	0.982	0.981	0.984	0.980	0.985	0.980	0.981	0.984
$\bar{x}$	0.945	0.942	0.932	0.940	0.951	0.955	0.945	0.944	0.954	0.962	0.957	0.953
s_x	0.024	0.018	0.021	0.026	0.021	0.016	0.017	0.023	0.019	0.016	0.015	0.020

Tableau 15

Corrélations croisées entre les signaux EMG (enveloppe linéaire en % de la CMV) et les forces musculaires prédites par le modèle EMGAO pour la tâche frontale

Sujet	Muscles											
	DAG	DAd	Olg	Old	OEG	OEd	SLg	SLd	STg	STd	GDg	GDd
1	0.799	0.919	0.952	0.963	0.953	0.961	0.952	0.932	0.952	0.936	0.700	0.764
2	0.925	0.947	0.882	0.979	0.947	0.952	0.920	0.912	0.943	0.941	0.872	0.902
3	0.981	0.947	0.947	0.975	0.965	0.945	0.862	0.931	0.969	0.972	0.846	0.847
4	0.960	0.960	0.931	0.967	0.961	0.958	0.898	0.926	0.957	0.958	0.979	0.964
5	0.968	0.946	0.924	0.983	0.970	0.899	0.969	0.945	0.969	0.941	0.831	0.827
6	0.823	0.949	0.981	0.970	0.976	0.963	0.908	0.958	0.946	0.959	0.892	0.957
7	0.927	0.810	0.961	0.964	0.970	0.944	0.969	0.954	0.971	0.949	0.714	0.962
8	0.960	0.940	0.949	0.980	0.958	0.943	0.927	0.926	0.939	0.944	0.805	0.964
9	0.940	0.965	0.911	0.928	0.940	0.939	0.898	0.886	0.944	0.948	0.778	0.785
10	0.836	0.972	0.944	0.976	0.968	0.972	0.881	0.965	0.906	0.957	0.773	0.972
11	0.954	0.954	0.912	0.948	0.952	0.931	0.906	0.914	0.943	0.929	0.761	0.988
Min	0.799	0.810	0.882	0.928	0.940	0.899	0.862	0.886	0.906	0.929	0.700	0.764
Max	0.981	0.972	0.981	0.983	0.976	0.972	0.969	0.965	0.971	0.972	0.979	0.988
$\bar{x}$	0.916	0.937	0.936	0.966	0.960	0.946	0.917	0.932	0.949	0.948	0.814	0.903
s_x	0.065	0.044	0.027	0.016	0.011	0.020	0.035	0.023	0.019	0.012	0.082	0.082

Tableau 14

Corrélations croisées entre les signaux EMG (enveloppe linéaire en % de la CMV) et les forces musculaires prédites par le modèle EMG pour la tâche frontale

Sujet	Muscles											
	D _{Ag}	D _{Ad}	O _{Ig}	O _{Id}	O _{Eg}	O _{Ed}	S _{Lg}	S _{Ld}	S _{Tg}	S _{Td}	G _{Dg}	G _{Dd}
1	0.886	0.964	0.947	0.985	0.978	0.954	0.982	0.950	0.972	0.931	0.931	0.925
2	0.972	0.990	0.973	0.987	0.986	0.973	0.980	0.965	0.972	0.957	0.950	0.952
3	0.802	0.990	0.935	0.993	0.973	0.978	0.967	0.964	0.956	0.957	0.935	0.941
4	0.912	0.990	0.970	0.998	0.987	0.981	0.999	0.975	0.998	0.964	0.995	0.955
5	0.976	0.994	0.939	0.993	0.989	0.982	0.978	0.974	0.970	0.966	0.926	0.952
6	0.940	0.988	0.925	0.978	0.982	0.973	0.976	0.963	0.954	0.950	0.868	0.937
7	0.979	0.998	0.981	0.998	0.996	0.981	0.997	0.969	0.996	0.963	0.990	0.958
8	0.981	0.995	0.968	0.995	0.990	0.987	0.982	0.986	0.974	0.980	0.944	0.965
9	0.969	0.996	0.969	0.997	0.993	0.983	0.991	0.970	0.984	0.963	0.971	0.949
10	0.979	0.995	0.973	0.990	0.977	0.988	0.977	0.985	0.968	0.980	0.973	0.977
11	0.949	0.988	0.980	0.995	0.995	0.993	0.988	0.984	0.980	0.977	0.933	0.959
Min	0.802	0.964	0.925	0.978	0.973	0.954	0.967	0.950	0.954	0.931	0.868	0.925
Max	0.981	0.998	0.981	0.998	0.996	0.993	0.999	0.986	0.998	0.980	0.995	0.977
$\bar{x}$	0.940	0.990	0.960	0.992	0.986	0.979	0.983	0.971	0.975	0.963	0.947	0.952
s_x	0.055	0.009	0.020	0.006	0.008	0.010	0.010	0.011	0.014	0.014	0.035	0.014

Tableau 17

Corrélations croisées entre les signaux EMG (enveloppe linéaire en % de la CMV) et les forces musculaires prédites par le modèle EMG pour la tâche libre

Sujet	Muscles											
	DAG	DAd	Olg	OId	OEg	OEd	SLg	SLd	STg	STd	GDg	GDd
1	0.811	0.814	0.847	0.946	0.971	0.973	0.957	0.939	0.963	0.939	0.982	0.900
2	0.810	0.819	0.891	0.950	0.988	0.993	0.983	0.969	0.988	0.956	0.990	0.939
3	0.765	0.744	0.942	0.967	0.985	0.981	0.983	0.989	0.986	0.991	0.986	0.977
4	0.775	0.780	0.876	0.972	0.989	0.980	0.943	0.976	0.950	0.980	0.969	0.962
5	0.757	0.720	0.854	0.930	0.986	0.975	0.983	0.989	0.992	0.990	0.989	0.967
6	0.792	0.790	0.908	0.972	0.977	0.992	0.958	0.956	0.972	0.941	0.987	0.908
7	0.813	0.797	0.844	0.965	0.991	0.992	0.981	0.978	0.988	0.977	0.987	0.955
8	0.869	0.854	0.909	0.887	0.988	0.990	0.980	0.977	0.980	0.983	0.989	0.970
9	0.758	0.744	0.929	0.991	0.987	0.988	0.994	0.993	0.996	0.993	0.996	0.983
10	0.791	0.783	0.790	0.858	0.988	0.984	0.987	0.971	0.990	0.973	0.992	0.940
11	0.855	0.840	0.925	0.945	0.992	0.988	0.989	0.993	0.989	0.996	0.989	0.991
Min	0.757	0.720	0.790	0.858	0.971	0.973	0.943	0.939	0.950	0.939	0.969	0.900
Max	0.869	0.854	0.942	0.991	0.992	0.993	0.994	0.993	0.996	0.996	0.996	0.991
$\bar{x}$	0.800	0.789	0.883	0.944	0.986	0.985	0.976	0.975	0.981	0.974	0.987	0.954
s_x	0.037	0.042	0.046	0.040	0.006	0.007	0.016	0.017	0.014	0.020	0.007	0.029

Tableau 16

Corrélations croisées entre les signaux EMG (enveloppe linéaire en % de la CMV) et les forces musculaires prédites par le modèle OPT pour la tâche libre

Sujet	Muscles											
	DAG	DAd	Olg	OId	OEG	OEd	SLg	SLd	STg	STd	GDg	GDd
1	0.000	0.006	0.631	0.616	0.679	0.574	0.972	0.943	0.942	0.801	0.955	0.973
2	0.002	0.551	0.741	0.371	0.700	0.531	0.956	0.936	0.957	0.869	0.966	0.989
3	0.068	0.005	0.828	0.367	0.863	0.300	0.951	0.944	0.971	0.852	0.977	0.937
4	0.001	0.004	0.763	0.378	0.690	0.569	0.934	0.923	0.981	0.907	0.953	0.975
5	0.002	0.116	0.687	0.504	0.933	0.338	0.949	0.918	0.932	0.918	0.909	0.980
6	0.000	0.222	0.810	0.428	0.687	0.566	0.918	0.891	0.967	0.938	0.976	0.982
7	0.007	0.005	0.754	0.634	0.751	0.452	0.975	0.949	0.979	0.856	0.958	0.960
8	0.220	0.508	0.734	0.497	0.791	0.478	0.910	0.913	0.954	0.708	0.933	0.960
9	0.009	0.909	0.941	0.003	0.926	0.001	0.962	0.945	0.985	0.852	0.973	0.958
10	0.006	0.009	0.745	0.365	0.898	0.495	0.850	0.799	0.944	0.570	0.902	0.948
11	0.000	0.000	0.832	0.360	0.845	0.302	0.933	0.890	0.977	0.816	0.974	0.988
Min	0.000	0.000	0.631	0.003	0.679	0.001	0.850	0.799	0.932	0.570	0.902	0.937
Max	0.220	0.909	0.941	0.634	0.933	0.574	0.975	0.949	0.985	0.938	0.977	0.989
$\bar{x}$	0.029	0.212	0.770	0.411	0.797	0.419	0.937	0.914	0.963	0.826	0.952	0.968
s_x	0.066	0.309	0.082	0.168	0.100	0.173	0.036	0.043	0.018	0.106	0.027	0.017

Tableau 19

Forces (N) articulaires absolues maximales à L5/S1 entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche sagittale

Sujet	Modèle OPT			Modèle EMG			Modèle EMGAO		
	Compression	Cisaillement PA	Cisaillement GD	Compression	Cisaillement PA	Cisaillement GD	Compression	Cisaillement PA	Cisaillement GD
1	3199	346	45	4436	889	350	4305	267	59
2	3410	348	63	2283	422	88	4453	412	171
3	3056	191	41	2075	432	128	3829	470	129
4	3885	338	42	4394	1164	191	5385	773	92
5	3028	227	41	2562	546	124	3629	394	34
6	2771	178	54	1957	399	46	3202	269	60
7	3328	217	40	2697	690	169	4050	450	145
8	3928	273	43	2075	553	99	4646	484	150
9	3123	214	49	5014	489	213	4110	356	155
10	3248	284	53	1193	255	131	4021	310	192
11	3575	415	67	2241	440	98	4246	267	73
Min	2771	178	40	1193	255	46	3202	267	34
Max	3928	415	67	5014	1164	350	5385	773	192
$\bar{x}$	3323	276	49	2812	571	149	4171	405	114
s_x	358	77	9	1229	257	82	565	147	53
Diff	A	E	E	A	O,A	O	O,E	E	

Diff: différence(s) significative(s) ($p \leq 0.05$) pour cette composante entre les modèles, soit OPT (O), EMG (E) et EMGAO (A).

Tableau 18

Corrélations croisées entre les signaux EMG (enveloppe linéaire en % de la CMV) et les forces musculaires prédites par le modèle EMGAO pour la tâche libre

Sujet	Muscles											
	DAg	DAd	Olg	Old	OEG	OEd	SLg	SLd	STg	STd	GDg	GDd
1	0.947	0.883	0.919	0.932	0.872	0.964	0.973	0.940	0.941	0.862	0.944	0.981
2	0.948	0.974	0.905	0.961	0.937	0.968	0.955	0.945	0.957	0.941	0.962	0.987
3	0.855	0.558	0.938	0.975	0.886	0.978	0.951	0.948	0.971	0.922	0.979	0.945
4	0.907	0.927	0.917	0.972	0.912	0.953	0.944	0.933	0.984	0.919	0.948	0.976
5	0.655	0.641	0.930	0.897	0.953	0.979	0.947	0.918	0.934	0.964	0.900	0.984
6	0.875	0.918	0.928	0.968	0.842	0.992	0.921	0.895	0.970	0.952	0.966	0.985
7	0.821	0.800	0.866	0.879	0.933	0.929	0.971	0.952	0.984	0.888	0.965	0.975
8	0.749	0.661	0.797	0.949	0.861	0.964	0.907	0.917	0.954	0.829	0.921	0.966
9	0.819	0.829	0.970	0.890	0.941	0.980	0.967	0.948	0.986	0.946	0.970	0.951
10	0.760	0.868	0.888	0.978	0.916	0.958	0.861	0.796	0.944	0.617	0.921	0.959
11	0.982	0.972	0.897	0.924	0.861	0.981	0.934	0.893	0.979	0.935	0.970	0.990
Min	0.655	0.558	0.797	0.879	0.842	0.929	0.861	0.796	0.934	0.617	0.900	0.945
Max	0.982	0.974	0.970	0.978	0.953	0.992	0.973	0.952	0.986	0.964	0.979	0.990
$\bar{x}$	0.847	0.821	0.905	0.939	0.901	0.968	0.939	0.917	0.964	0.889	0.950	0.973
s_x	0.099	0.142	0.045	0.036	0.038	0.017	0.033	0.045	0.019	0.099	0.025	0.015

Tableau 21

Forces (N) articulaires absolues maximales à L5/S1 entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche libre

Sujet	Modèle OPT			Modèle EMG			Modèle EMGAO		
	Compression	Cisaillement PA	Cisaillement GD	Compression	Cisaillement PA	Cisaillement GD	Compression	Cisaillement PA	Cisaillement GD
1	4330	680	263	6055	1691	1077	5458	878	302
2	4769	322	206	4939	1211	276	5722	788	262
3	4085	269	268	4789	2024	462	4918	1006	186
4	3840	538	241	4529	2452	284	5311	1098	318
5	3590	327	252	4490	1823	203	4202	746	361
6	4404	416	253	5342	1724	451	4585	790	186
7	4330	596	248	4725	2519	302	5221	1098	177
8	4697	208	345	3225	686	157	6169	480	240
9	3212	382	208	6969	2662	368	4524	1036	163
10	4922	465	223	4887	1063	338	5234	880	294
11	4960	363	259	3822	917	368	5869	666	307
Min	3212	208	206	3225	686	157	4202	480	163
Max	4960	680	345	6969	2662	1077	6169	1098	361
$\bar{x}$	4285	415	251	4888	1707	390	5201	860	254
s_x	562	143	38	1006	676	246	604	193	68
Diff		E,A			O,A			O,E	

Diff: différence(s) significative(s) ($p \leq 0.05$) pour cette composante entre les modèles, soit OPT (O), EMG (E) et EMGAO (A).

Tableau 20

Forces (N) articulaires absolues maximales à L5/S1 entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche frontale

Sujet	Modèle OPT			Modèle EMG			Modèle EMGAO		
	Compression	Cisaillement PA	Cisaillement GD	Compression	Cisaillement PA	Cisaillement GD	Compression	Cisaillement PA	Cisaillement GD
1	2301	49	176	4044	752	563	2230	91	52
2	2169	155	109	1627	281	224	1852	104	97
3	2010	38	182	1559	156	360	1937	76	154
4	2663	187	205	3334	241	679	3802	278	351
5	1932	43	268	1370	109	149	1700	72	72
6	2202	80	144	1552	119	277	1848	45	95
7	1989	36	135	1683	68	73	1913	31	63
8	2007	79	73	1101	47	89	1939	151	47
9	2067	142	152	2782	249	679	1987	51	287
10	2065	140	106	1521	86	263	1743	96	158
11	2150	110	65	1648	281	162	2083	78	114
Min	1932	36	65	1101	47	73	1700	31	47
Max	2663	187	268	4044	752	679	3802	278	351
$\bar{x}$	2141	96	147	2020	217	320	2094	98	135
s_x	204	53	60	936	197	224	585	68	99
Diff			E			O,A			E

Diff: différence(s) significative(s) ($p \leq 0.05$) pour cette composante entre les modèles, soit OPT (O), EMG (E) et EMGAO (A).

Tableau 23

Forces (N) musculaires maximales pour les obliques internes (OIg et OId) et externes (OEg et OEd) entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche sagittale

Sujet	Modèle OPT				Modèle EMG				Modèle EMGAO			
	Olg	OId	OEG	OEd	Olg	OId	OEG	OEd	Olg	OId	OEG	OEd
1	17	27	2	60	193	111	400	382	134	140	193	210
2	45	0	87	0	227	184	256	292	176	93	179	190
3	63	0	51	0	252	238	78	94	201	230	154	71
4	47	21	15	36	385	339	387	408	183	175	261	239
5	28	32	39	47	99	107	166	114	104	115	101	89
6	22	19	57	8	107	137	138	117	99	65	69	79
7	0	98	32	46	158	92	239	127	64	221	145	85
8	21	43	23	52	198	153	155	205	96	126	103	178
9	116	0	50	8	391	188	234	334	257	115	206	195
10	9	39	0	70	76	164	70	238	166	115	89	173
11	56	0	105	0	115	154	172	136	139	81	126	94
Min	0	0	0	0	76	92	70	94	64	65	69	71
Max	116	98	105	70	391	339	400	408	257	230	261	239
$\bar{x}$	38	25	42	30	200	170	209	222	147	134	148	146
s_x	32	29	33	27	108	70	109	116	56	54	58	62
Diff	E,A	E,A	E,A	E,A	O	O	O	O,A	O	O	O	O,E

Diff: différence(s) significative(s) ($p \leq 0.05$) pour cette composante entre les modèles, soit OPT (O), EMG (E) et EMGAO (A).

Tableau 22

Forces (N) musculaires maximales pour les droits de l'abdomen (DAg et DAd) et les grands dorsaux (GDg et GDd) entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche sagittale

Sujet	Modèle OPT				Modèle EMG				Modèle EMGAO			
	DAg	DAd	GDg	GDd	DAg	DAd	GDg	GDd	DAg	DAd	GDg	GDd
1	0	0	220	220	1412	1420	5	5	30	32	98	93
2	0	0	245	245	106	127	15	11	38	38	103	100
3	0	0	219	219	19	5	12	11	34	16	84	85
4	0	0	281	281	192	197	74	42	56	57	117	128
5	0	0	218	218	12	17	48	30	13	38	90	83
6	0	0	189	189	41	57	14	16	27	33	74	73
7	0	0	228	228	48	22	32	21	24	27	94	85
8	0	0	283	283	38	33	16	12	48	22	114	102
9	0	0	226	226	29	32	9	9	32	28	91	97
10	0	0	234	234	15	26	8	14	11	31	92	91
11	0	0	253	253	536	469	7	7	50	37	99	97
Min	0	0	189	189	12	5	5	5	11	16	74	73
Max	0	0	283	283	1412	1420	74	42	56	57	117	128
$\bar{x}$	0	0	236	236	223	219	22	16	33	33	96	94
s_x	0	0	28	28	423	421	21	11	14	11	12	14
Diff			E,A	E,A			O,A	O,A			O,E	O,E

Diff: différence(s) significative(s) ($p \leq 0.05$) pour cette composante entre les modèles, soit OPT (O), EMG (E) et EMGAO (A).

Tableau 25

Forces (N) musculaires maximales pour les droits de l'abdomen (DAg et DAd) et les grands dorsaux (GDg et GDd) entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche frontale

Sujet	Modèle OPT				Modèle EMG				Modèle EMGAO			
	DAg	DAd	GDg	GDd	DAg	DAd	GDg	GDd	DAg	DAd	GDg	GDd
1	81	279	179	180	1378	1336	4	8	91	94	27	57
2	0	294	180	180	61	81	10	13	61	80	34	49
3	43	225	170	170	14	8	9	39	60	88	7	57
4	0	65	245	245	126	115	16	49	37	36	66	94
5	0	271	160	64	13	20	16	36	77	83	18	16
6	0	257	187	187	41	71	5	29	43	76	37	52
7	0	106	168	168	30	16	11	23	26	49	42	51
8	61	271	0	152	16	24	6	12	102	102	21	3
9	36	259	181	181	31	33	5	11	76	89	42	58
10	0	301	172	178	15	23	8	24	64	76	22	46
11	39	302	59	179	364	340	3	8	102	102	46	8
Min	0	65	0	64	13	8	3	8	26	36	7	3
Max	81	302	245	245	1378	1336	16	49	102	102	66	94
$\bar{x}$	24	239	155	171	190	188	9	23	67	80	33	45
s_x	30	80	67	42	407	392	5	14	25	20	16	26
Diff			E,A	E,A			O	O			O	O

Diff: différence(s) significative(s) ($p \leq 0.05$) pour cette composante entre les modèles, soit OPT (O), EMG (E) et EMGAO (A).

Tableau 24

Forces (N) musculaires maximales pour les spinaux lombaires (SLg et SLd) et thoraciques (STg et STd) entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche sagittale

Sujet	Modèle OPT				Modèle EMG				Modèle EMGAO			
	SLg	SLd	STg	STd	SLg	SLd	STg	STd	SLg	SLd	STg	STd
1	696	696	464	464	237	353	87	58	1074	1072	431	430
2	775	775	517	517	486	501	152	189	1169	1172	469	472
3	692	692	461	461	580	586	124	171	1005	1005	403	403
4	890	890	593	593	1242	1041	397	348	1393	1413	562	569
5	690	690	460	460	912	703	392	231	986	973	397	391
6	597	597	398	398	548	449	151	130	838	835	337	335
7	721	721	481	481	684	1029	182	112	1045	1024	421	409
8	894	894	596	596	447	433	182	136	1281	1237	516	494
9	714	714	476	476	1713	1318	621	539	1071	1072	430	430
10	740	740	493	493	150	199	38	31	1072	1074	430	431
11	799	799	533	533	336	366	126	61	1142	1138	458	456
Min	597	597	398	398	150	199	38	31	838	835	337	335
Max	894	894	596	596	1713	1318	621	539	1393	1413	562	569
$\bar{x}$	746	746	497	497	667	635	223	182	1098	1092	441	438
s_x	89	89	59	59	464	351	174	148	149	150	60	61
Diff	A	A	E	E	A	A	O,A	O,A	O,E	O,E	E	E

Diff: différence(s) significative(s) ($p \leq 0.05$) pour cette composante entre les modèles, soit OPT (O), EMG (E) et EMGAO (A).

Tableau 27

Forces (N) musculaires maximales pour les spinaux lombaires (SLg et SLd) et thoraciques (STg et STd) entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche frontale

Sujet	Modèle OPT				Modèle EMG				Modèle EMGAO			
	SLg	SLd	STg	STd	SLg	SLd	STg	STd	SLg	SLd	STg	STd
1	0	569	0	379	95	250	55	39	49	632	24	253
2	0	570	0	380	61	315	70	120	34	532	23	211
3	0	538	0	359	116	378	94	78	83	595	38	239
4	236	774	0	516	217	1143	177	295	783	960	103	386
5	0	507	0	338	140	242	76	55	30	422	19	230
6	0	591	0	394	69	385	38	111	63	555	29	222
7	0	530	0	353	160	566	44	82	71	562	21	226
8	0	507	0	338	86	125	54	32	74	413	36	286
9	0	572	0	381	257	1006	147	175	155	588	53	236
10	0	563	0	376	131	285	116	33	71	509	34	205
11	0	565	0	377	73	137	62	39	87	533	49	267
Min	0	507	0	338	61	125	38	32	30	413	19	205
Max	236	774	0	516	257	1143	177	295	783	960	103	386
$\bar{x}$	21	571	0	381	128	439	85	96	136	573	39	251
s_x	71	72	0	48	63	338	45	80	217	145	24	51
Diff	A		E,A	E,A			O,A	O,A	O		O,E	O,E

Diff: différence(s) significative(s) ($p \leq 0.05$) pour cette composante entre les modèles, soit OPT (O), EMG (E) et EMGAO (A).

Tableau 26

Forces (N) musculaires maximales pour les obliques internes (OIg et OId) et externes (OEg et OEd) entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche frontale

Sujet	Modèle OPT				Modèle EMG				Modèle EMGAO			
	OIg	OId	OEg	OEd	OIg	OId	OEg	OEd	OIg	OId	OEg	OEd
1	0	204	1	180	245	171	392	514	58	187	86	201
2	22	88	0	180	251	316	188	279	86	182	63	155
3	27	187	0	170	158	388	93	234	92	194	43	183
4	0	145	0	245	245	325	377	584	149	323	164	317
5	24	182	0	160	98	290	147	317	113	176	38	187
6	64	137	0	187	173	281	97	199	63	182	40	171
7	0	181	0	168	73	91	147	160	34	162	66	174
8	17	182	5	160	101	146	88	173	33	192	36	231
9	54	91	0	181	463	395	172	649	105	184	60	175
10	0	95	0	178	139	374	77	226	75	168	28	159
11	50	108	0	179	77	148	123	165	27	207	49	178
Min	0	88	0	160	73	91	77	160	27	162	28	155
Max	64	204	5	245	463	395	392	649	149	323	164	317
$\bar{x}$	23	145	0	181	184	266	173	318	76	196	61	194
s_x	24	44	1	23	114	109	111	179	38	44	38	46
Diff	E	E	E	E	O,A	O	O,A	O,A	E		E	E

Diff: différence(s) significative(s) ($p \leq 0.05$) pour cette composante entre les modèles, soit OPT (O), EMG (E) et EMGAO (A).

Tableau 29

Forces (N) musculaires maximales pour les obliques internes (OIg et OId) et externes (OEg et OEd) entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche libre

Sujet	Modèle OPT				Modèle EMG				Modèle EMGAO			
	OIg	OId	OEg	OEd	OIg	OId	OEg	OEd	OIg	OId	OEg	OEd
1	243	121	244	227	491	310	716	801	310	293	411	281
2	172	84	247	119	492	246	341	415	309	222	378	256
3	270	49	260	47	638	271	175	215	333	301	418	115
4	284	106	257	52	761	308	415	566	353	219	461	317
5	198	75	244	27	171	92	625	212	323	246	385	132
6	245	78	240	142	431	144	216	290	220	168	379	121
7	247	117	229	106	279	91	317	335	221	246	323	169
8	227	41	342	34	248	190	246	374	380	381	514	226
9	169	0	263	0	756	184	442	518	351	361	443	295
10	155	43	223	202	146	554	253	654	393	328	434	275
11	226	31	328	53	269	290	338	284	301	340	457	125
Min	155	0	223	0	146	91	175	212	220	168	323	115
Max	284	121	342	227	761	554	716	801	393	381	514	317
$\bar{x}$	221	68	261	92	426	244	371	424	318	282	418	210
s_x	43	38	39	74	223	131	169	190	56	67	52	79
Diff	E	E,A	A	E,A	O	O		O,A		O	O	O,E

Diff: différence(s) significative(s) ($p \leq 0.05$) pour cette composante entre les modèles, soit OPT (O), EMG (E) et EMGAO (A).

Tableau 28

Forces (N) musculaires maximales pour les droits de l'abdomen (DAg et DAd) et les grands dorsaux (GDg et GDd) entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche libre

Sujet	Modèle OPT				Modèle EMG				Modèle EMGAO			
	DAg	DAd	GDg	GDd	DAg	DAd	GDg	GDd	DAg	DAd	GDg	GDd
1	0	0	308	308	1734	2172	18	20	42	114	138	126
2	0	0	343	343	137	174	79	35	88	52	124	141
3	0	0	307	307	40	9	99	79	135	136	126	116
4	0	0	281	281	289	346	128	57	143	130	115	130
5	0	0	262	262	6	6	186	66	176	182	102	94
6	0	0	319	319	57	93	29	52	85	76	109	122
7	0	0	316	316	38	26	168	59	91	65	131	118
8	0	0	342	342	37	38	87	32	107	134	127	132
9	0	0	263	263	41	40	24	22	122	122	105	115
10	0	0	365	365	18	38	48	38	101	56	128	132
11	0	0	360	360	574	494	62	22	65	80	138	142
Min	0	0	262	262	6	6	18	20	42	52	102	94
Max	0	0	365	365	1734	2172	186	79	176	182	138	142
$\bar{x}$	0	0	315	315	270	312	84	44	105	104	122	124
s_x	0	0	36	36	514	637	57	20	38	41	13	14
Diff			E,A	E,A			O	O,A			O	O,E

Diff: différence(s) significative(s) ($p \leq 0.05$) pour cette composante entre les modèles, soit OPT (O), EMG (E) et EMGAO (A).

Tableau 31

Écarts rms (N·m) dans l'équilibre des composantes du moment net à l'articulation L5/S1 pour le modèle EMG[§]

Sujet	Tâche sagittale			Tâche frontale			Tâche libre		
	Rotation axiale	Flexion latérale	Extension-flexion	Rotation axiale	Flexion latérale	Extension-flexion	Rotation axiale	Flexion latérale	Extension-flexion
1	31	6	281	60	68	244	121	46	307
2	8	9	94	9	38	22	50	34	98
3	4	11	47	14	35	6	43	38	34
4	10	9	112	14	33	60	73	27	130
5	12	22	44	20	34	2	27	33	46
6	4	6	62	15	34	17	42	28	76
7	5	21	65	7	54	9	24	40	52
8	7	8	98	3	55	5	30	41	93
9	11	17	27	6	35	8	54	31	51
10	5	16	86	19	22	11	41	67	66
11	3	6	147	12	54	57	54	38	161
Min	3	6	27	3	22	2	24	27	34
Max	31	22	281	60	68	244	121	67	307
$\bar{x}$	9	12	97	16	42	40	51	39	101
s_x	8	6	70	15	14	71	27	11	78

[§] Les modèles OPT et EMGAO équilibraient parfaitement les composantes du moment net à L5/S1

Tableau 30

Forces (N) musculaires maximales pour les spinaux lombaires (SLg et SLd) et thoraciques (STg et STd) entre les trois modèles biomécaniques articulaires pour la tâche libre

Sujet	Modèle OPT				Modèle EMG				Modèle EMGAO			
	SLg	SLd	STg	STd	SLg	SLd	STg	STd	SLg	SLd	STg	STd
1	973	973	649	649	860	1723	442	289	1430	1397	581	560
2	1083	1083	722	722	1063	1716	405	997	1504	1544	603	625
3	970	970	646	646	1608	1736	409	746	1391	1374	559	552
4	889	889	593	593	1275	1115	729	481	1386	1404	558	565
5	828	828	552	552	2083	1149	592	539	1106	1066	447	431
6	1010	1010	673	673	1673	2346	370	448	1306	1320	524	530
7	1000	1000	667	667	1697	1938	485	375	1449	1405	581	559
8	1081	1081	721	671	1193	808	253	579	1486	1513	594	539
9	831	754	554	489	2573	2238	774	1113	1205	1087	481	439
10	1155	1155	770	770	1328	2752	162	382	1518	1499	609	601
11	1138	1138	758	758	977	998	350	192	1602	1615	644	650
Min	828	754	552	489	860	808	162	192	1106	1066	447	431
Max	1155	1155	770	770	2573	2752	774	1113	1602	1615	644	650
$\bar{x}$	996	989	664	654	1485	1684	452	558	1399	1384	562	550
s_x	113	126	76	84	512	617	186	287	145	174	58	67
Diff	E,A	E	E		O	O	O		O			

Diff: différence(s) significative(s) ($p \leq 0.05$) pour cette composante entre les modèles, soit OPT (O), EMG (E) et EMGAO (A).

Tableau 33

Sensibilité (variation moyenne des différences absolues) des forces musculaires (N) aux variations des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche sagittale

Intrant	Variation contrôlée	Sujet 5						Sujet 8					
		DA	OI	OE	SL	ST	GD	DA	OI	OE	SL	ST	GI
Moment	5 N·m	1	25	6	47	23	4	3	13	5	47	22	3
	10 N·m	2	43	17	80	35	6	5	27	10	88	31	6
	15 N·m	2	53	23	112	56	7	5	37	18	118	51	6
EMG	10%	8	34	23	35	20	3	11	35	31	44	24	4
	20%	17	65	48	73	36	7	26	67	64	91	44	8
	30%	26	94	75	111	51	10	37	101	98	140	64	11
Leviers	5 mm	1	6	5	53	23	5	1	5	7	72	30	6
	10 mm	2	12	8	96	45	8	2	10	13	134	53	11
	15 mm	2	18	12	133	64	11	3	15	18	183	75	11
Rotation axiale	5°	1	9	1	3	1	1	3	4	1	5	3	2
	10°	2	17	2	6	2	2	4	8	3	9	5	4
	15°	7	18	1	7	3	4	3	11	4	14	7	7
Flexion latérale	5°	1	2	0	2	3	0	1	1	0	2	2	1
	10°	2	4	1	5	8	1	1	3	1	3	3	2
	15°	2	7	1	8	12	1	1	3	1	5	4	3
Extension-flexion	5°	2	2	1	2	1	0	0	1	1	2	1	0
	10°	2	4	1	4	5	0	0	2	2	4	3	0
	15°	2	5	2	6	8	0	0	3	3	7	4	1

Tableau 32

Sensibilité (variation moyenne des différences absolues) des forces articulaires (N) aux variations des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche sagittale

Intrants	Variation contrôlée	Sujet 5			Sujet 8		
		Compression	Cisaillement PA	Cisaillement GD	Compression	Cisaillement PA	Cisaillement GD
Moment	5 N.m	174	19	2	160	32	6
	10 N.m	268	36	18	275	30	21
	15 N.m	380	35	51	380	30	35
EMG	10%	211	41	3	259	65	20
	20%	418	67	6	515	158	38
	30%	627	98	9	774	242	58
Leviers	5 mm	179	4	1	239	9	5
	10 mm	335	8	2	435	16	9
	15 mm	467	11	2	605	23	13
Rotation axiale	5°	16	18	8	23	11	14
	10°	32	36	12	45	14	22
	15°	40	29	10	64	28	17
Flexion latérale	5°	6	3	3	6	4	2
	10°	10	7	5	12	7	6
	15°	16	11	8	17	12	9
Extension-flexion	5°	6	4	1	10	2	2
	10°	13	6	2	18	5	4
	15°	19	8	2	26	7	7

Tableau 35

Sensibilité (variation moyenne des différences absolues) des forces musculaires (N) aux variations des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche frontale

Intrant	Variation contrôlée	Sujet 5						Sujet 8					
		DA	OI	OE	SL	ST	GD	DA	OI	OE	SL	ST	GD
Moment	5 N·m	0	12	4	50	1	2	1	1	2	54	3	5
	10 N·m	7	21	21	98	10	2	2	12	4	94	11	5
	15 N·m	19	36	48	130	27	3	5	28	14	109	30	7
EMG	10%	5	17	10	15	11	3	6	11	11	14	11	4
	20%	9	30	21	30	22	4	11	23	23	29	24	5
	30%	14	37	34	45	34	7	17	36	36	46	37	6
Leviers	5 mm	3	4	4	12	4	1	3	3	4	10	5	0
	10 mm	5	7	7	23	7	1	5	6	7	19	9	0
	15 mm	7	11	10	32	11	1	7	8	10	27	13	1
Rotation axiale	5°	1	3	2	2	1	2	1	2	2	5	2	2
	10°	1	6	4	3	2	3	1	4	5	9	4	4
	15°	1	11	5	4	3	4	1	6	8	10	6	5
Flexion latérale	5°	1	1	1	1	1	0	1	0	0	2	2	0
	10°	2	1	1	3	2	1	2	1	1	3	3	1
	15°	3	2	1	4	3	1	3	2	1	5	4	2
Extension-flexion	5°	0	3	1	1	1	1	1	2	1	1	2	0
	10°	1	6	2	2	2	3	1	4	3	2	4	0
	15°	1	6	2	2	3	3	1	5	4	2	4	2

Tableau 34

Sensibilité (variation moyenne des différences absolues) des forces articulaires (N) aux variations des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche frontale

Intrants	Variation contrôlée	Sujet 5			Sujet 8		
		Compression	Cisaillement PA	Cisaillement GD	Compression	Cisaillement PA	Cisaillement GD
Moment	5 N·m	105	20	40	90	38	22
	10 N·m	217	35	85	176	45	57
	15 N·m	300	38	141	221	71	58
EMG	10%	97	3	29	112	26	13
	20%	196	15	45	227	41	26
	30%	298	33	42	345	53	40
Leviers	5 mm	51	1	1	46	3	1
	10 mm	96	2	1	88	6	3
	15 mm	135	3	1	125	9	3
Rotation axiale	5°	2	9	7	1	30	11
	10°	3	11	6	3	67	17
	15°	3	11	10	6	75	21
Flexion latérale	5°	6	1	2	6	4	2
	10°	14	2	3	11	11	4
	15°	21	3	5	17	20	7
Extension-flexion	5°	1	4	7	1	1	2
	10°	2	8	15	2	8	6
	15°	3	17	14	2	9	9

Tableau 37

Sensibilité (variation moyenne des différences absolues) des forces musculaires (N) aux variations des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche libre

Intrant	Variation contrôlée	Sujet 5						Sujet 8					
		DA	OI	OE	SL	ST	GD	DA	OI	OE	SL	ST	C
Moment	5 N·m	4	18	11	32	27	3	2	19	4	36	20	
	10 N·m	11	33	17	63	47	5	3	39	8	68	37	
	15 N·m	14	45	25	94	60	7	4	59	11	99	53	
EMG	10%	7	29	19	35	13	3	11	43	34	53	23	
	20%	15	54	38	70	26	7	24	83	71	106	47	
	30%	23	79	62	101	34	11	36	127	109	161	72	
Leviers	5 mm	6	12	8	72	33	6	5	9	12	99	41	
	10 mm	11	21	15	133	60	11	8	17	22	182	73	
	15 mm	15	29	21	185	82	16	11	25	30	251	101	
Rotation axiale	5°	7	21	7	22	13	3	8	9	3	8	6	
	10°	11	54	18	43	24	6	8	13	7	17	11	
	15°	13	84	44	52	31	9	11	20	9	25	15	
Flexion latérale	5°	1	7	3	5	5	1	2	2	1	6	5	
	10°	3	15	7	10	8	1	4	4	3	11	9	
	15°	4	21	11	16	12	2	6	6	6	16	14	
Extension-flexion	5°	4	14	5	15	8	1	5	4	2	2	4	
	10°	8	13	7	23	14	2	7	7	4	4	7	
	15°	10	27	9	29	17	2	8	11	6	6	9	

Tableau 36

Sensibilité (variation moyenne des différences absolues) des forces articulaires (N) aux variations des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche libre

Intrants	Variation contrôlée	Sujet 5			Sujet 8		
		Compression	Cisaillement PA	Cisaillement GD	Compression	Cisaillement PA	Cisaillement GD
Moment	5 N·m	143	29	16	124	24	12
	10 N·m	259	49	26	215	55	13
	15 N·m	342	67	39	301	87	13
EMG	10%	164	48	21	280	110	23
	20%	327	91	26	564	204	42
	30%	493	144	44	852	282	69
Leviers	5 mm	247	16	12	334	16	8
	10 mm	455	23	23	610	30	14
	15 mm	631	30	31	844	42	18
Rotation axiale	5°	88	62	42	20	18	29
	10°	171	147	110	26	49	50
	15°	145	99	187	29	57	78
Flexion latérale	5°	8	16	10	7	4	10
	10°	18	22	17	19	6	22
	15°	30	22	24	33	6	29
Extension-flexion	5°	76	80	20	19	14	9
	10°	122	113	16	37	22	14
	15°	153	129	31	53	26	17

Tableau 40

Sensibilité moyenne des forces articulaires aux variations unitaires des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche frontale

Intrants	Unités	Sujet 5			Sujet 8		
		Compression	Cisaillement PA	Cisaillement GD	Compression	Cisaillement PA	Cisaillement GD
Moment	N/N·m	21	3	9	17	6	5
EMG	N/%	10	1	2	11	2	1
Leviers	N/mm	10	0	0	9	1	0
Rotation axiale	N/°	0	1	1	0	6	2
Flexion latérale	N/°	1	0	0	1	1	0
Ext/Flexion	N/°	0	1	1	0	1	1

Tableau 41

Sensibilité moyenne des forces musculaires aux variations unitaires des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche frontale

[illegible]

Tableau 38

Sensibilité moyenne des forces articulaires aux variations unitaires des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche sagittale

Intrants	Unités	Sujet 5			Sujet 8		
		Compression	Cisaillement PA	Cisaillement GD	Compression	Cisaillement PA	Cisaillement GD
Moment	N/N·m	29	3	2	28	4	2
EMG	N/%	21	4	0	26	7	2
Leviers	N/mm	34	1	0	44	2	1
Rotation axiale	N/°	3	3	1	4	2	2
Flexion latérale	N/°	1	1	1	1	1	1
Ext/Flexion	N/°	1	1	0	2	0	0

Tableau 39

Sensibilité moyenne des forces musculaires aux variations unitaires des principaux intrants utilisés avec le modèle EMGAO pour la tâche sagittale

[illegible]

Tableau 44

Moment (N·m) absolu maximal de coactivation musculaire en antagonisme pour chacune des tâches

Sujet	Tâche sagittale				Tâche frontale				Tâche libre			
	Rotation axiale	Flexion latérale	Extensio n-flexion	Résultant	Rotation axiale	Flexion latérale	Ext-flexion	Résultant	Rotation axiale	Flexion latérale	Extensio n-flexion	Résultant
1	7	8	8	13	6	31	11	34	23	42	22	50
2	9	8	7	13	12	33	6	35	27	42	18	52
3	11	4	7	13	8	26	6	28	11	24	29	29
4	3	5	11	12	10	41	11	43	17	28	33	38
5	5	8	9	12	0	29	6	29	9	32	31	35
6	5	5	9	10	3	34	5	35	18	24	29	34
7	0	12	9	15	5	28	11	30	12	30	26	34
8	3	6	11	12	14	30	0	32	13	44	25	46
9	7	8	7	11	6	32	5	32	12	44	24	46
10	3	1	7	7	4	32	6	32	37	39	30	51
11	5	7	10	13	15	37	3	40	11	55	18	58
Min	0	1	7	7	0	26	0	28	9	24	18	29
Max	11	12	11	15	15	41	11	43	37	55	33	58
$\bar{x}$	5	7	9	12	8	32	6	33	17	37	26	43
s_x	3	3	2	2	5	4	4	4	9	10	5	9
Intra	EF		RA		FL	RA,EF	FL		FL	RA,EF	FL	
Inter	TL	TF,TL	TL	TF,TL	TL	TS	TL	TL	TS,TF	TS	TS,TF	TS,TF

Intra: différences significatives ($p \leq 0.05$) intra-tâche entre les composantes, soit la rotation axiale (RA), la flexion latérale (FL) et l'extension- flexion (EF);

Inter: différences significatives inter-tâches pour une même composante, soit entre la tâche sagittale (TS), la tâche frontale (TF) et la tâche libre (TL).

Tableau 45

Moment net maximal (N·m) à l'articulation L5/S1 pour chacune des tâches

Sujet	Tâche sagittale				Tâche frontale				Tâche libre			
	Rotation axiale	Flexion latérale	Extensio n-flexion	Résultant	Rotation axiale	Flexion latérale	Ext-flexion	Résultant	Rotation axiale	Flexion latérale	Extensio n-flexion	Résultant
1	6	9	156	156	5	105	29	106	28	66	207	210
2	5	14	144	145	12	84	12	86	25	70	200	202
3	3	11	108	109	3	83	12	83	12	67	157	157
4	5	6	192	192	14	92	85	125	12	76	190	190
5	4	7	130	130	6	71	6	71	16	61	152	185
6	4	8	108	109	6	90	19	91	24	54	176	177
7	9	16	158	159	3	86	35	93	16	89	221	222
8	2	9	154	154	9	91	11	92	21	89	176	176
9	8	16	119	119	10	74	16	76	15	79	125	174
10	7	9	120	120	10	77	10	78	30	79	176	179
11	7	18	153	154	5	97	10	97	25	103	219	220
Min	2	6	108	109	3	71	6	71	12	54	125	157
Max	9	18	192	192	14	105	85	125	30	103	221	222
$\bar{x}$	5	11	140	140	8	86	22	91	20	76	182	190
s_x	2	4	26	26	4	10	23	15	6	14	30	21

Tableau 46

Caractéristiques des modèles biomécaniques articulaires

Caractéristique du modèle	Type de modèle		
	OPT	EMG	EMGAO
• Sensible aux différences inter- et intra-individuelles au niveau du chargement articulaire		✓	✓
• Capable de prédire les patrons de recrutement de tous les muscles agonistes modélisés		✓	✓
• Capable de prédire la coactivation (cocontraction) musculaire		✓	✓
• Capable d'équilibrer les trois composantes du moment net	✓		✓
• Procédure simple de collecte de données	✓		
• Sensible aux erreurs résultant d'inexactitudes anatomiques et anthropométriques	✓	✓	✓

Tableau 47

Impact sur les forces articulaires (N) de deux scénarios d'erreurs basés sur la sensibilité moyenne du modèle EMGAO

Tâche	Scénario A			Scénario B		
	Compression	Cisaillement PA	Cisaillement GD	Compression	Cisaillement PA	Cisaillement GD
Sagittale	485	73	30	1425	198	78
Frontale	200	58	55	595	148	153
Libre	595	155	90	1688	385	210

Scénario A: somme des erreurs considérant une erreur sur le moment de 5 N·m, sur l'EMG de 5 %, sur les leviers de 5 mm et sur chacune des trois rotations de 5°.

Scénario B: somme des erreurs considérant une erreur sur le moment de 15 N·m, sur l'EMG de 15 %, sur les leviers de 15 mm et sur chacune des trois rotations de 10°.

La moyenne des données des 2 sujets provenant des tableaux 38, 40 et 42 a servi à établir ces scénarios.

Tableau 48

Impact sur les forces musculaires (N) de deux scénarios d'erreurs basés sur la sensibilité moyenne du modèle EMGAO

Tâche	Scénario A						Scénario B					
	DA	OI	OE	SL	ST	GD	DA	OI	OE	SL	ST	GD
Sagittale	5	45	23	128	58	10	15	128	68	378	168	30
Frontale	10	20	18	63	15	3	30	58	53	185	45	8
Libre	23	70	43	155	80	15	58	185	115	440	223	40

Scénario A: somme des erreurs considérant une erreur sur le moment de 5 N·m, sur l'EMG de 5 %, sur les leviers de 5 mm et sur chacune des trois rotations de 5°.

Scénario B: somme des erreurs considérant une erreur sur le moment de 15 N·m, sur l'EMG de 15 %, sur les leviers de 15 mm et sur chacune des trois rotations de 10°.

La moyenne des données des 2 sujets provenant des tableaux 38, 40 et 42 a servi à établir ces scénarios.

Annexe B

Figures

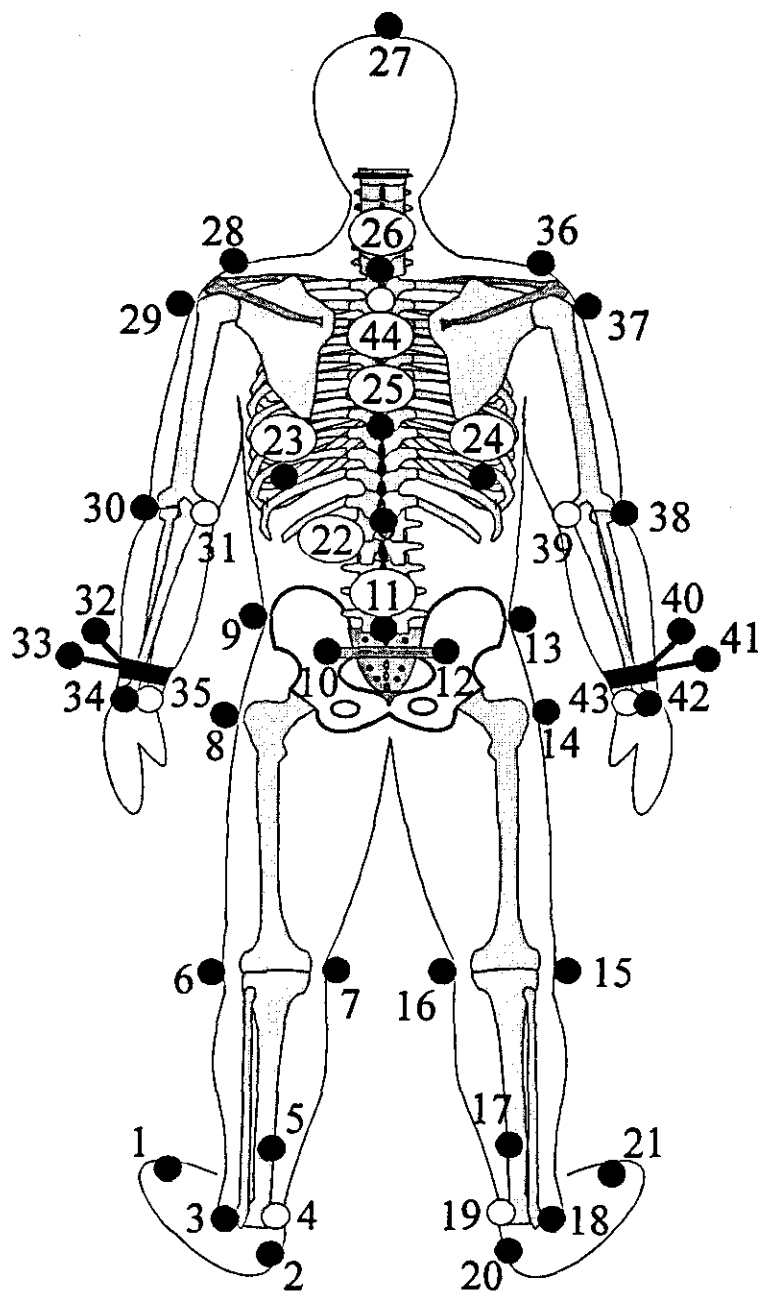


Figure 1 : Position des 44 repères du calibrage anatomique (schéma réalisé par Christian Larivière)

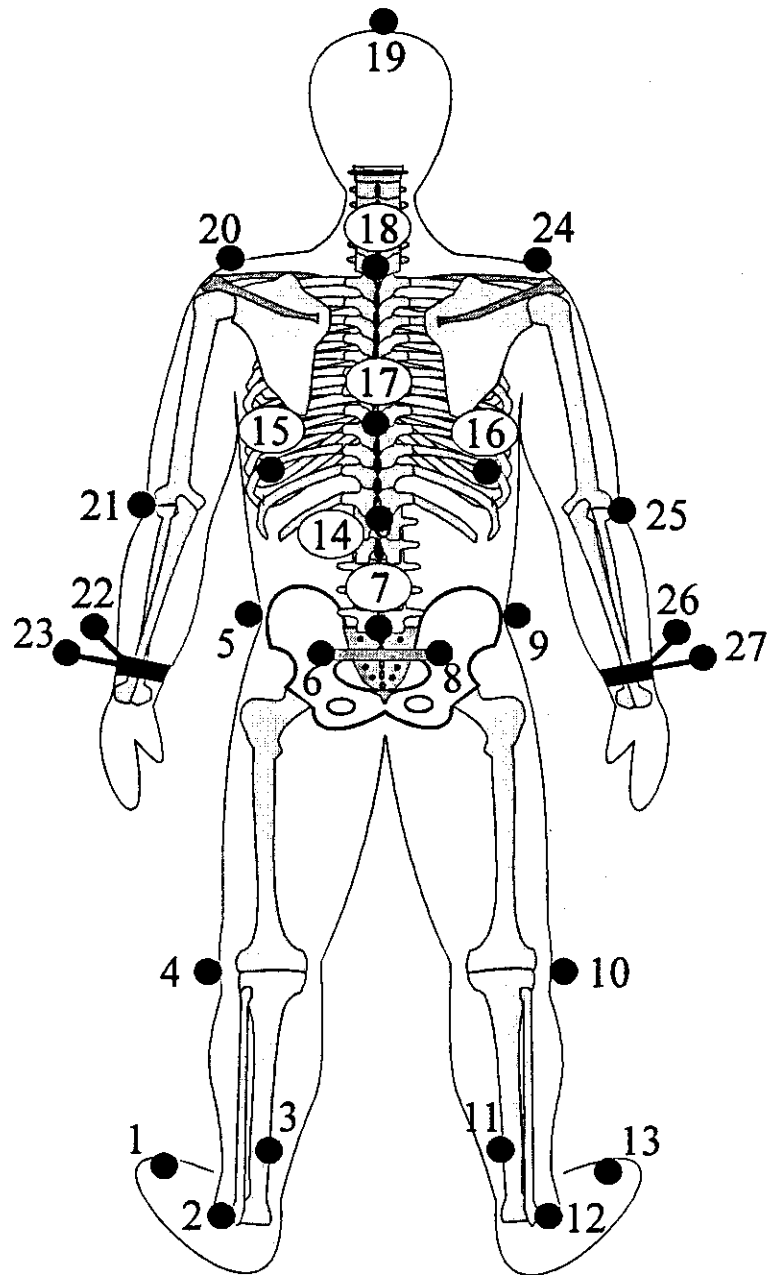


Figure 2 : Position des 27 repères suivis lors des tâches (schéma réalisé par Christian Larivière)

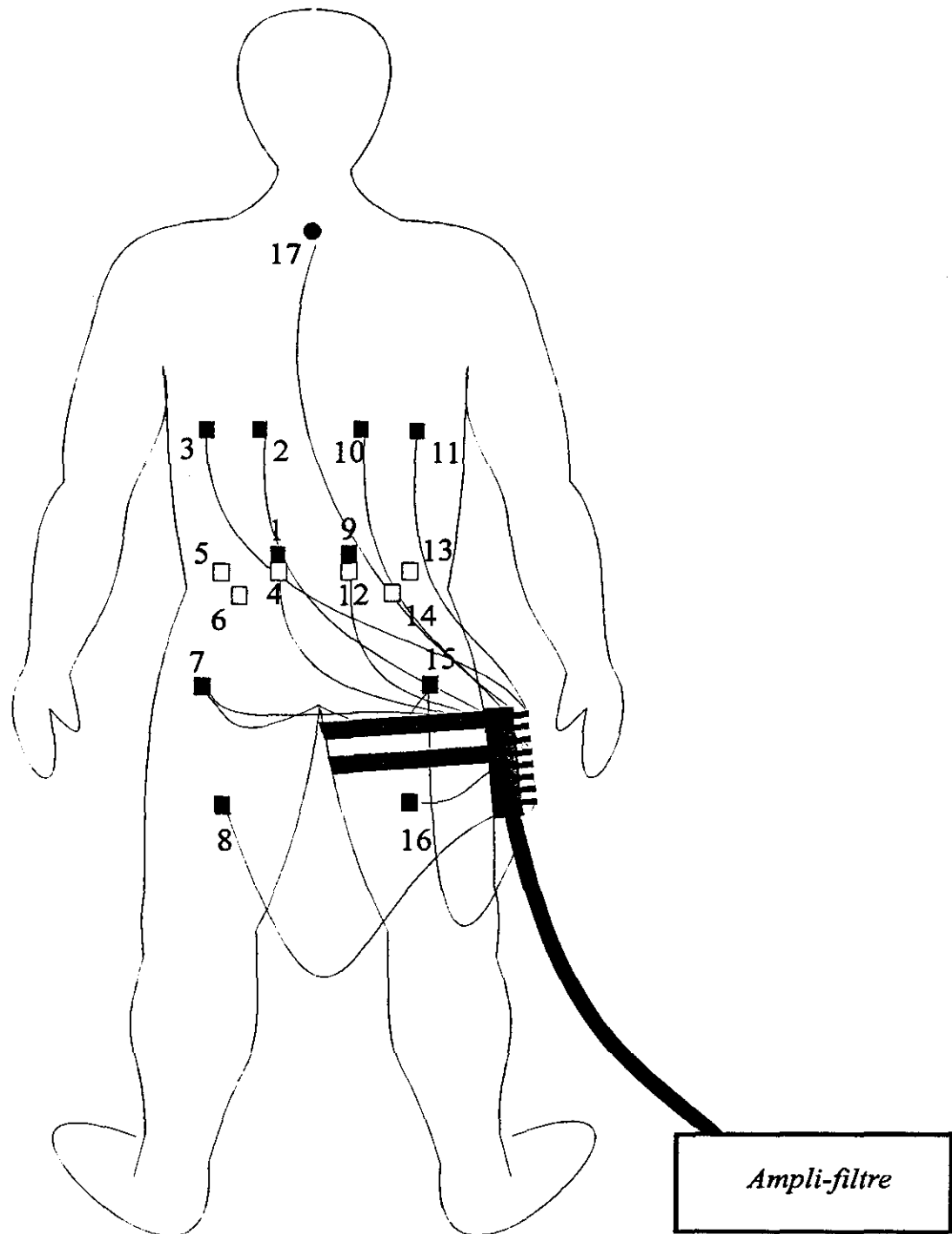


Figure 3 : Position des 16 électrodes (schéma réalisé par Christian Larivière)

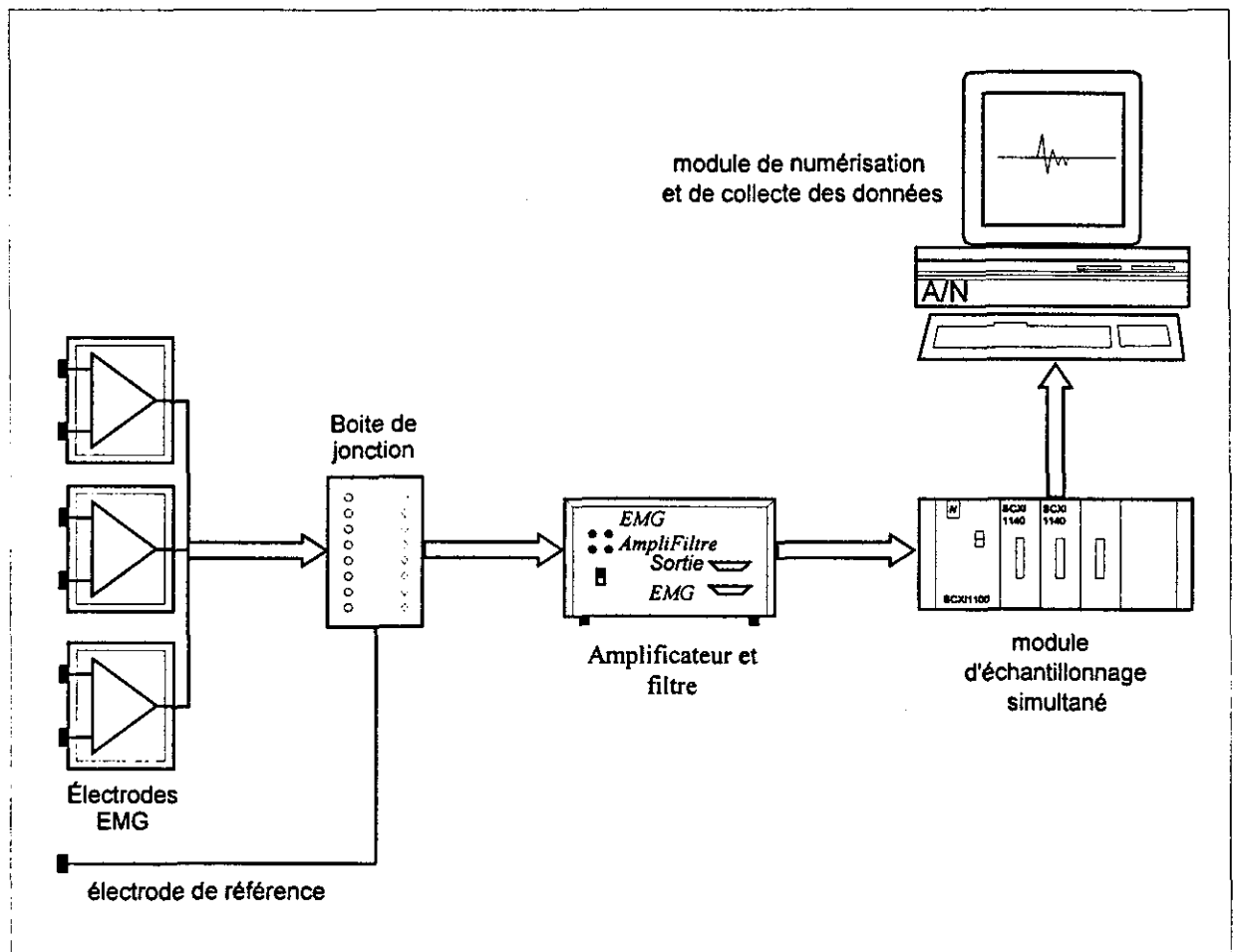


Figure 4 : Système d'enregistrement des signaux EMG (schéma réalisé par Ali Ghorbal)

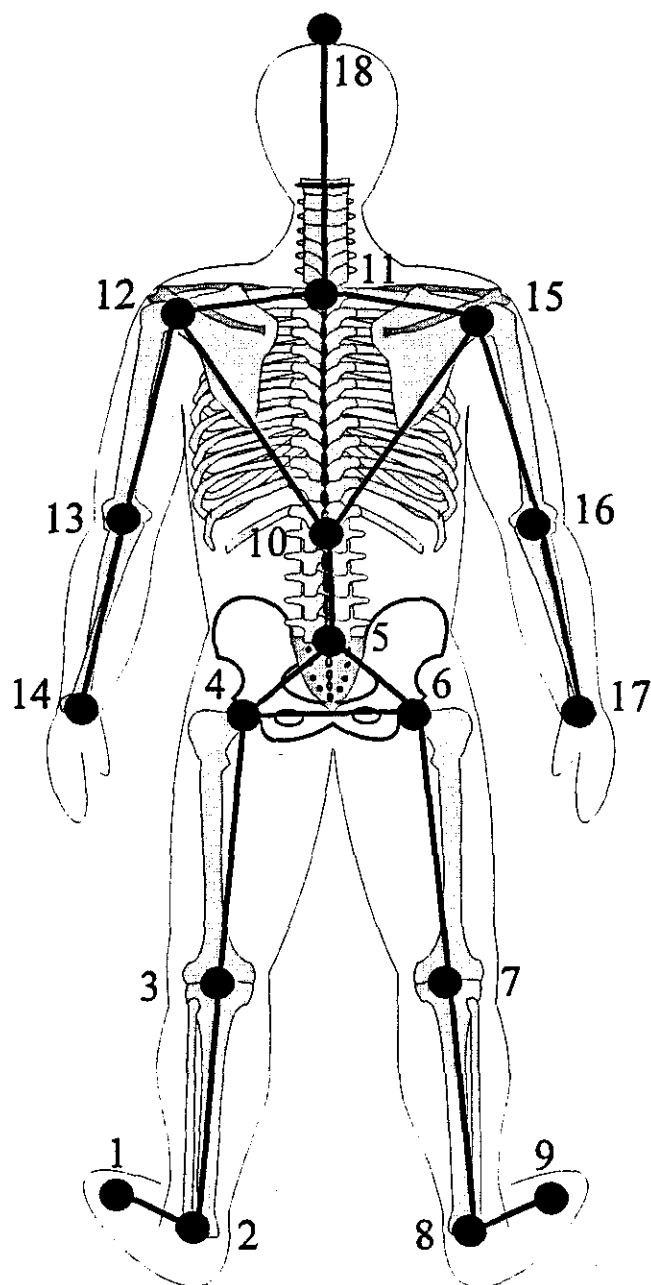


Figure 5 : Modèle géométrique (schéma réalisé par Christian Larivière)

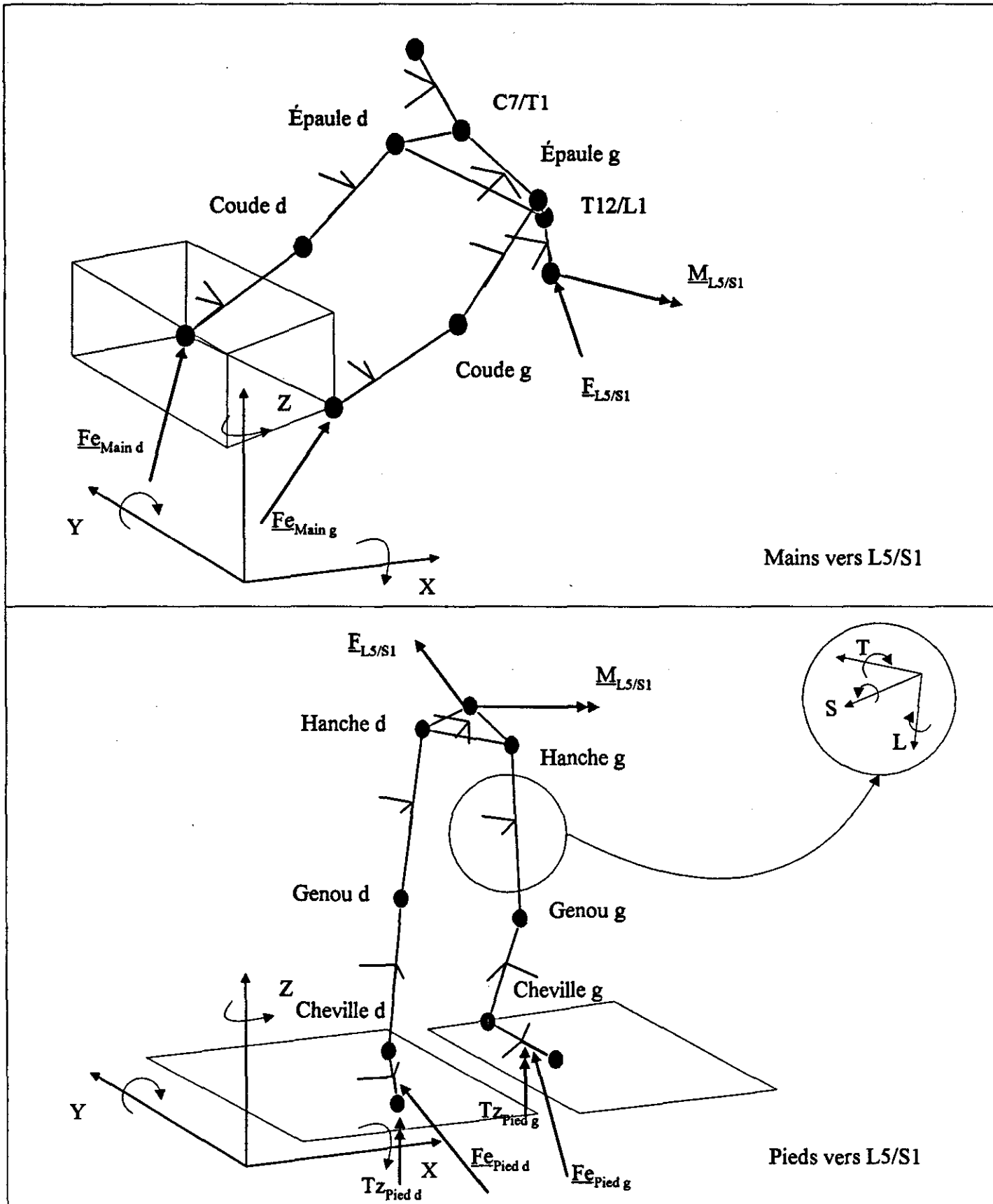


Figure 6: Diagrammes de chacun des modèle biomécaniques multisegmentaires.

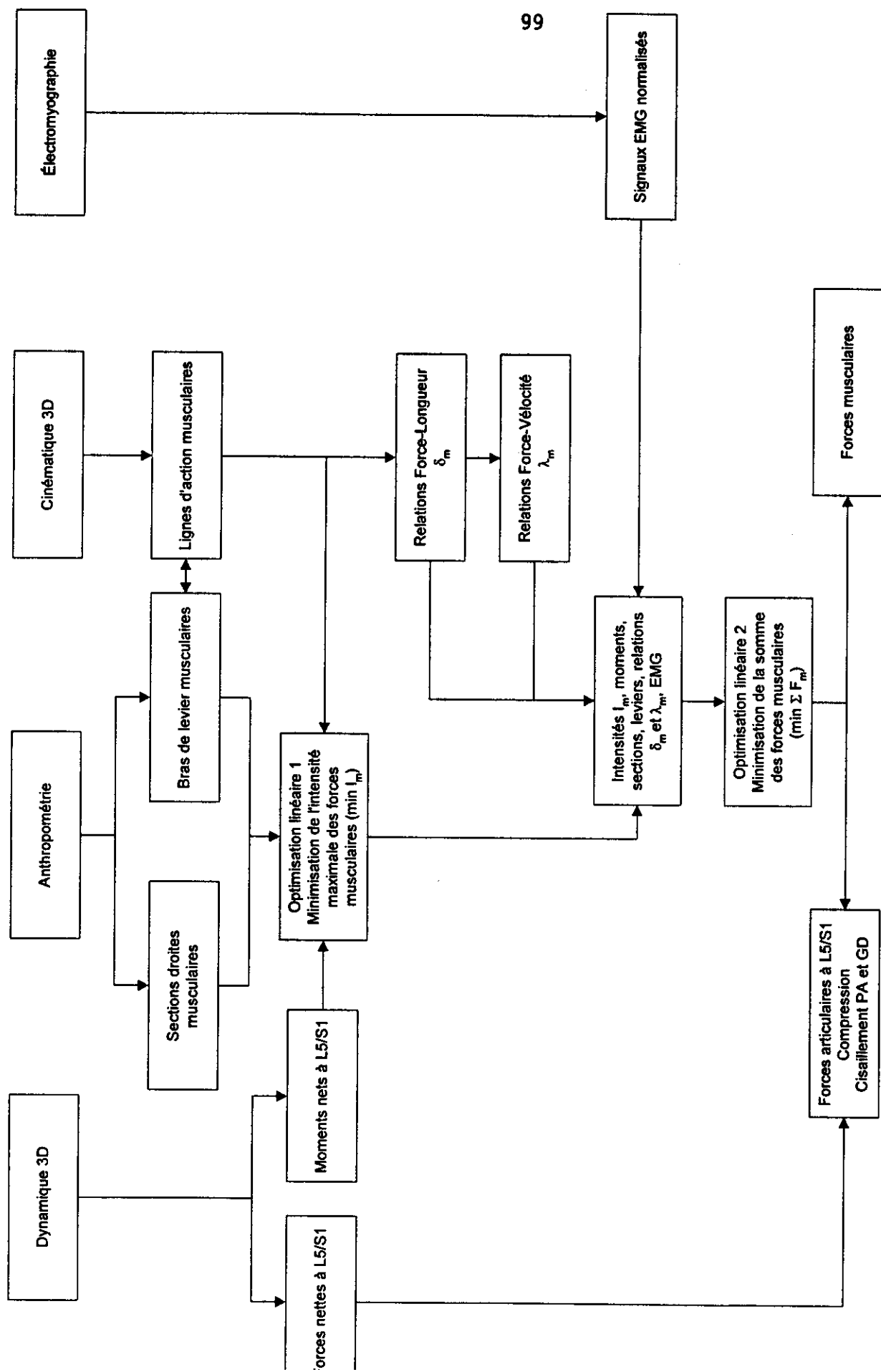


Figure 7: Organigramme du modèle articulaire à solution physiologique optimale (EMGAO)

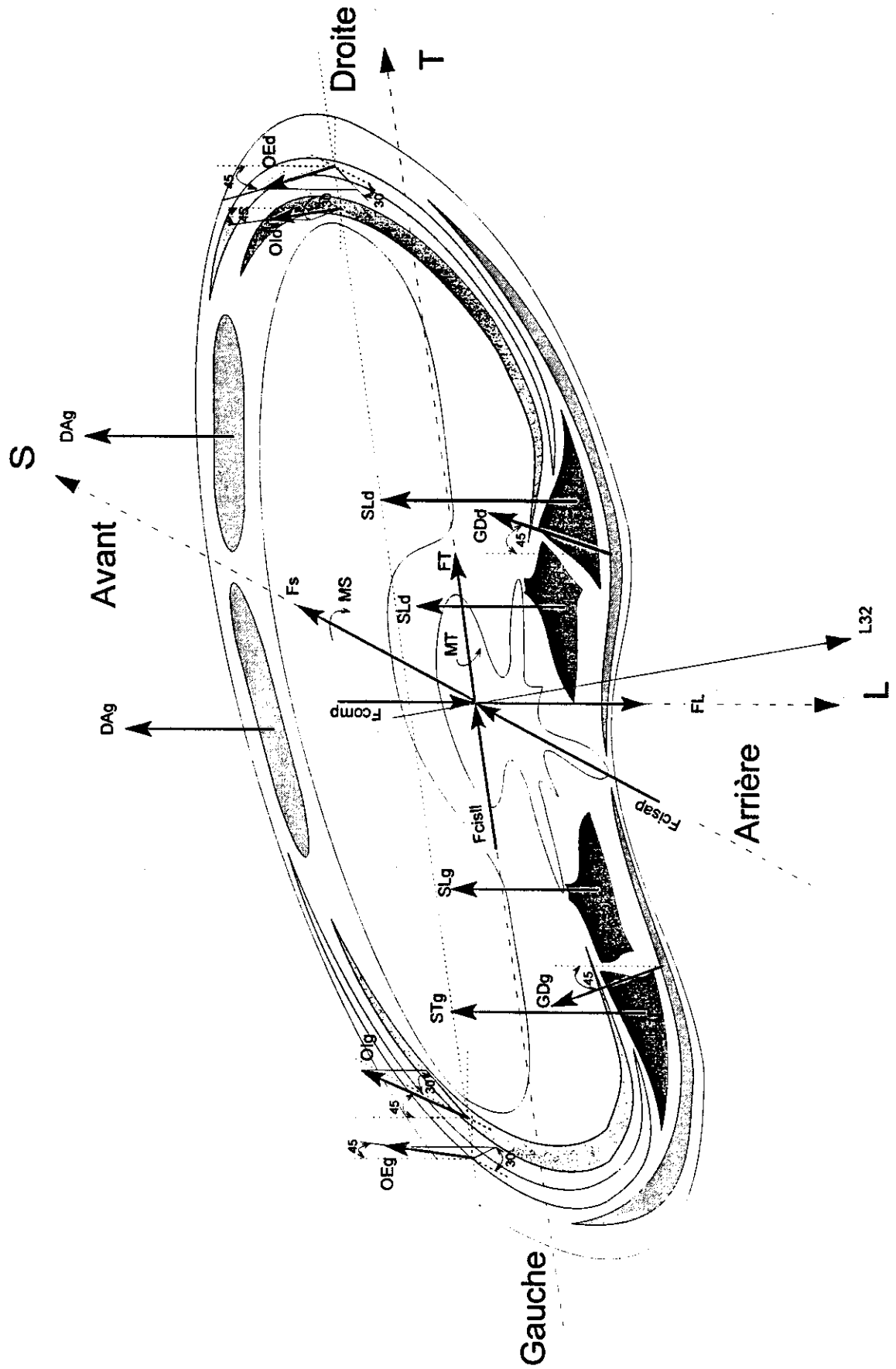


Figure 8: Coupe à L5/S1 montrant l'arrangement géométrique des muscles et l'orientation des lignes d'action en position anatomique

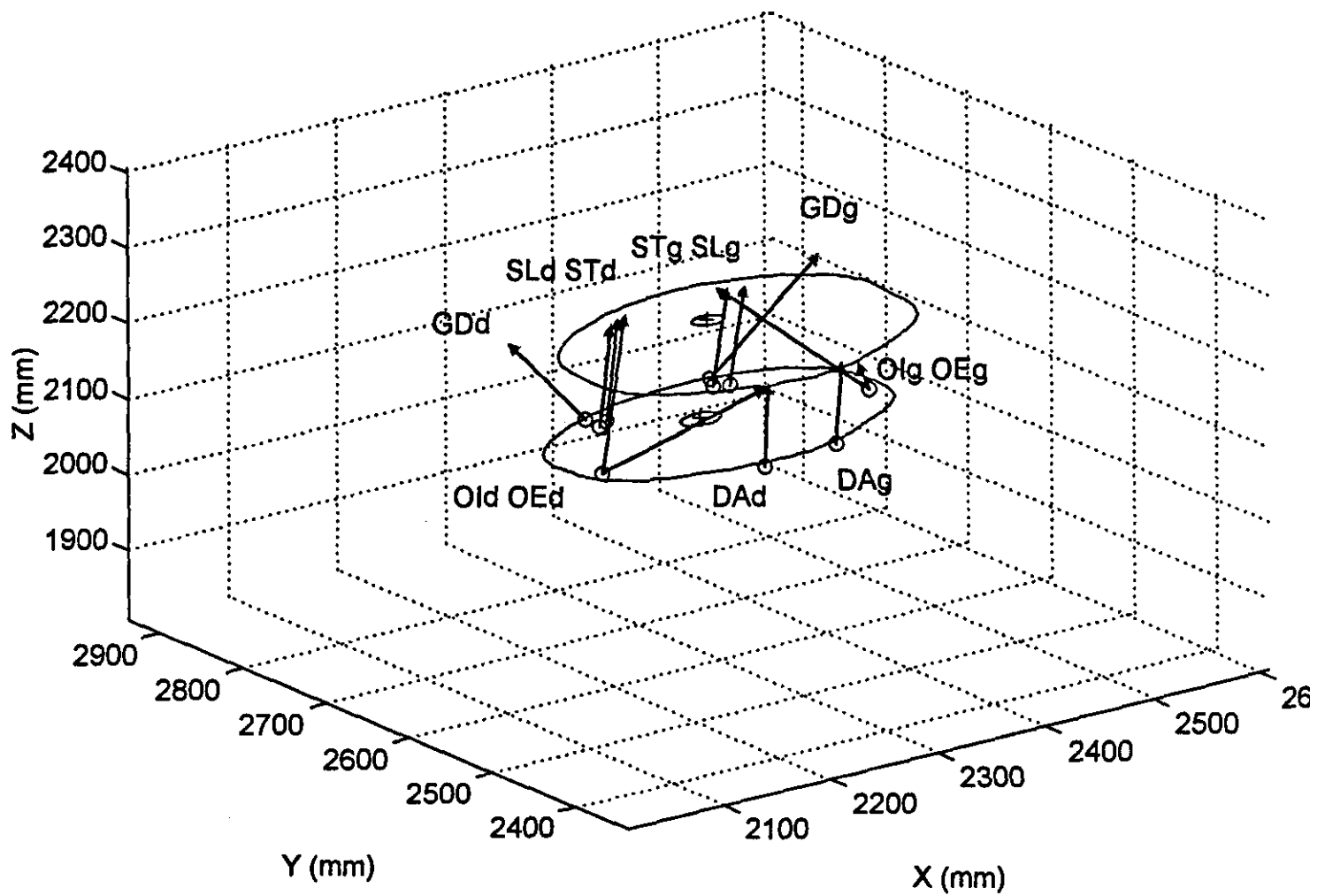


Figure 9: Coupes à L5/S1 et T12/L1 montrant les lignes d'action musculaires en position anatomique (données réelles du sujet 4).

Vue du côté gauche

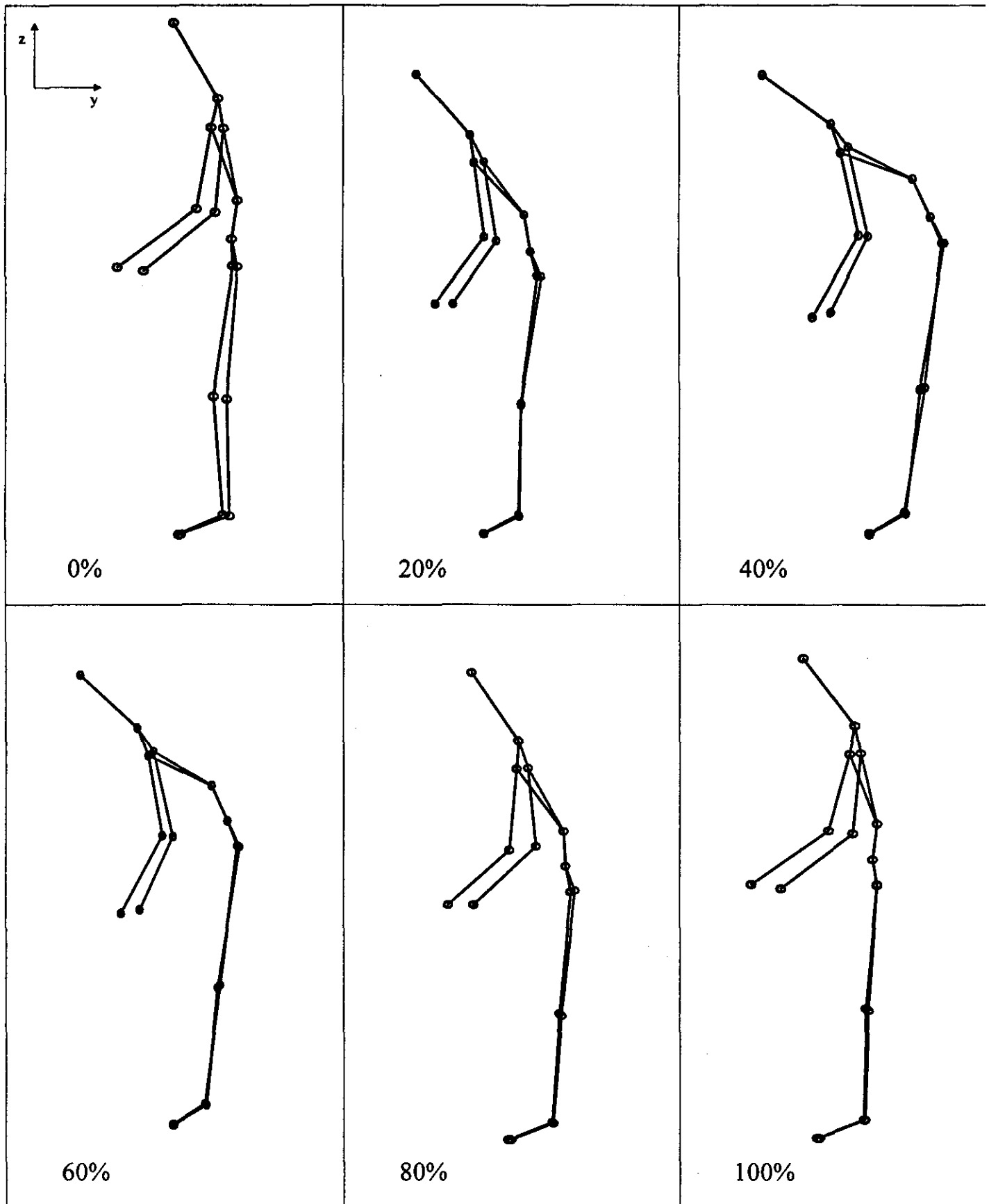


Figure 10: Échantillons temporels de la tâche scapulaire

Vue de face

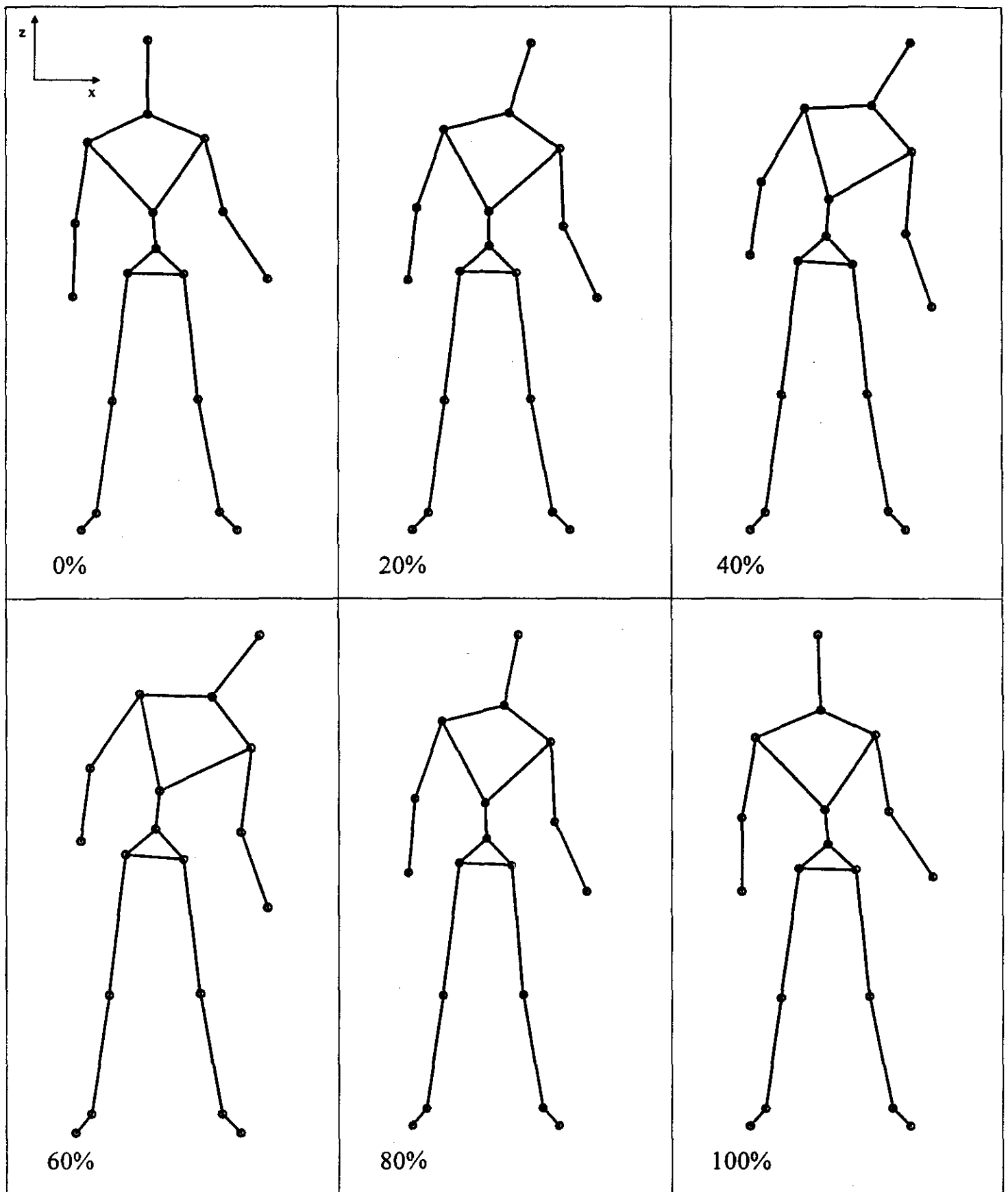


Figure 11: Échantillons temporels de la tâche frontale.

Vue de face

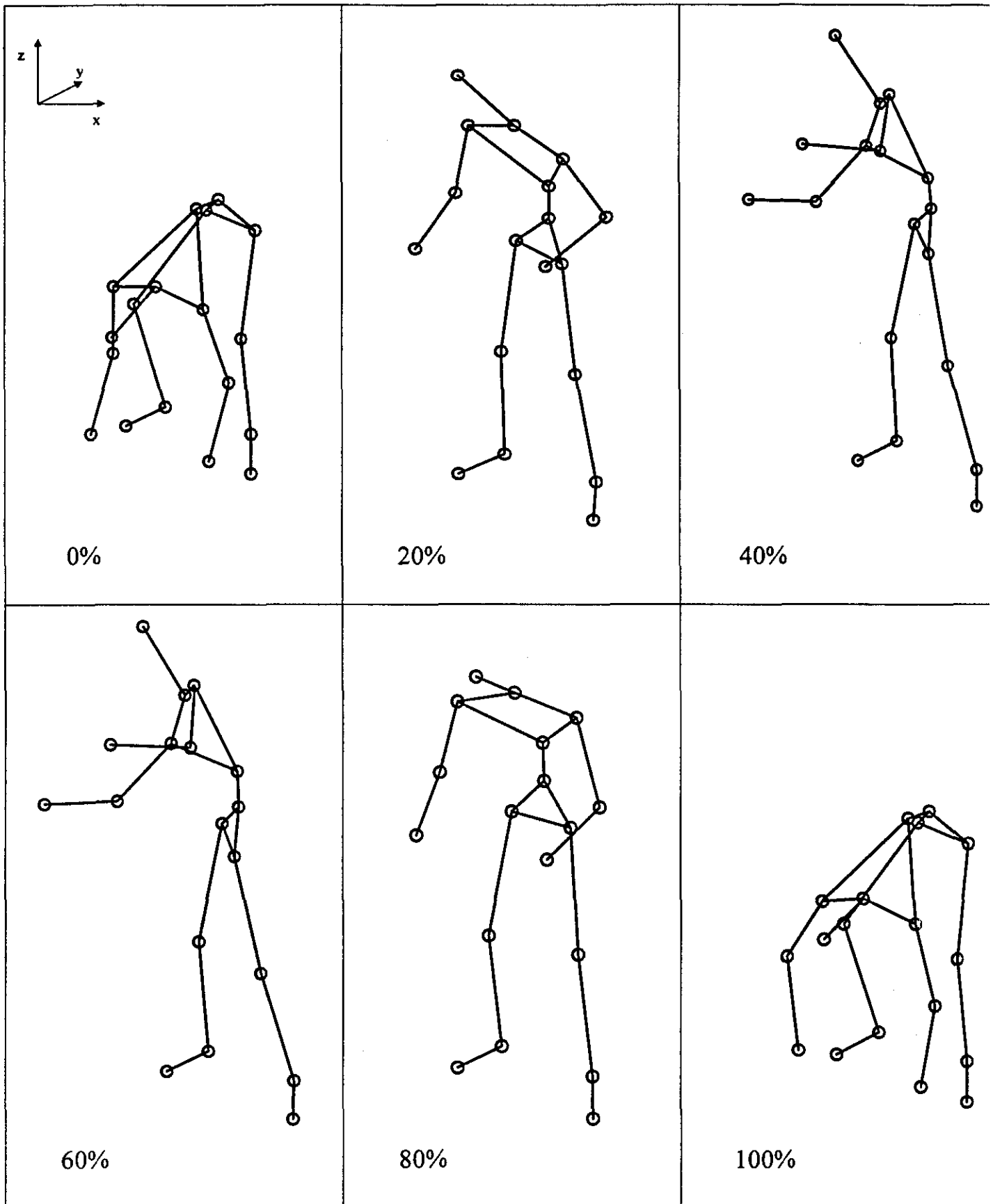


Figure 12: Échantillons temporels de la tâche libre.

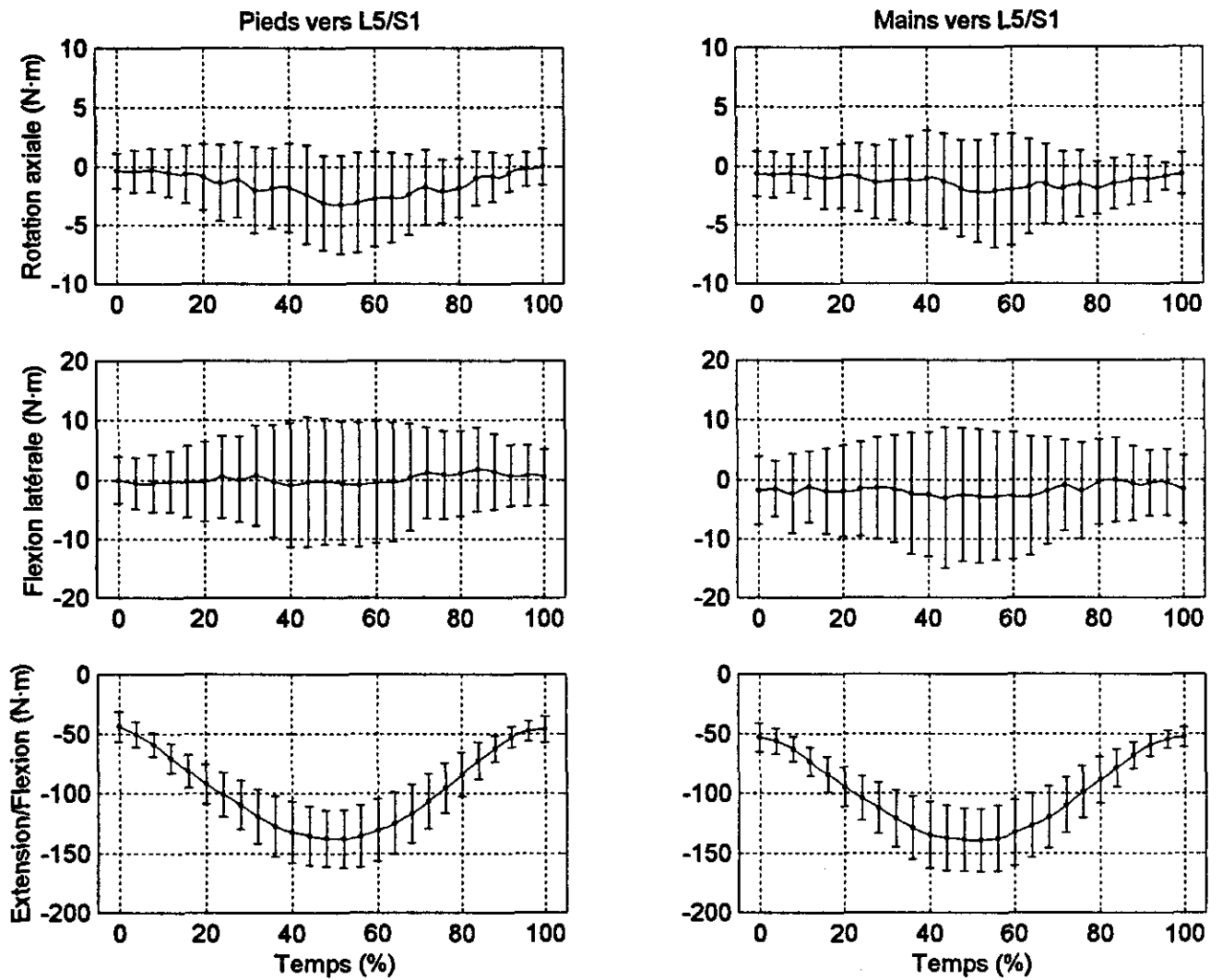


Figure 13: Moments entre les deux modèles pour la tâche sagittale. Les barres verticales représentent ± 1 écart-type.

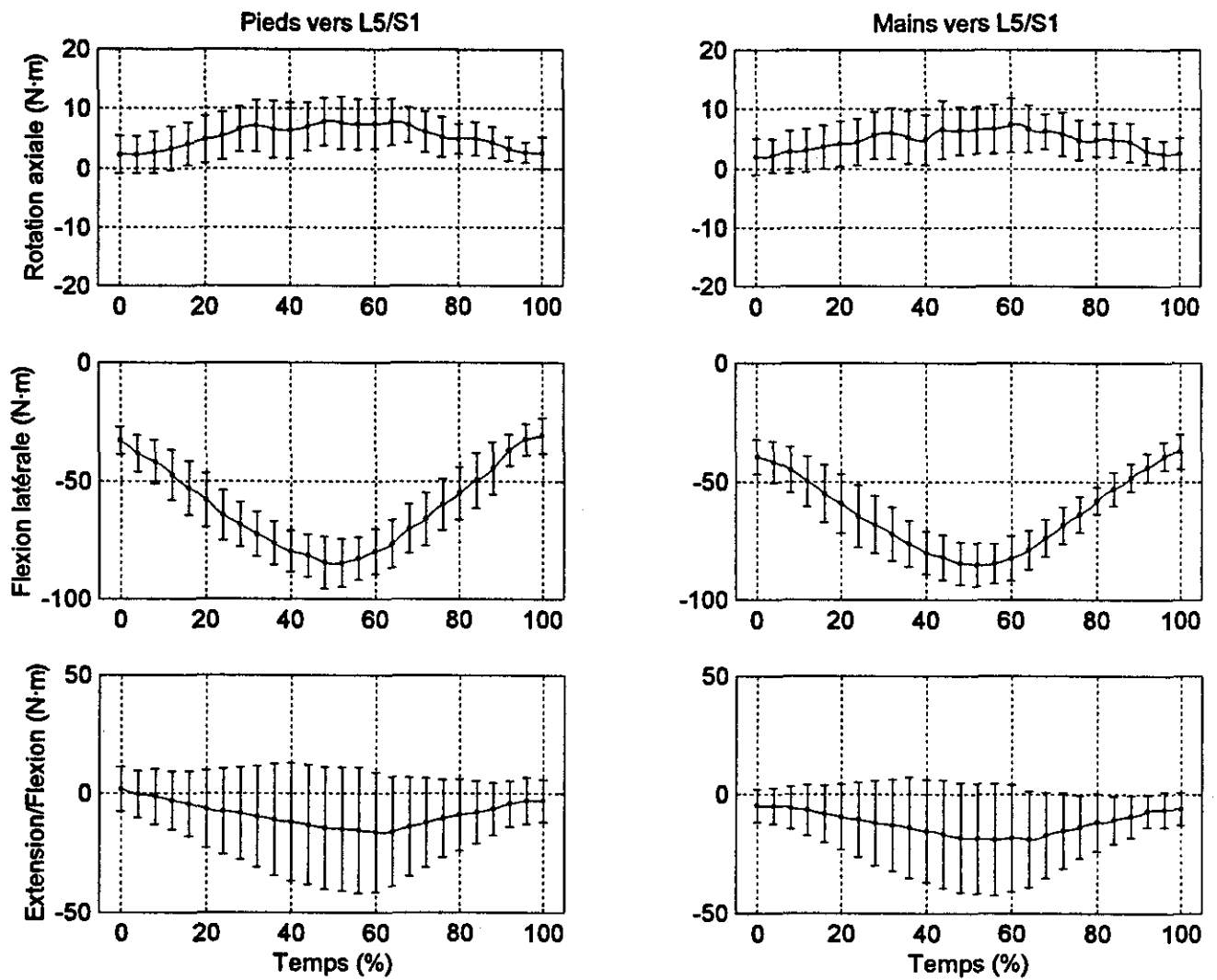


Figure 14: Moments entre les deux modèles pour la tâche frontale. Les barres verticales représentent ± 1 écart-type.

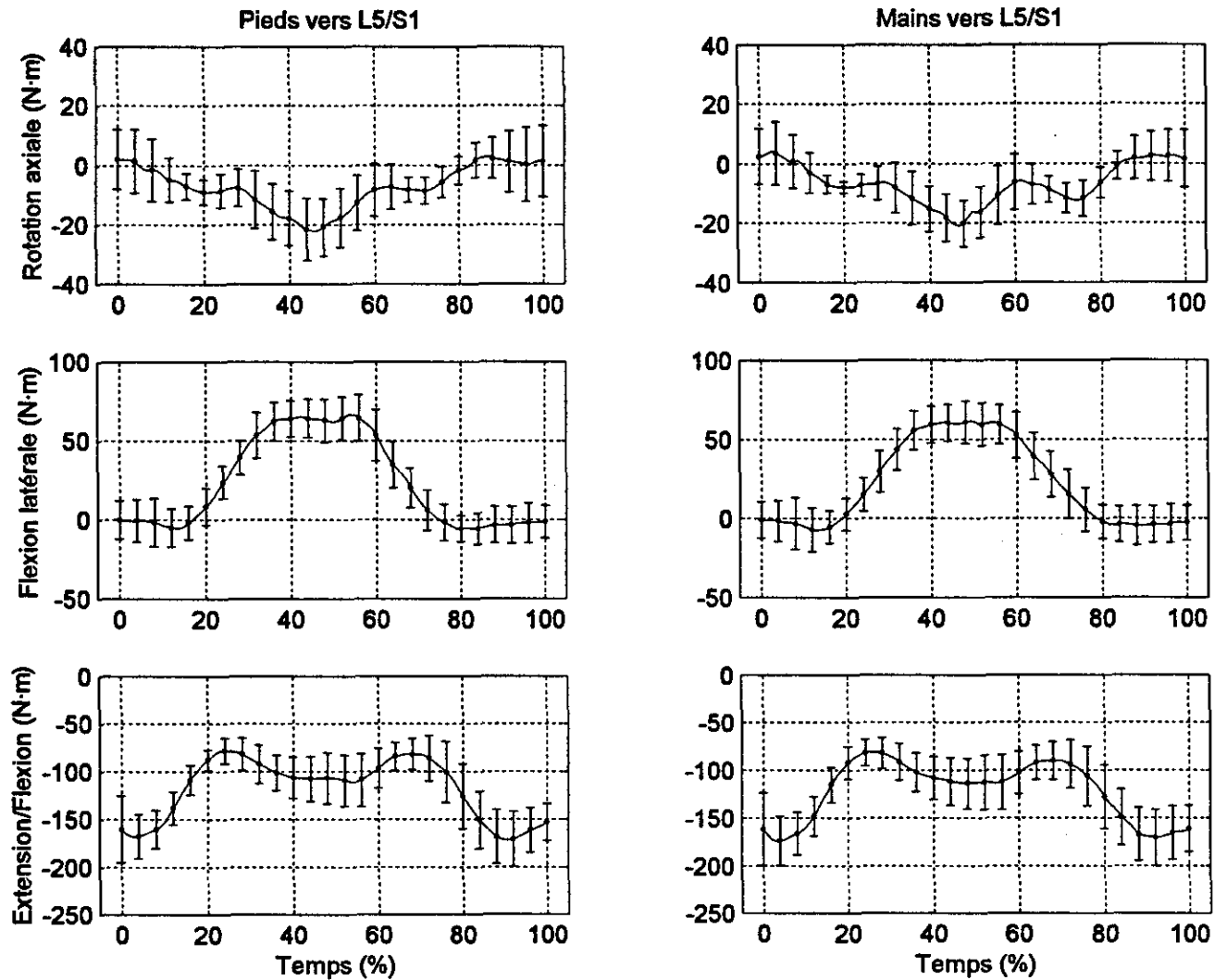


Figure 15: Moments entre les deux modèles pour la tâche libre. Les barres verticales représentent ± 1 écart-type.

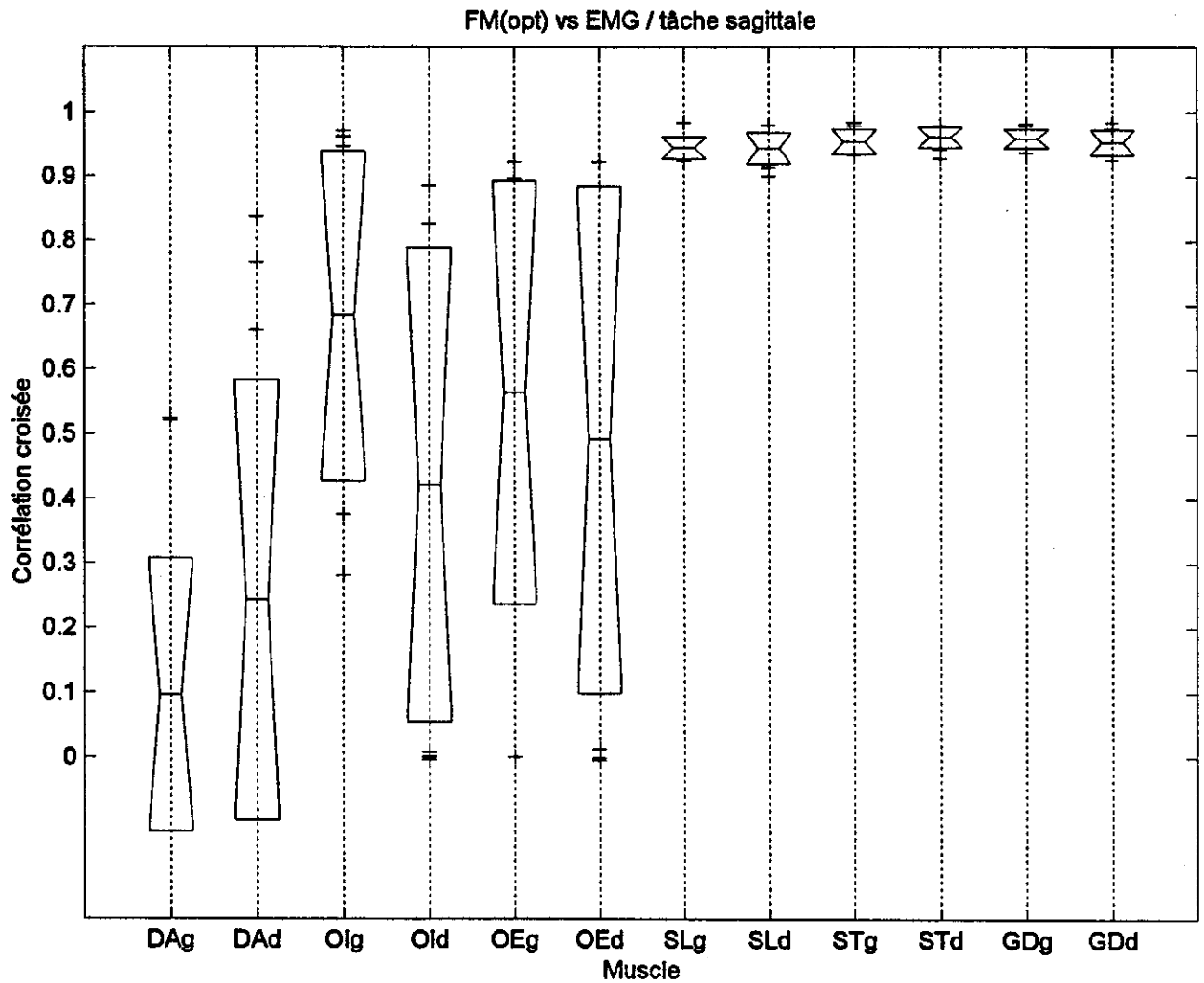


Figure 16: Corrélations croisées entre les forces musculaires prédites par le modèle OPT et le signal EMG pour la tâche sagittale. Chaque boîte représente la moyenne $\pm$ 1 écart-type. Toutes

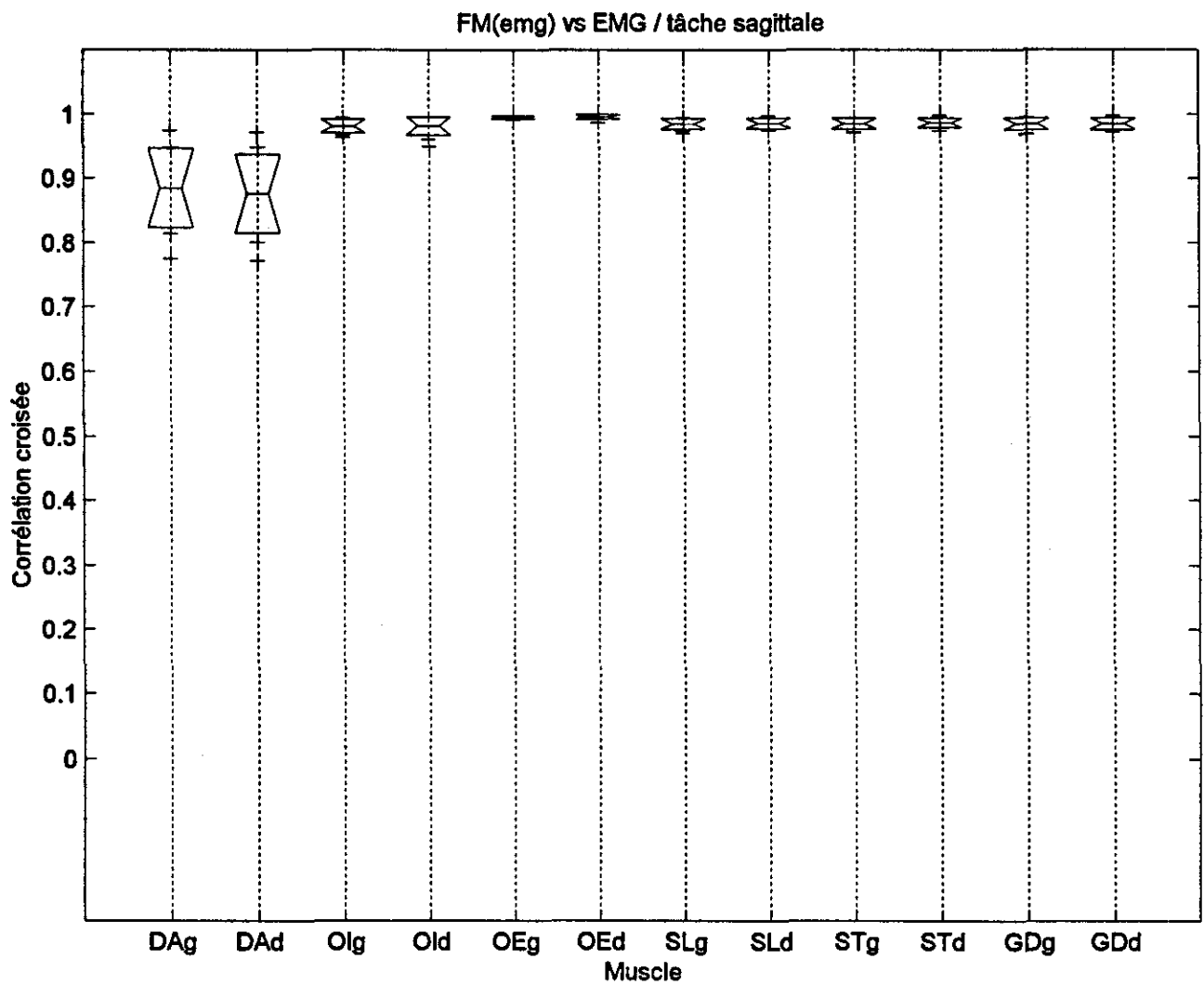


Figure 17: Corrélations croisées entre les forces musculaires prédites par le modèle EMG et le signal EMG pour la tâche sagittale. Chaque boîte représente la moyenne $\pm$ 1 écart-type. Toutes

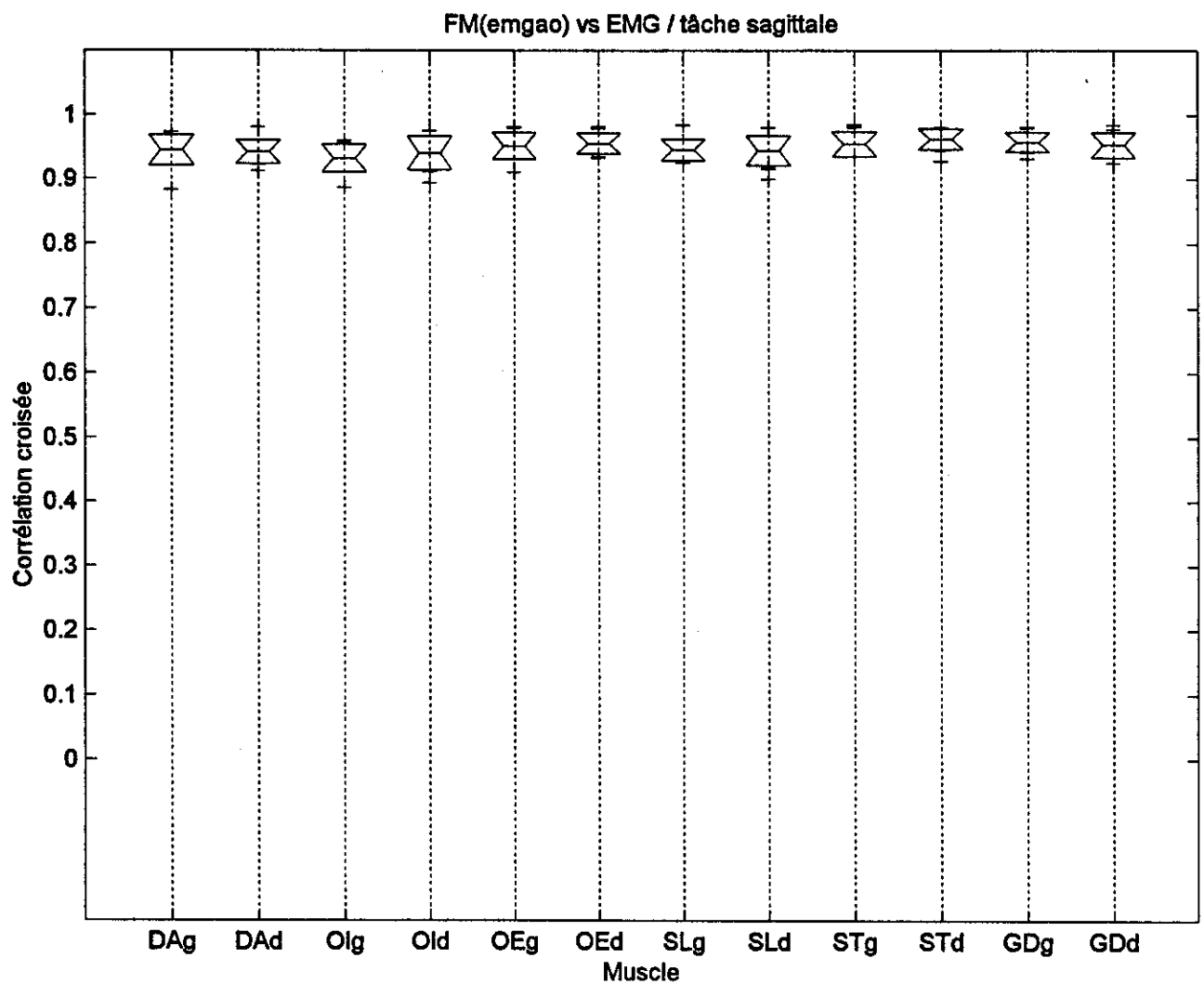


Figure 18: Corrélations croisées entre les forces musculaires prédites par le modèle EMGAO et le signal EMG pour la tâche sagittale. Chaque boîte représente la moyenne ± 1 écart-type. Toutes

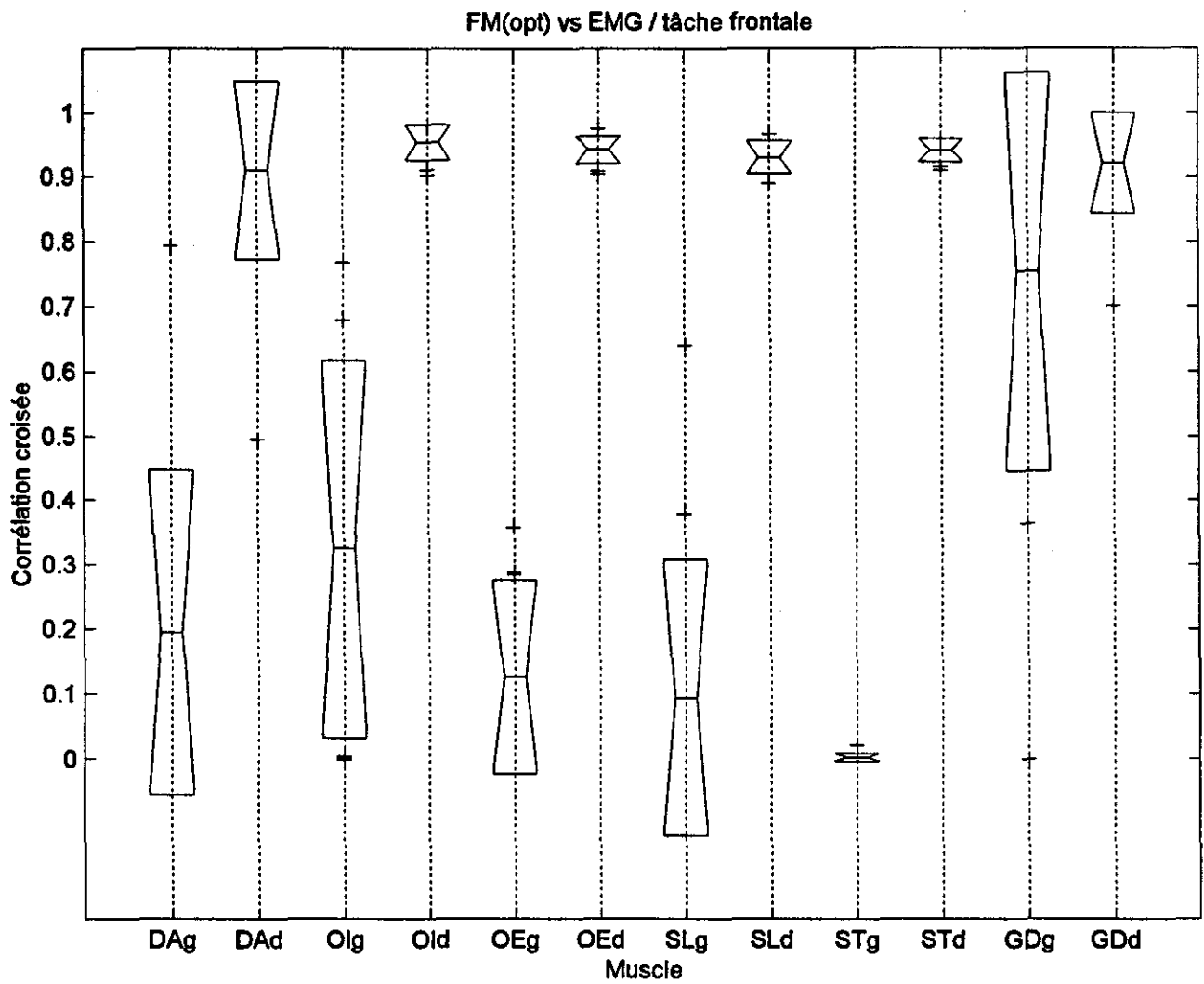


Figure 19: Corrélations croisées entre les forces musculaires prédites par le modèle OPT et le signal EMG pour la tâche frontale. Chaque boîte représente la moyenne ± 1 écart-type. Toutes les

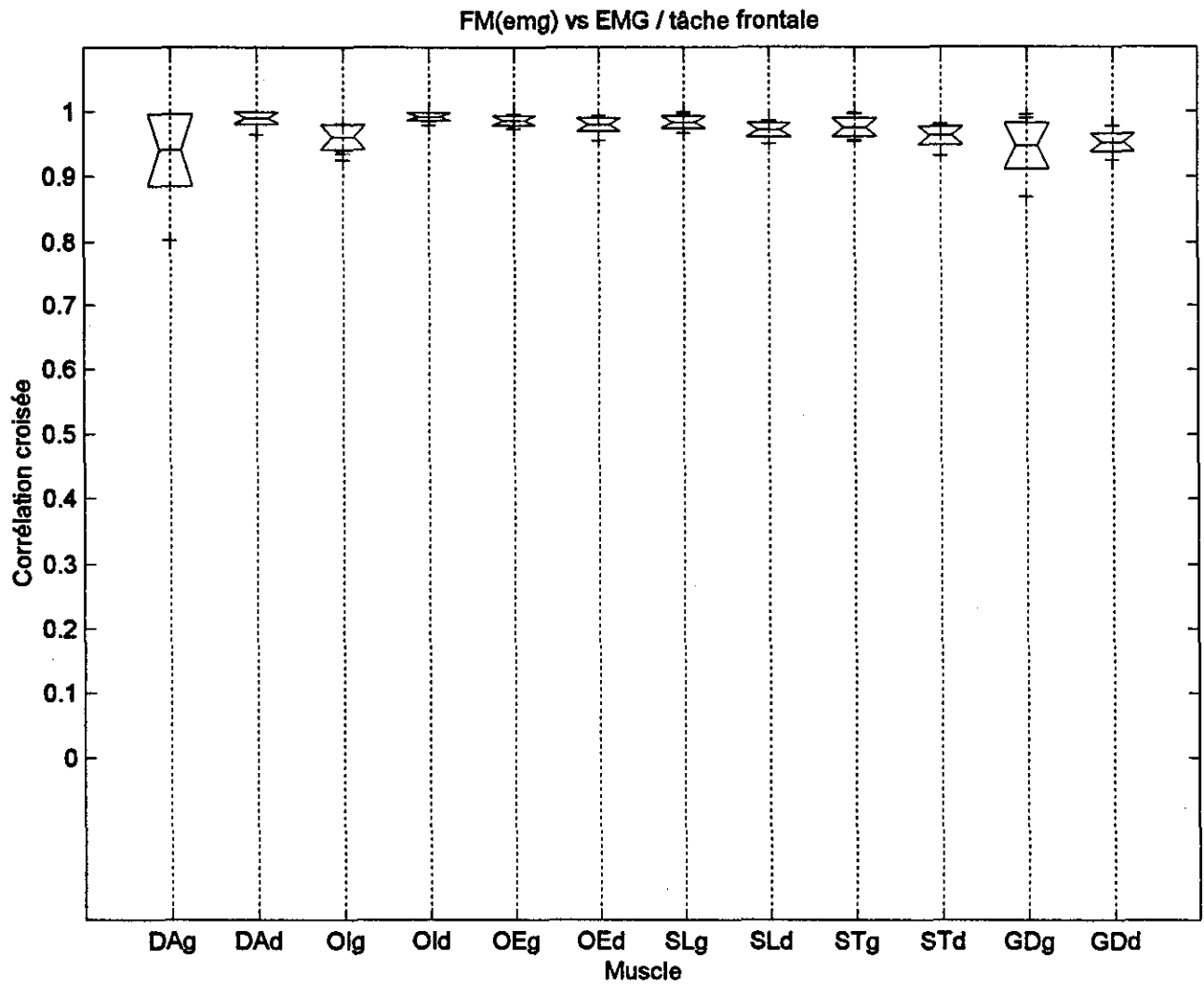


Figure 20: Corrélations croisées entre les forces musculaires prédites par le modèle EMG et le signal EMG pour la tâche frontale. Chaque boîte représente la moyenne $\pm$ 1 écart-type. Toutes les valeurs situées hors de la boîte sont considérées comme des valeurs extrêmes.

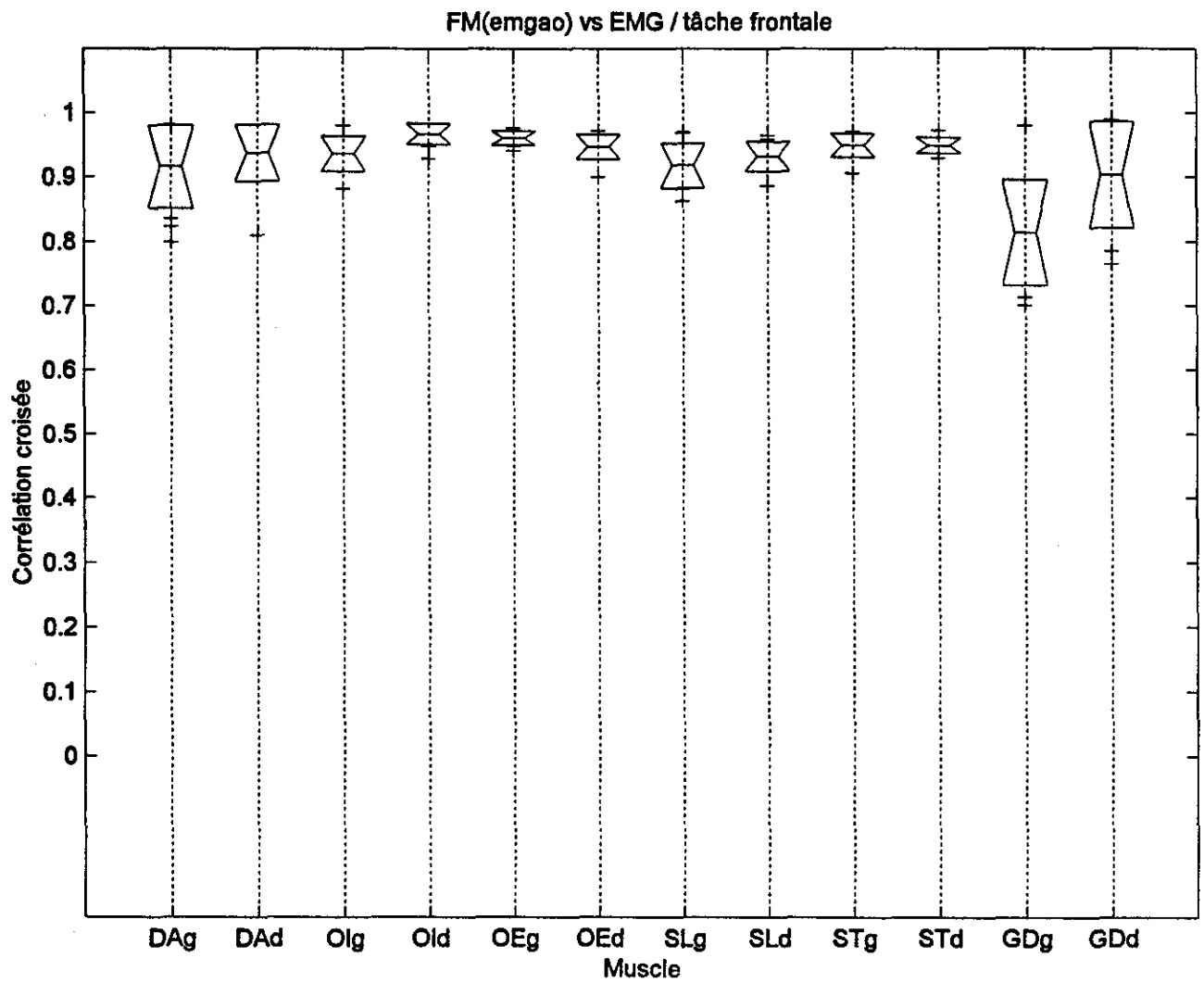


Figure 21: Corrélations croisées entre les forces musculaires prédites par le modèle EMGAO et le signal EMG pour la tâche frontale. Chaque boîte représente la moyenne $\pm$ 1 écart-type. Toutes les

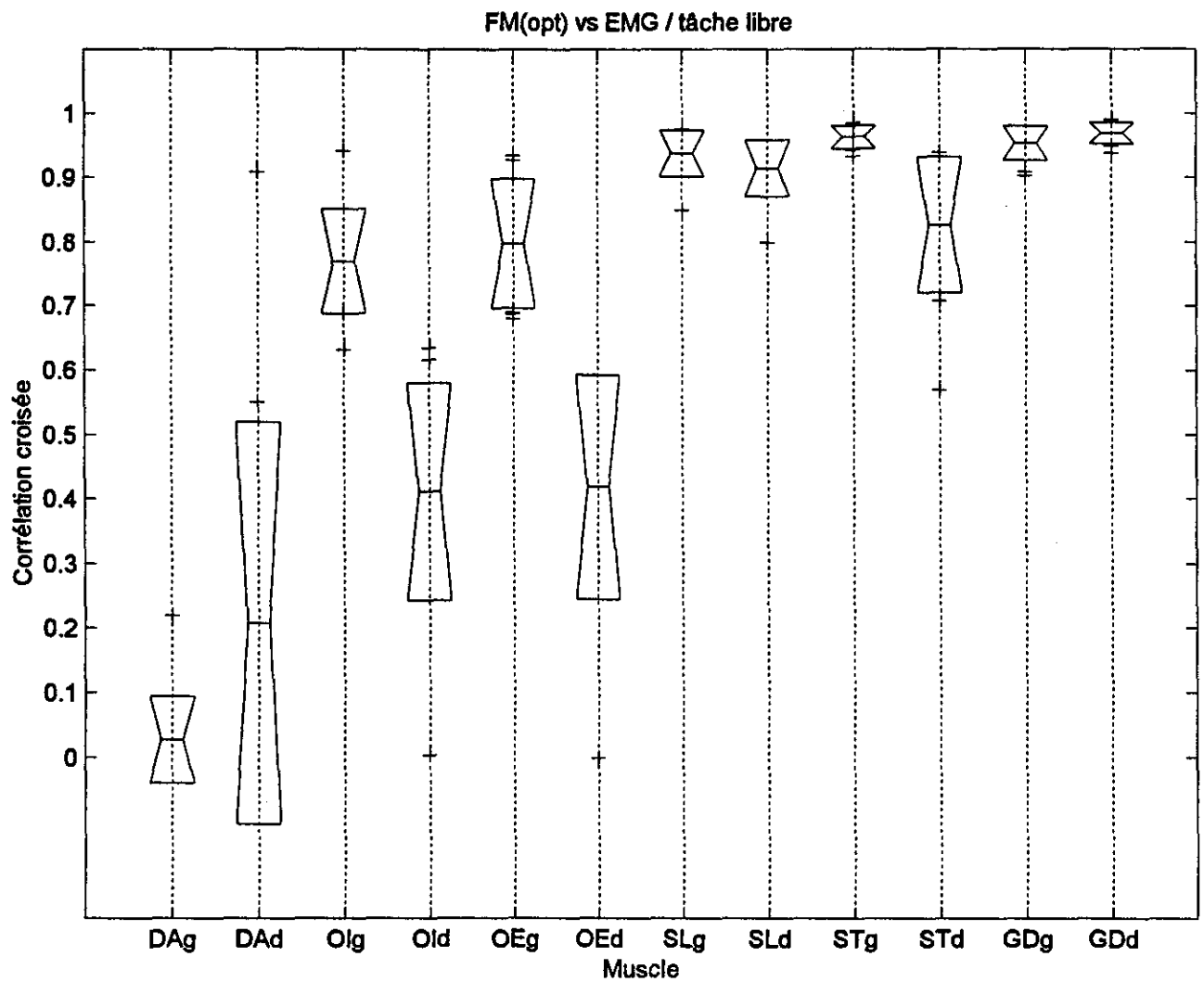


Figure 22: Corrélations croisées entre les forces musculaires prédites par le modèle OPT et le signal EMG pour la tâche libre. Chaque boîte représente la moyenne $\pm$ 1 écart-type. Toutes les

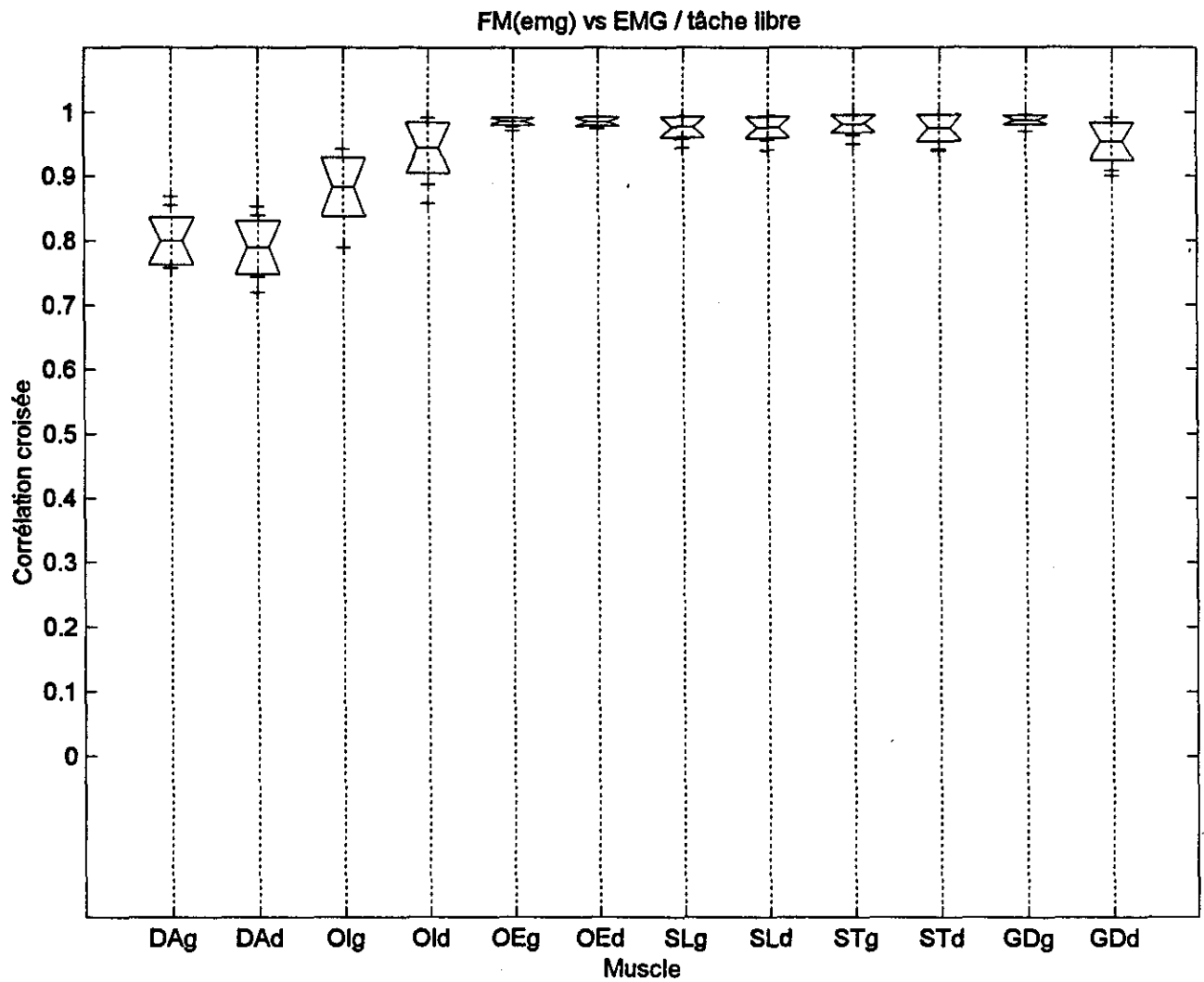


Figure 23: Corrélations croisées entre les forces musculaires prédites par le modèle EMG et le signal EMG pour la tâche libre. Chaque boîte représente la moyenne $\pm$ 1 écart-type. Toutes les valeurs situées hors de la boîte sont représentées par un signe +

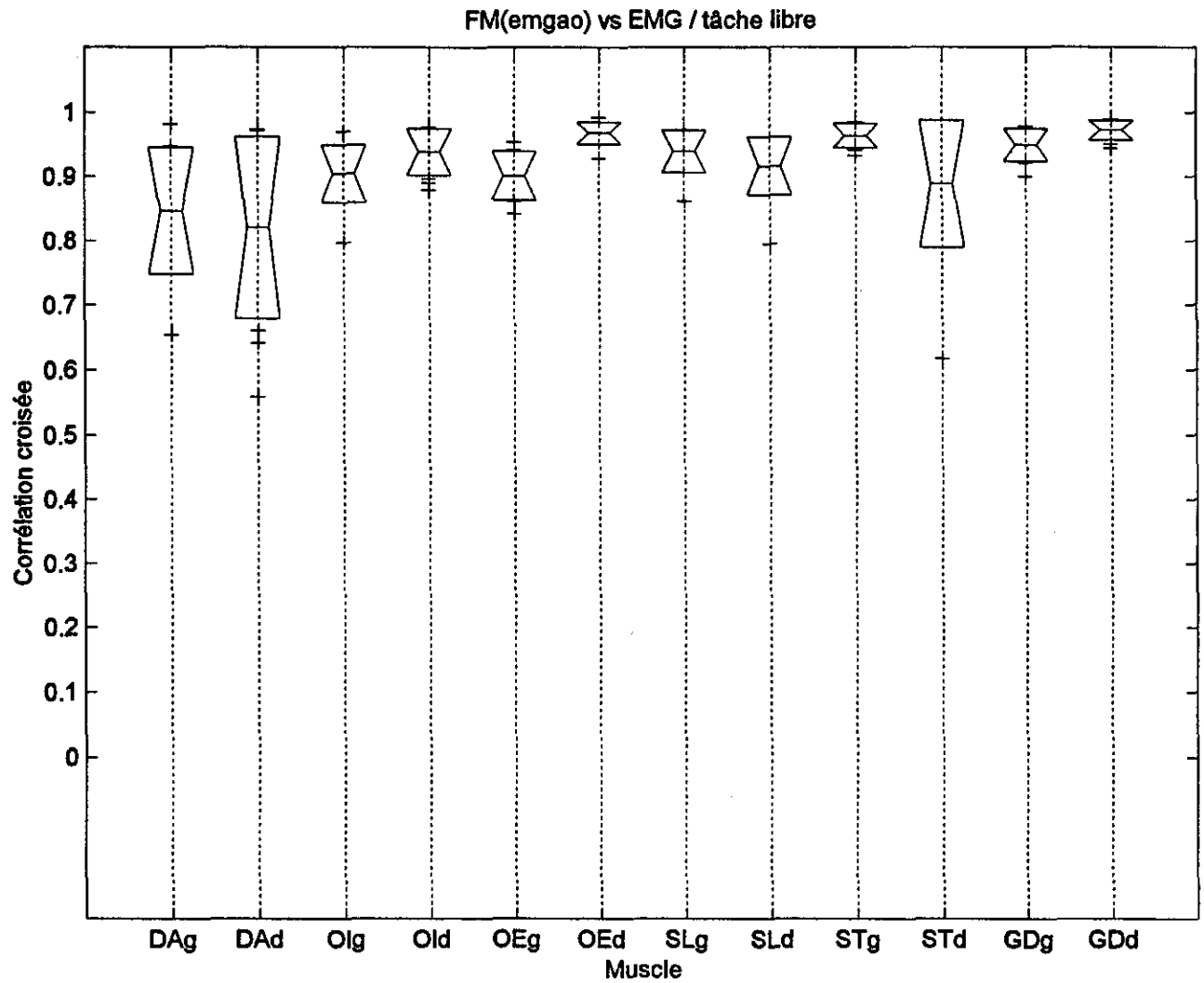


Figure 24: Corrélations croisées entre les forces musculaires prédites par le modèle EMGAO et le signal EMG pour la tâche libre. Chaque boîte représente la moyenne $\pm$ 1 écart-type. Toutes les

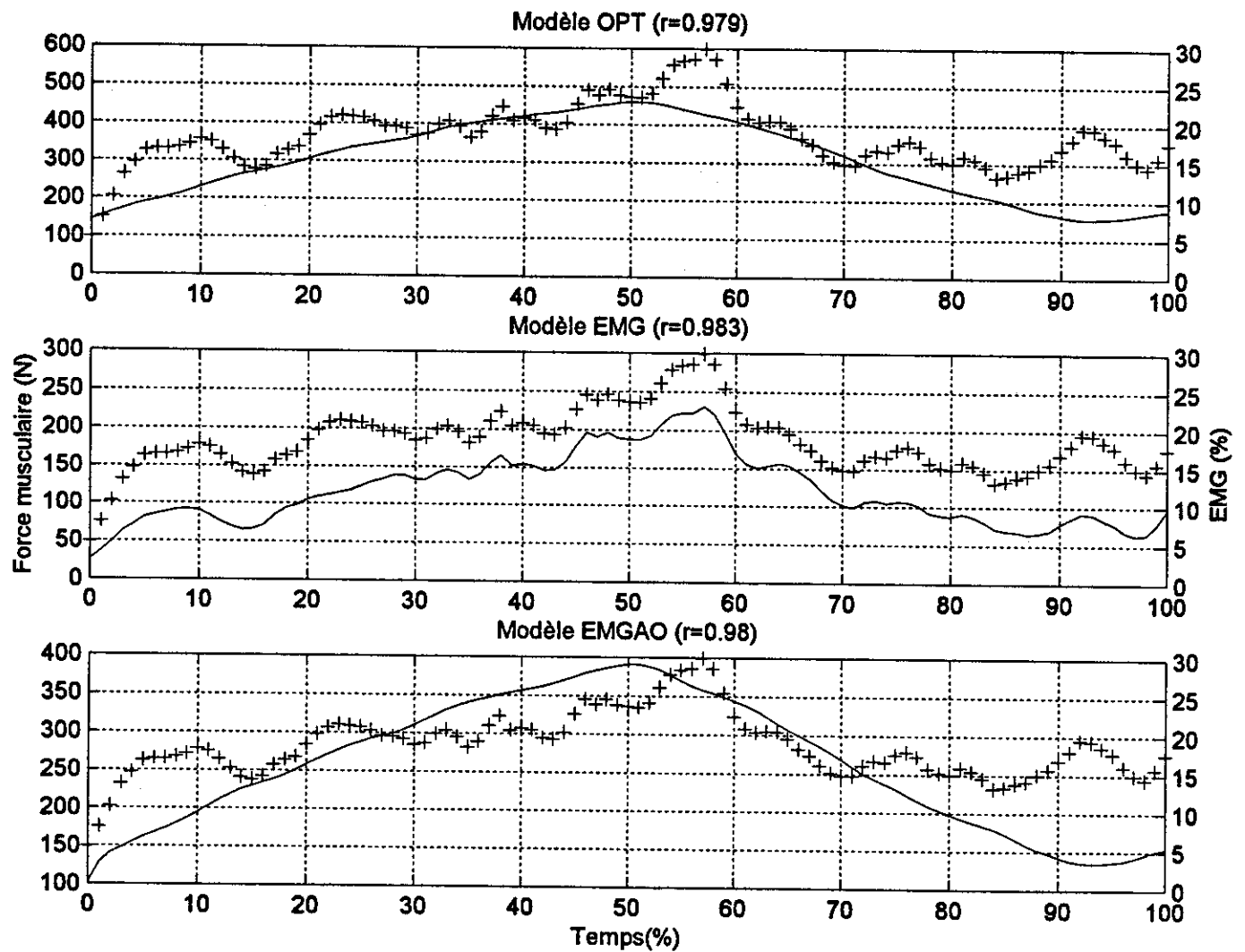


Figure 25: Comparaison entre la force des muscles spinaux thoraciques droits (trait plein) estimée par chacun des trois modèles et le signal EMG (symbole +) pour la tâche sagittale effectuée par le sujet 5. Le coefficient de corrélation associé est indiqué à côté de chaque modèle.

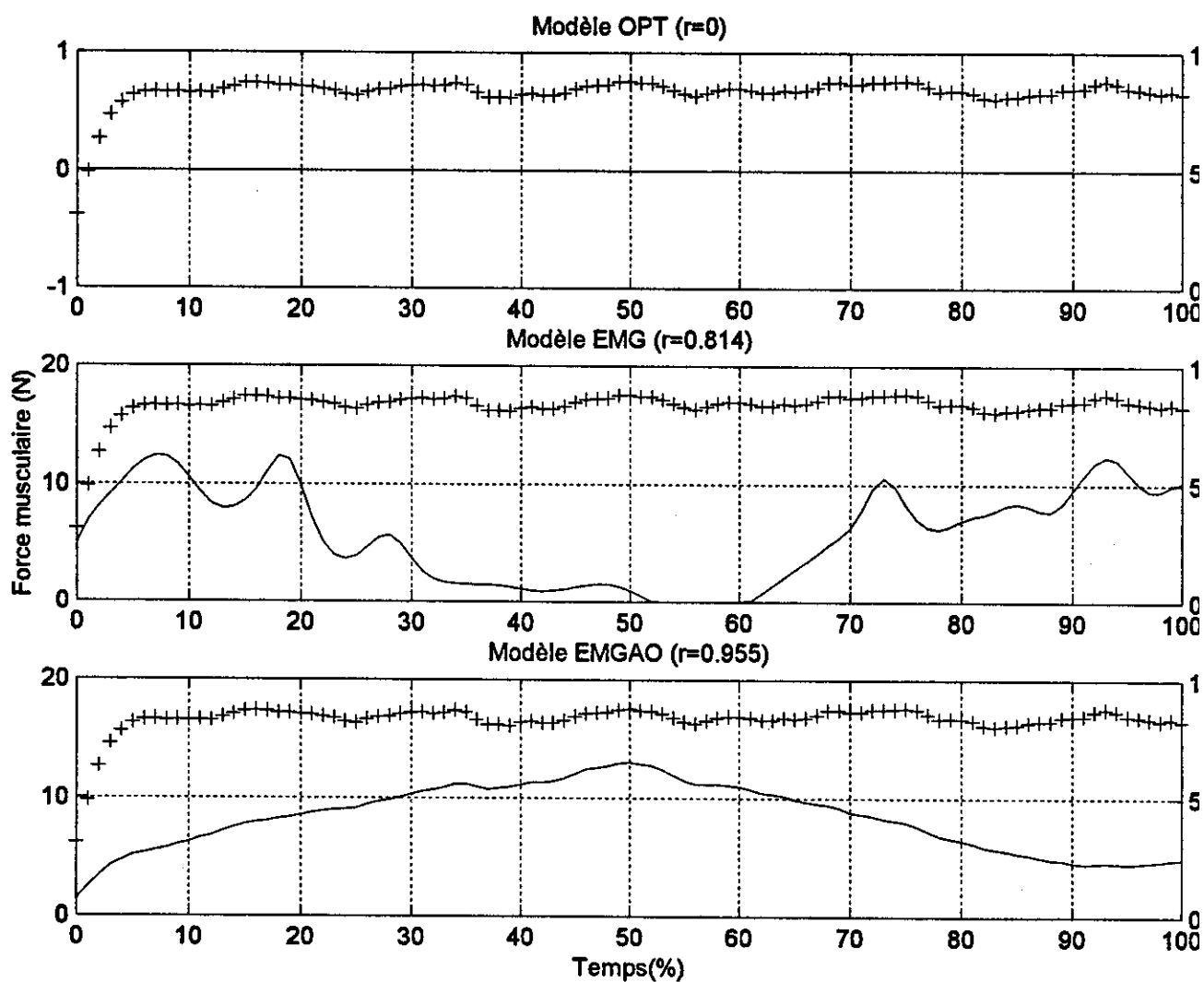


Figure 26: Comparaison entre la force des muscles droits de l'abdomen gauches (trait plein) estimée par chacun des trois modèles et le signal EMG (symbole +) pour la tâche sagittale effectuée par le sujet 5. Le coefficient de corrélation entre les données expérimentales et les données des modèles est respectivement de 0,00 pour le modèle OPT, 0,814 pour le modèle EMG et 0,955 pour le modèle EMGAO.

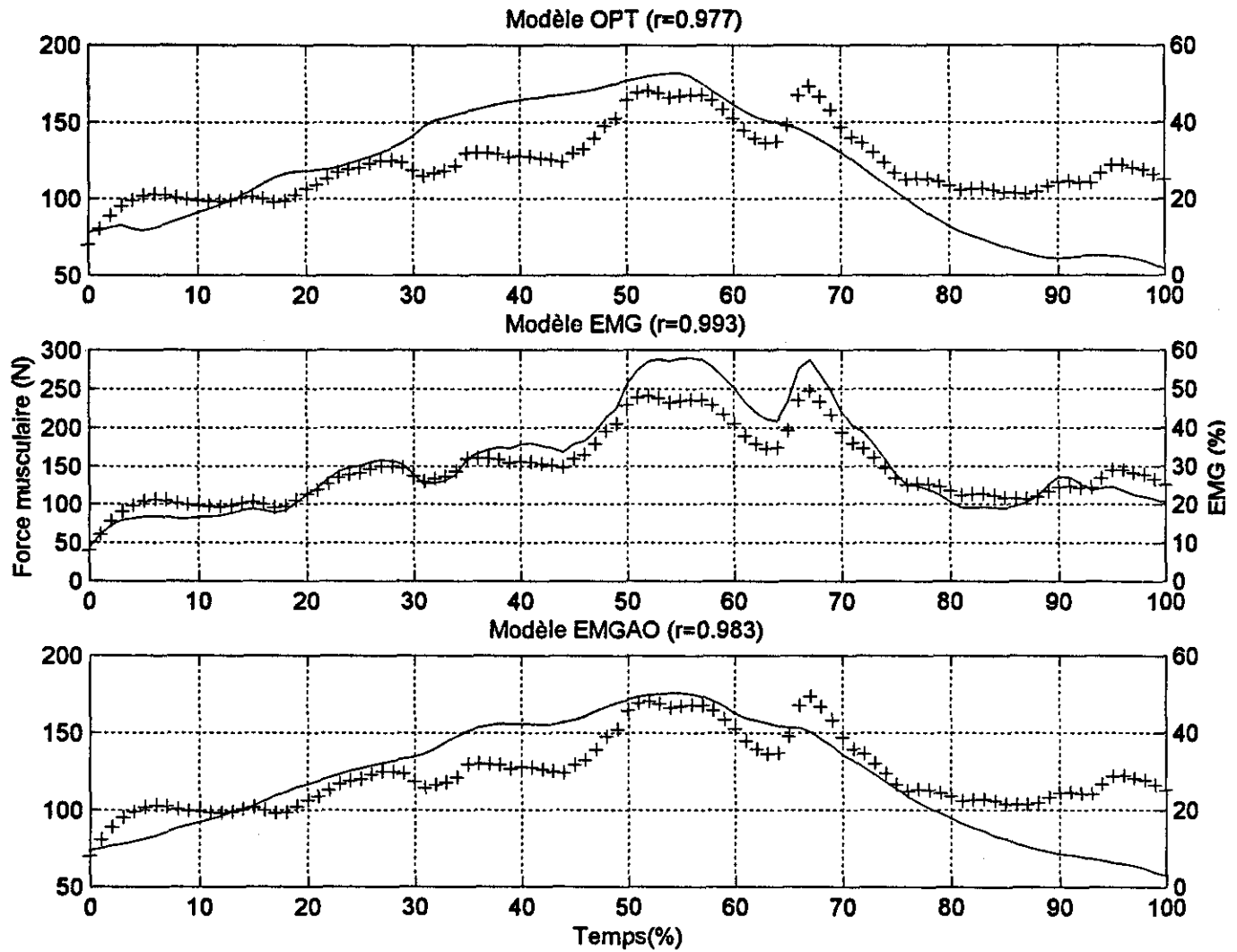


Figure 27: Comparaison entre la force des muscles obliques internes droits (trait plein) estimée par chacun des trois modèles et le signal EMG (symbole +) pour la tâche frontale effectuée par le sujet

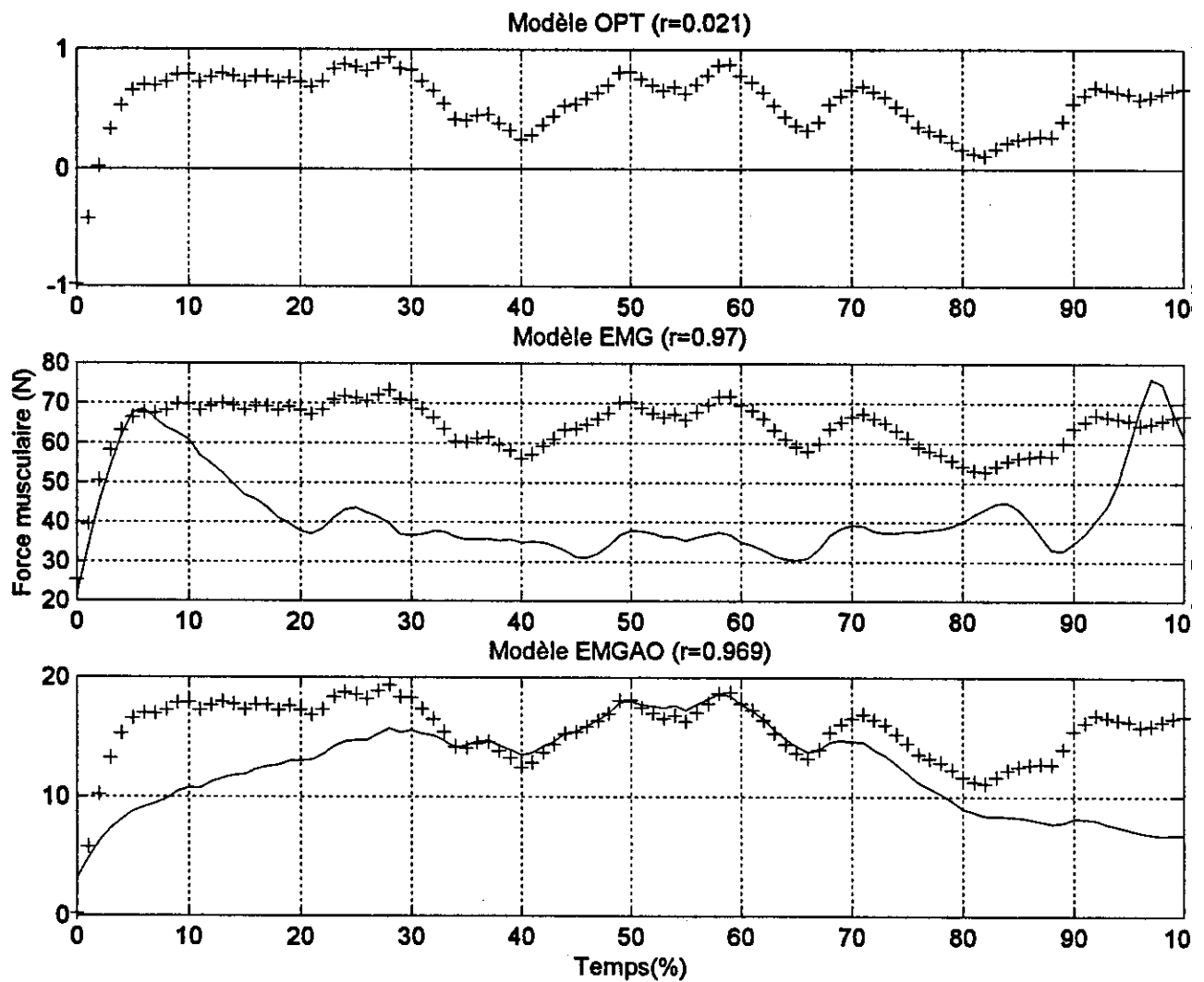


Figure 28: Comparaison entre la force des muscles spinaux thoraciques gauches (trait plein) estimée par chacun des trois modèles et le signal EMG (symbole +) pour la tâche frontale effectuée

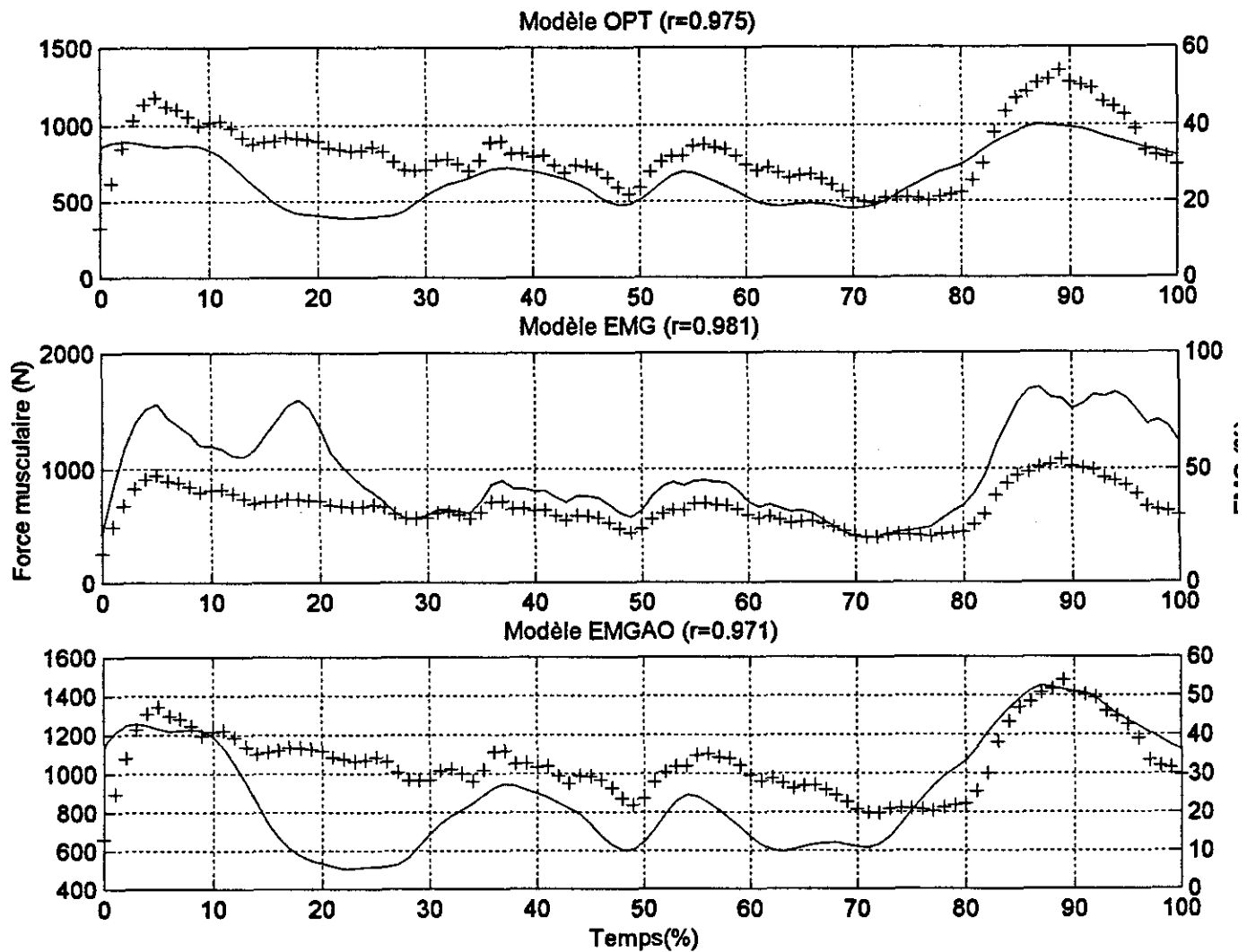


Figure 29: Comparaison entre la force des muscles spinaux lombaires gauches (trait plein) estimée par chacun des trois modèles et le signal EMG (symbole +) pour la tâche libre effectuée par le sujet

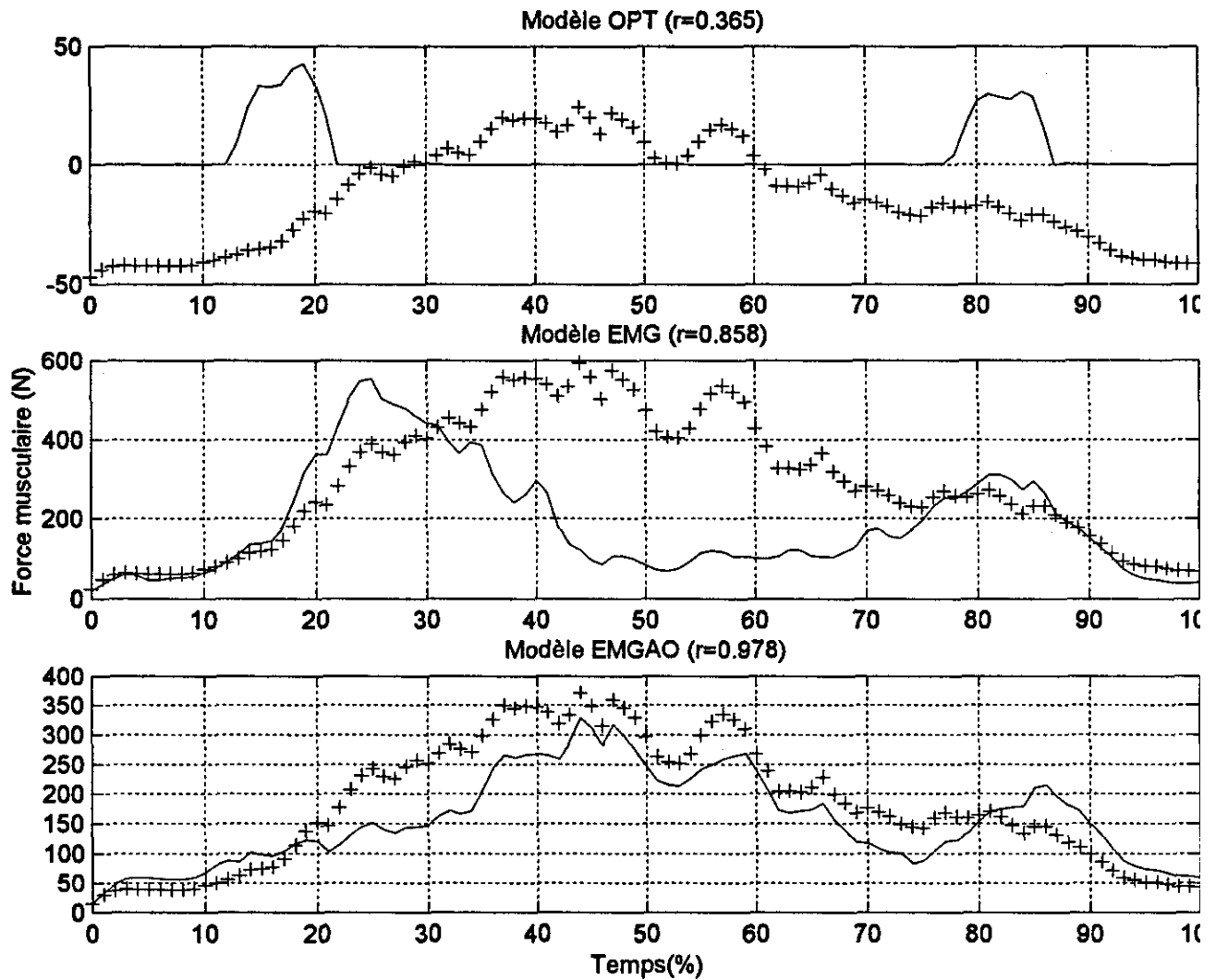


Figure 30: Comparaison entre la force des muscles obliques internes droits (trait plein) estimée par chacun des trois modèles et le signal EMG (symbole +) pour la tâche libre effectuée par le sujet 10.

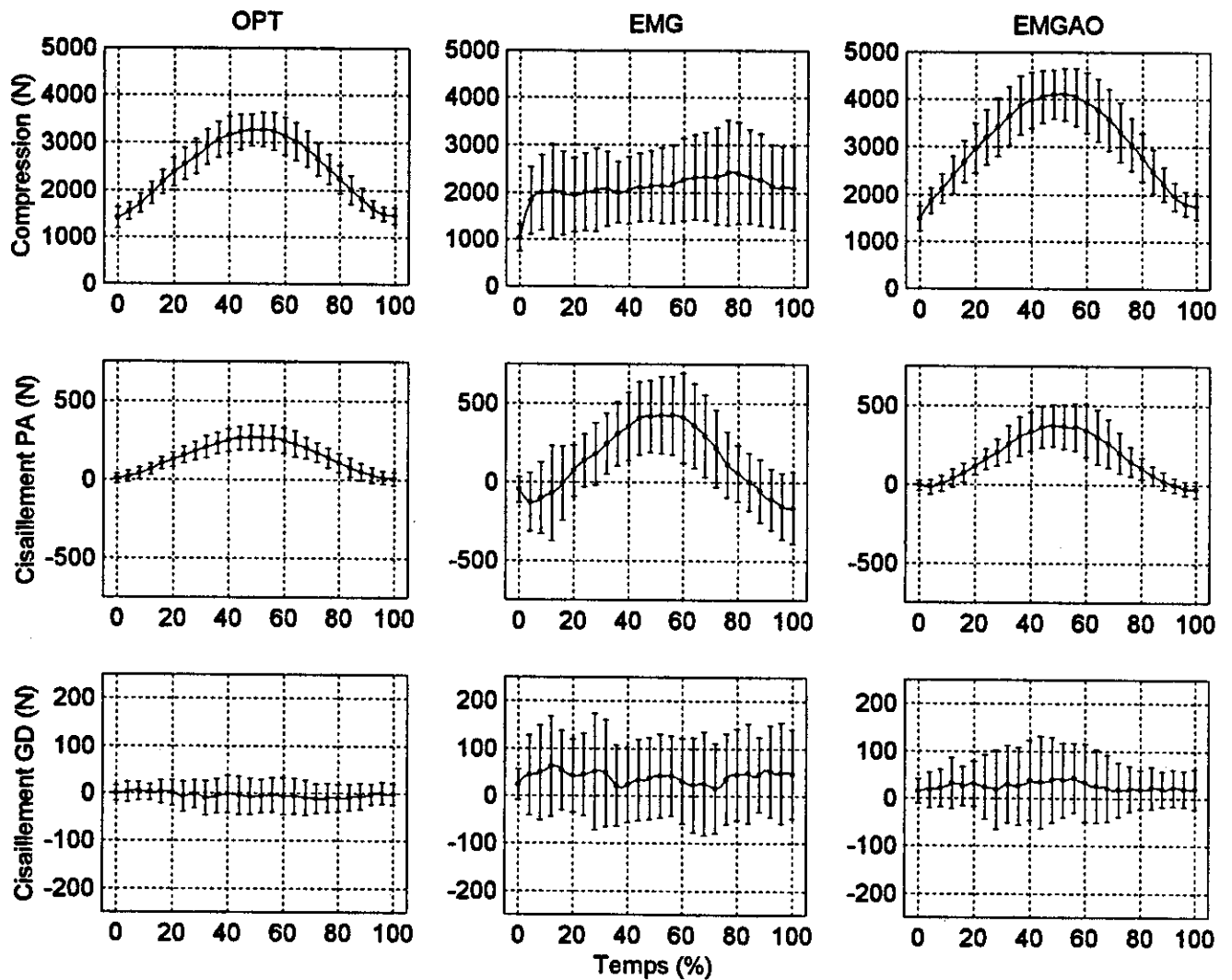


Figure 31: Composantes de la force articulaire en compression et en cisaillement PA et GD en fonction de chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche sagittale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type.

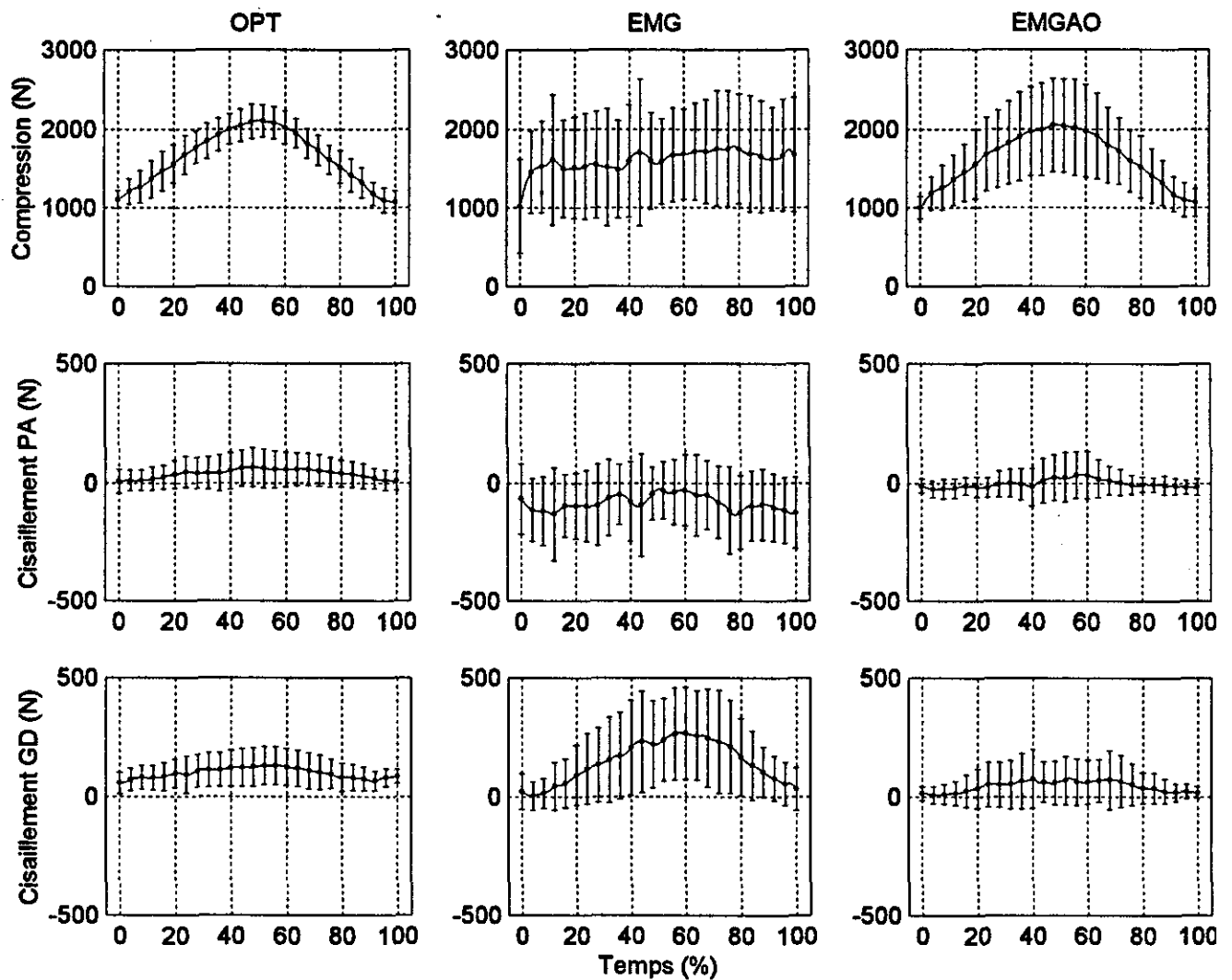


Figure 32: Composantes de la force articulaire en compression et en cisaillement PA et GD en fonction de chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche frontale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type.

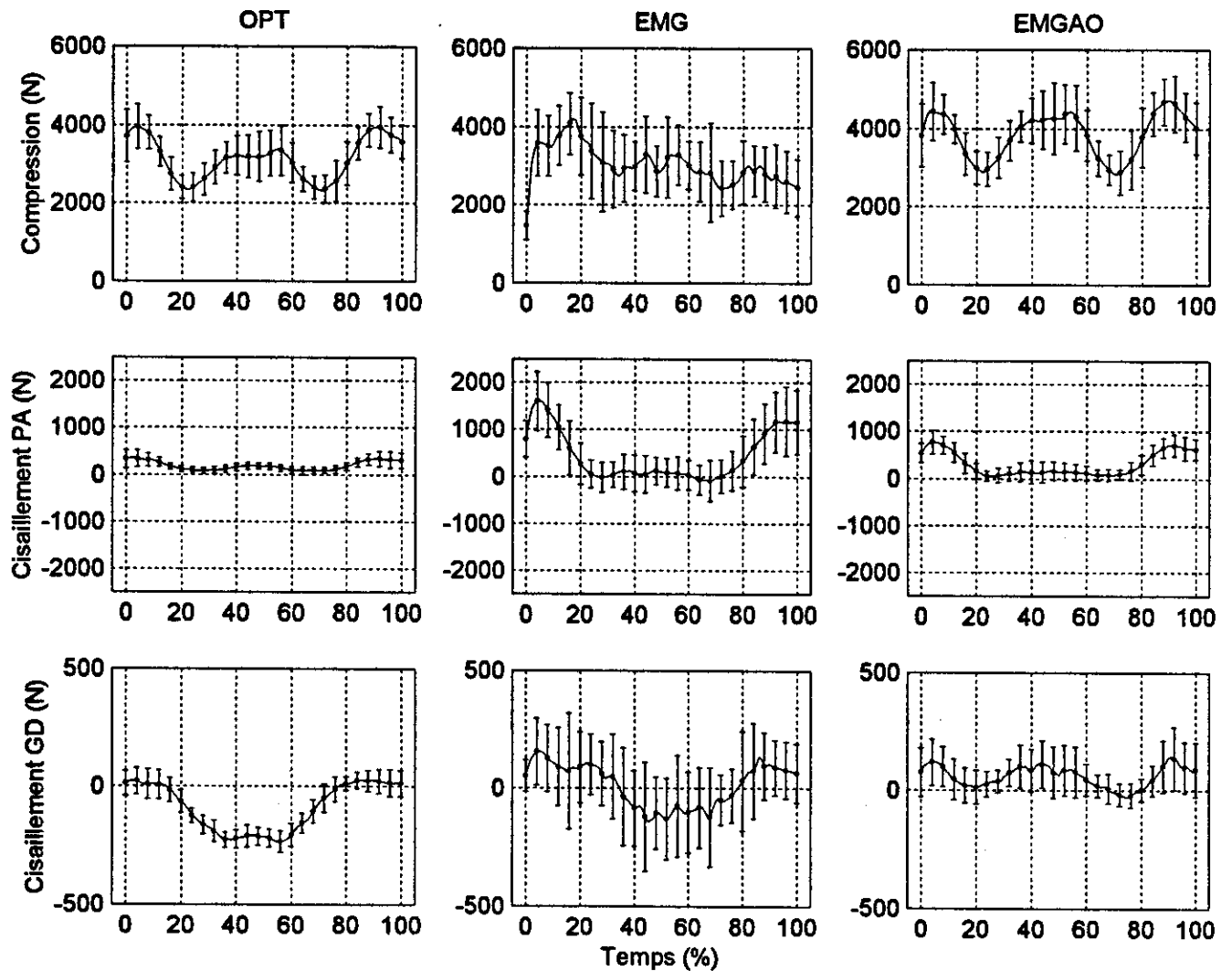


Figure 33: Composantes de la force articulaire en compression et en cisaillement PA et GD en fonction de chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche libre. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type

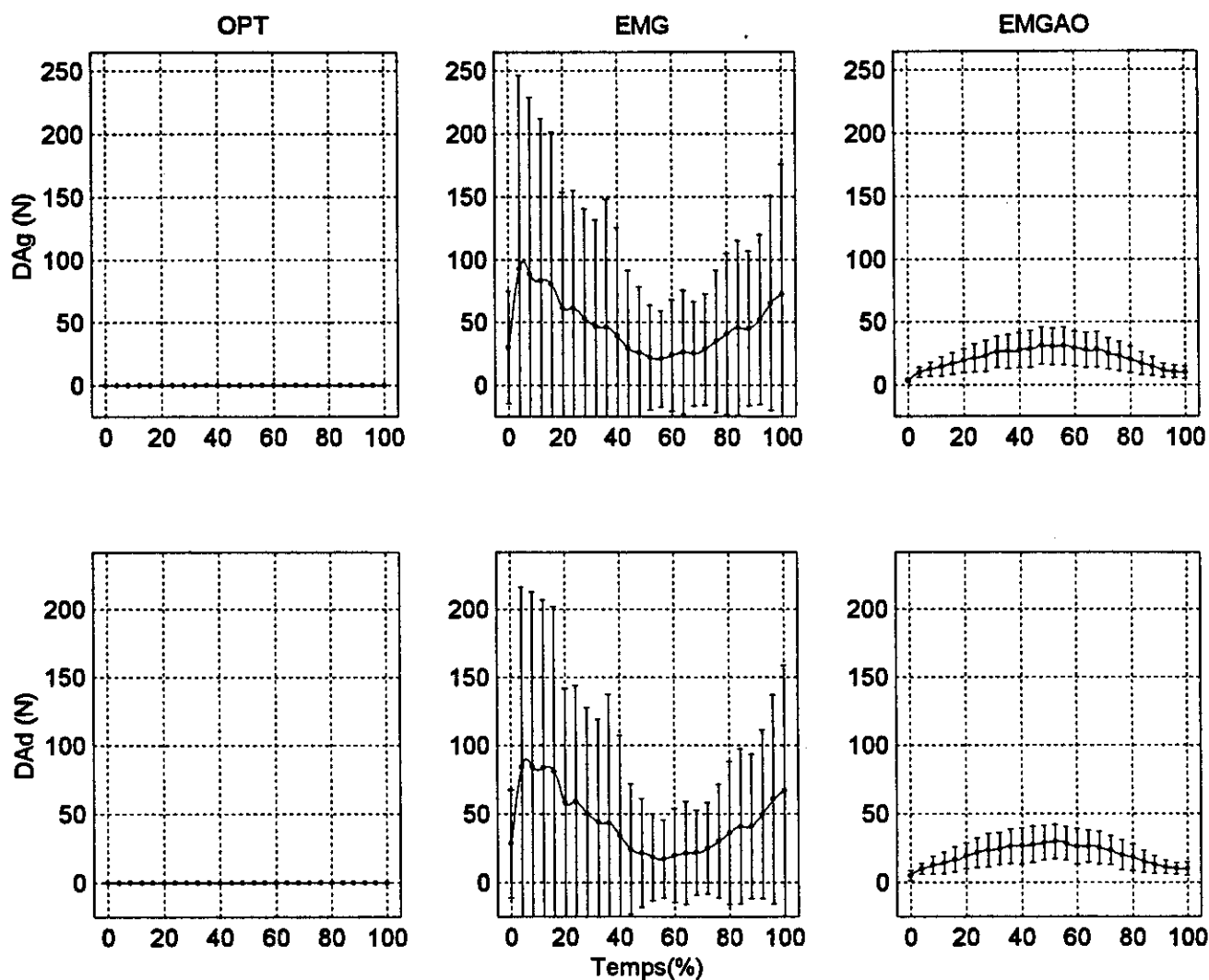


Figure 34: Force des muscles droits de l'abdomen gauche (DAG) et droit (DAD) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche sagittale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type.

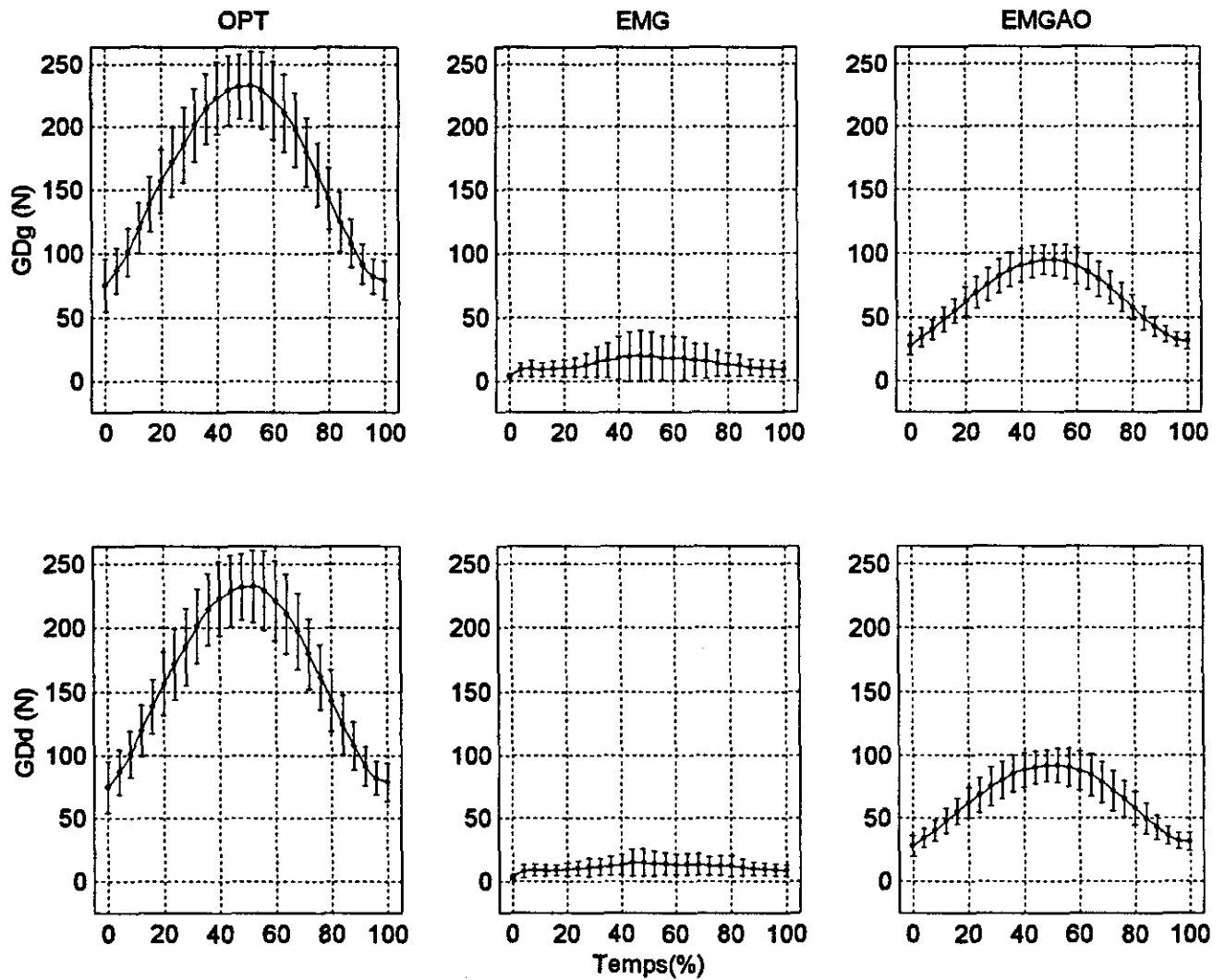


Figure 35: Force des muscles grands dorsaux gauche (GDg) et droit (GDd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche sagittale. Les

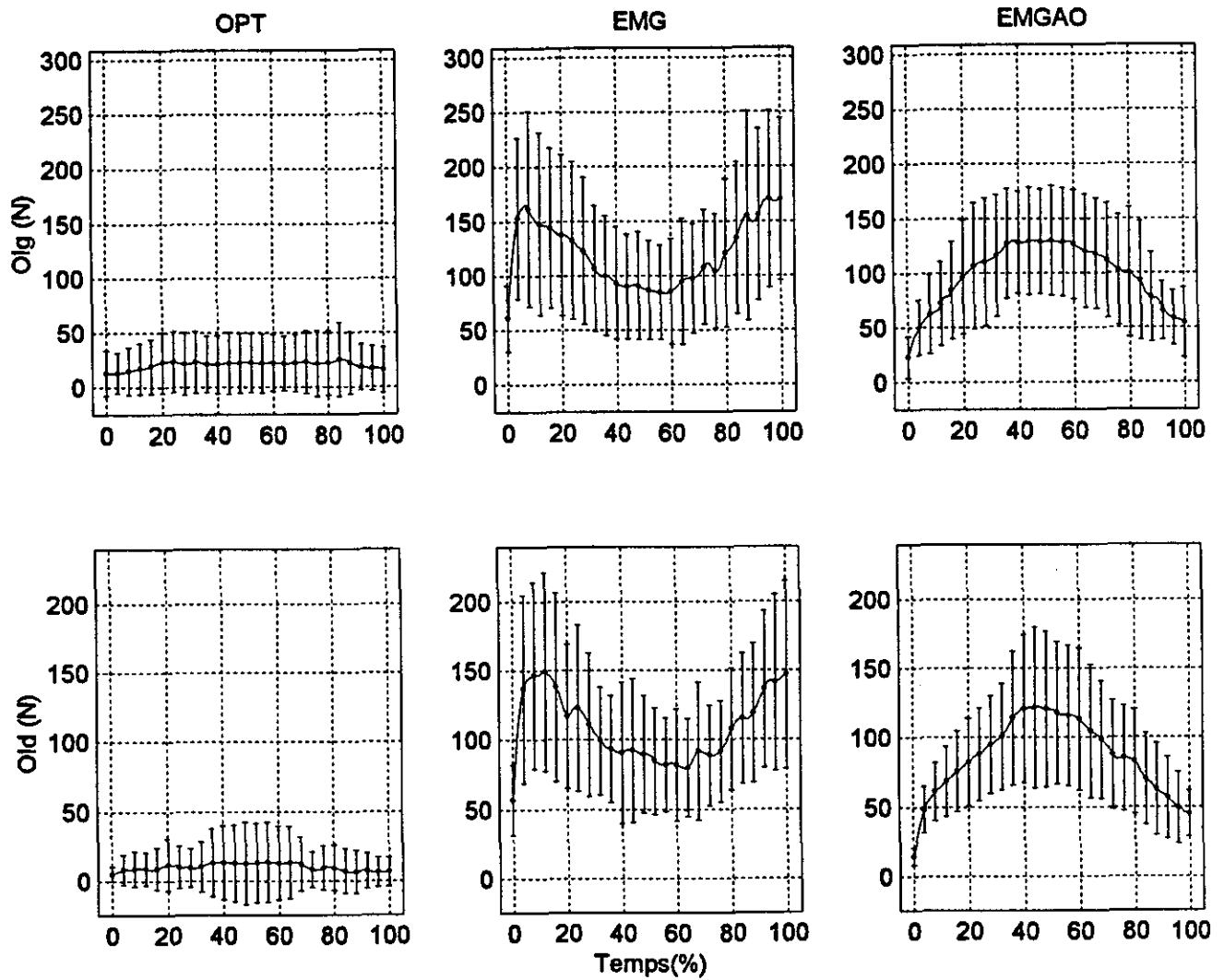


Figure 36: Force des muscles obliques internes gauche (Olg) et droit (OId) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche sagittale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type.

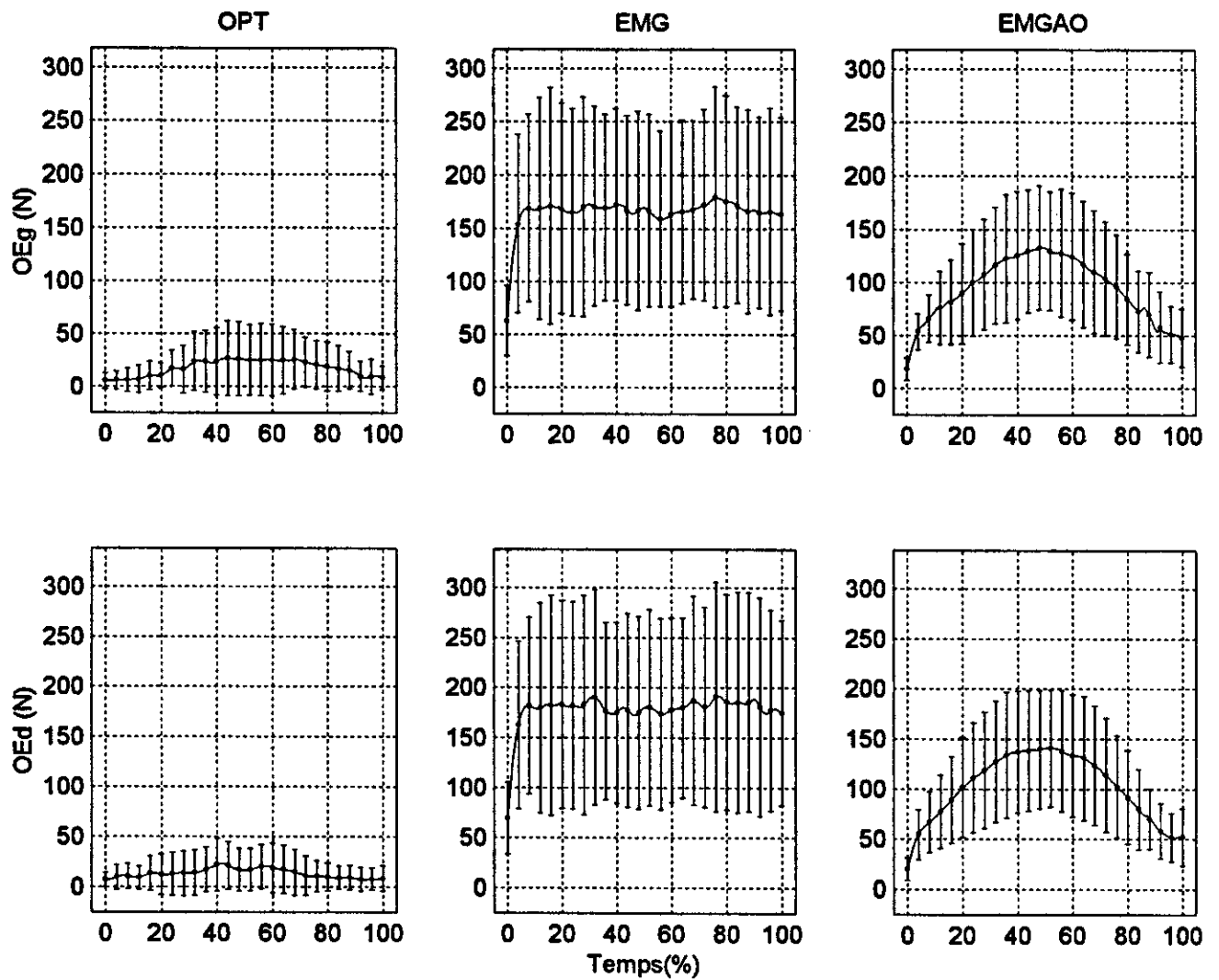


Figure 37: Force des muscles obliques externes gauche (OEG) et droit (OED) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche sagittale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type.

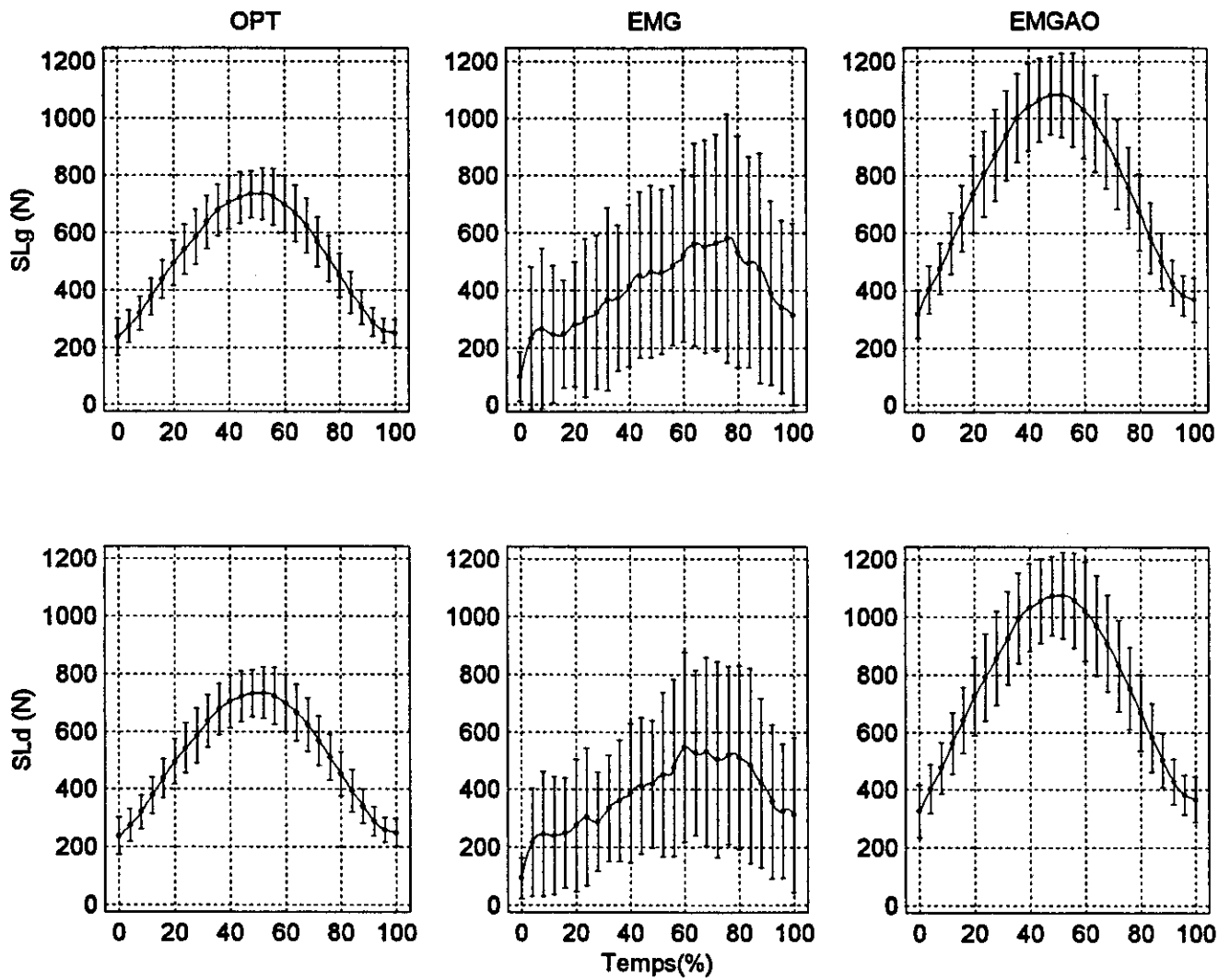


Figure 38: Force des muscles spinaux lombaires gauche (SLg) et droit (SLd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche sagittale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type.

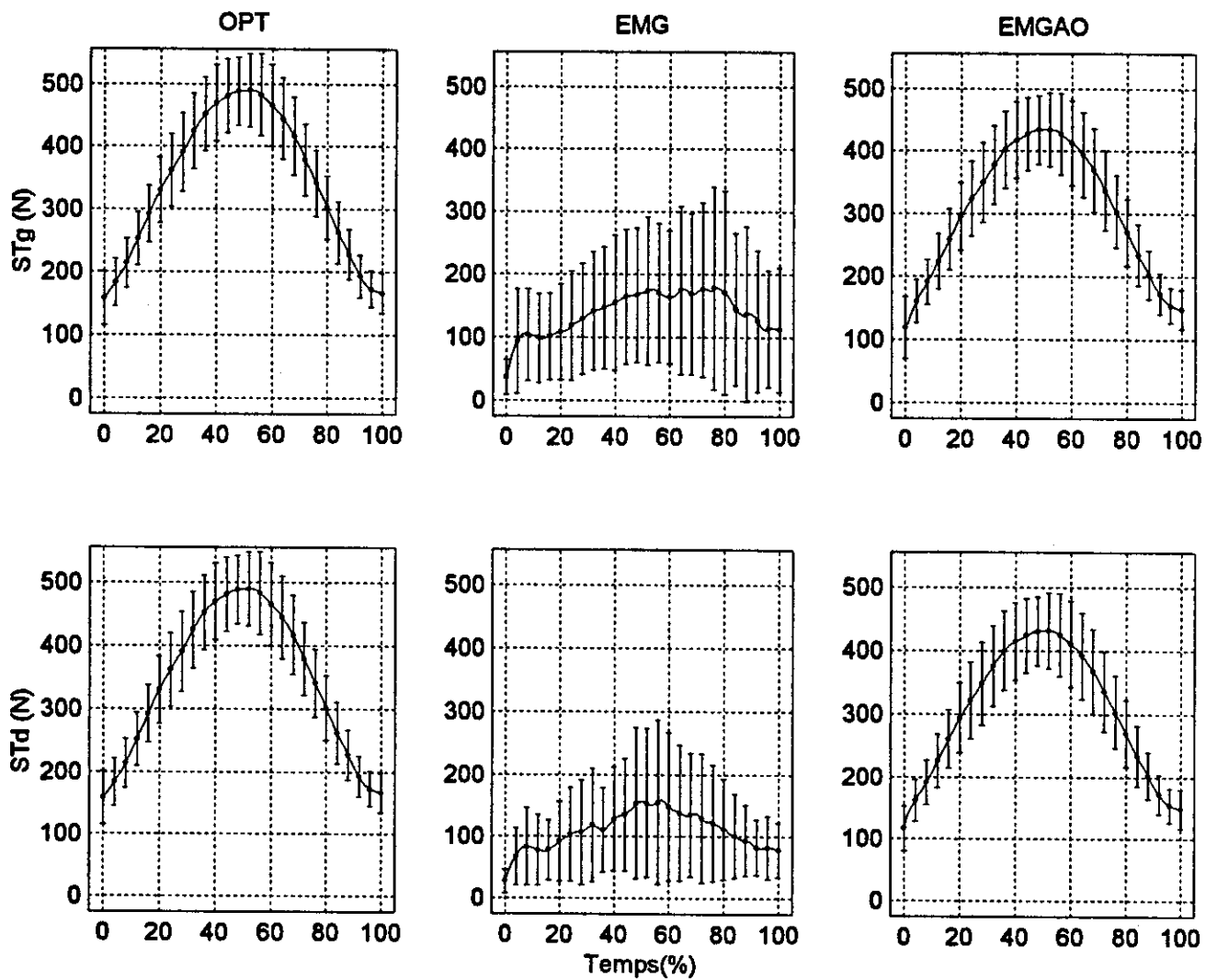


Figure 39: Force des muscles spinaux thoraciques gauche (STg) et droit (STd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche sagittale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type

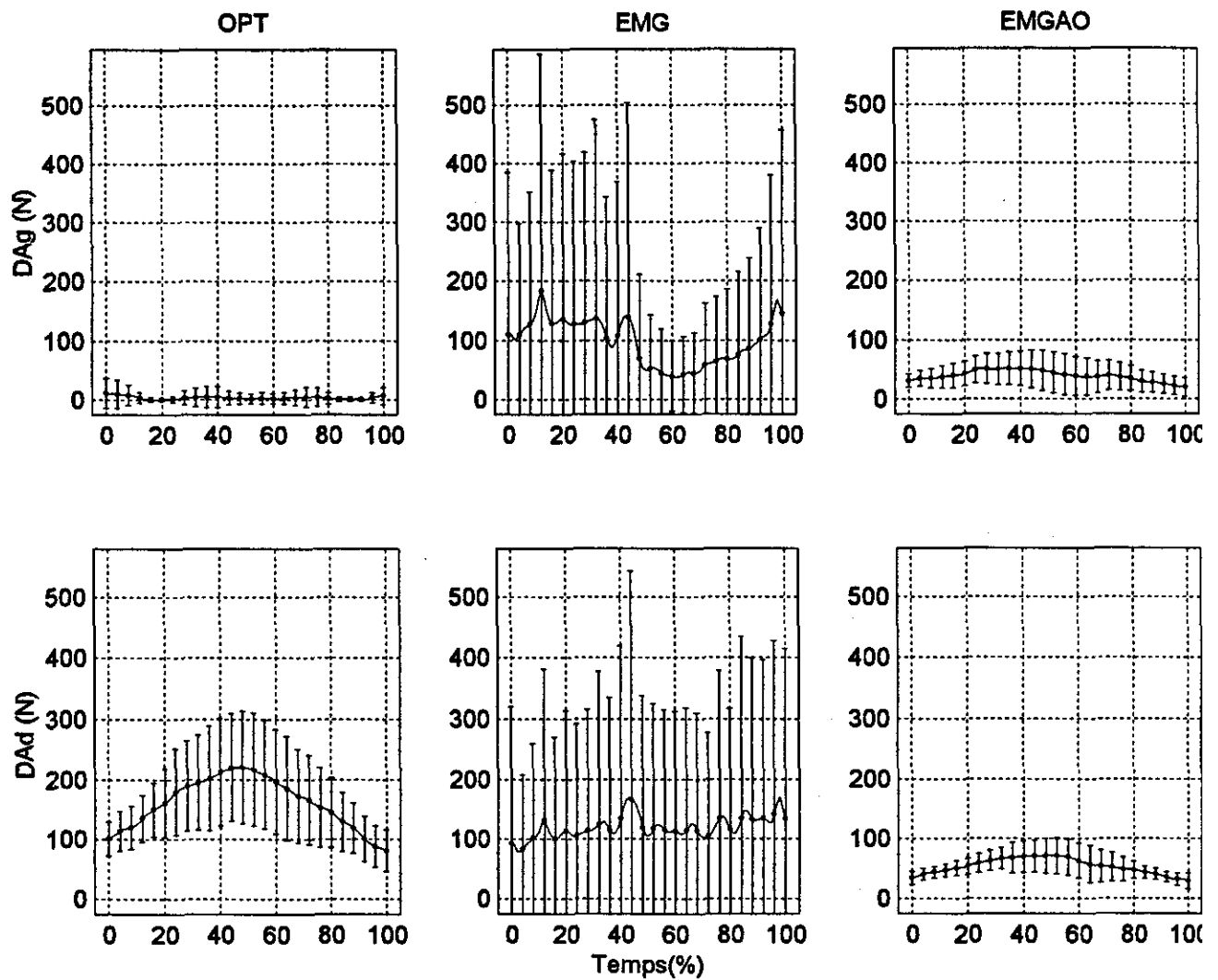


Figure 40: Force des muscles droits de l'abdomen gauche (Dag) et droit (DAd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche frontale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type.

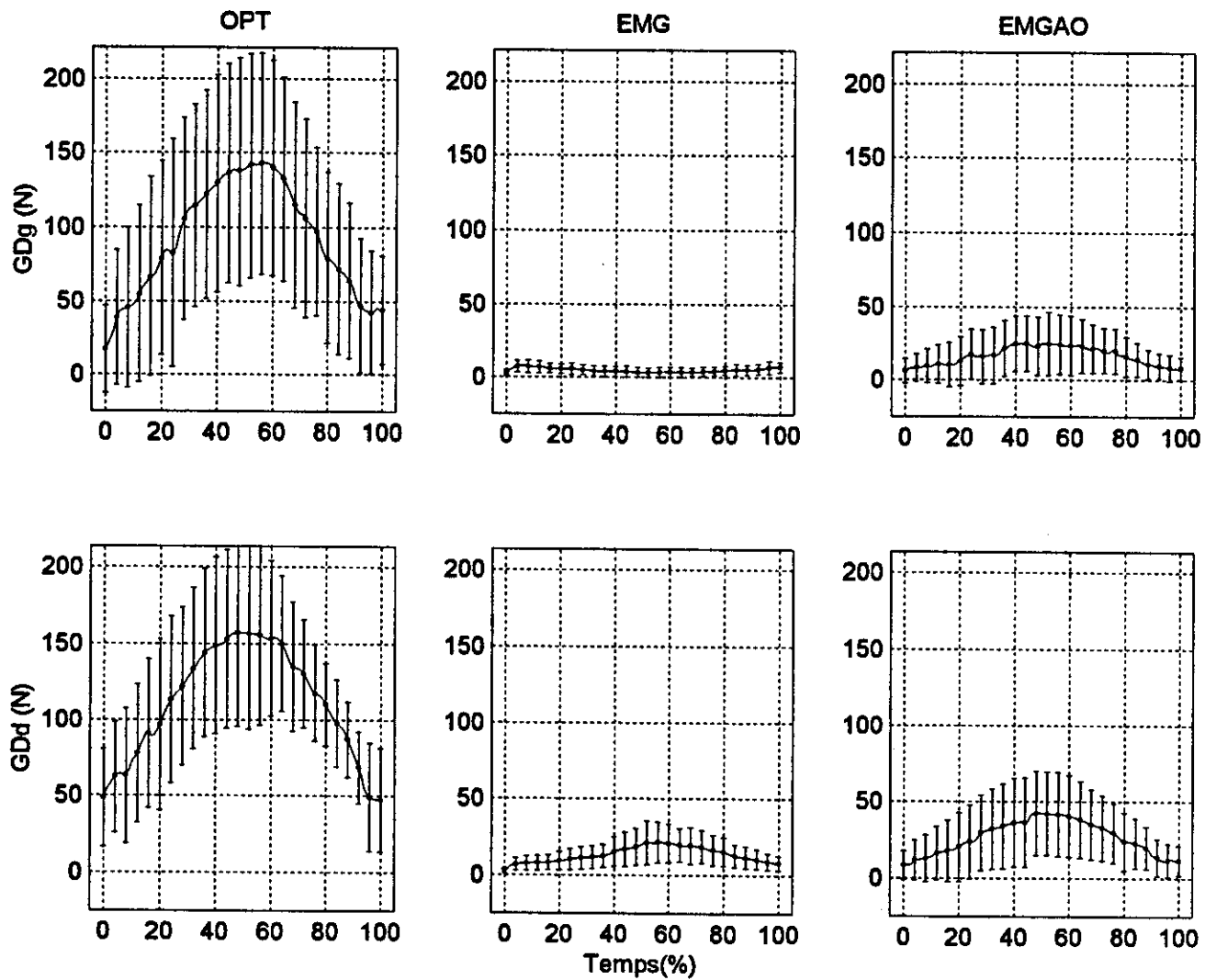


Figure 41: Force des muscles grands dorsaux gauche (GDg) et droit (GDd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche frontale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart type.

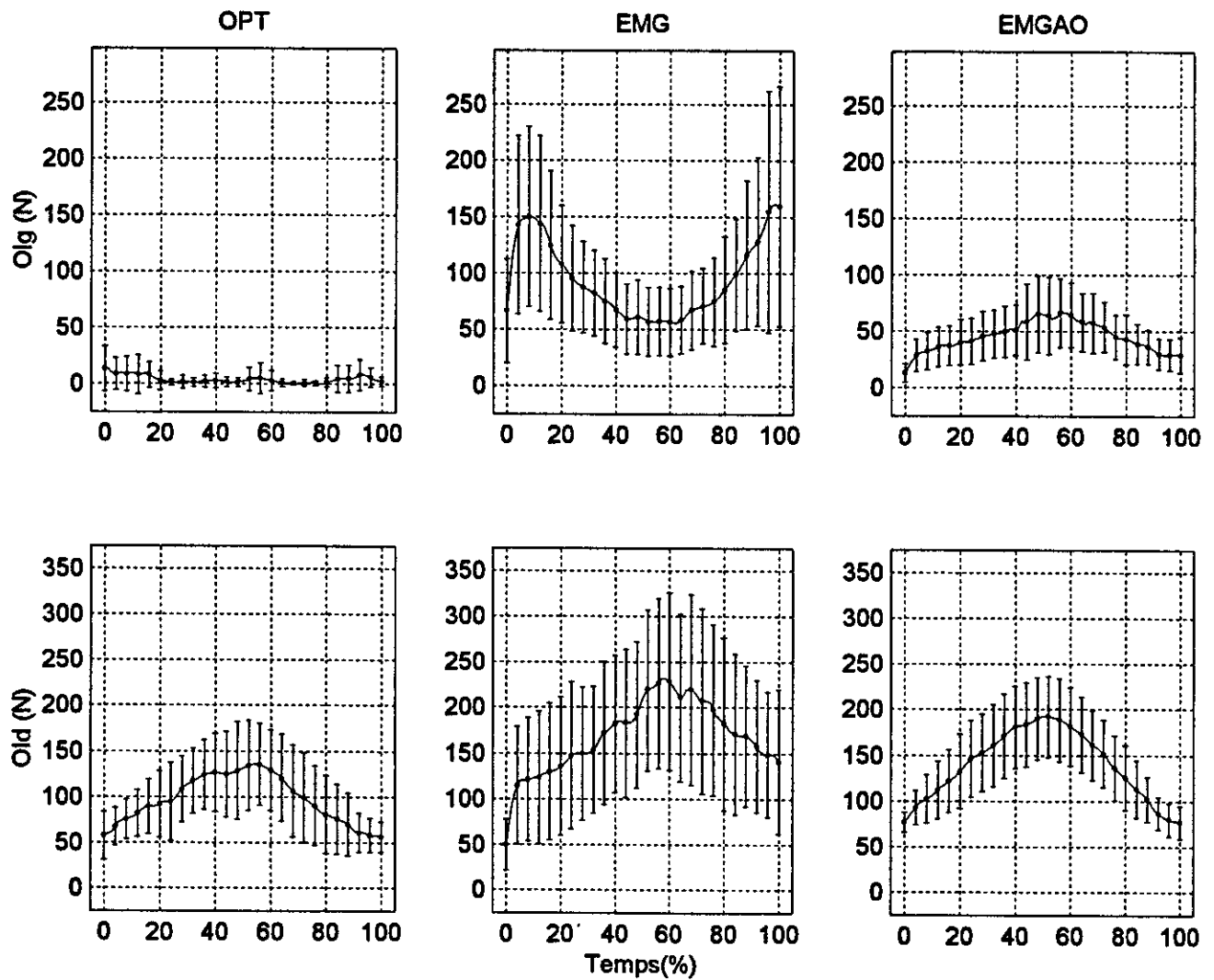


Figure 42: Force des muscles obliques internes gauche (OIg) et droit (OId) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche frontale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type.

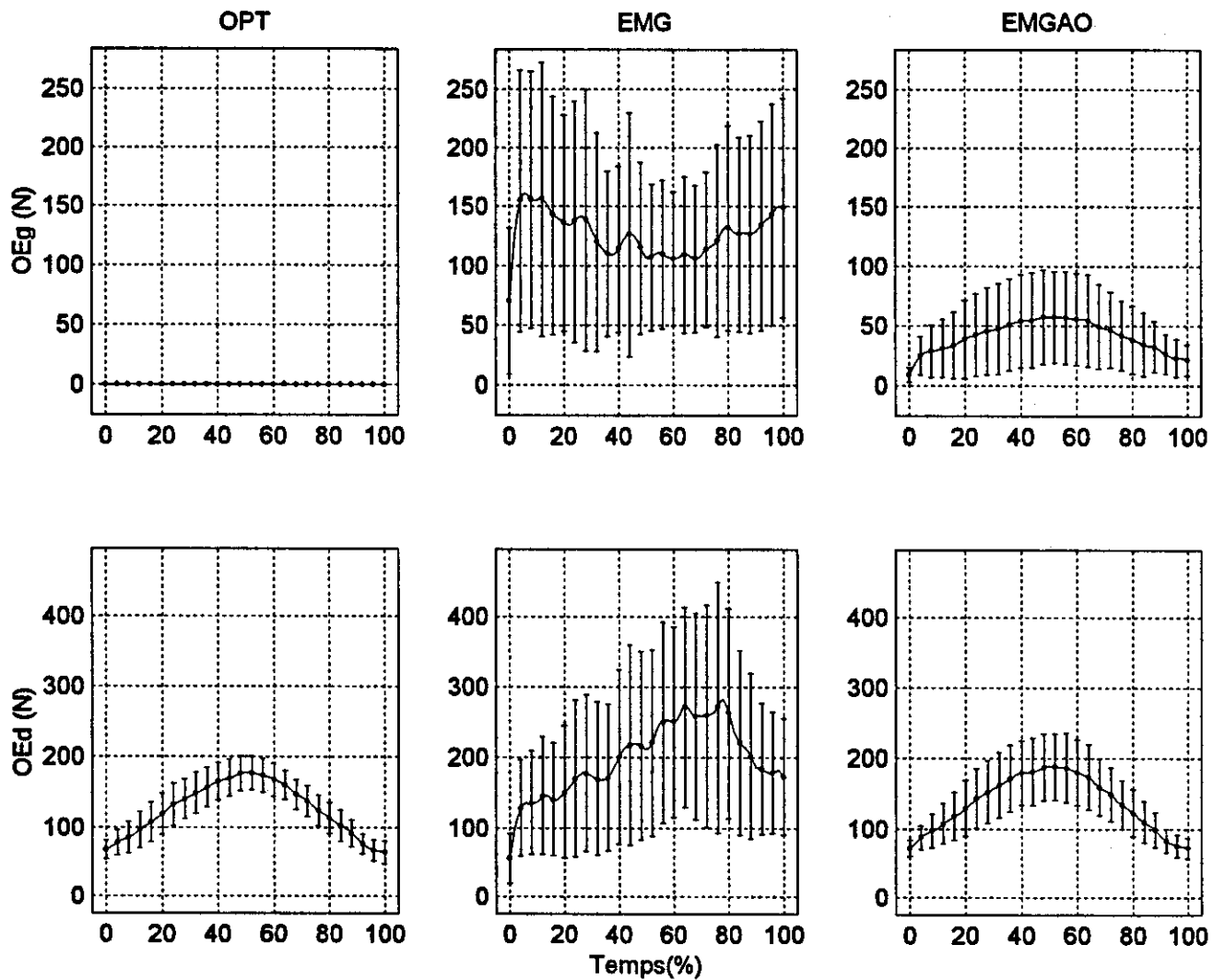


Figure 43: Force des muscles obliques externes gauche (OEG) et droit (OED) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche frontale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type.

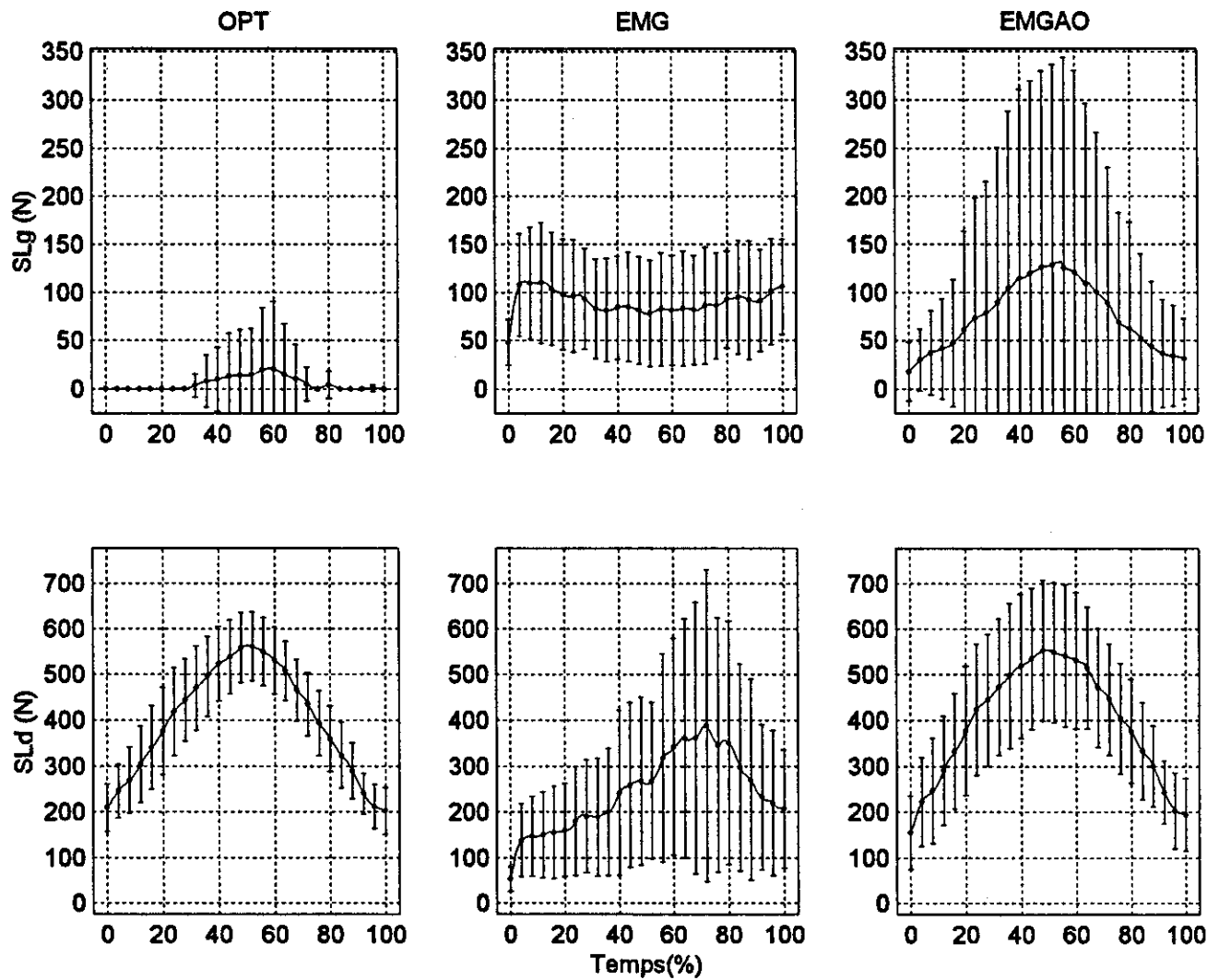


Figure 44: Force des muscles spinaux lombaires gauche (SLg) et droit (SLd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche frontale. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type.

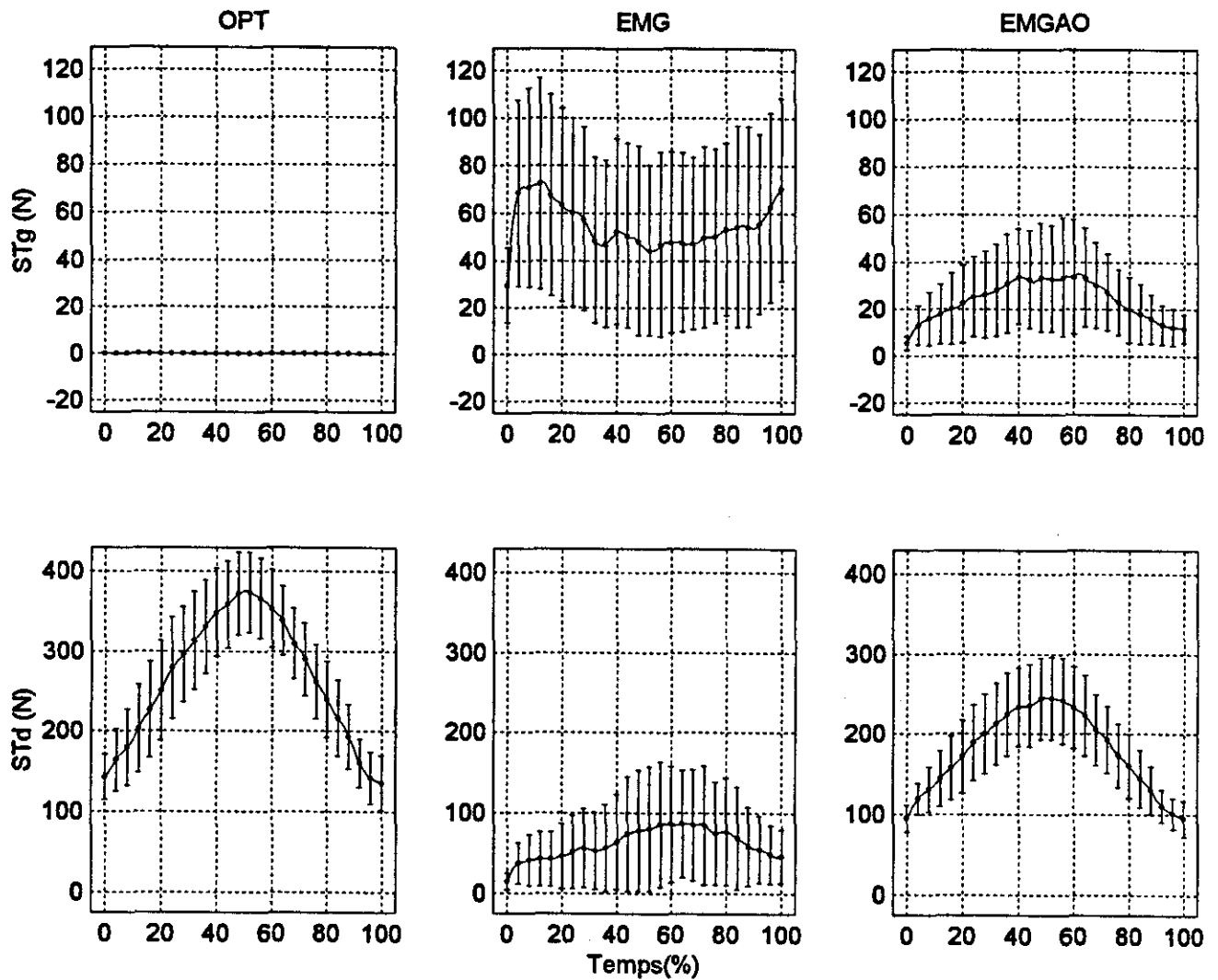


Figure 45: Force des muscles spinaux thoraciques gauche (STg) et droit (STd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche frontale. Les

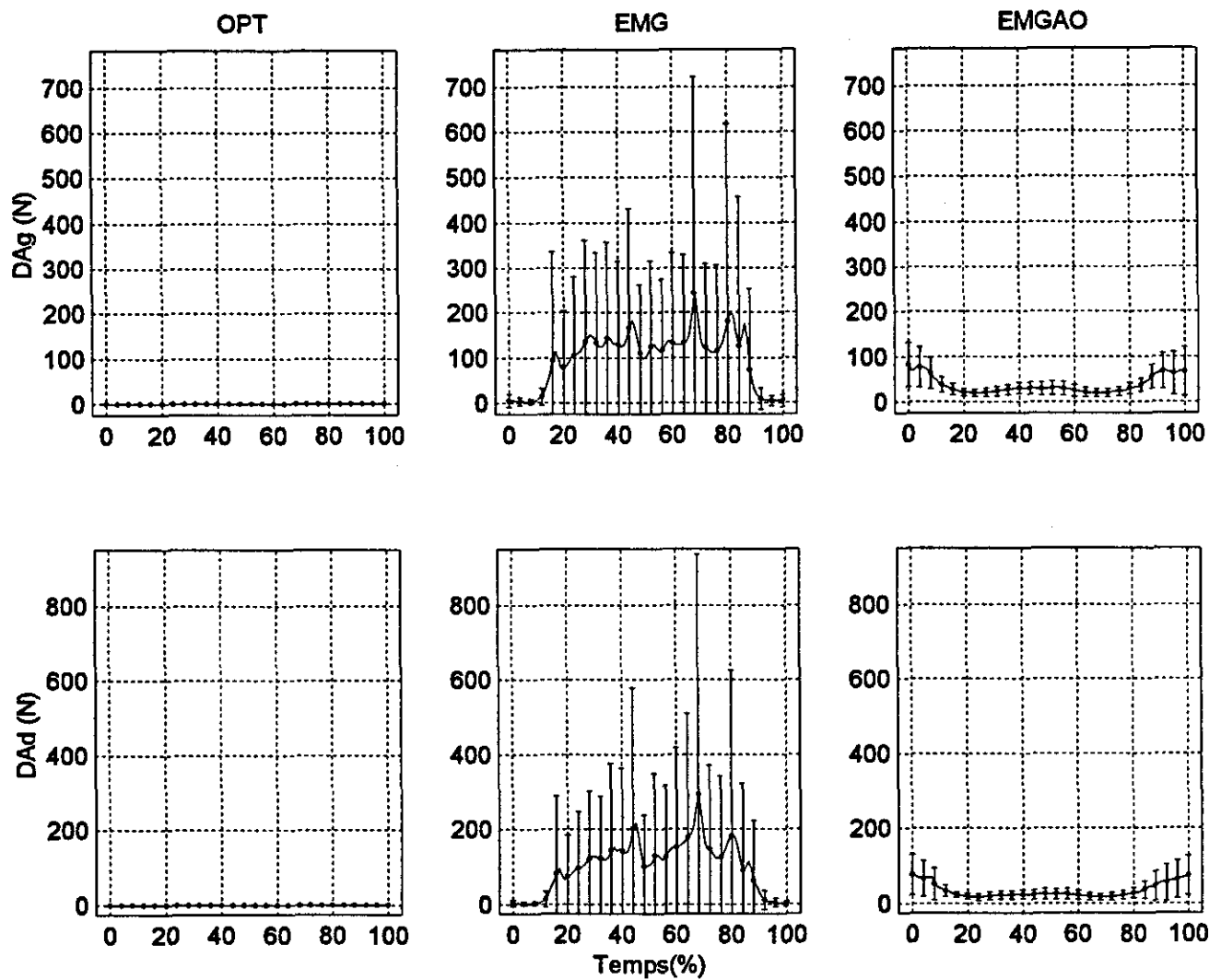


Figure 46: Force des muscles droits de l'abdomen gauche (DAG) et droit (DAD) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche libre. Les

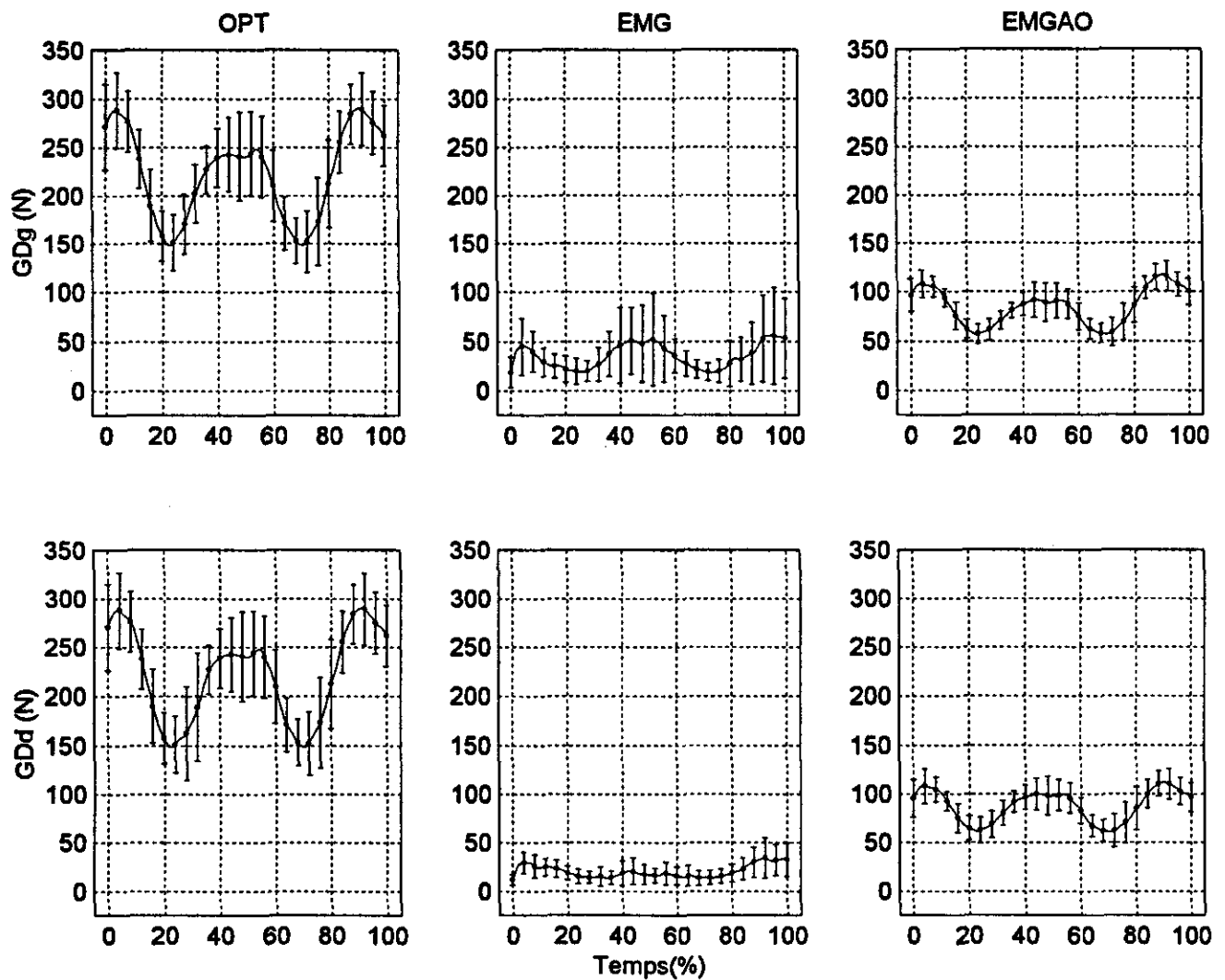


Figure 47: Force des muscles grands dorsaux gauche (GDg) et droit (GDD) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche libre. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type.

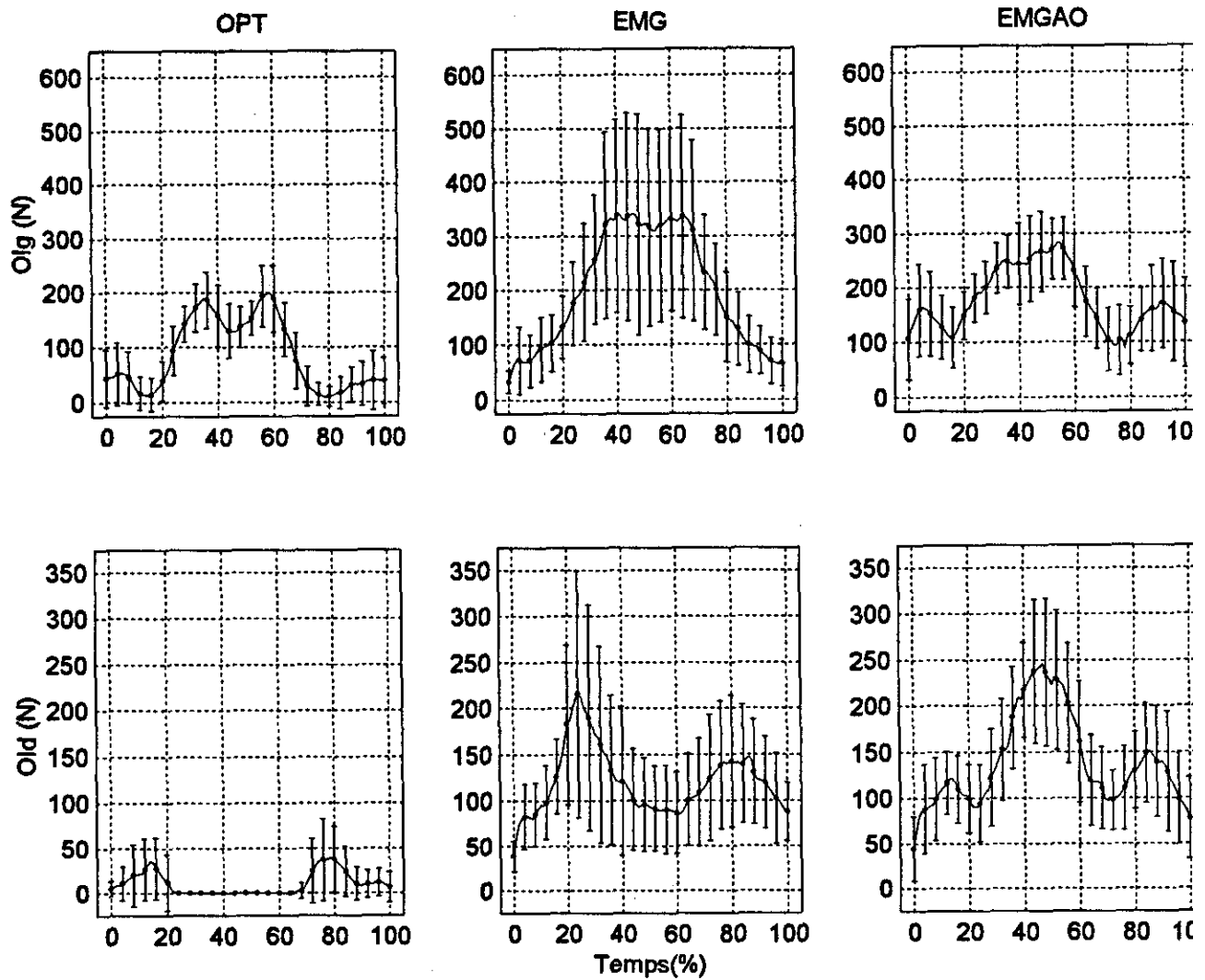


Figure 48: Force des muscles obliques internes gauche (OIg) et droit (OId) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche libre. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type

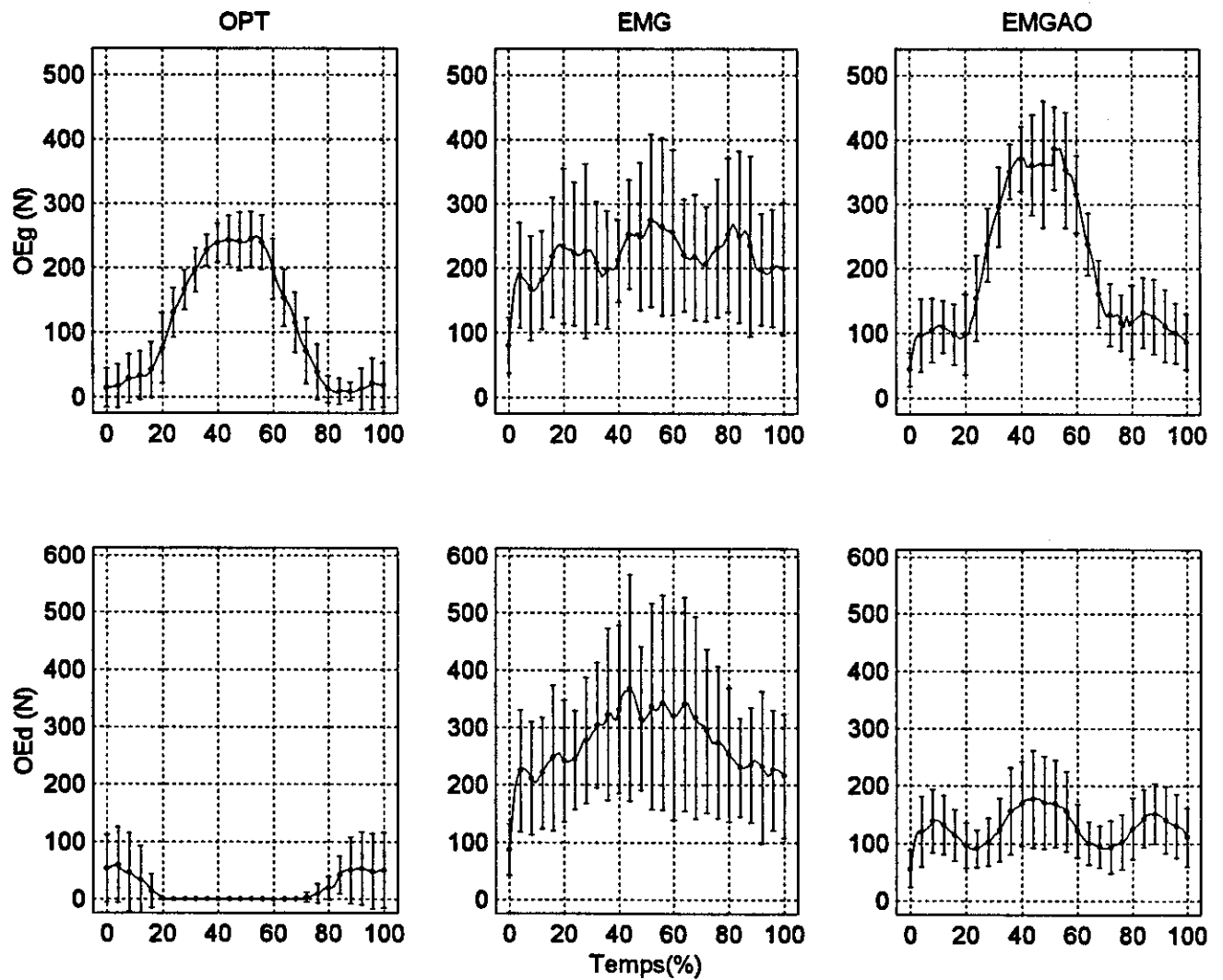


Figure 49: Force des muscles obliques externes gauche (OEg) et droit (OEd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche libre. Les barres verticales indiquent +1 écart-type

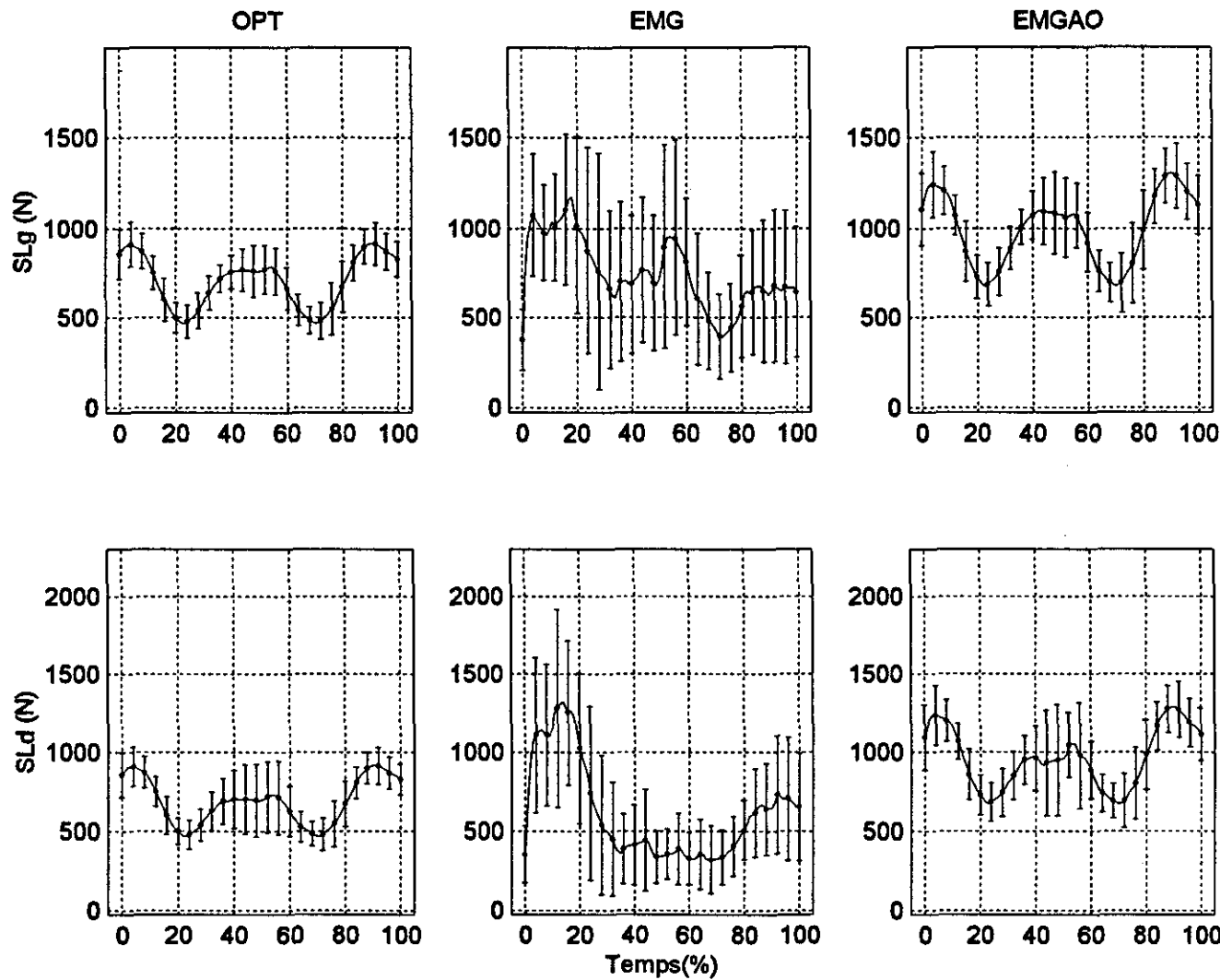


Figure 50: Force des muscles spinaux lombaires gauche (SLg) et droit (SLd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche libre. Les

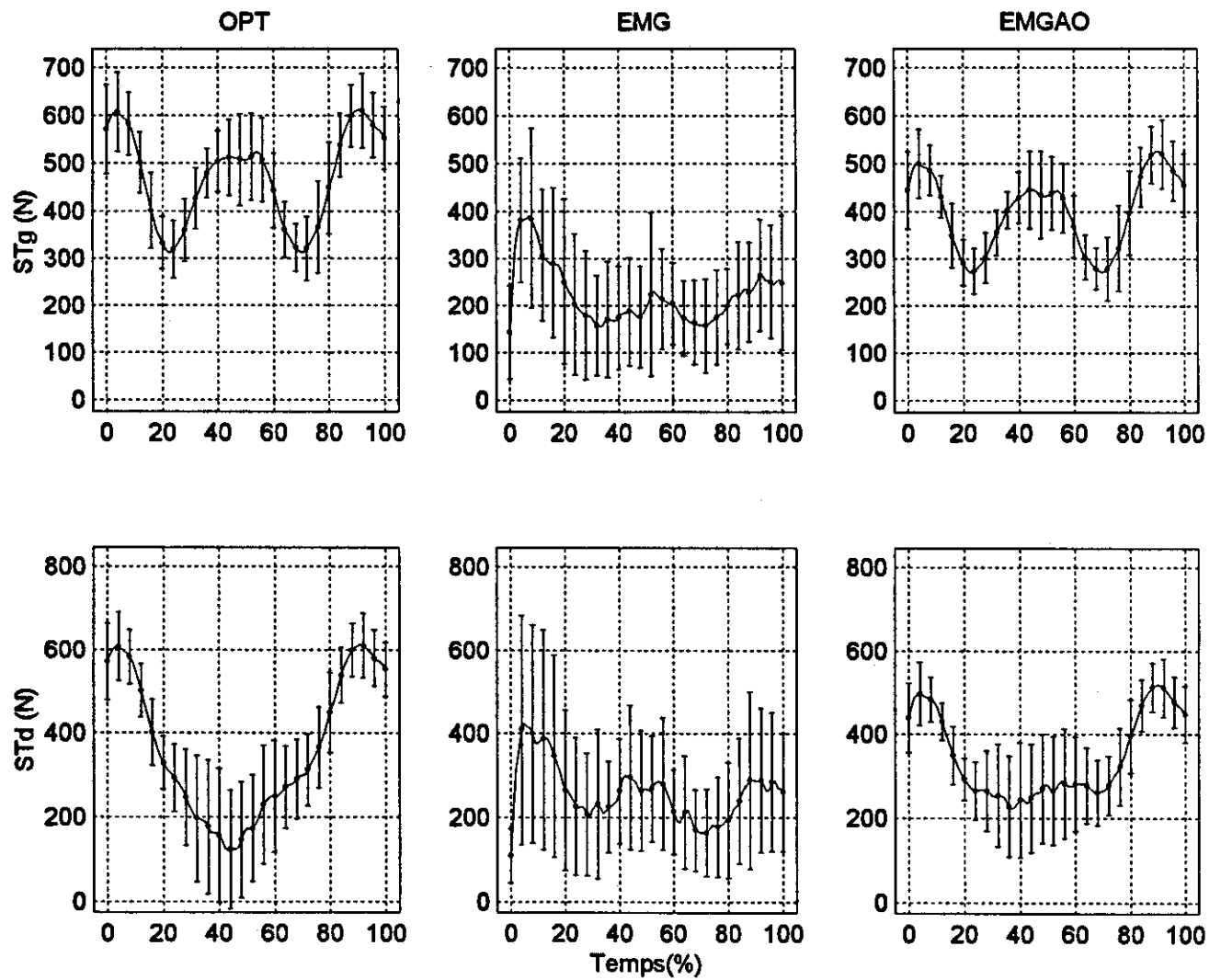


Figure 51: Force des muscles spinaux thoraciques gauche (STg) et droit (STd) estimée par chacun des trois modèles biomécaniques articulaires (OPT, EMG et EMGAO) pour la tâche libre. Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type

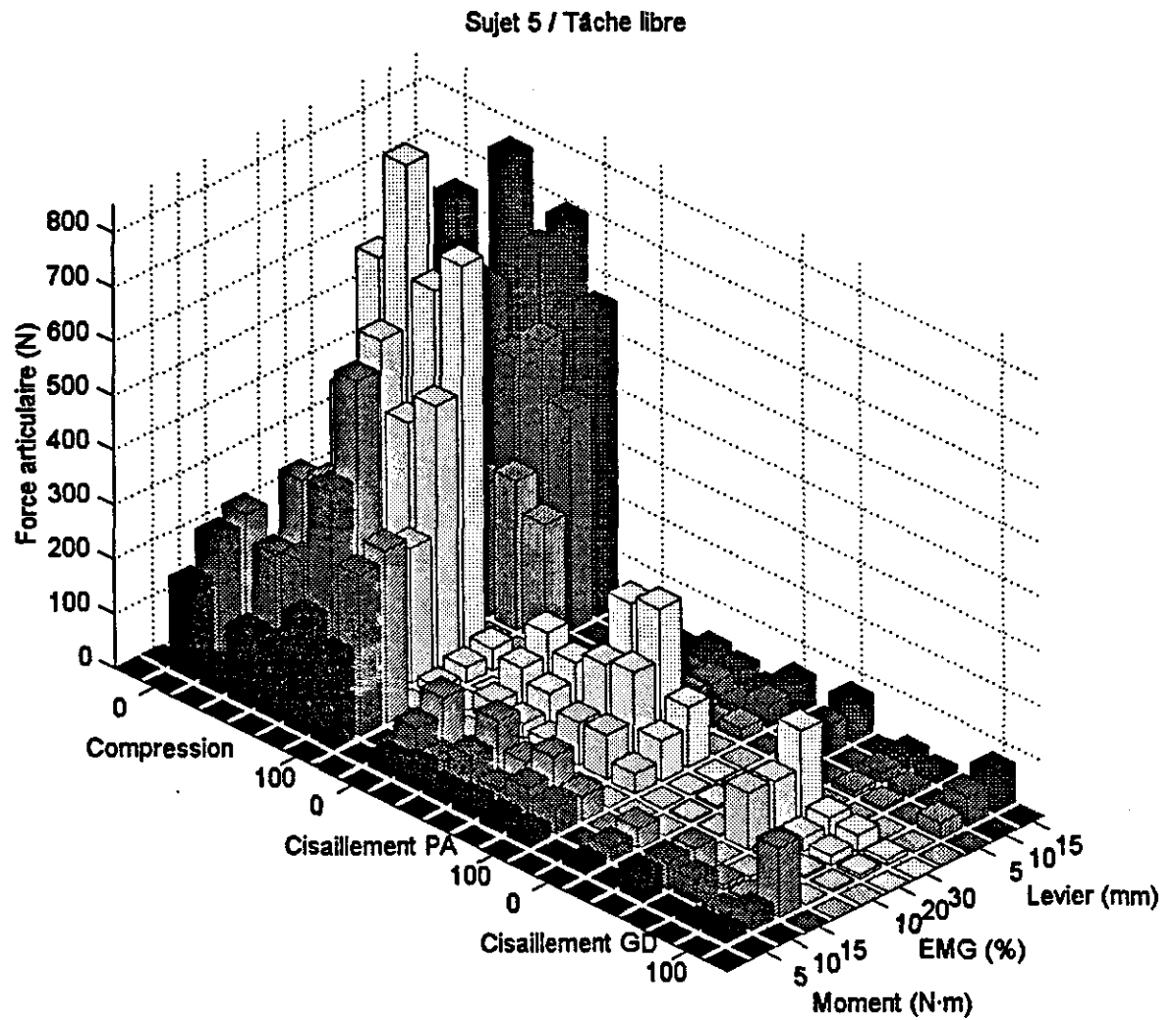


Figure 52: Sensibilité des composantes de la force articulaire à L5/S1 (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (moment, EMG et levier) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Pour chacune des composantes de force, une barre verticale correspond à un instant donné du mouvement (0, 20, 40, 60, 80, 100%).

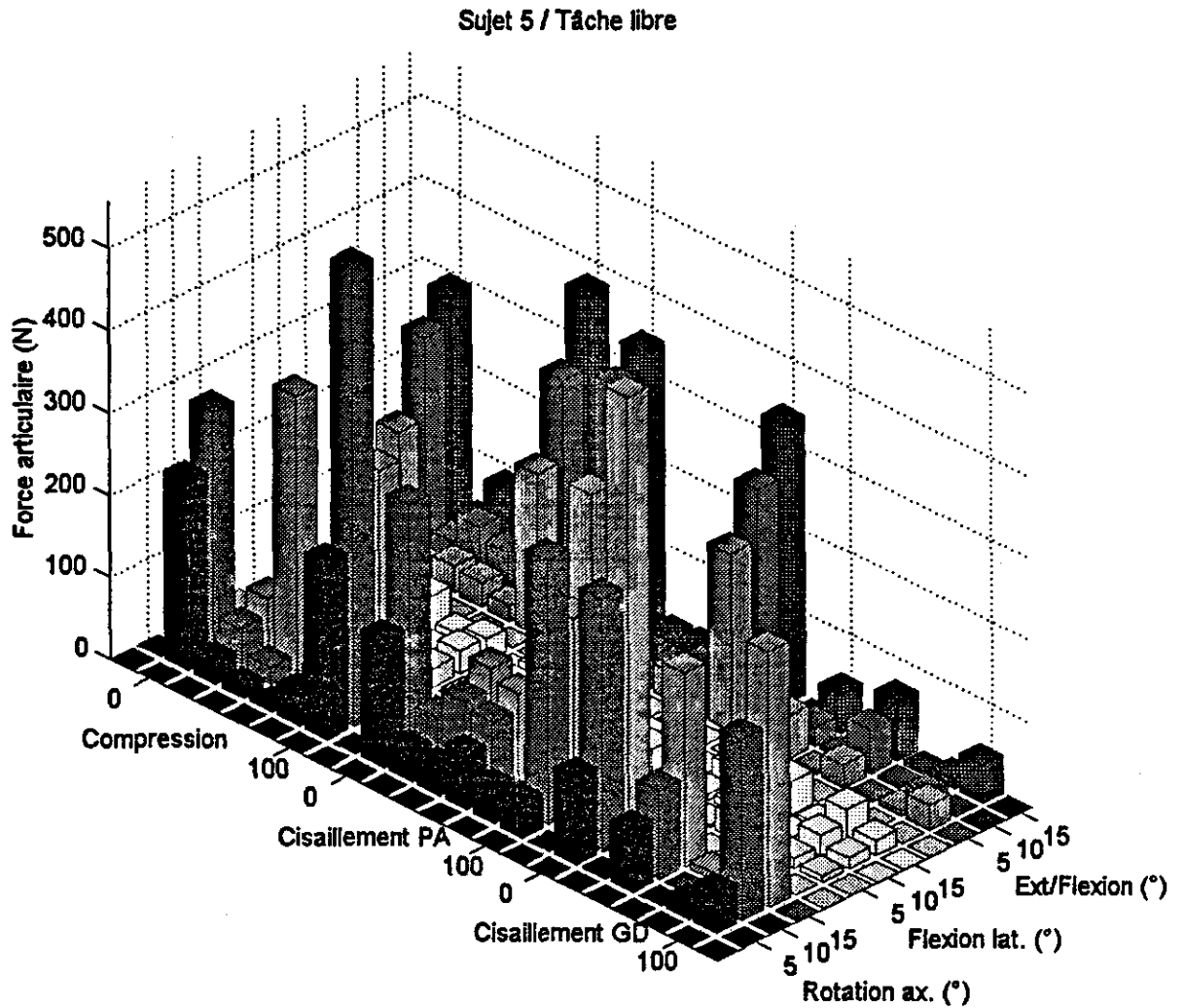


Figure 53: Sensibilité des composantes de la force articulaire à L5/S1 (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (rotation axiale, flexion latérale et extension/flexion) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Pour chacune des composantes de force, une barre verticale correspond à un instant donné du mouvement (0, 20, 40, 60, 80, 100%).

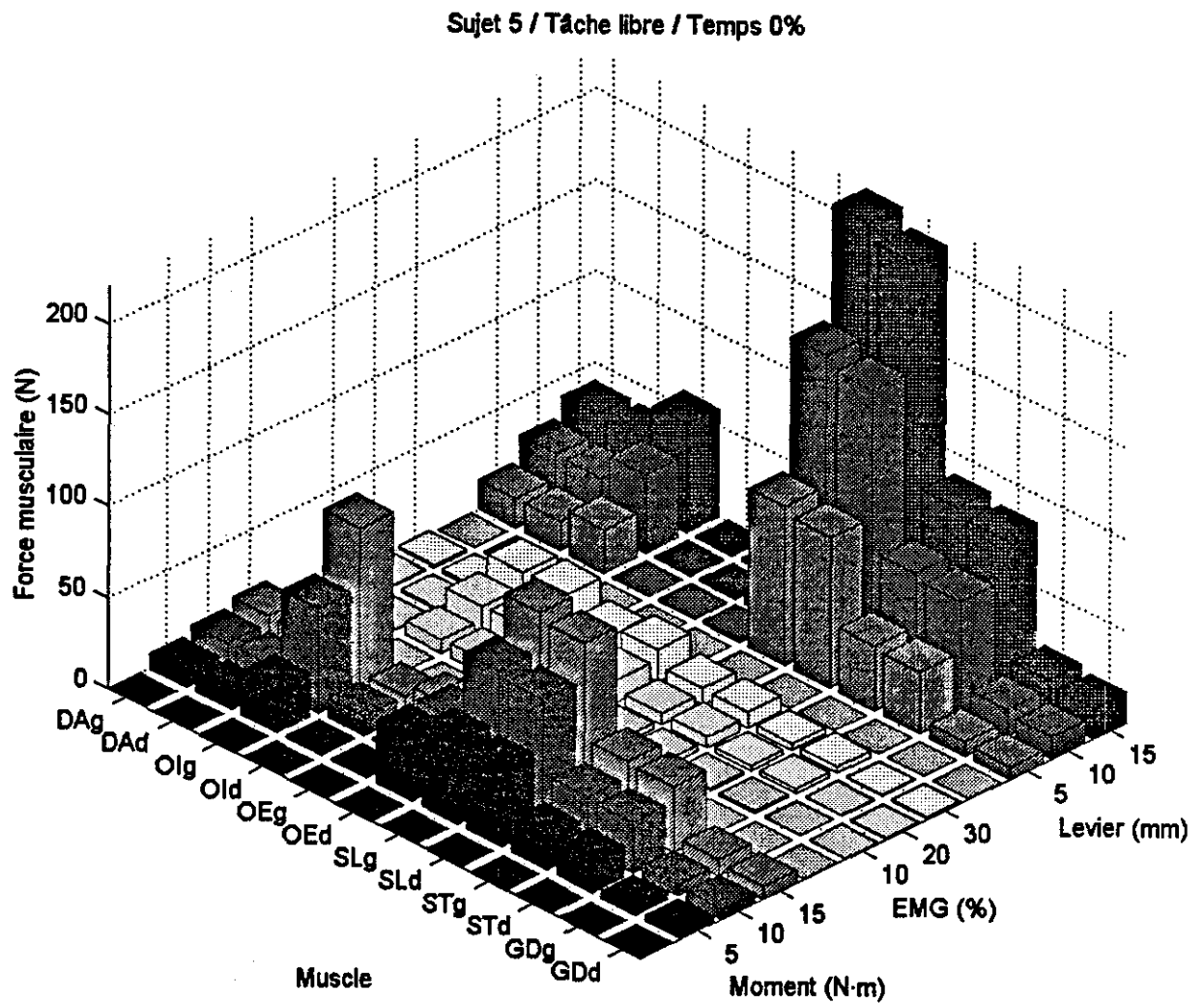


Figure 54: Sensibilité au temps 0% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (moment, EMG et levier) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué.

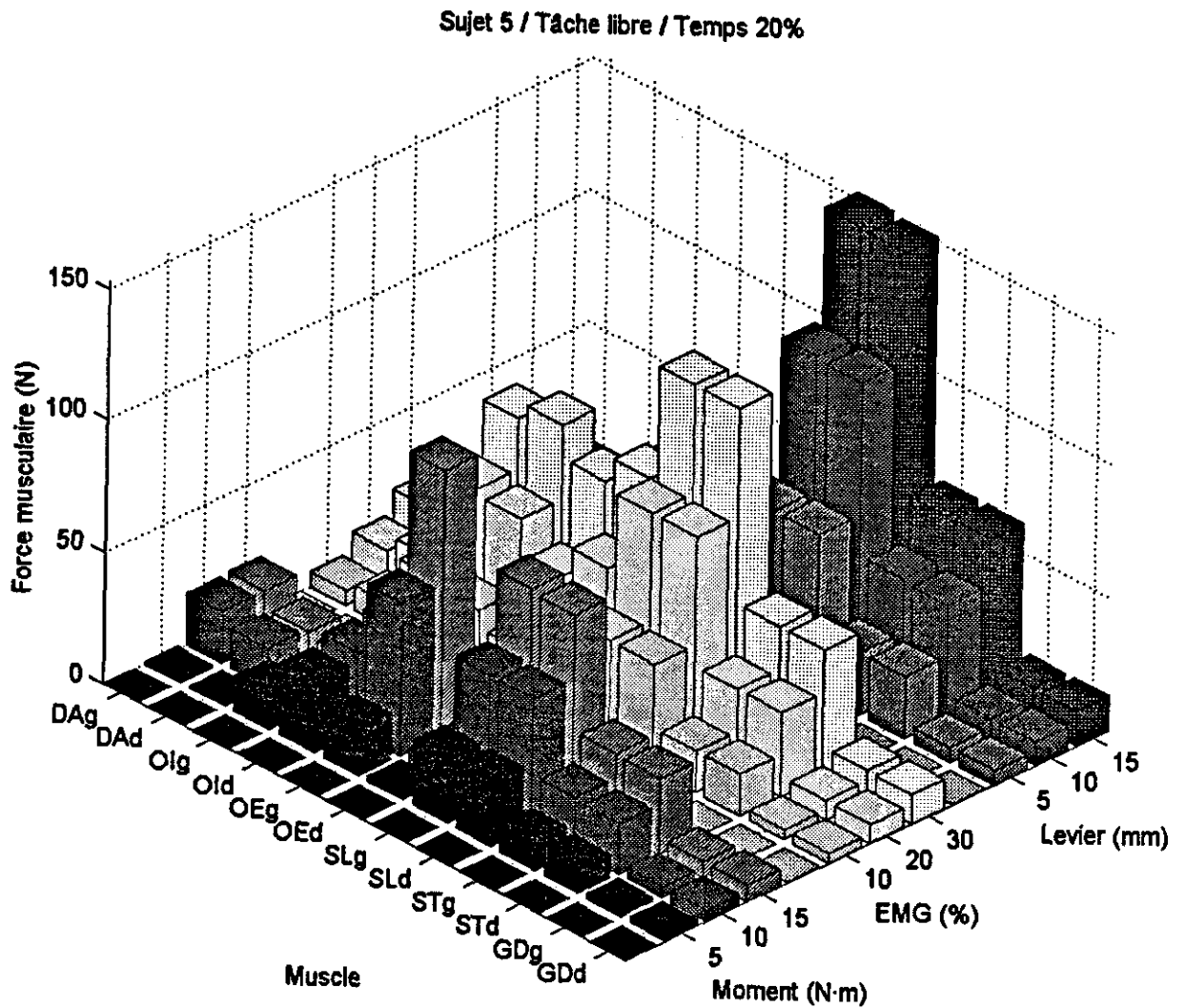


Figure 55: Sensibilité au temps 20% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (moment, EMG et levier) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué.

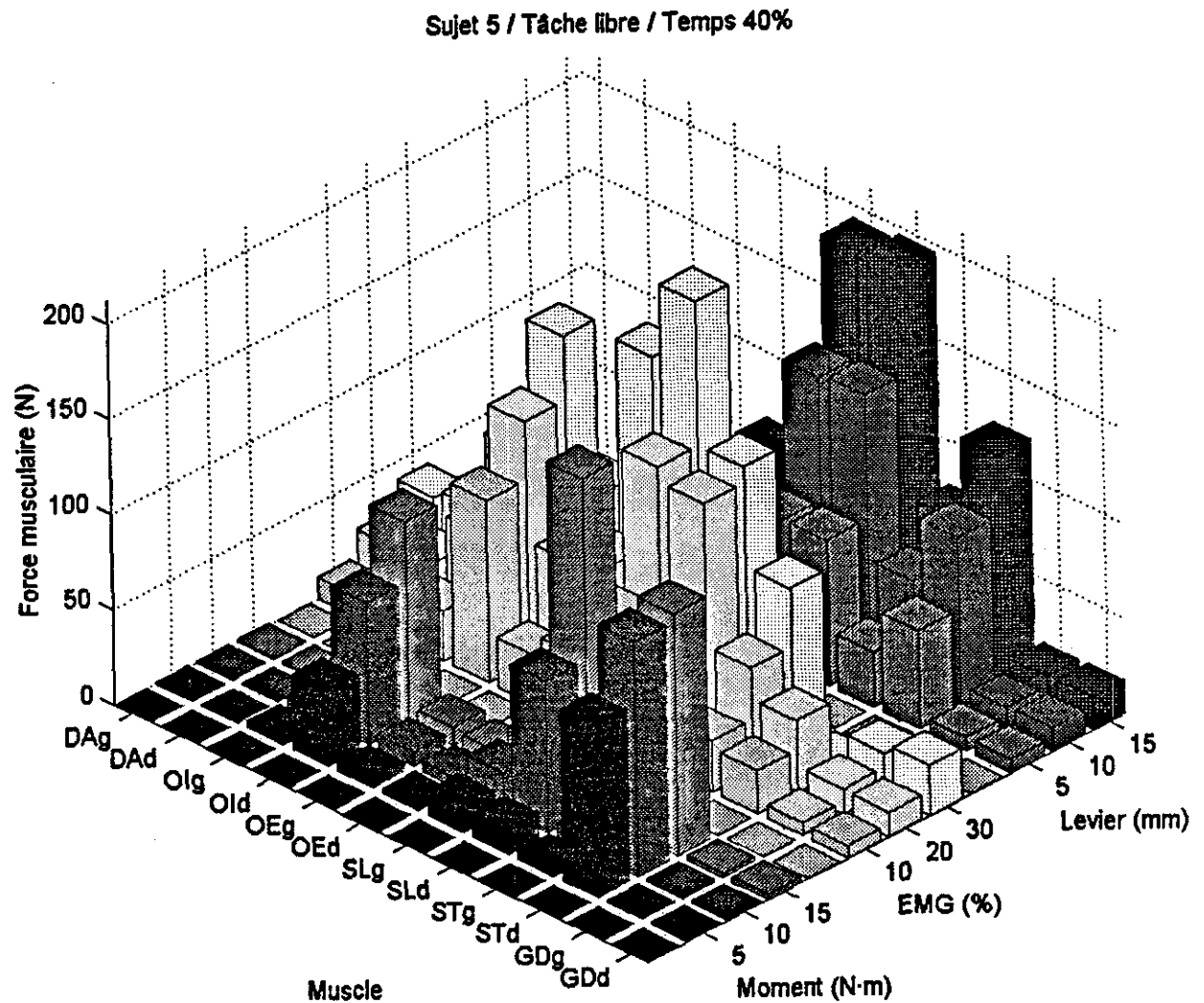


Figure 56: Sensibilité au temps 40% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (moment, EMG et levier) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué.

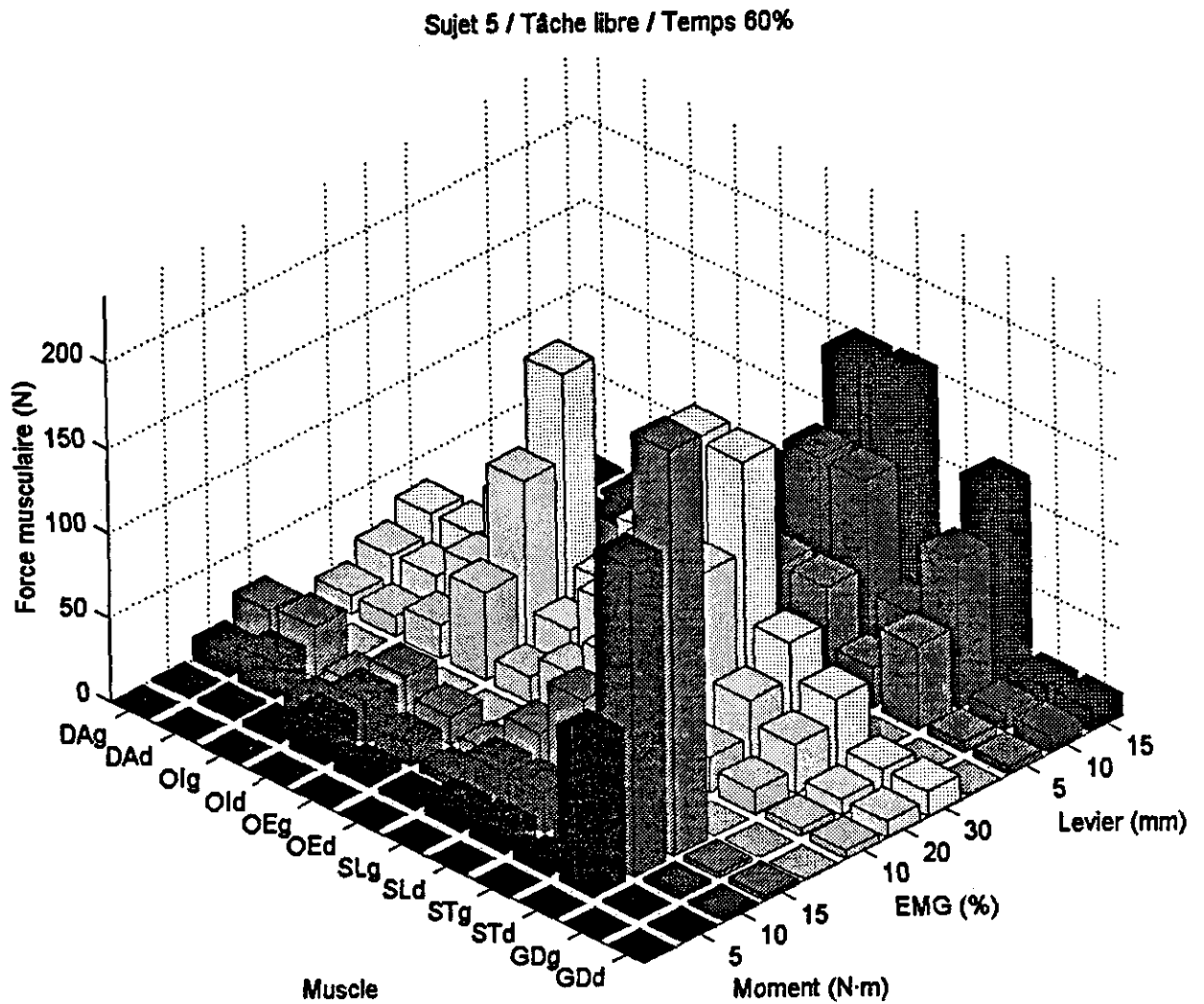


Figure 57: Sensibilité au temps 60% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (moment, EMG et levier) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué.

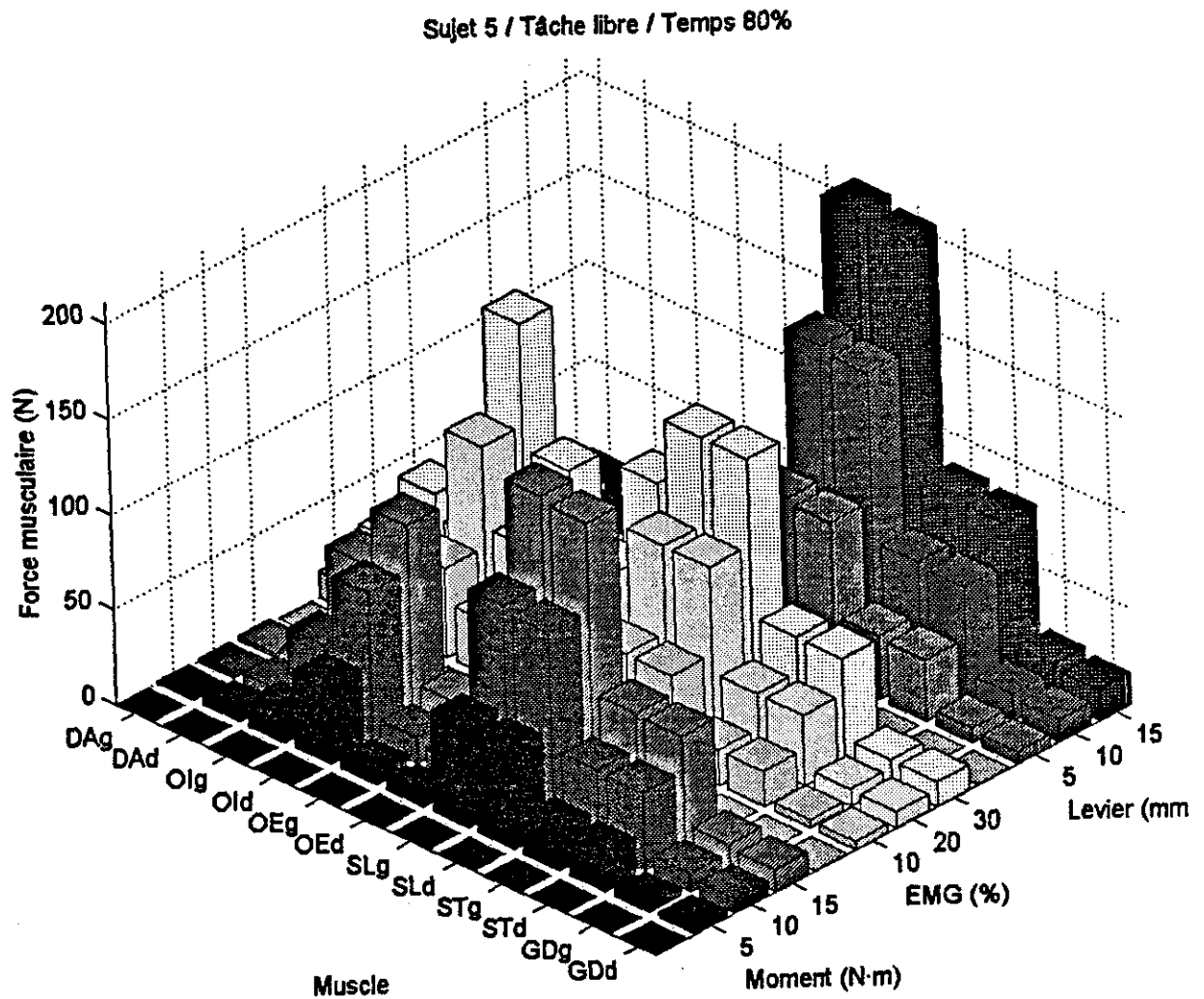


Figure 58: Sensibilité au temps 80% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (moment, EMG et levier) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué.

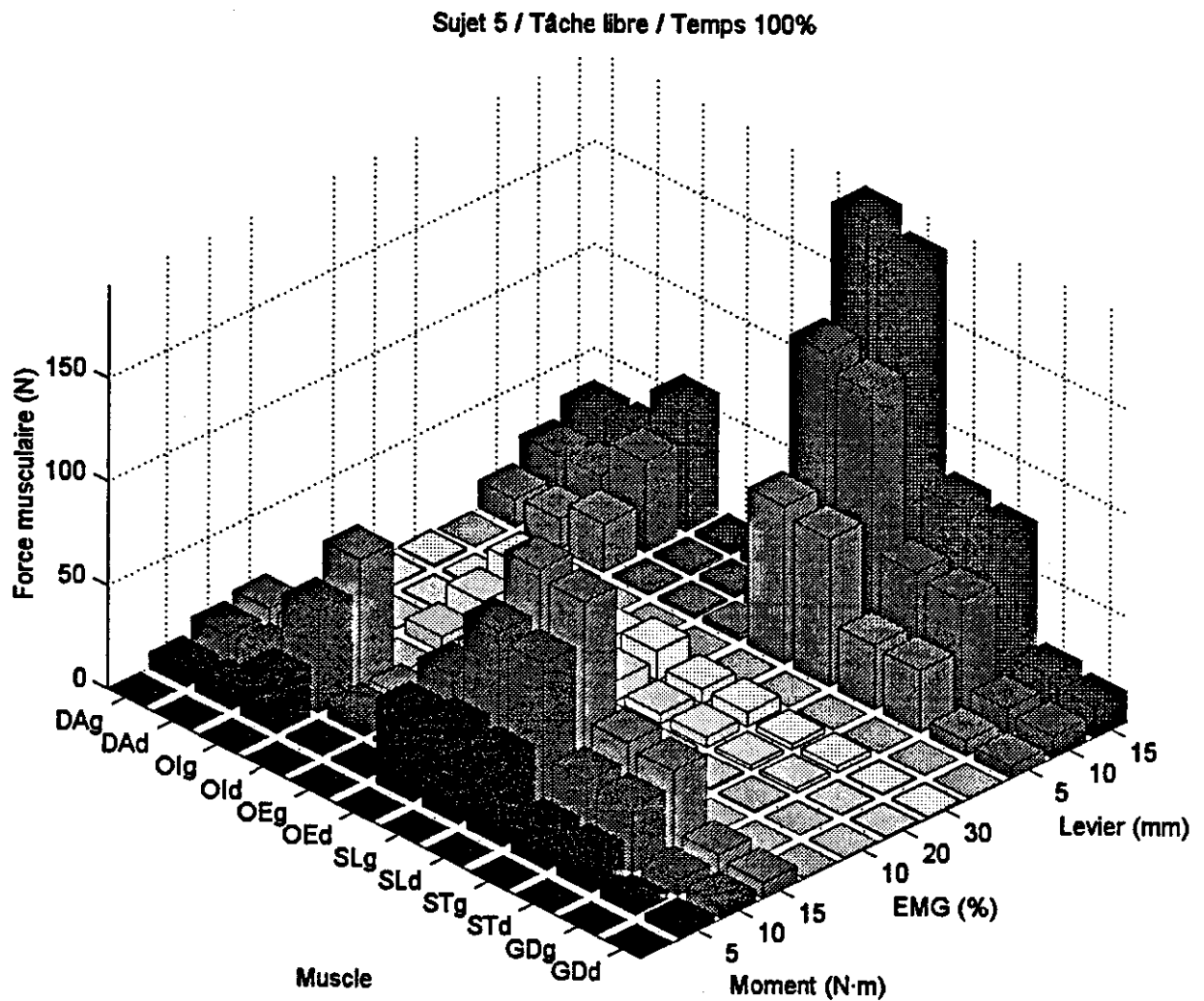


Figure 59: Sensibilité au temps 100% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (moment, EMG et levier) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué.

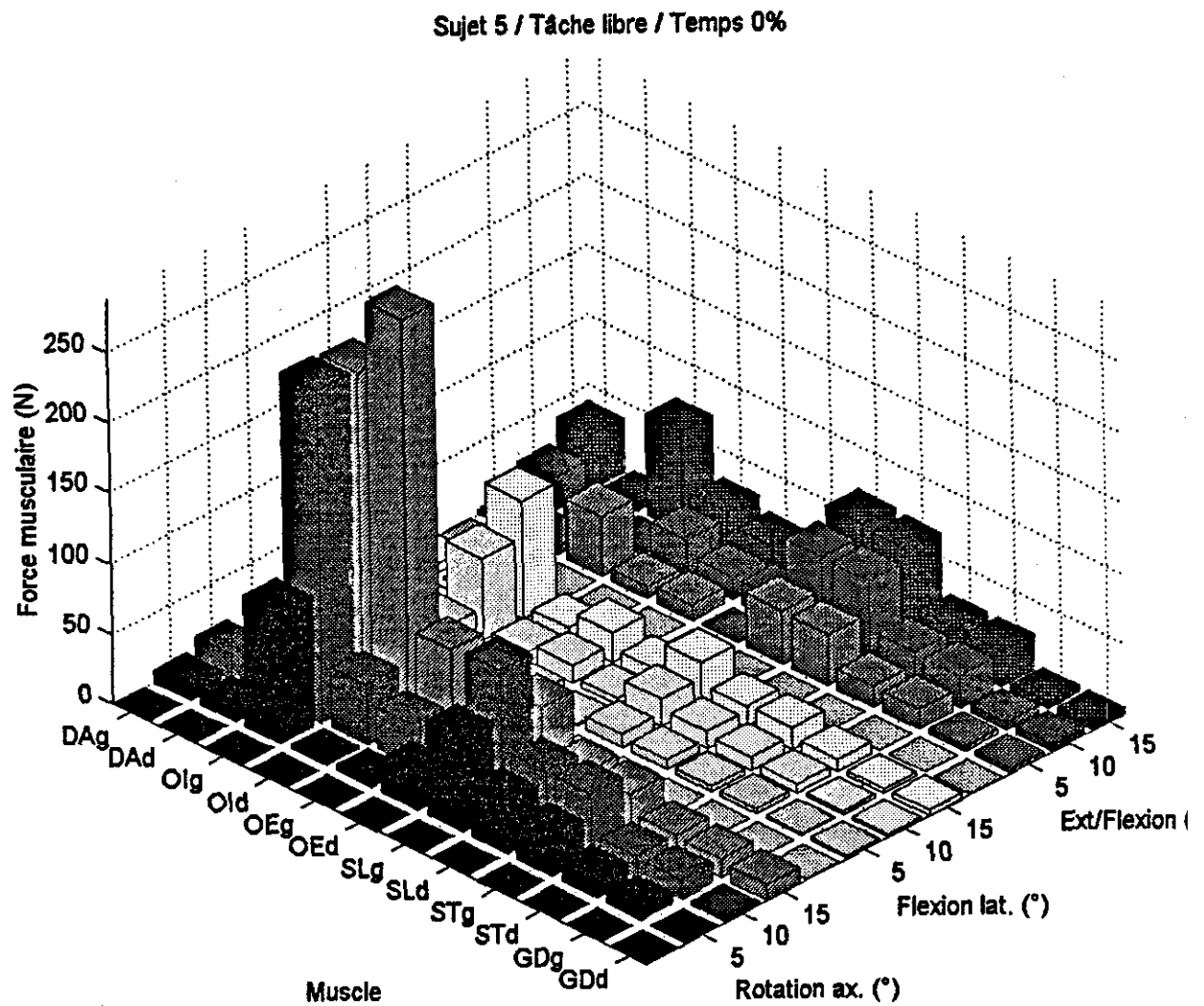


Figure 60: Sensibilité au temps 0% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (rotation axiale, flexion latérale et flexion/extension) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué.

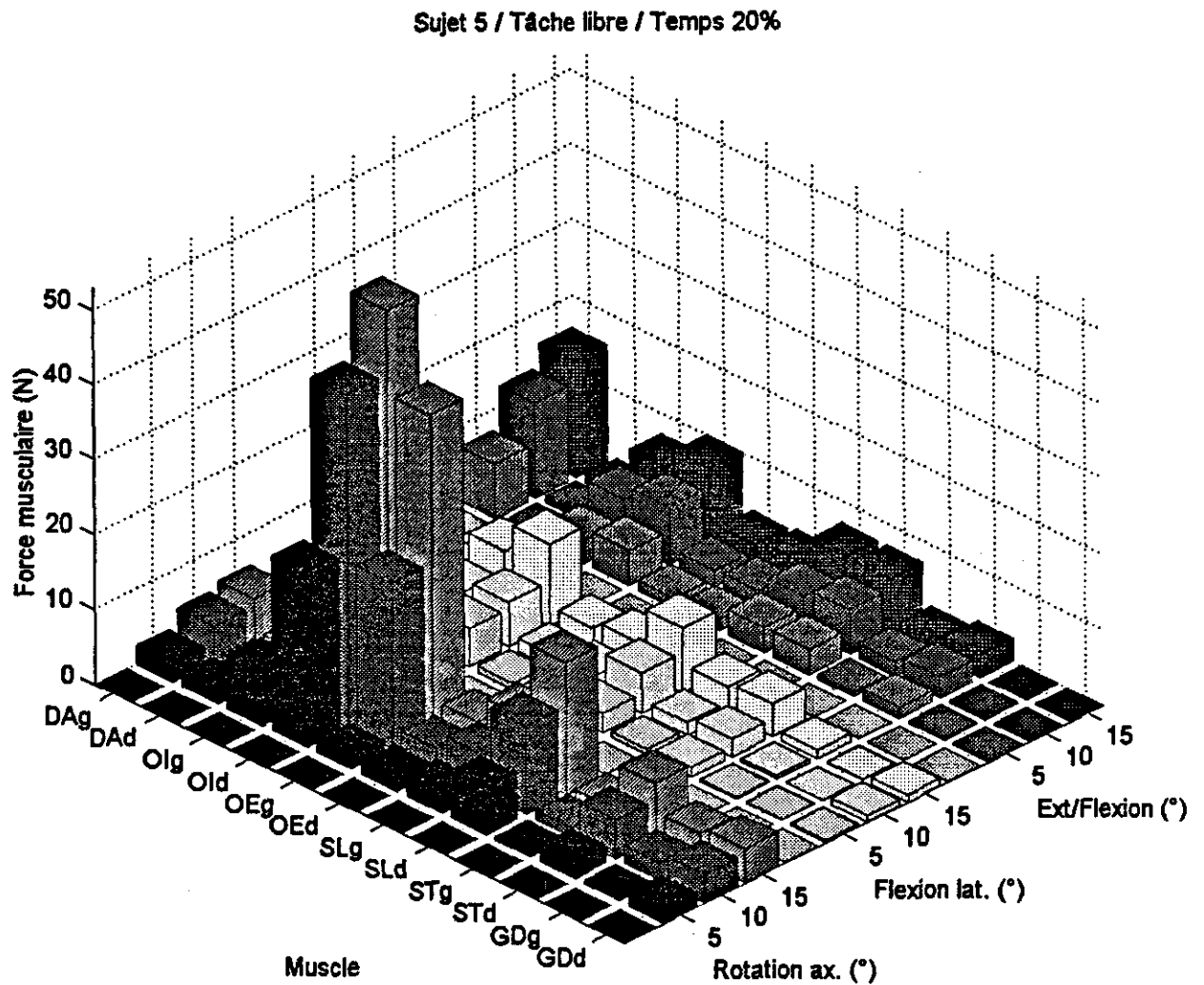


Figure 61: Sensibilité au temps 20% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (rotation axiale, flexion latérale et flexion/extension) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué.

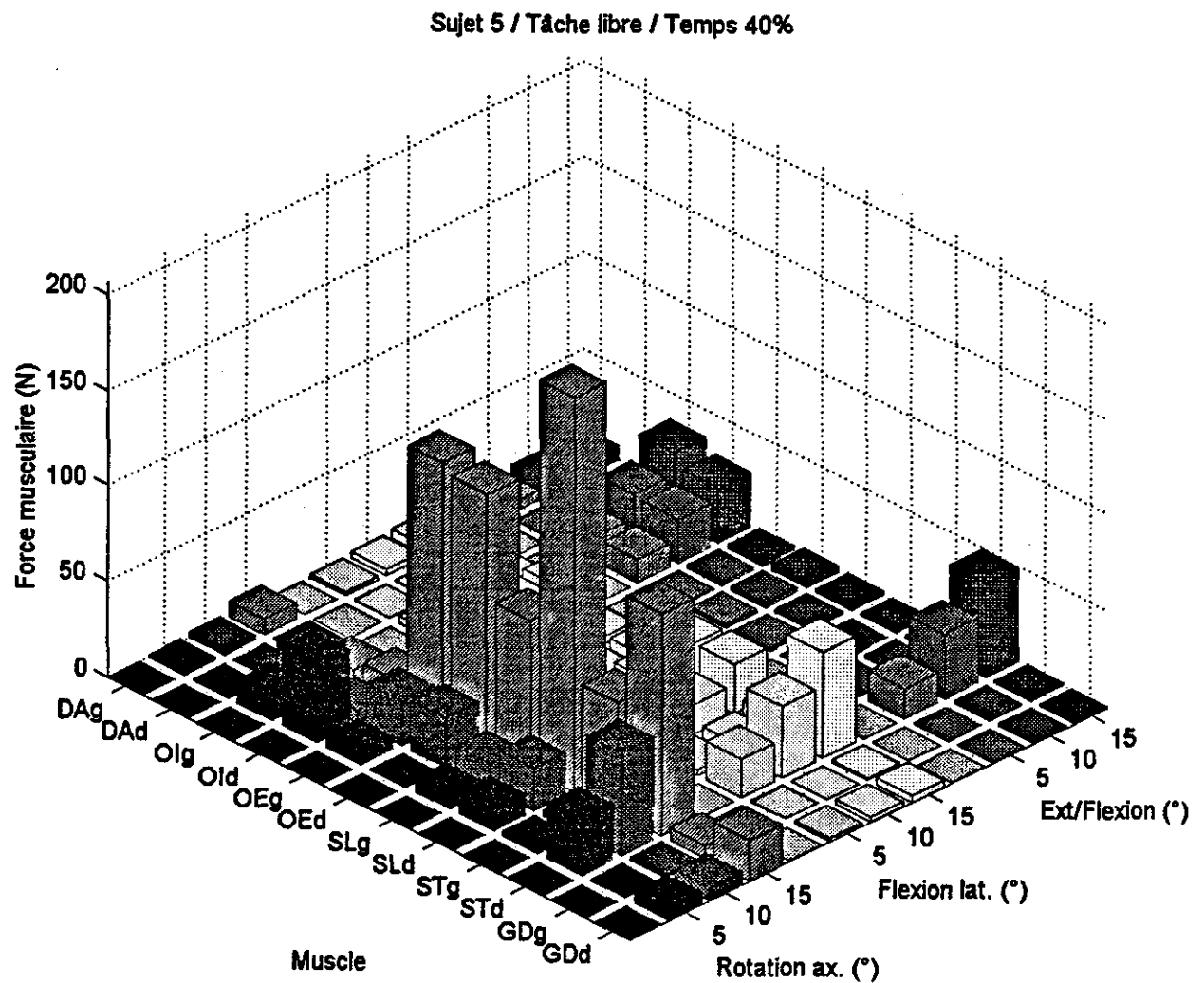


Figure 62: Sensibilité au temps 40% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (rotation axiale, flexion latérale et flexion/extension) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué.

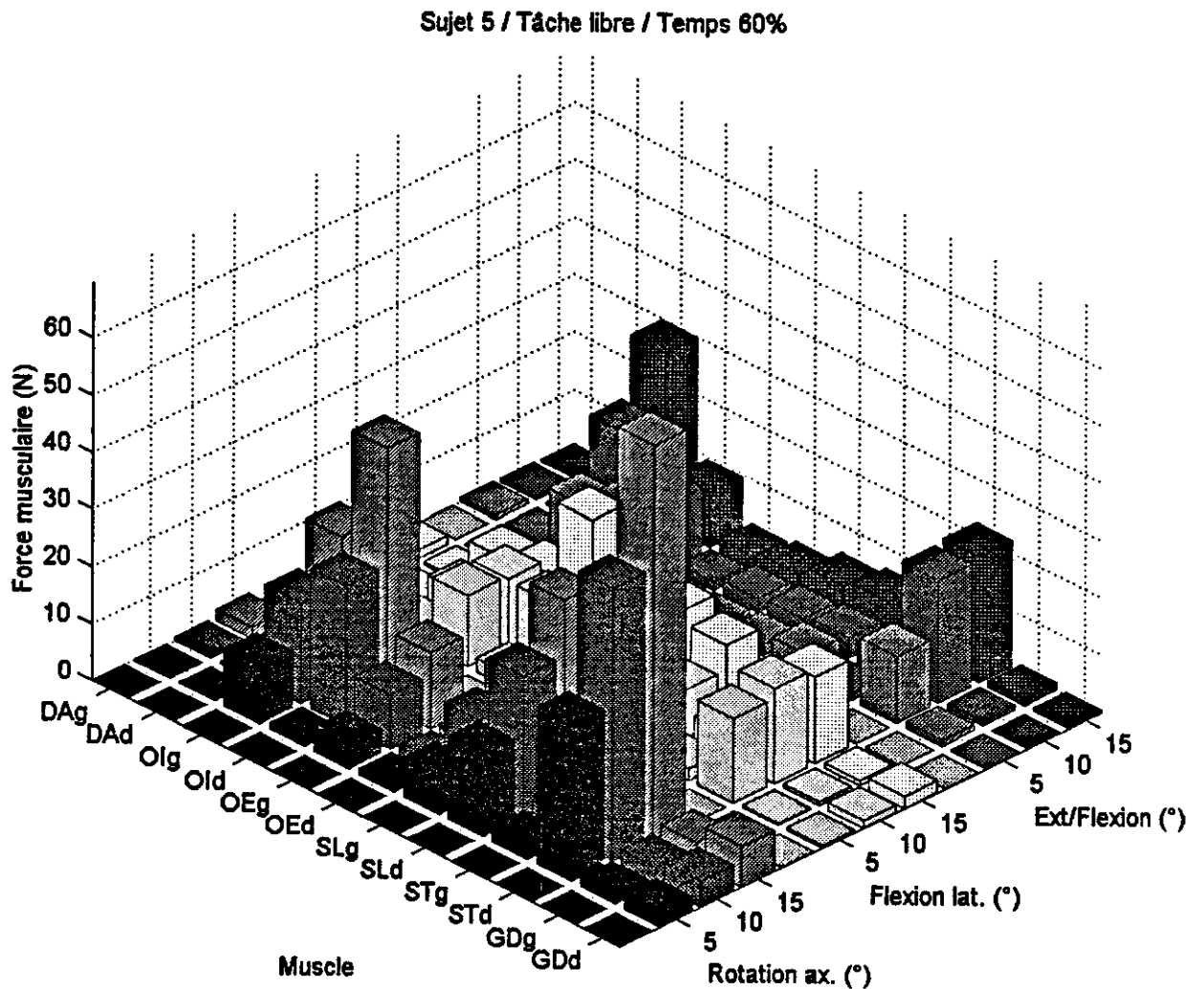


Figure 63: Sensibilité au temps 60% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (rotation axiale, flexion latérale et flexion/extension) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué.

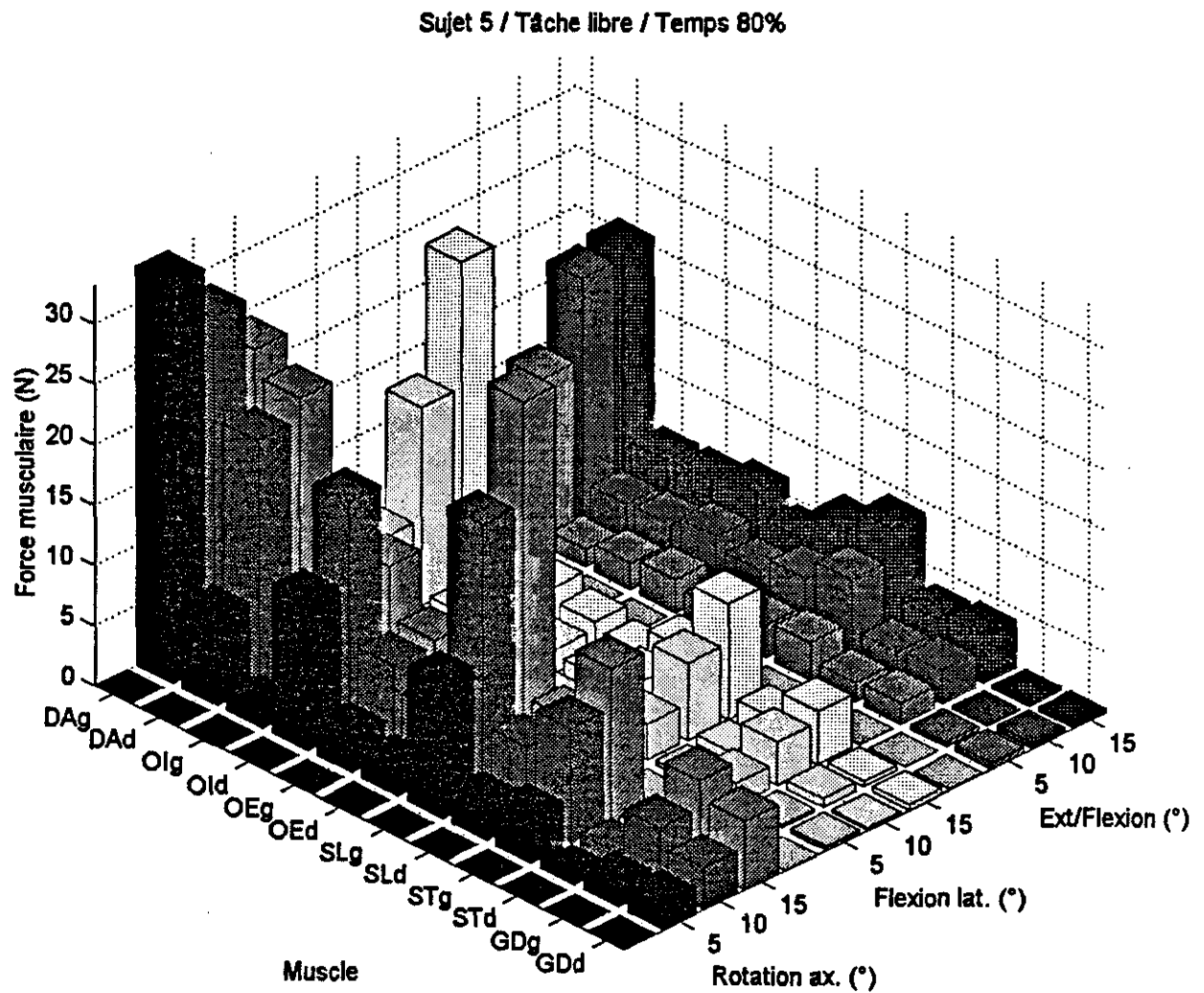


Figure 64: Sensibilité au temps 80% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (rotation axiale, flexion latérale et flexion/extension) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué.

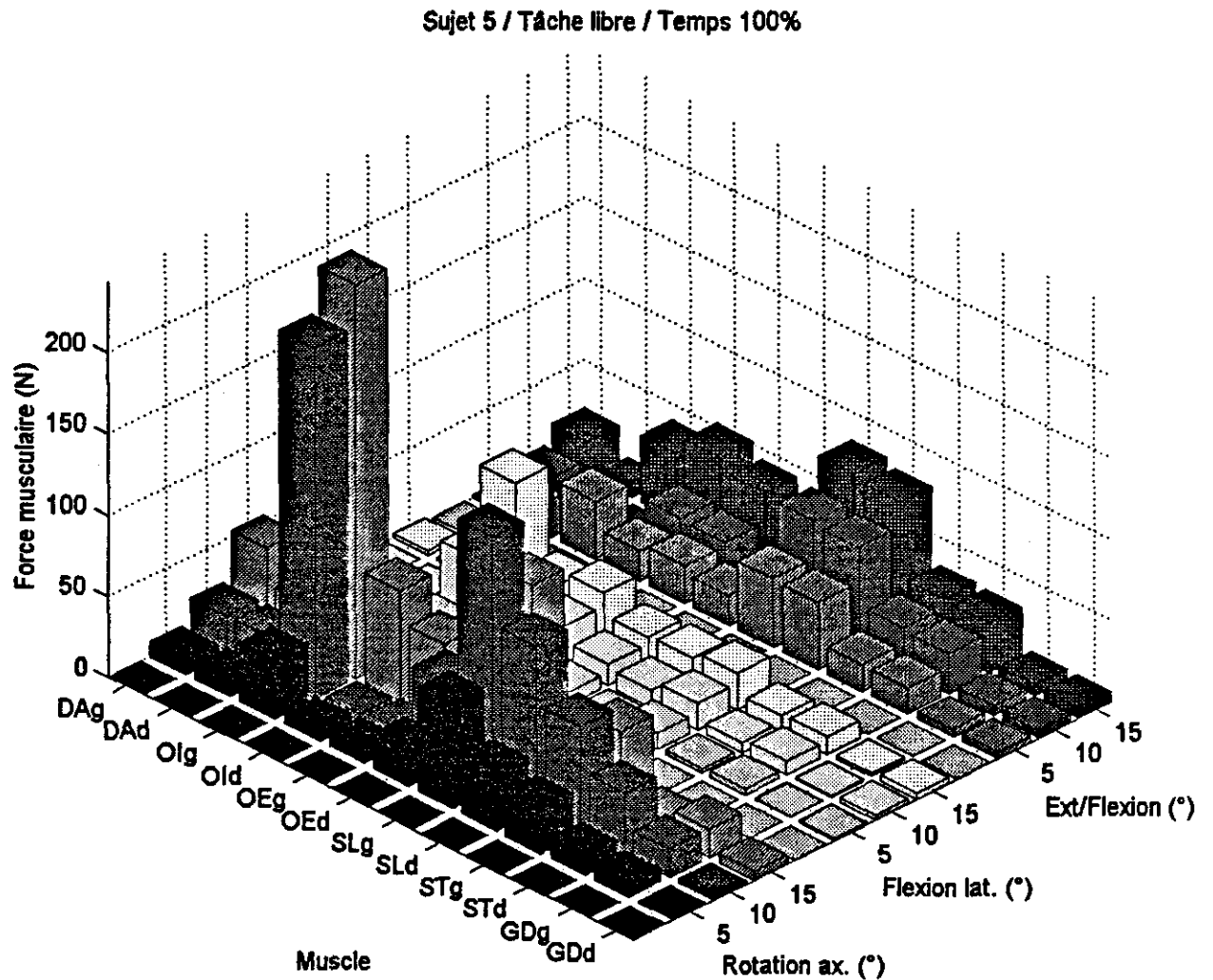


Figure 65: Sensibilité au temps 100% des forces musculaires (valeur absolue en N) estimées par le modèle EMGAO en fonction de variations contrôlées de trois de ses intrants (rotation axiale, flexion latérale et flexion/extension) pour la tâche libre effectuée par le sujet 5. Chaque barre verticale correspond à un muscle donné (DA, OI, OE, SL, ST, GD) au temps indiqué.

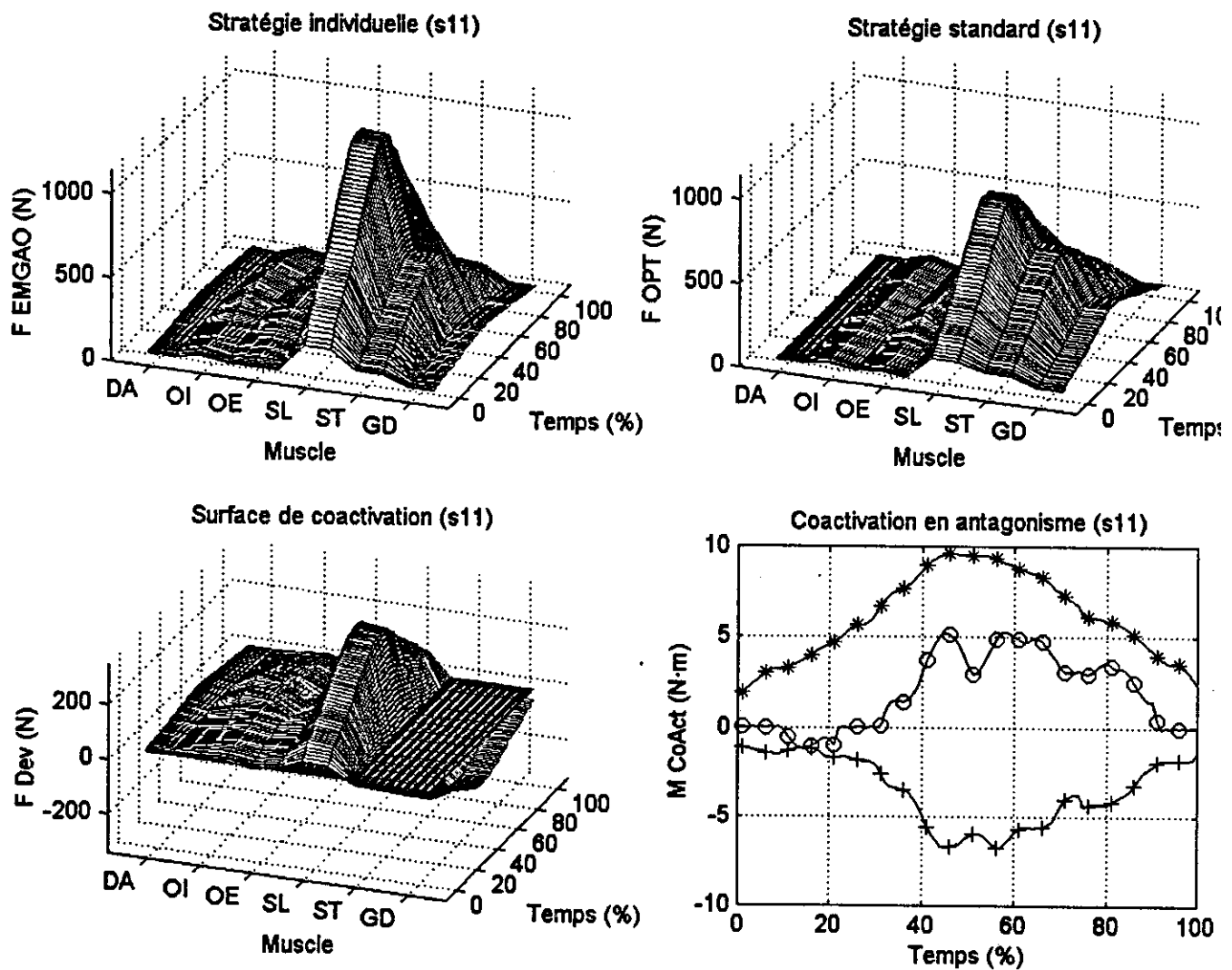


Figure 66: Stratégies musculaires individuelle (EMGAO) et standard (OPT) du sujet 11 lors de la tâche sagittale. La différence entre ces stratégies produit une surface de coactivation dont les forces (F_{DEV}) servent à déterminer les composantes du moment de coactivation en antagonisme (rotation axiale o, flexion latérale +, extension-flexion *).

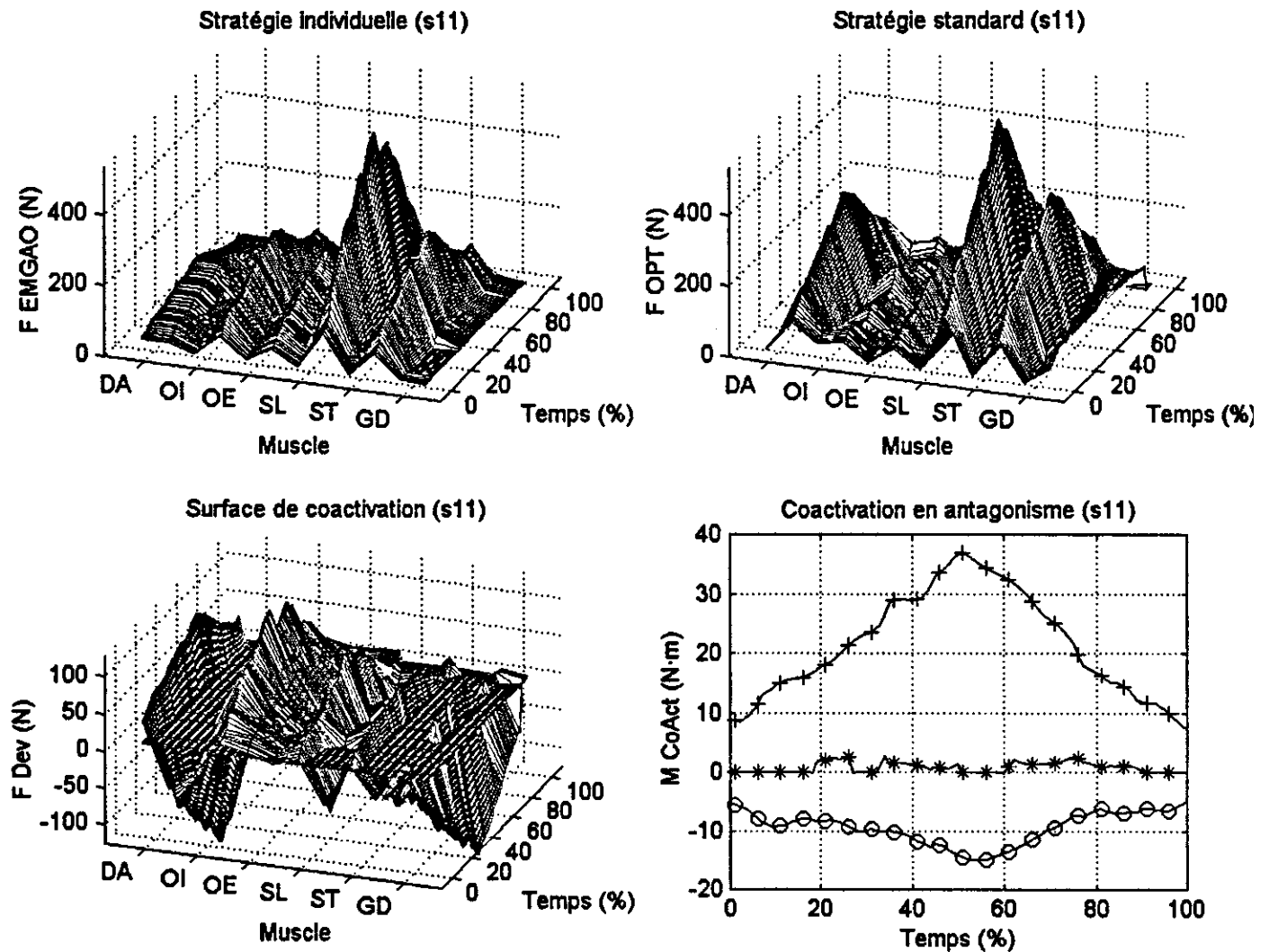


Figure 67: Stratégies musculaires individuelle (EMGAO) et standard (OPT) du sujet 11 lors de la tâche frontale. La différence entre ces stratégies produit une surface de coactivation dont les forces (F_{DEV}) servent à déterminer les composantes du moment de coactivation en antagonisme (rotation axiale o, flexion latérale +, extension-flexion *).

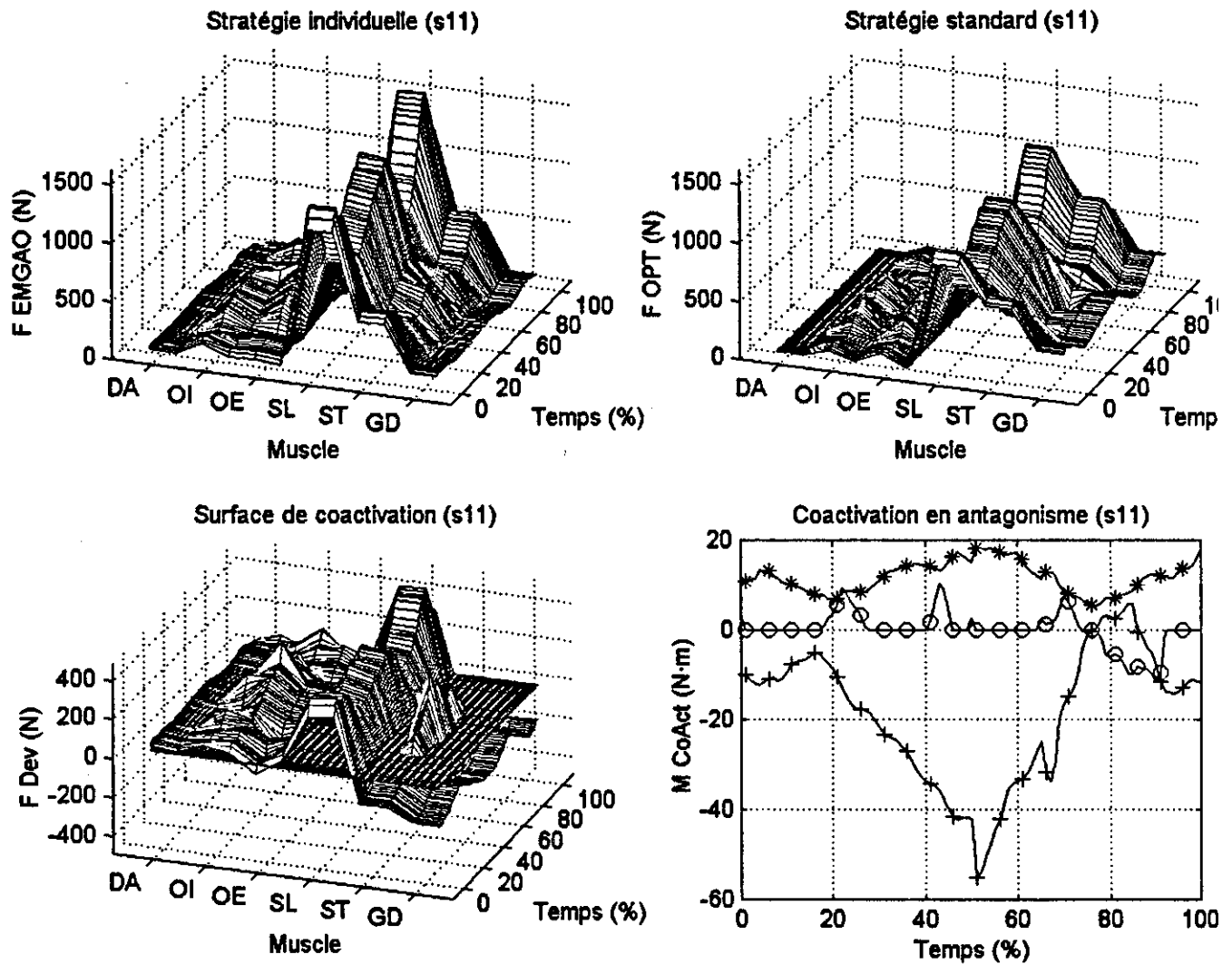


Figure 68: Stratégies musculaires individuelle (EMGAO) et standard (OPT) du sujet 11 lors de la tâche libre. La différence entre ces stratégies produit une surface de coactivation dont les forces (F_{DEV}) servent à déterminer les composantes du moment de coactivation en antagonisme (rotation axiale o, flexion latérale +, extension-flexion *).

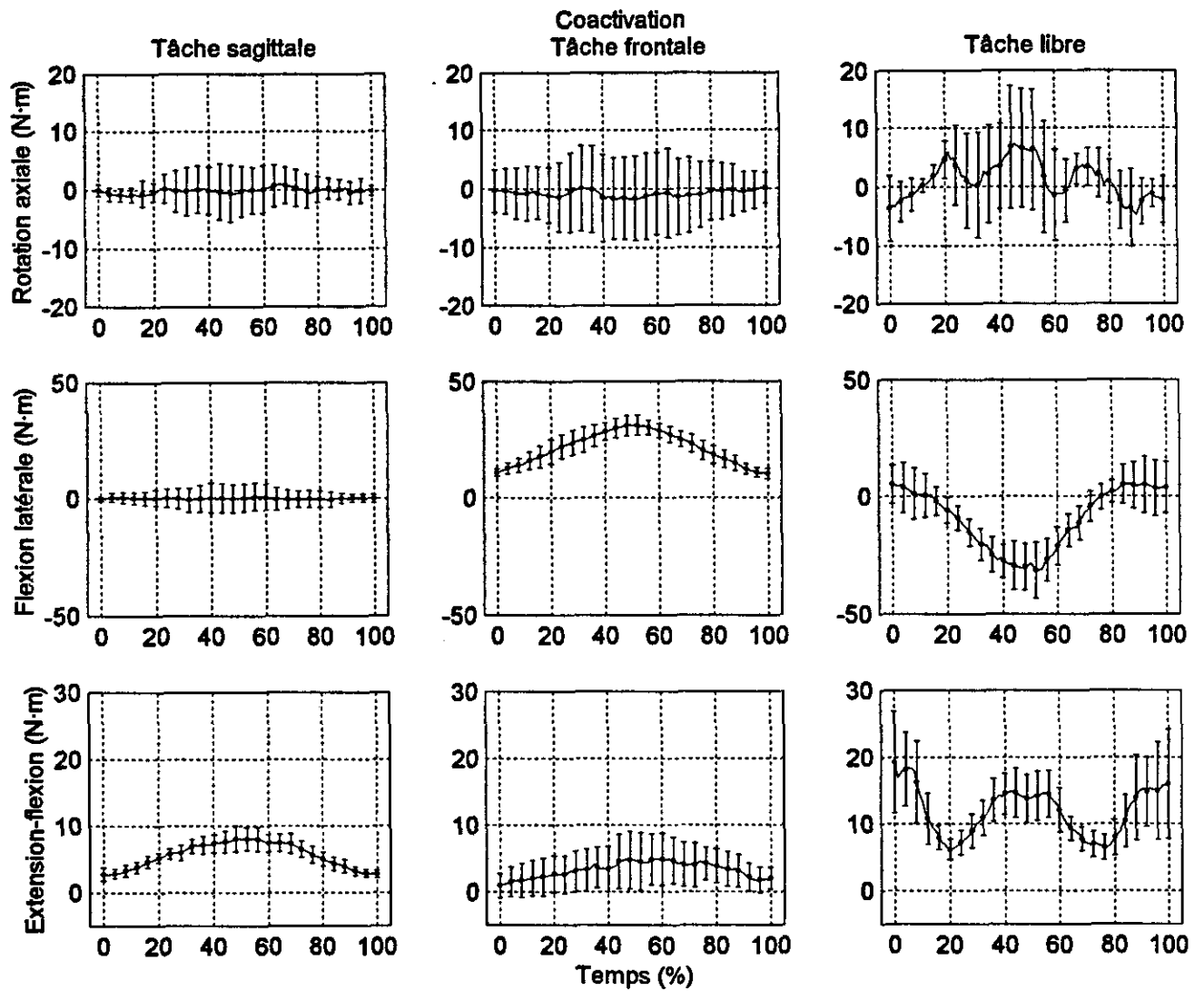


Figure 69: Composantes du moment de coactivation en antagonisme (rotation axiale, flexion latérale et extension-flexion) en fonction du temps pour chacune des trois tâches étudiées (sagittale, frontale et libre). Les barres verticales indiquent ± 1 écart-type.

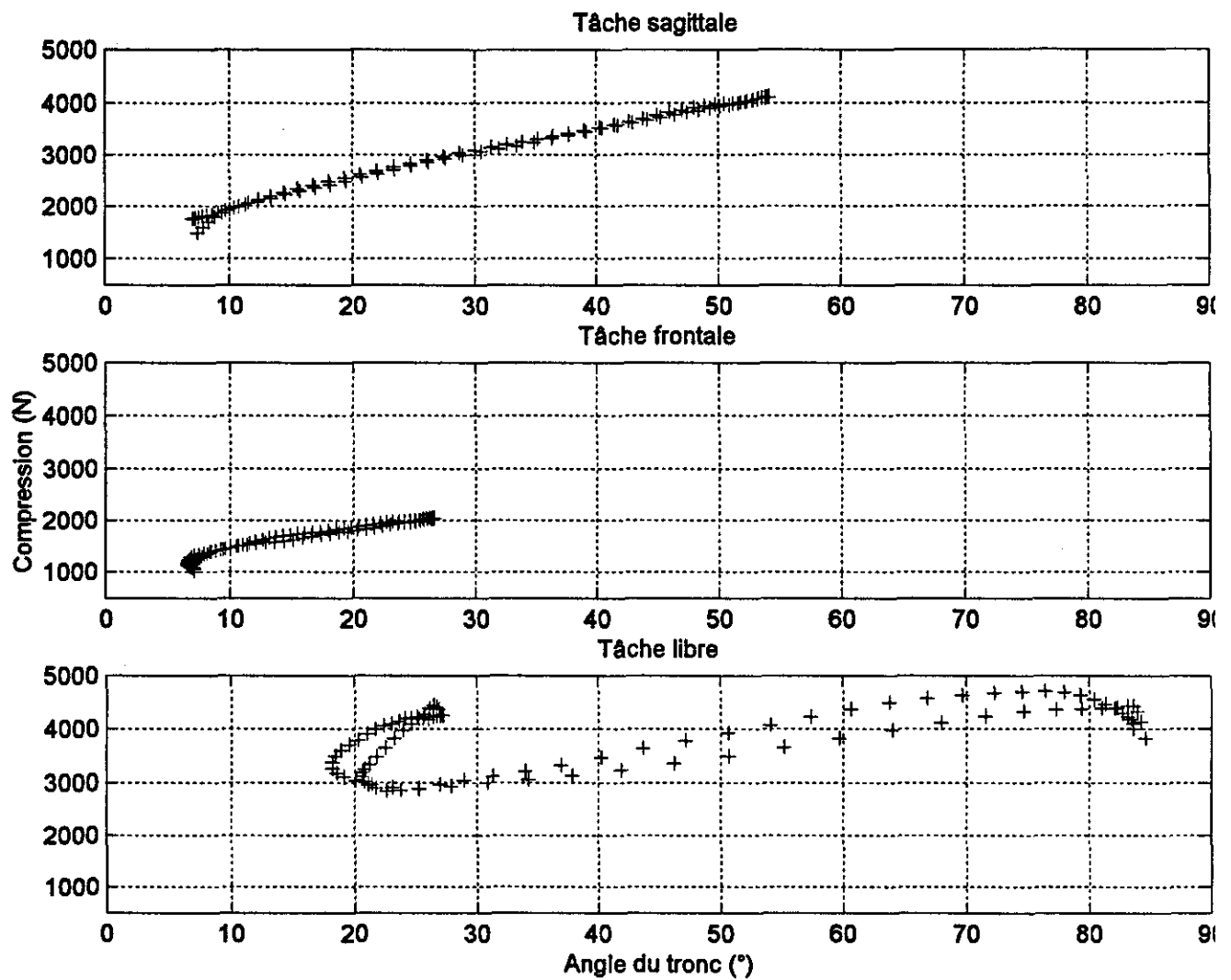


Figure 70: Progression de la force de compression à L5/S1 (estimée par le modèle EMGAO) en fonction de l'angle spatial du tronc (vecteur pointant de L5/S1 vers C7/T1) par rapport à la verticale. Les contrastes entre les trois tâches sont expliqués dans le texte (valeurs moyennes pour 11 sujets).

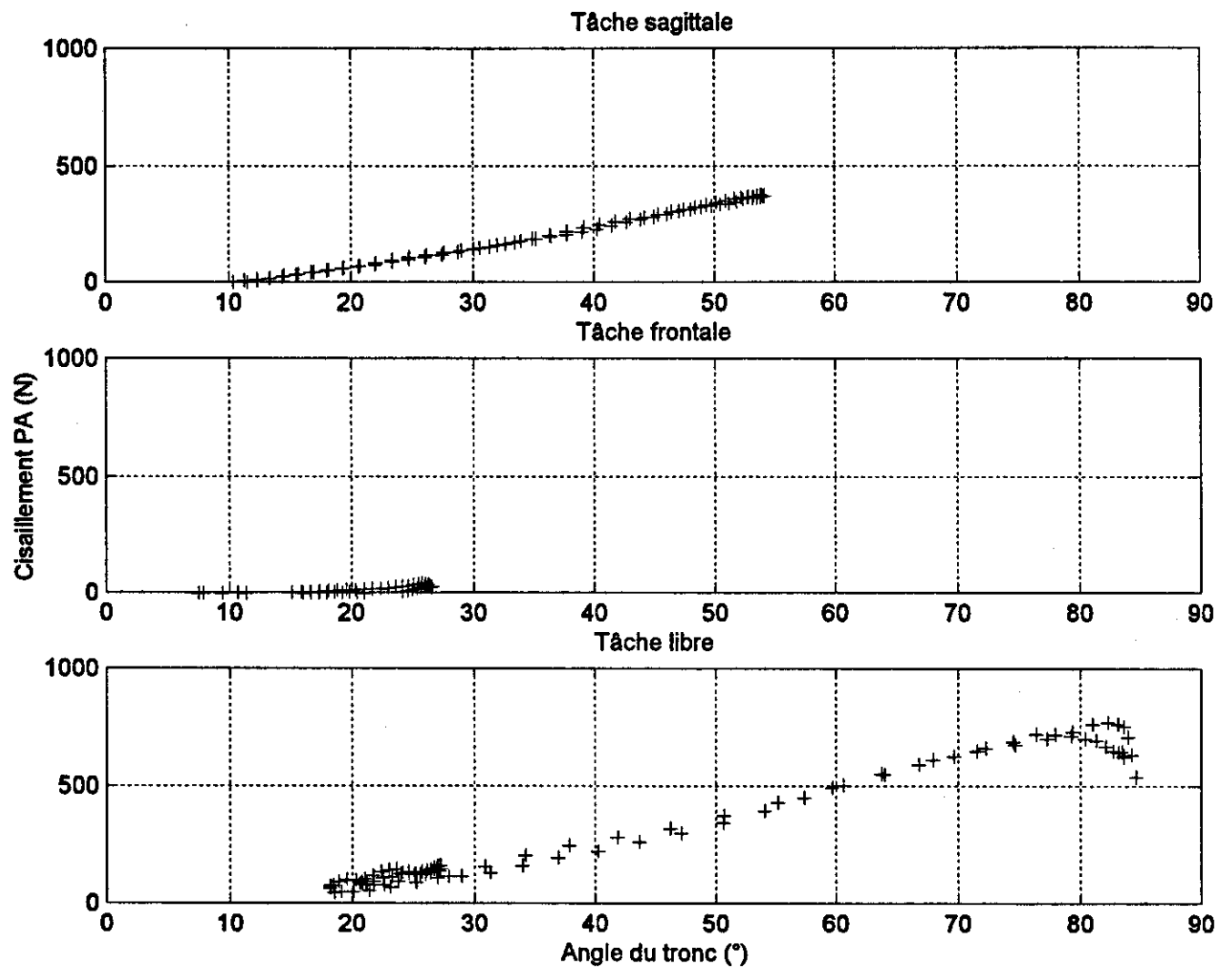


Figure 71: Progression de la force de cisaillement PA à L5/S1 (estimée par le modèle EMGAO) en fonction de l'angle spatial du tronc (vecteur pointant de L5/S1 vers C7/T1) par rapport à la verticale. Les contrastes entre les trois tâches sont expliqués dans le texte (valeurs moyennes pour 11 sujets).

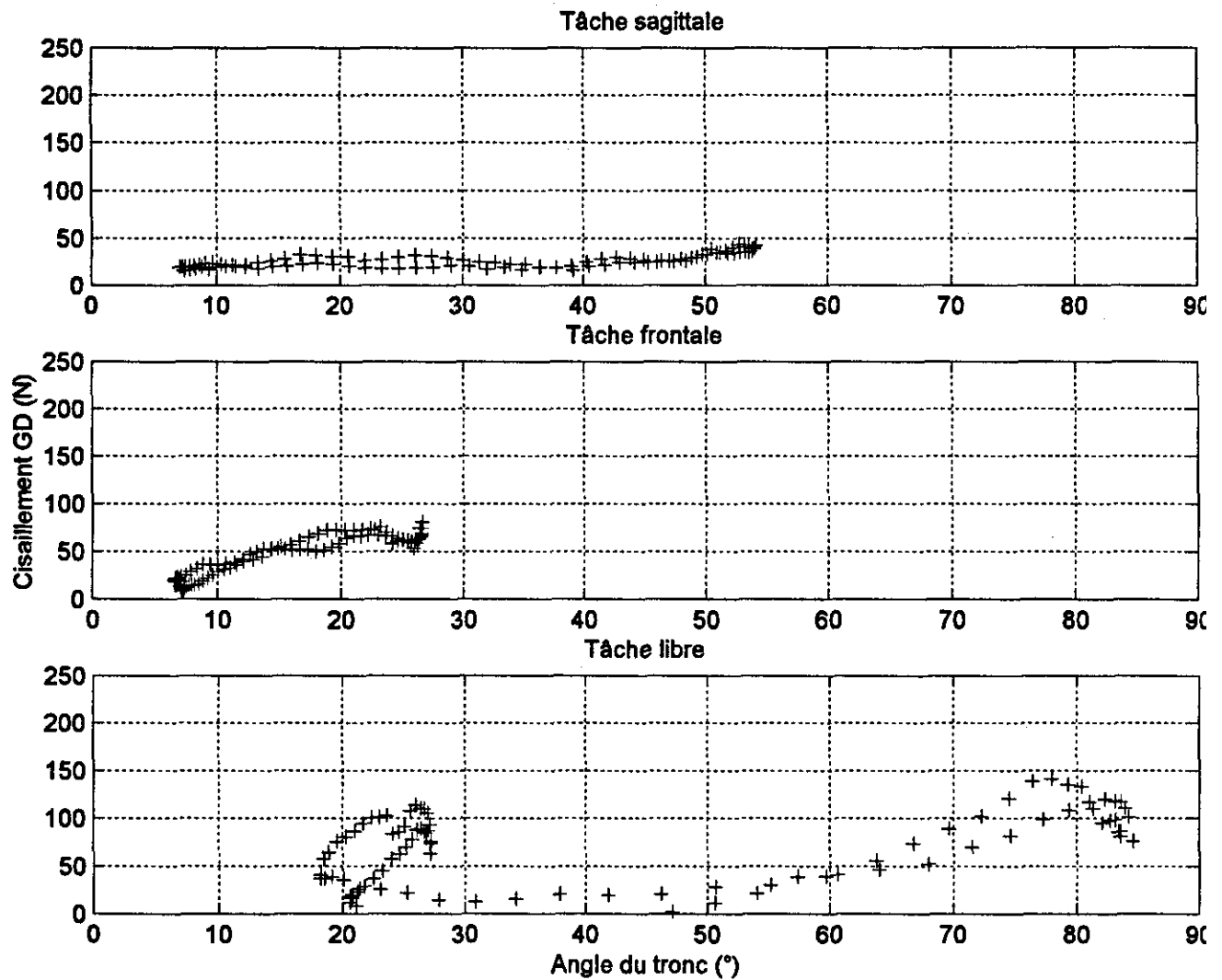


Figure 72: Progression de la force de cisaillement GD à L5/S1 (estimée par le modèle EMGAO) en fonction de l'angle spatial du tronc (vecteur pointant de L5/S1 vers C7/T1) par rapport à la verticale. Les contrastes entre les trois tâches sont expliqués dans le texte (valeurs moyennes pour 11 sujets).

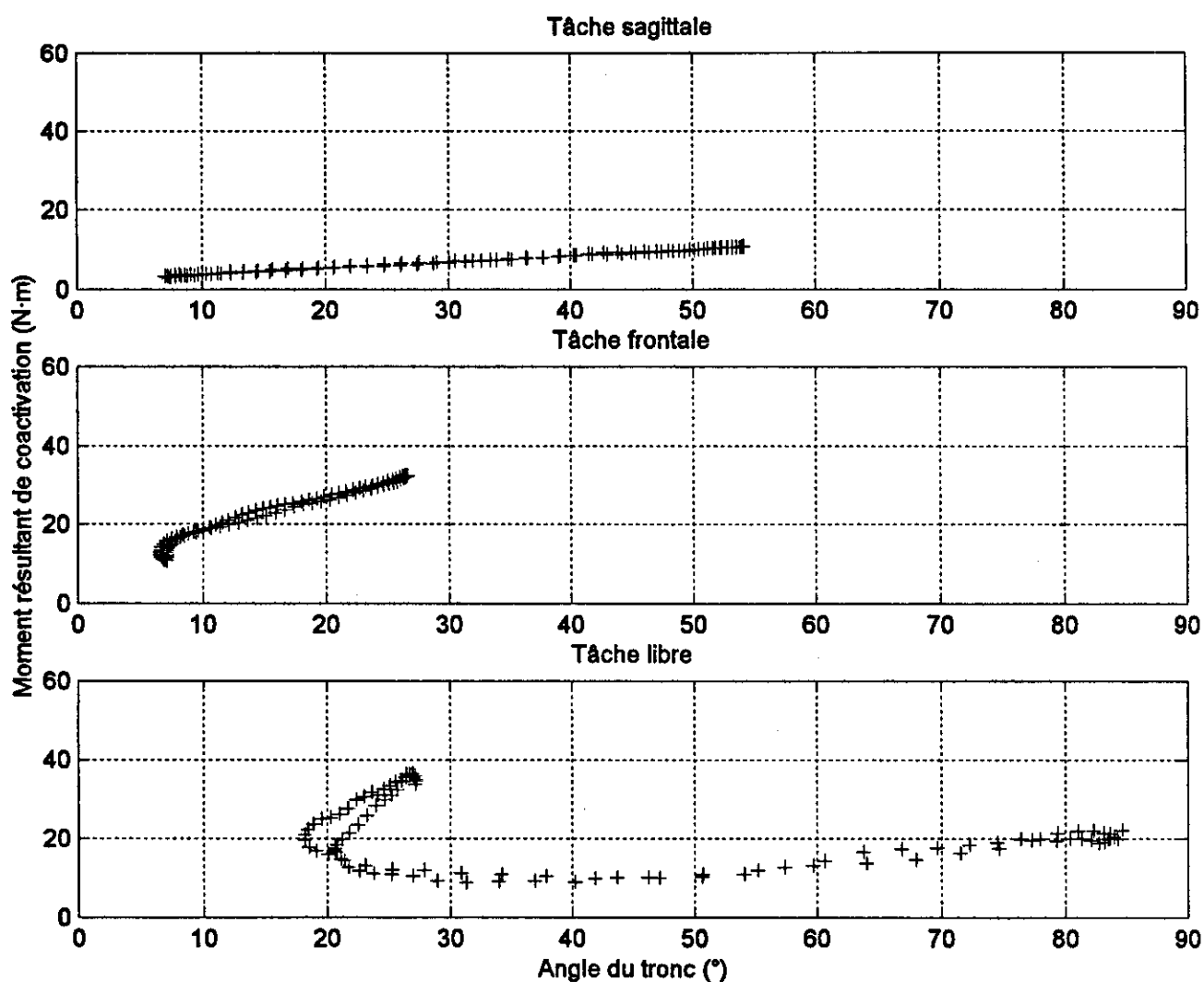


Figure 73: Progression du moment résultant de coactivation en antagonisme en fonction de l'angle spatial du tronc (vecteur pointant de L5/S1 vers C7/T1) par rapport à la verticale. Les contrastes entre les trois tâches sont expliqués dans le texte (valeurs moyennes pour 11 sujets).