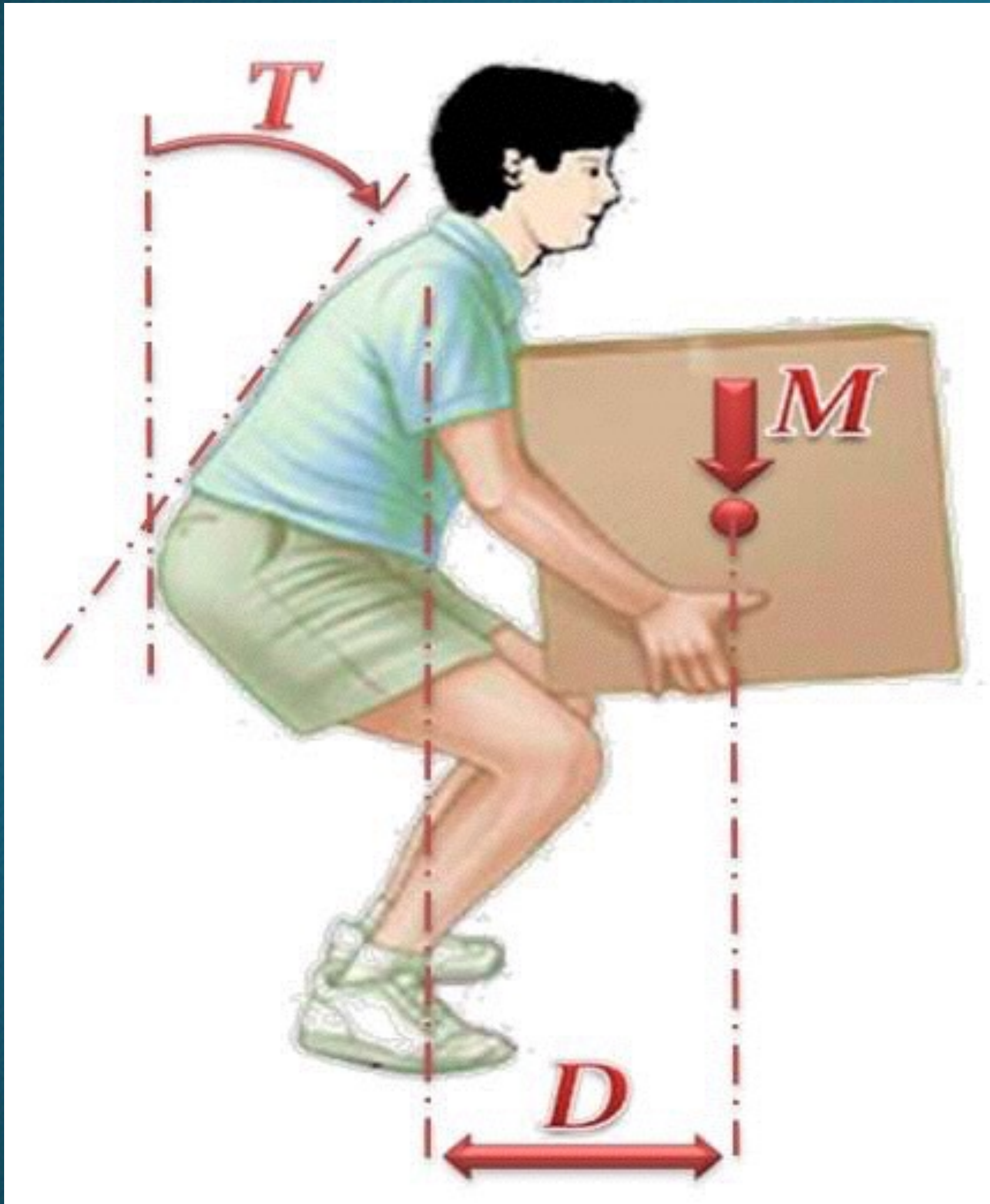


Estimation du chargement lombaire au moyen de modèles biomécaniques articulaires : Évaluation et application

André Plamondon, Christian Larivière, Navid Arjmand, Denis Gagnon, Zakaria El Ouaid, Ali Shahvarpour, Aboulfazl Shirazi-Adl



Principe de base des modèles biomécaniques

Ce principe consiste à estimer les forces sur les différentes structures du tronc (muscles, disques, ligaments) en équilibrant les charges externes, qui sont causées par les mouvements du corps avec les charges internes, qui eux résultent de l'action musculaire et ligamentaire.

Intrants – extrants des modèles

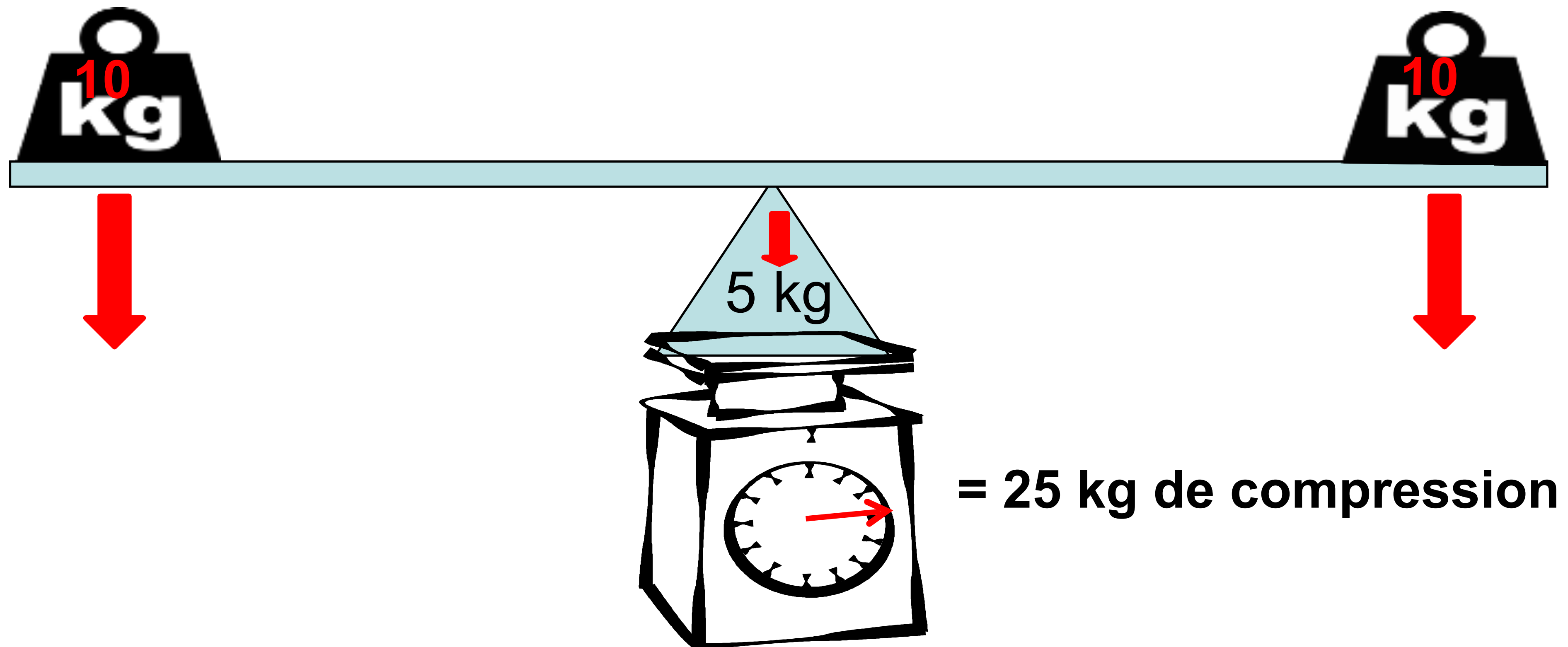
- Des mesures externes (intrants des modèles) doivent être prises pour produire les estimations des modèles (extrants)
- Type d'intrants : cinématique segmentaire (posture, déplacement), forces externes
- Type d'extrants : Forces de compression et de cisaillement sur les disques et les vertèbres

La balance



Deux poids de 10 kg à égale distance sur une balance

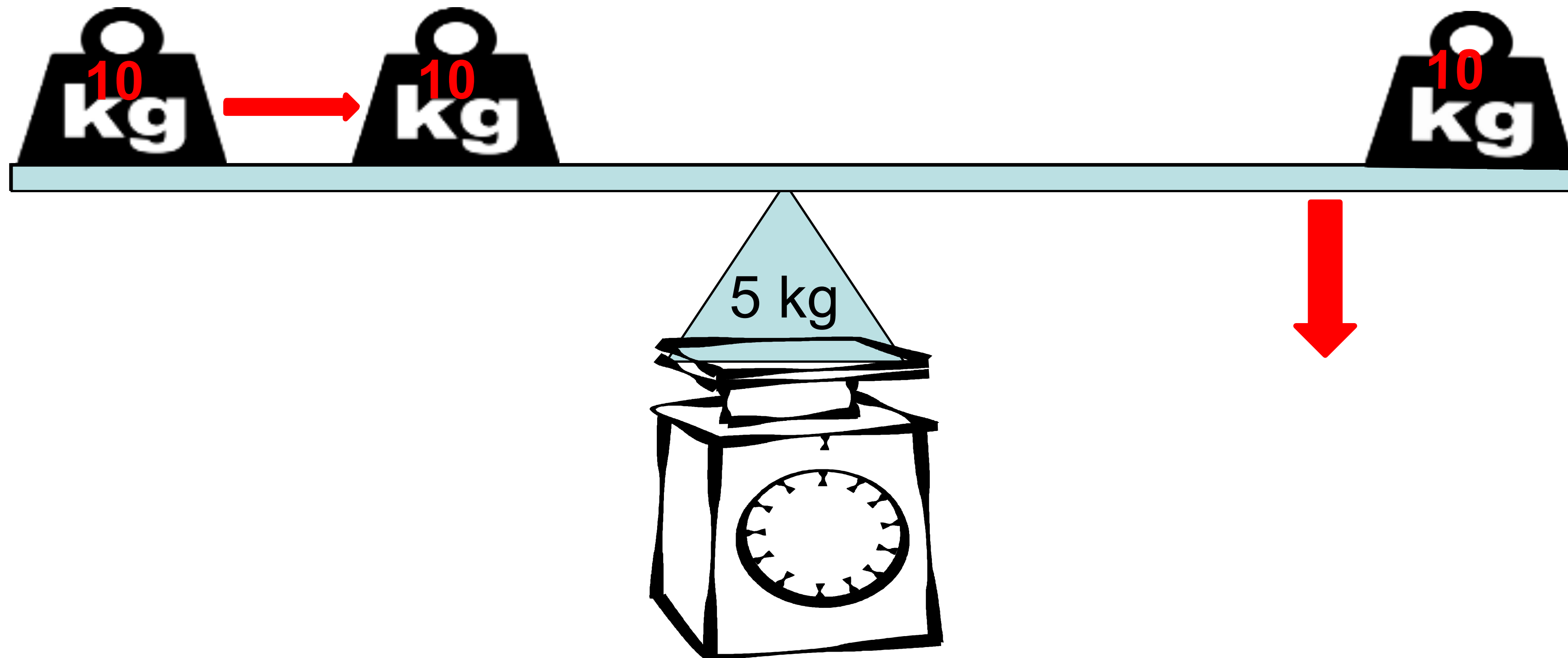
Poids total : 10 kg + 5 kg (poids de la planche) + 10 kg = 15 kg



La balance



En déplaçant le poids gauche vers la droite, un déséquilibre est créé



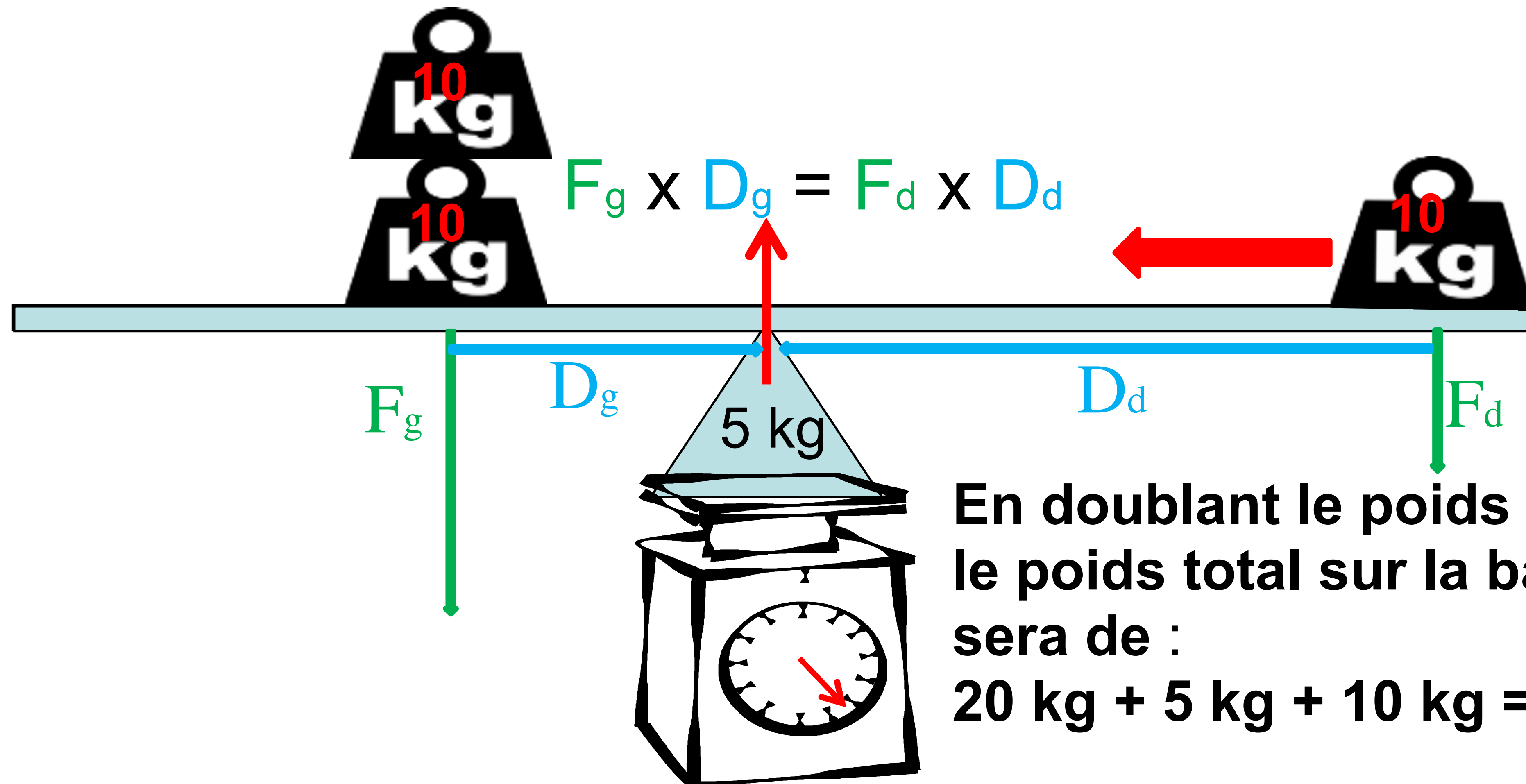
Moment = F x D



Pour équilibrer de nouveau, soit :

2) on double le poids gauche

1) on approche le poids de droite



**En doublant le poids gauche,
le poids total sur la balance
sera de :**

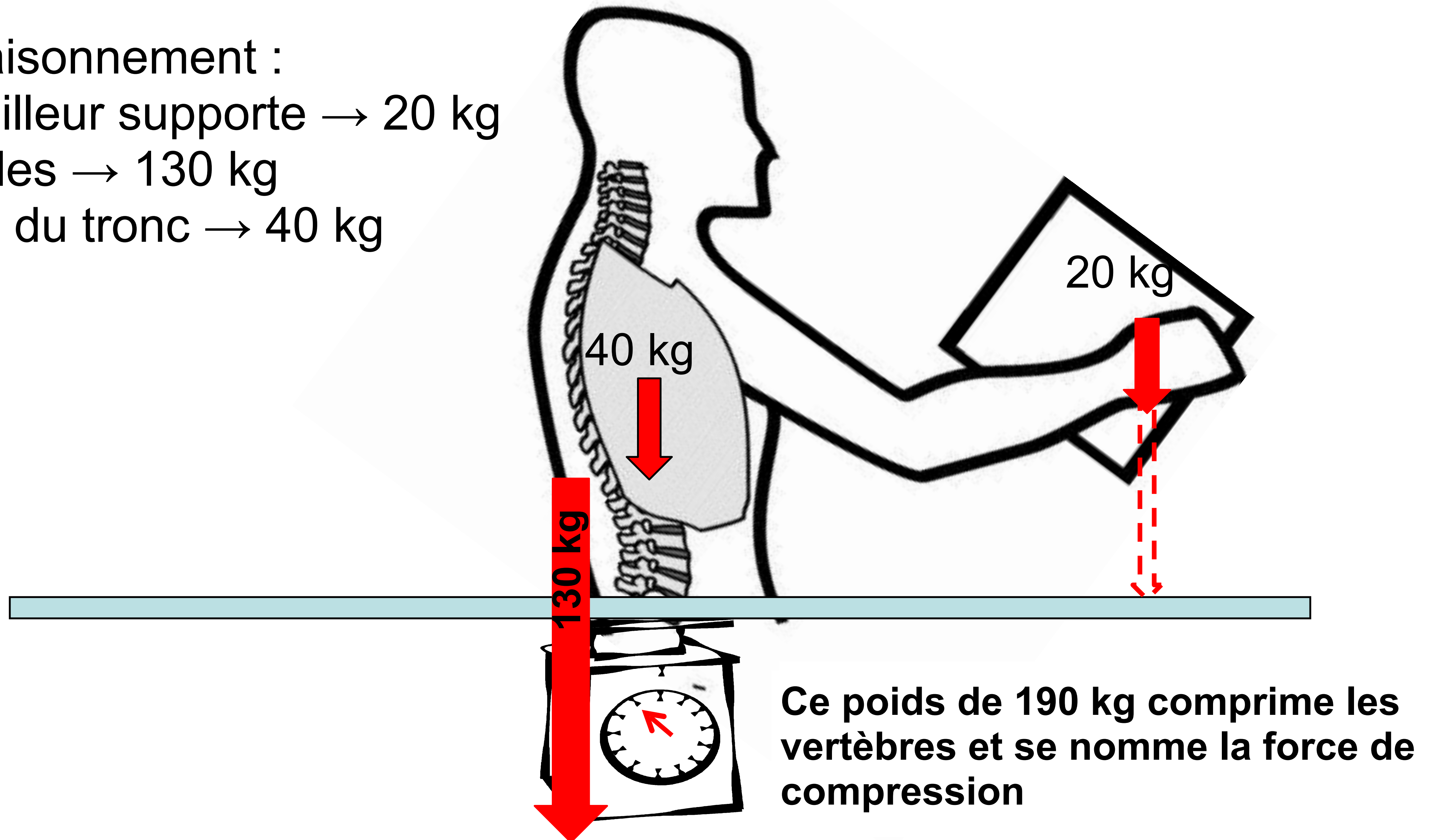
$$20 \text{ kg} + 5 \text{ kg} + 10 \text{ kg} = 35 \text{ kg}$$

Travailleur



Même raisonnement :

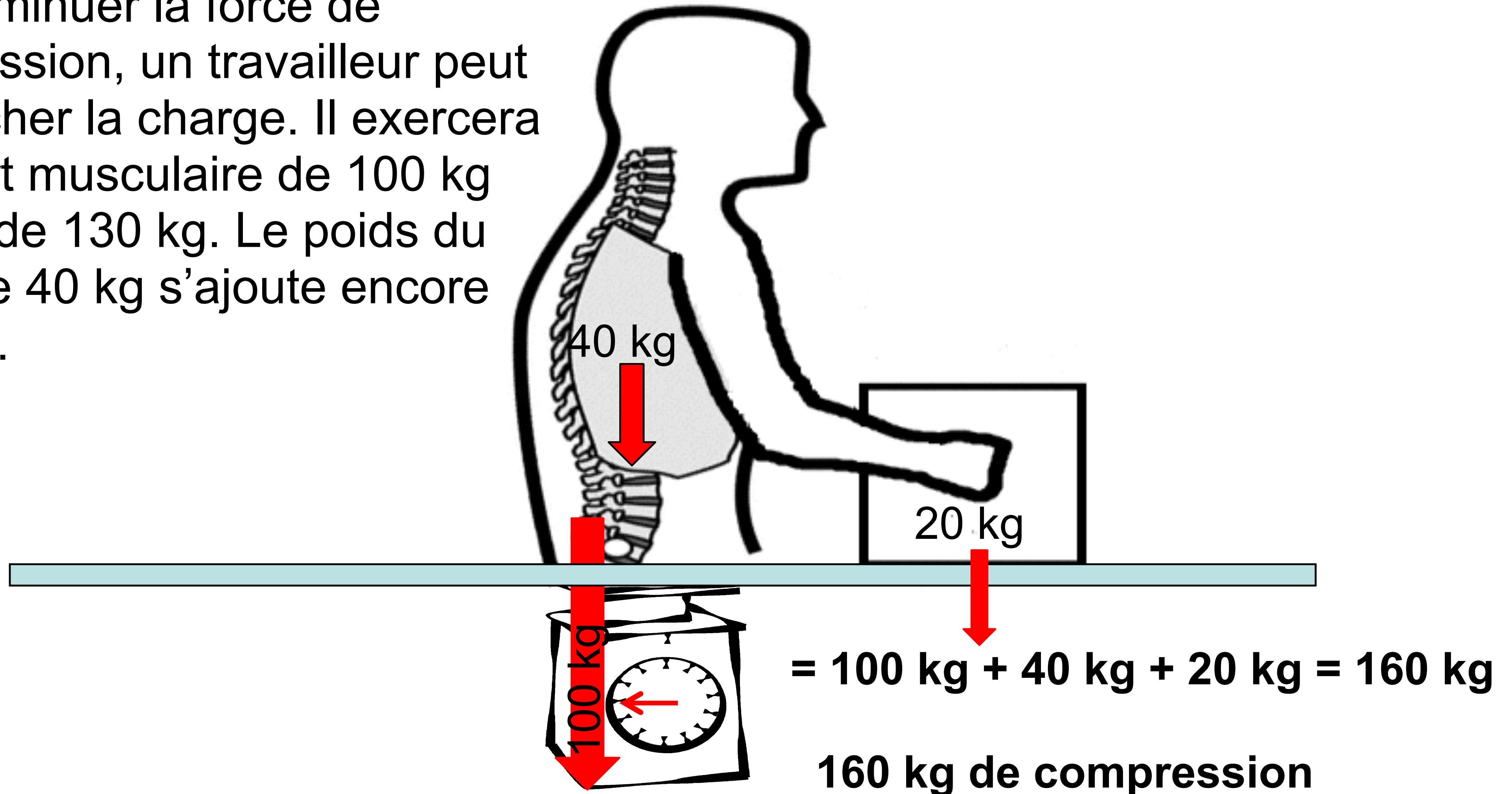
- Travailleur supporte → 20 kg
- Muscles → 130 kg
- Poids du tronc → 40 kg



Rapprocher la charge



Pour diminuer la force de compression, un travailleur peut rapprocher la charge. Il exercera un effort musculaire de 100 kg au lieu de 130 kg. Le poids du tronc de 40 kg s'ajoute encore au total.



La force de compression



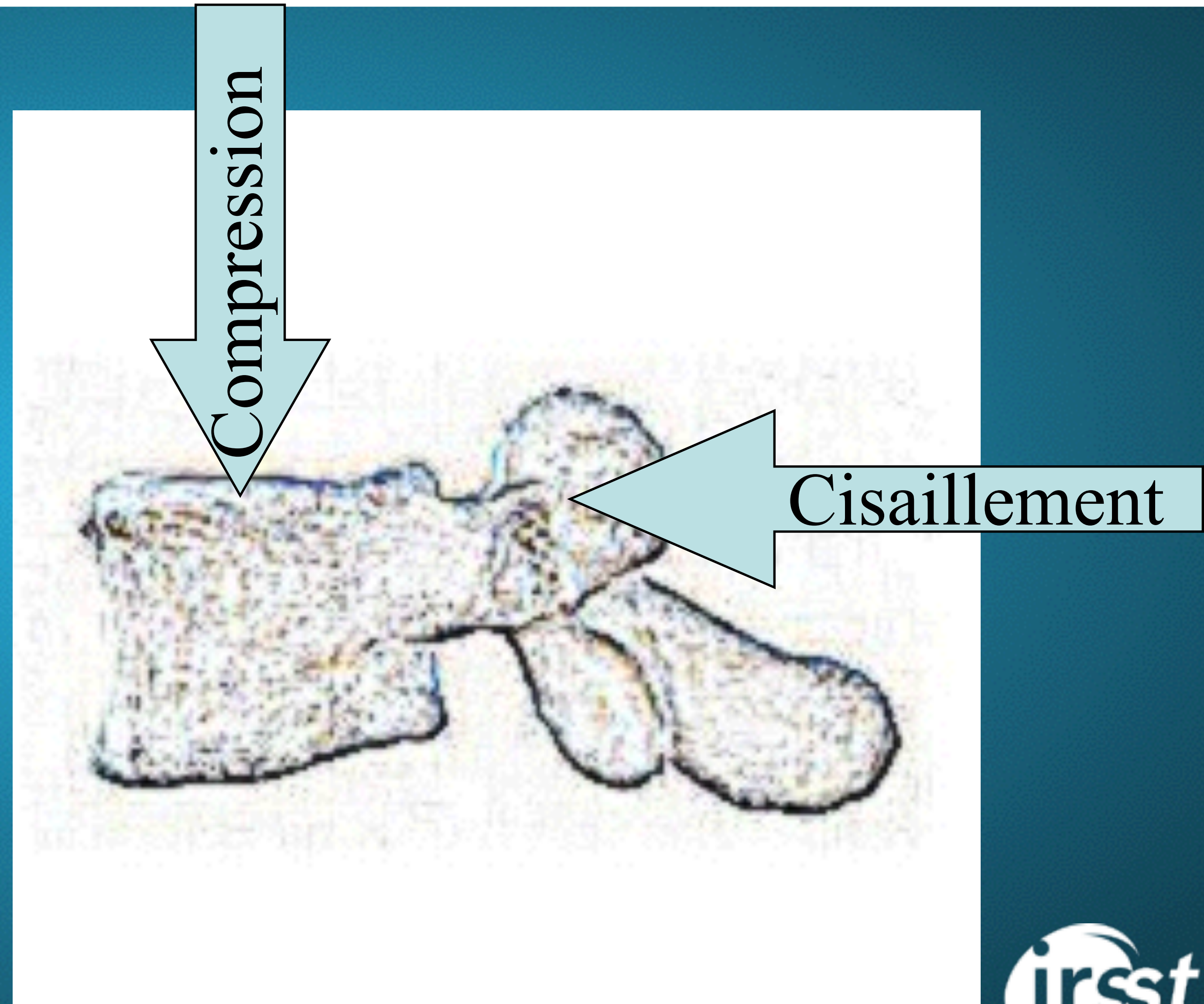
**La force de
compression**

Force de compression et de cisaillement

Valeurs acceptables :
Compression → 3 400 N
Cisaillement → 1 000 N

N = Newton

1 000 N $\approx$ 100 kg



Modélisation colonne vertébrale → Complexe





SAMPLE

Deux modèles biomécaniques au Québec

1. Modèle basé sur une approche physiologique qui s'appuie sur des mesures d'électromyographie (EMG) assisté par optimisation (modèle EMGAO : Gagnon et coll., 2011)
2. Modèle qui repose sur des mesures cinématiques, aussi assistées par optimisation (modèle CINAO : Shirazi...)

Ces deux modèles ont été comparés dans une étude antérieure, subventionnée par l'IRSST.

Objectifs

- Le projet proposait 4 volets :
 - Deux volets de recherche qui évaluaient le modèle CINAO
 - Un volet qui appliquait le modèle CINAO
 - Un volet qui appliquait le modèle EMGAO

VOLET N° 1 – (ÉVALUATION MODÈLE CINAO) : EFFETS DE L'ORIENTATION DE LA POSITION ET DE L'AMPLITUDE DES FORCES DANS L'ÉVALUATION DES FORCES DE COMPRESSION

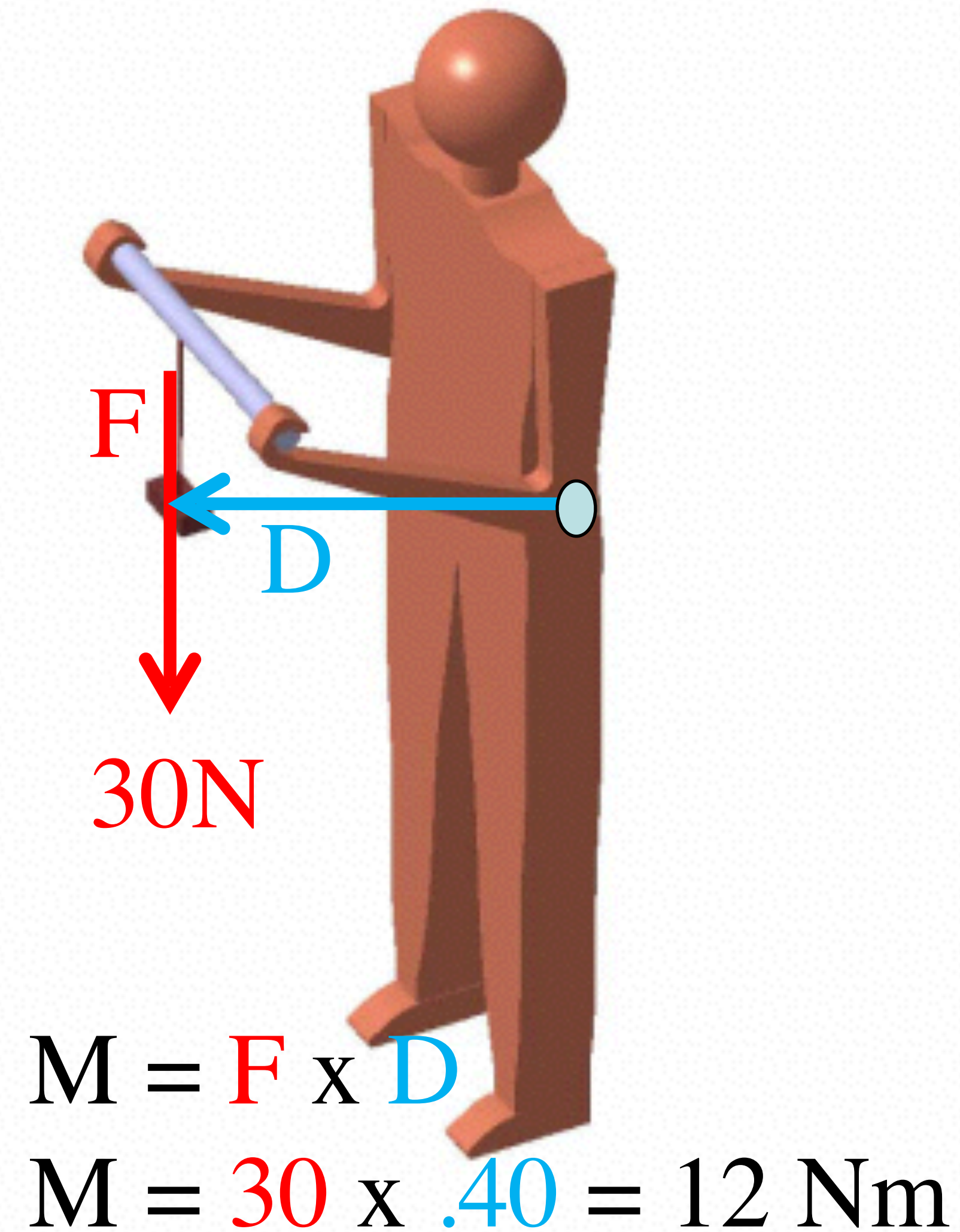
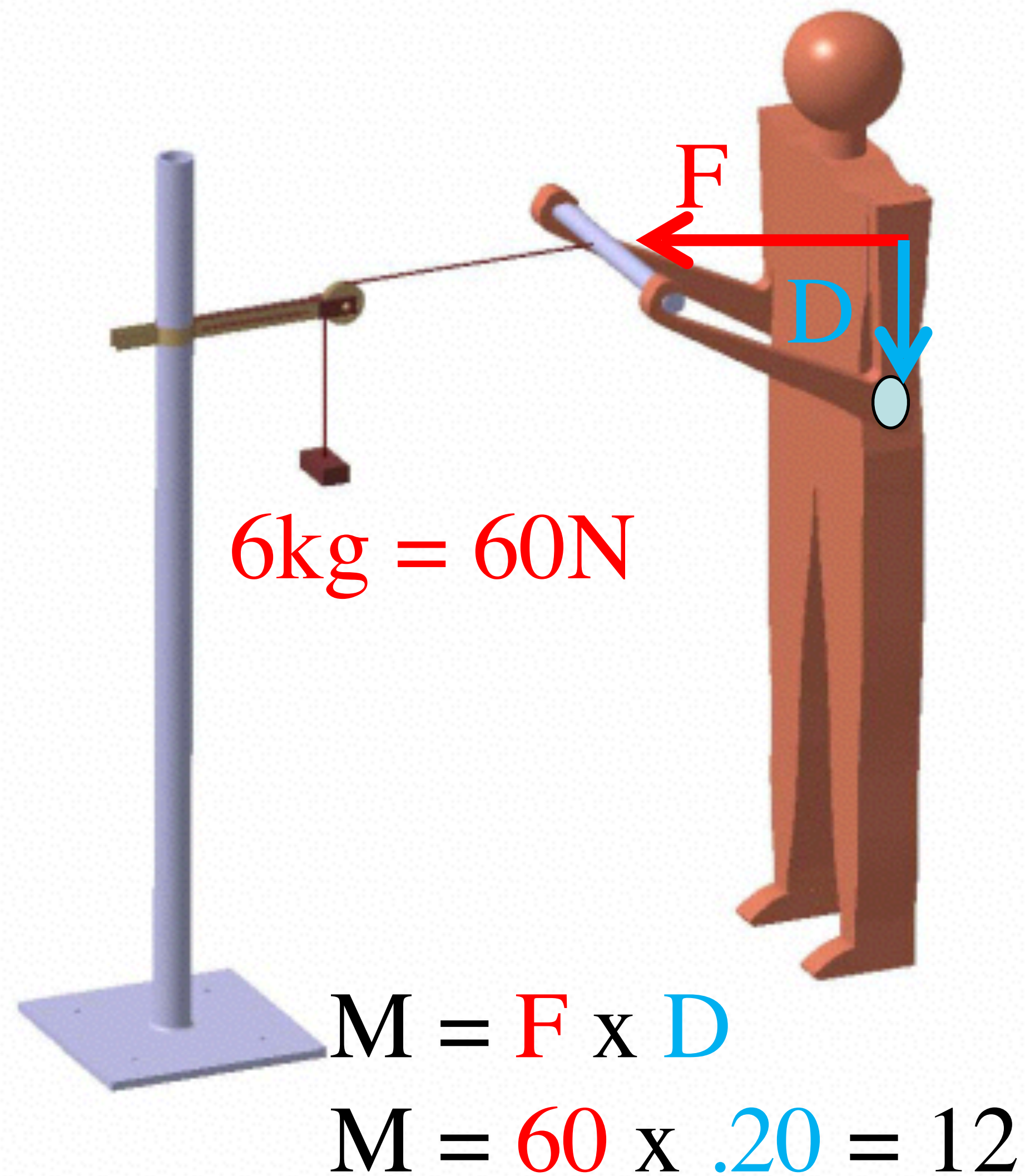
PROJET DE DOCTORAT : ZAKARIA EL OUAID

Objectif du premier volet

- Vérifier si différentes forces externes produisant le même moment à L5-S1 sollicitaient les mêmes groupes musculaires et produisaient le même chargement lombaire

Hypothèse de recherche : l'orientation des forces modifiera les patrons d'activation des muscles du tronc et, de ce fait, le chargement lombaire avec le modèle CINAO de Shirazi-Adl (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006a)

Hypothèse : Moments égaux = Forces internes égales ?



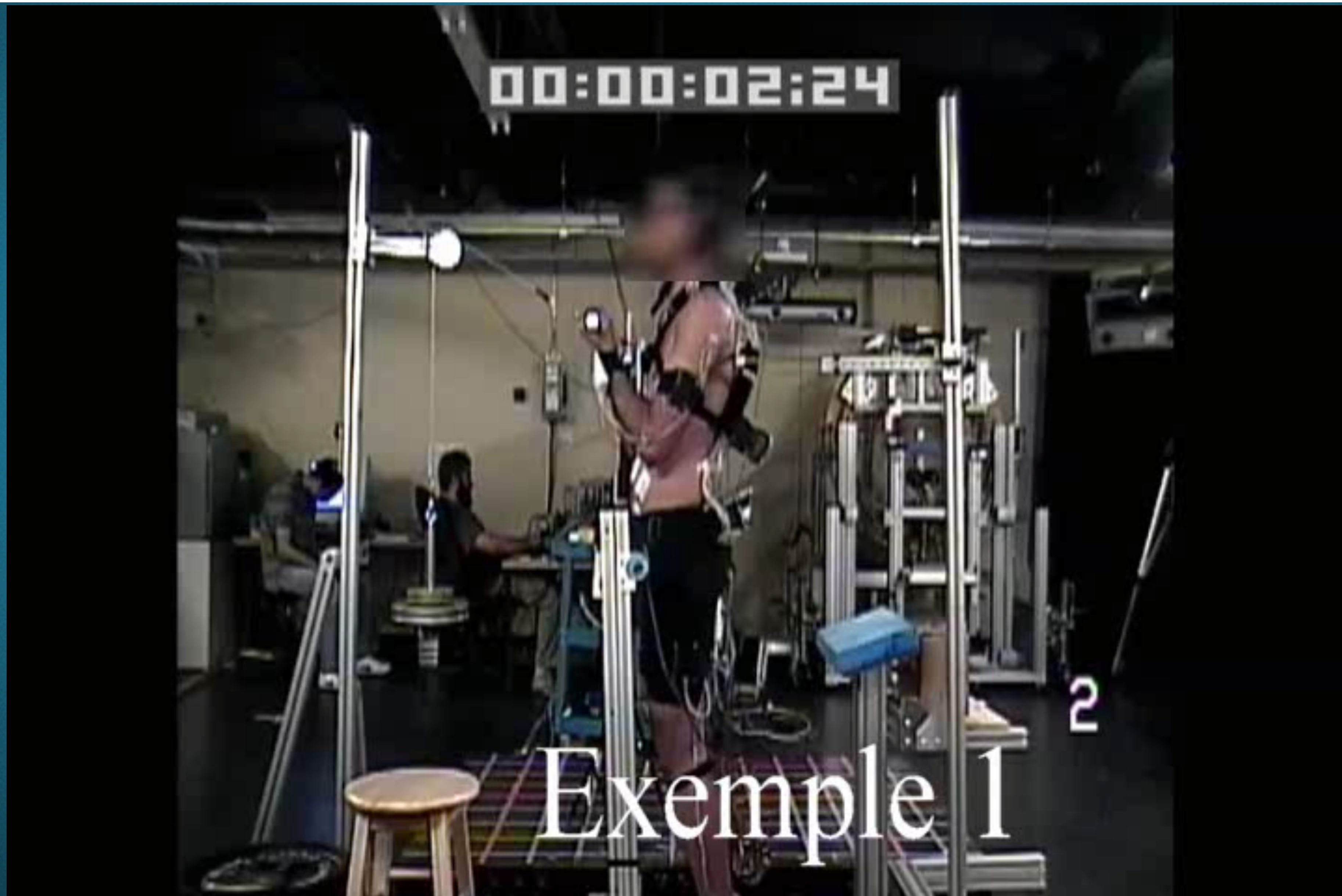
Méthode

- 12 sujets de sexe masculin
- Mesure de l'activité électrique musculaire (EMG) de 6 muscles du tronc
- La cinématique du corps a été évaluée au moyen de marqueurs fixés sur les segments et captée par des colonnes optoélectroniques

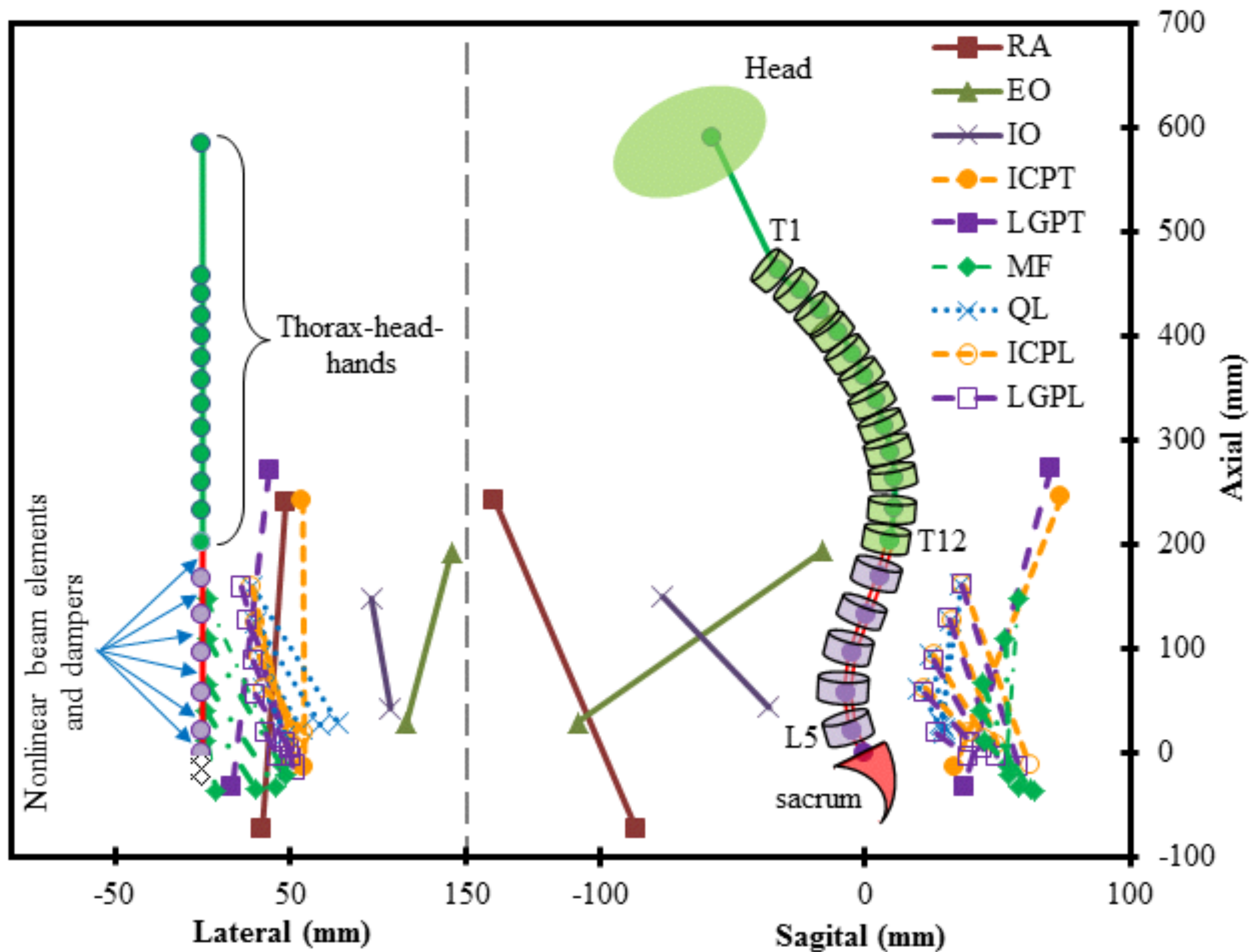
Méthode (suite)

- Le sujet devait tenir une poignée qui a servi à transmettre le moment externe au dos dans une position debout droite
- Six types distincts de tâches statiques :
 - Moment à L5-S1 toujours identique entre les tâches
 - Amplitude et direction des forces externes différentes

Quatre exemples de tâches

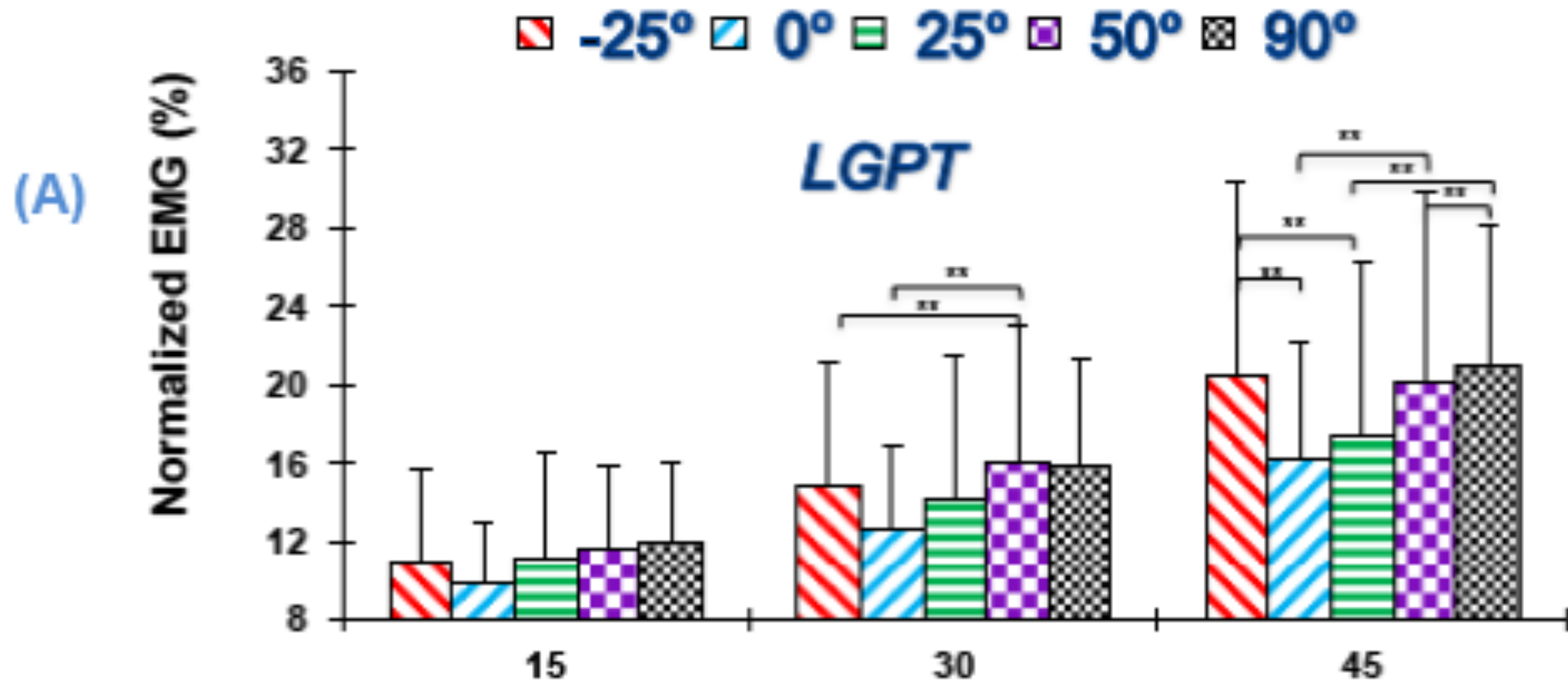


Utilisation du modèle CINAO

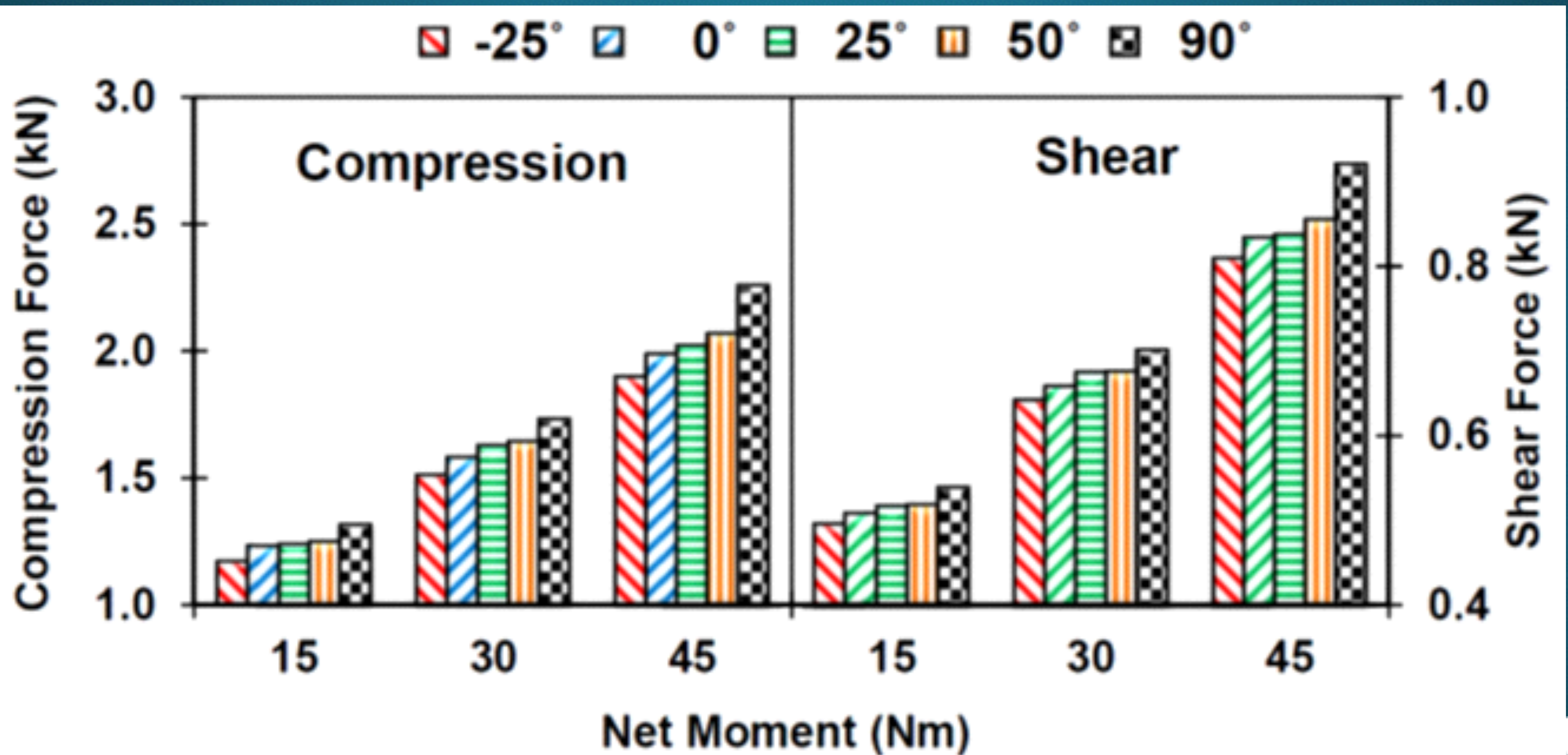


- 7 corps rigides
- Disques
- Muscles
- Ligaments
- Anthropométrie

Résultats : % EMG max



Forces de compression et de cisaillement (sujet 1)



Conclusion volet N° 1

Les résultats de ce volet (1) ont confirmé l'influence majeure de la force d'orientation sur la réponse neuromusculaire du tronc et sur le chargement lombaire et (2) ont permis d'améliorer les résultats du modèle CINAO en considérant les nouveaux intrants

VOLET N° 2 – LA BIODYNAMIQUE DU TRONC SOUS L'EFFET DE PERTURBATIONS SOUDAINES (MODÈLE CINAO)

PROJET DE DOCTORAT : ALI SHAHVARPOUR

Volet N° 2

Objet : Réponses réflexes des muscles du dos

Rôle des réflexes : Protection contre perturbations soudaines

Réflexes altérés chez patients avec lombalgie (réadaptation possible)

Quantification avec EMG : Fidélité insatisfaisante (Santos et al., 2011)

Objectif : Évaluer la valeur ajoutée

- (1) Des mesures cinématiques de la perturbation du tronc
- (2) Des estimations du modèle CINAO (forces internes)

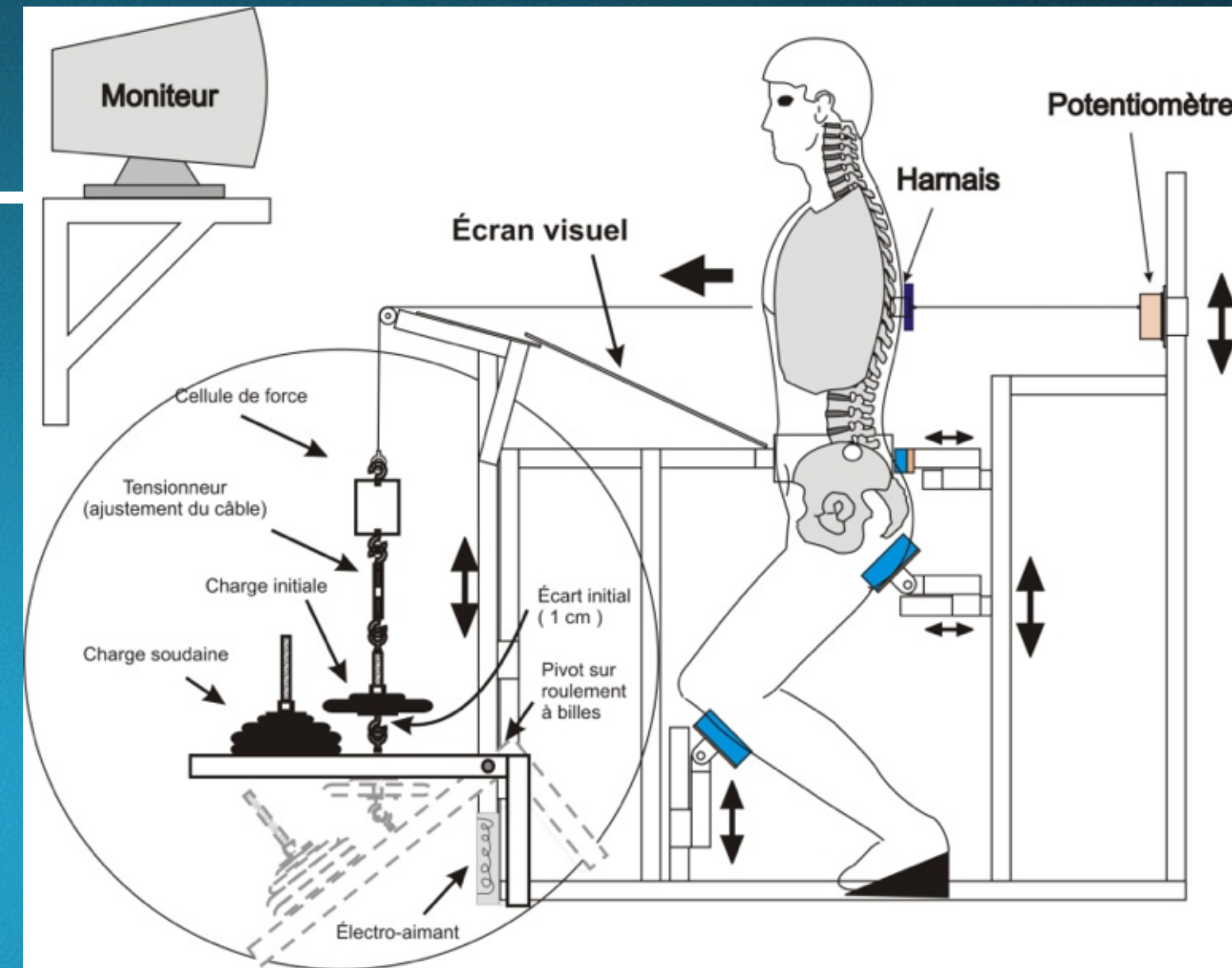


Méthodologie

- Manipulation des paramètres pour altérer les réponses réflexes (5 conditions)
- Variables
 - EMG
 - Cinématique
 - 2 Modèles (CINAO, stabilité lombaire)

Conclusions

- En terme de sensibilité aux effets :
 - EMG et cinématique : informations complémentaires
 - Modèles $\neq$ valeur ajoutée à la cinématique
- Utilité des modèles : Estimation du risque de lésions lombaires



VOLET N° 3 – À LA RECHERCHE D'ÉQUATIONS DE PRÉDICTION DU CHARGEMENT LOMBAIRE

RESPONSABLE : Navid Arjmand

VOLET N° 3 - INTRODUCTION

- Prédire le chargement lombaire sans modèles → Difficile
- Possible d'établir une relation simple, à partir d'équations de régression, entre des données d'entrée simple (inclinaison du tronc) et les forces de compression et de cisaillement d'un modèle complexe (CINAO)
- Une première série d'équations a été développée dans un premier projet pour des contextes de travail symétrique

Objectif

Ce volet visait à développer des équations pour des chargements asymétriques et à les comparer aux estimations offertes par d'autres outils ergonomiques parmi les plus populaires

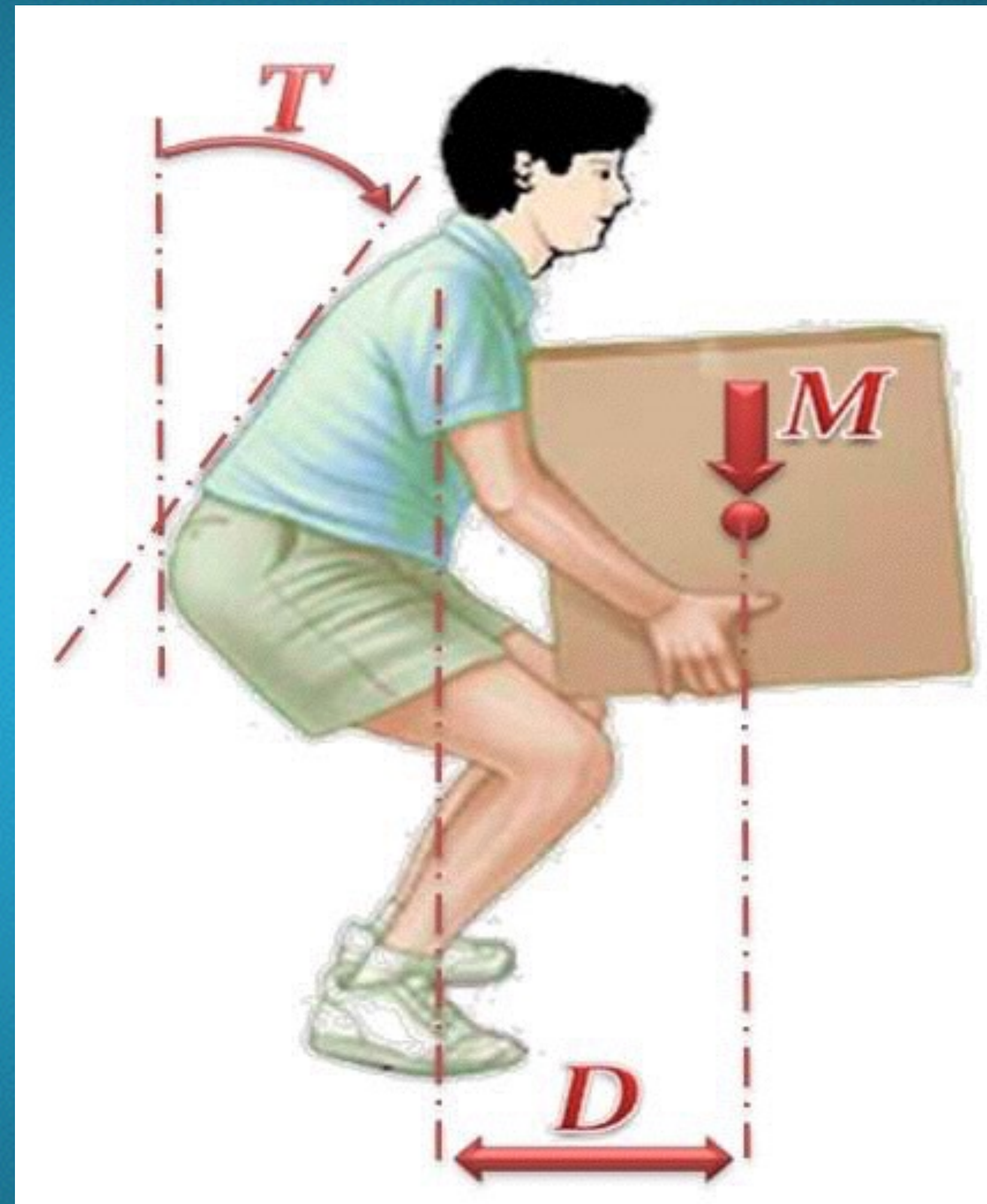
Équations pour des conditions de manutention statiques ou quasi statiques

Méthode : Données

- Simulation de conditions de levage d'un sujet type :
 - Différentes positions des mains
 - Différentes inclinaisons du tronc
 - Différentes inclinaisons du bassin
 - Différentes masses de l'objet
 - Au total 5 760 conditions
- Pour chacune des 5 760 conditions → les forces de compression et de cisaillement ont été estimées à l'aide du modèle CINAO

Méthode : 4 intrants pour chacune des 5 760 conditions

- M = Masse
- T = Inclinaison du tronc
- D = Distance objet
 - D_x = Antérieure
 - D_y = Latérale



Relation modèle CINAO et intrants : calcul des coefficients

- Y_1 = force compression
 - Y_2 = force cisaillement
1. Calcul des 15 coefficients « b »
 2. Calcul des forces
- M = Masse
 - T = Inclinaison tronc
 - D = Distance objet
 - Dx = Antérieure
 - Dy = Latérale

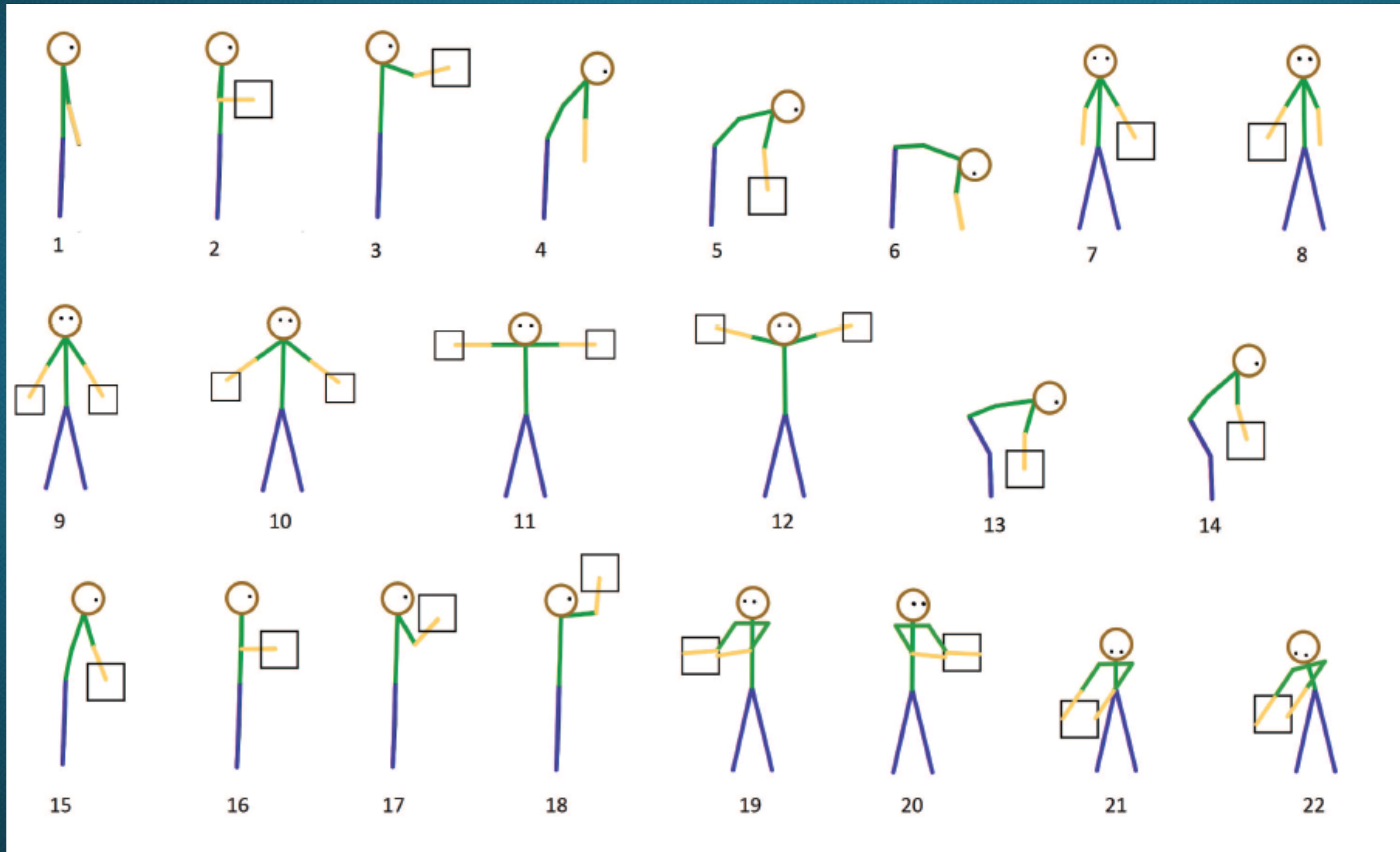
$$Y = b_0 + b_1 T + b_2 M + b_3 Dx + b_4 Dy + b_5 T^2 + b_6 M^2 + b_7 (Dx)^2 + b_8 (Dy)^2 + b_9 T \times M + b_{10} T \times Dx + b_{11} T \times Dy + b_{12} M \times Dx + b_{13} M \times Dy + b_{14} Dx \times Dy \quad (1)$$

Résultats : modèle de régression pour estimer les charges

Les résultats soutiennent que ces nouvelles équations constituent une avancée par rapport à l'équation du National Institute of Occupational Safety and Health (NIOSH) de 1991, soit l'outil de référence le plus utilisé par les ergonomes

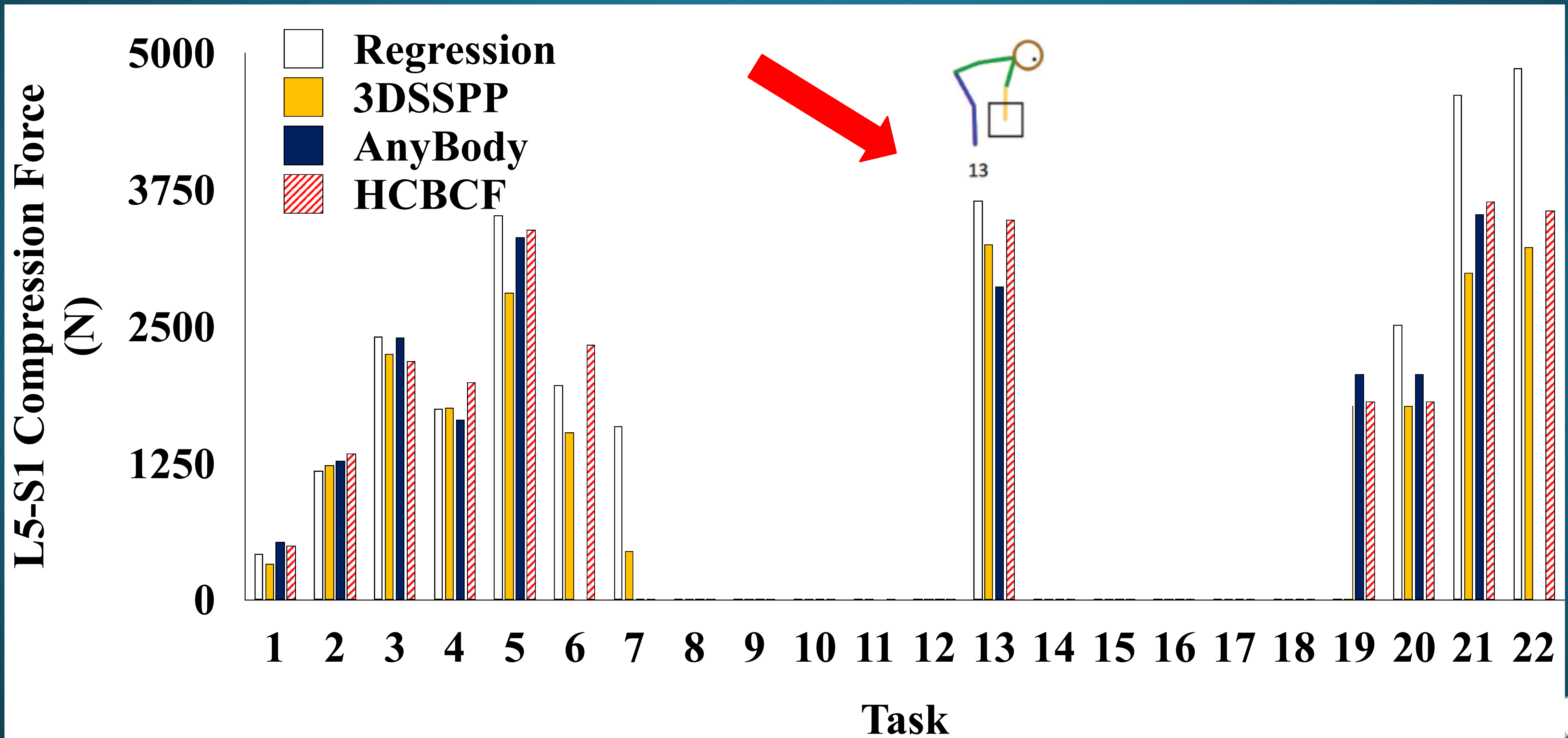
		Position de la charge en fonction de L5-S1			
Paramètres	RC ⁽¹⁾	C _{L4-L5}	S _{L4-L5}	C _{L5-S1}	S _{L5-S1}
Intercept	b ₀	242.331*	-30.500*	193.334*	147.387*
T	b ₁	41.686*	4.681*	44.281*	10.471*
M	b ₂	-6.095	4.259*	-4.777	2.471
Dx	b ₃	-2.886	-0.201	-3.706*	-0.448
Dy	b ₄	1.109	1.271*	1.288	1.135*
T ²	b ₅	-0.240*	-0.014*	-0.246*	-0.057*
M ²	b ₆	0.964*	0.112*	1.013*	0.361*
Dx ²	b ₇	0.042*	0.004	0.049*	0.015*
Dy ²	b ₈	0.050*	0.008*	0.062*	0.018*
T × M	b ₉	-0.455*	-0.151*	-0.516*	-0.314*
T×Dx	b ₁₀	0.001	0.000	0.007	-0.004
T×Dy	b ₁₁	-0.061*	-0.043*	-0.093*	-0.042*
M×Dx	b ₁₂	2.455*	0.324*	2.653*	0.999*
M×Dy	b ₁₃	1.285*	0.042*	1.329*	0.426*
Dx×Dy	b ₁₄	-0.022	0.004	-0.015	-0.005
Modèle p-value	-	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
R ² (adj R ²) %	-	97.62 (97.60)	94.27 (94.23)	97.53 (97.51)	97.55 (97.53)
RMSE (N)	-	144	26	158	50
FE min–max ⁽²⁾	-	574-5283	27-617	598-5686	197-1811

Comparaisons avec d'autres modèles de prédiction



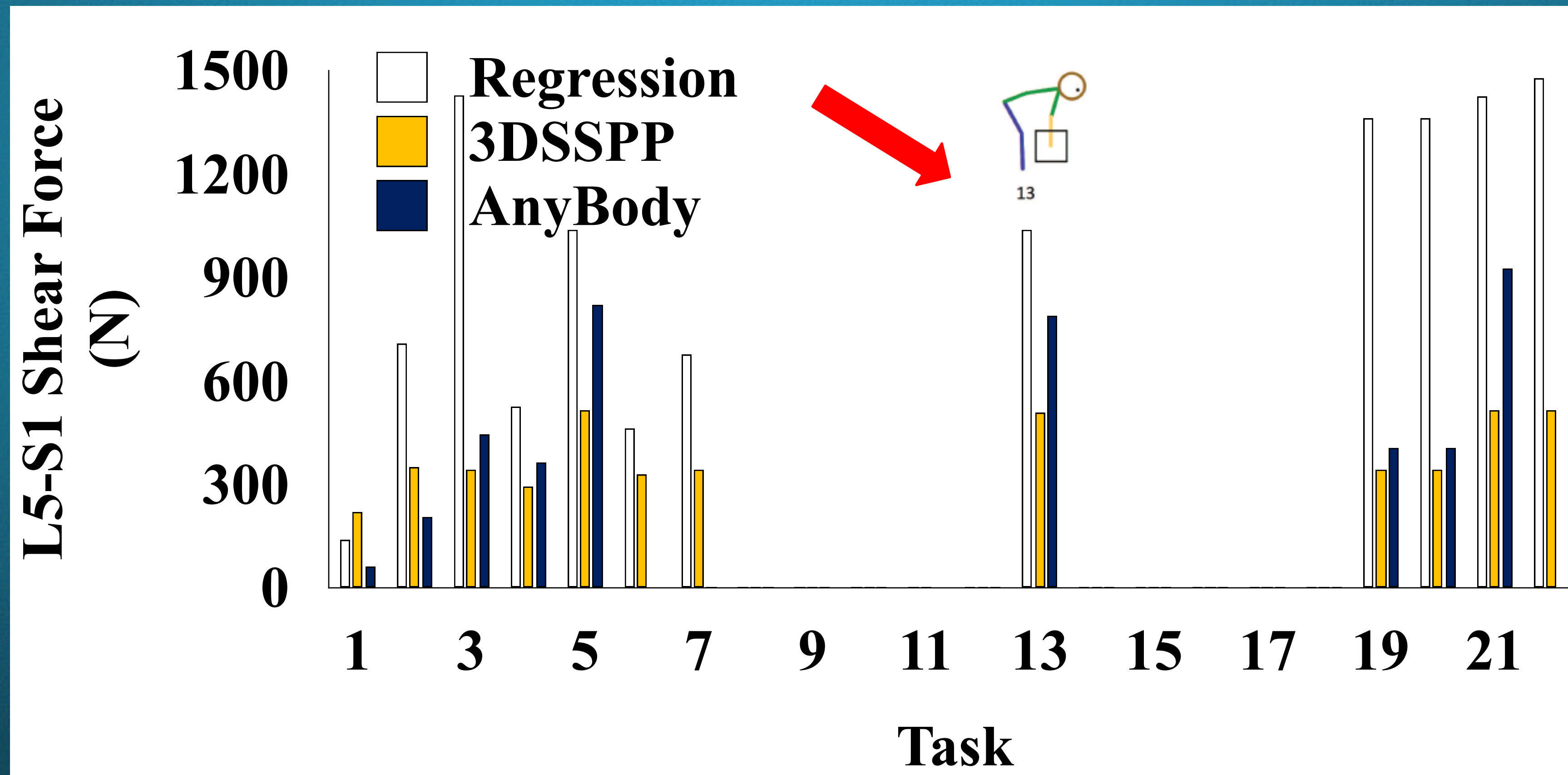
22 tâches

Comparaisons avec d'autres modèles de prédiction



Comparaisons avec d'autres modèles de prédiction

- Différences importantes entre les outils;
- Outils plus convergents sur la prédiction des forces de compression à L5-S1 que celles de cisaillement;
- Il n'est pas possible de savoir lequel des outils est le plus valide.



**VOLET N° 4 – APPLICATION D'UN MODÈLE
MULTINIVEAUX DE LA COLONNE VERTÉBRALE
LOMBAIRE À SOLUTION EMG OPTIMISÉE (EMGAO) AUX
DONNÉES DU PROJET EXPERT/NOVICE EN
MANUTENTION CHEZ LES HOMMES**

RESPONSABLE : Denis Gagnon

Introduction

- Dans une étude antérieure (Plamondon et coll., 2010), il avait été démontré que des manutentionnaires experts se différenciaient des novices surtout en fléchissant moins la région lombaire de la colonne vertébrale lors d'une levée de caisse.
- D'un autre côté, le moment résultant net externe était le même entre les groupes.
- Question : Est-ce que le chargement interne diffère ?

Objectif

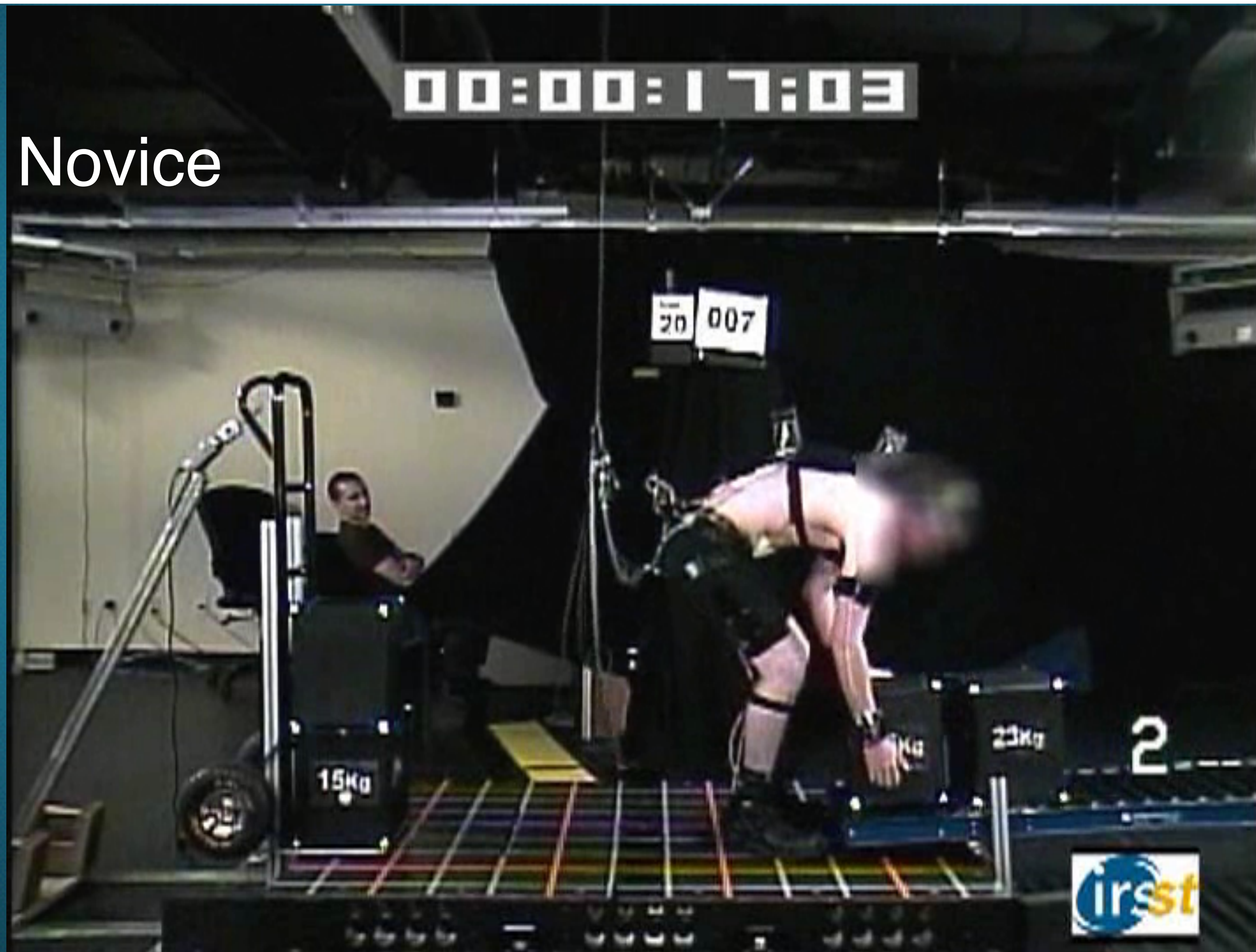
- L'objectif de ce volet était de faire une analyse détaillée des manutentions de l'étude expert/novice à l'aide d'un modèle de la colonne vertébrale lombaire à solution EMG optimisée (EMGAO; Gagnon et coll., 2011).

Méthode

- 10 manutentionnaires experts ont été comparés à 10 manutentionnaires novices.
- Les manutentionnaires ont effectué 128 transferts de caisses d'un convoyeur vers un diable. Une partie seulement a été étudiée.
- Un modèle (multisegmentaire) biomécanique a permis d'estimer la cinématique et la cinétique segmentaire, les données (postures, forces externes) servant d'intrant au modèle EMGAO.

Tâches

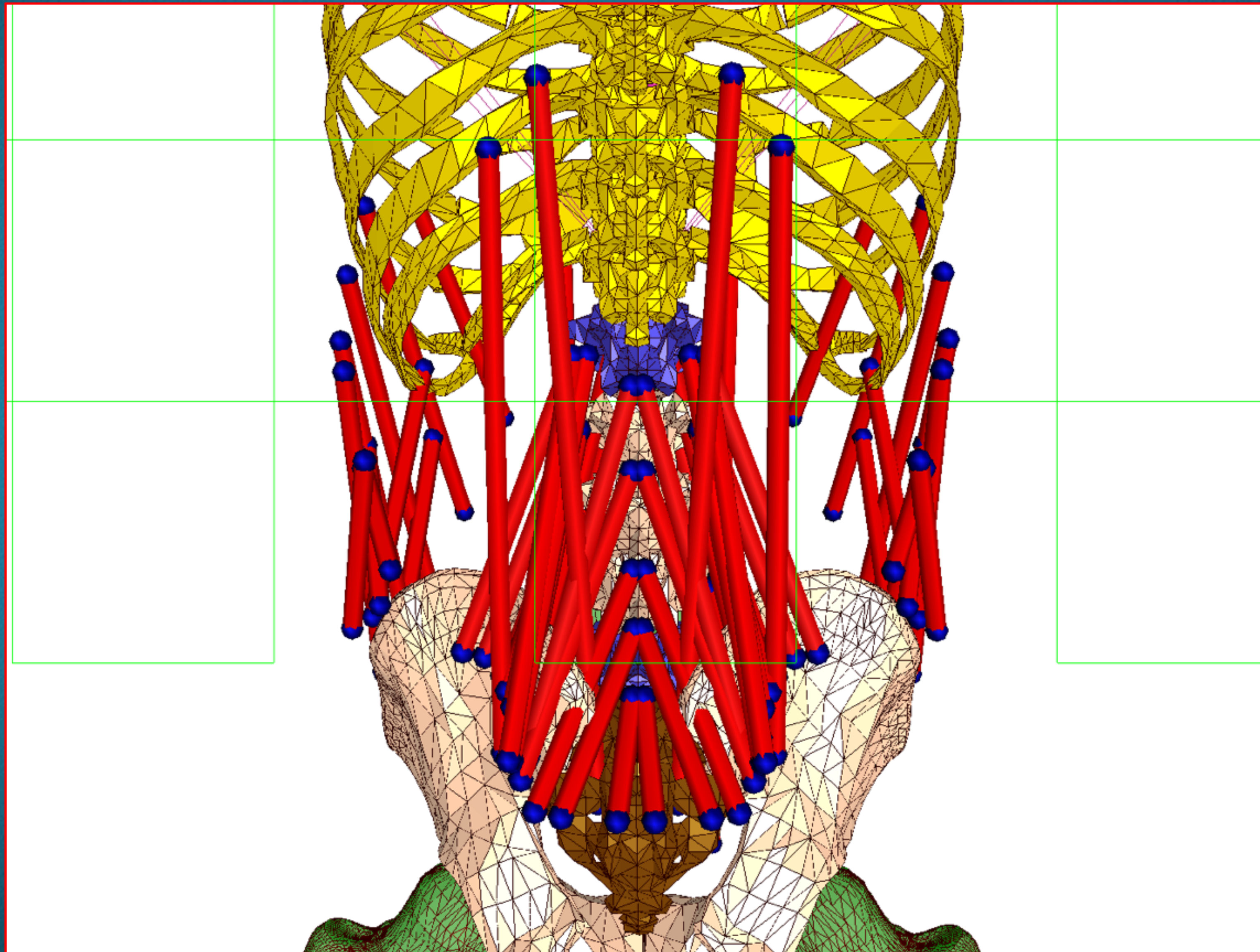
Novice



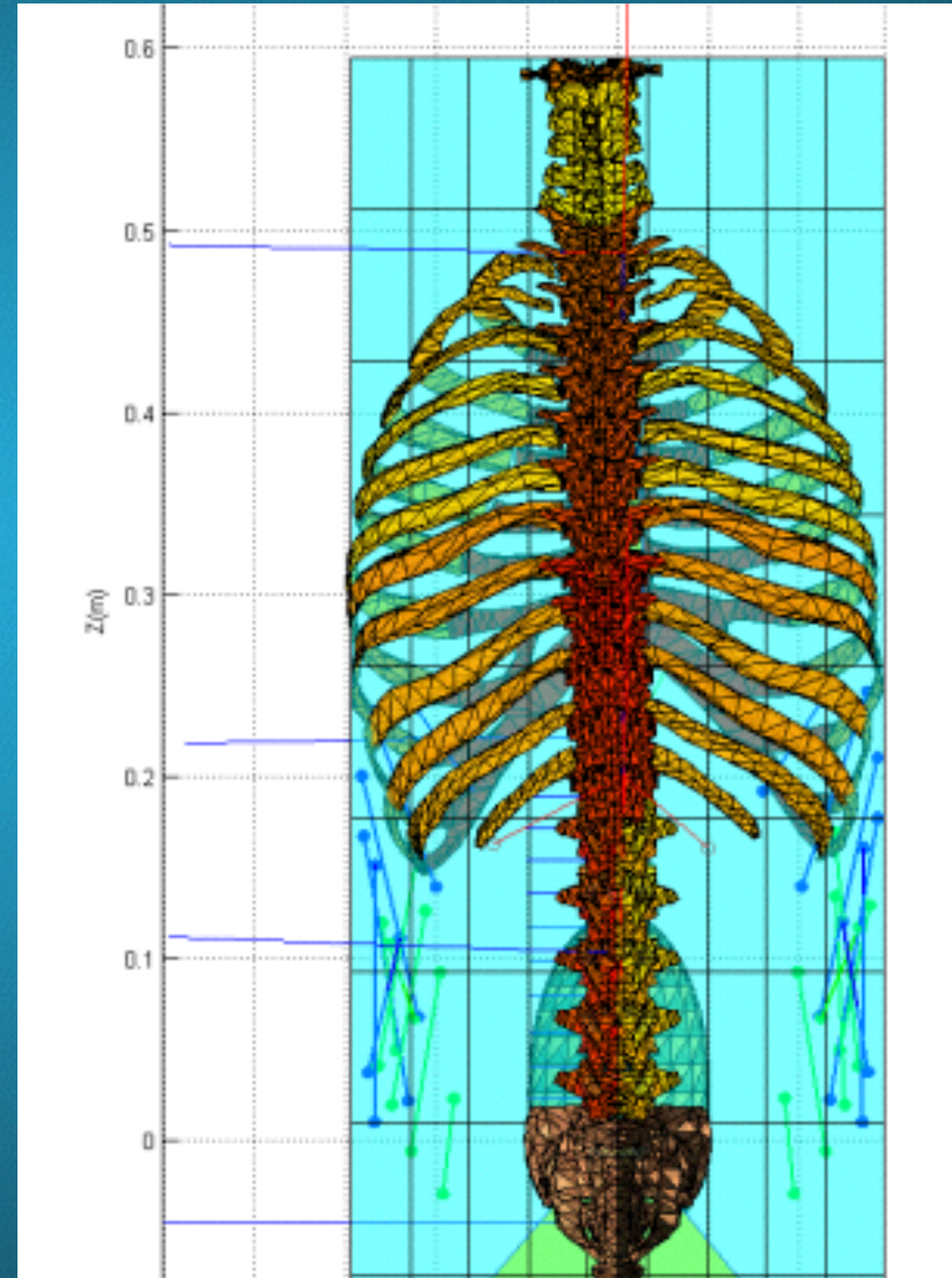
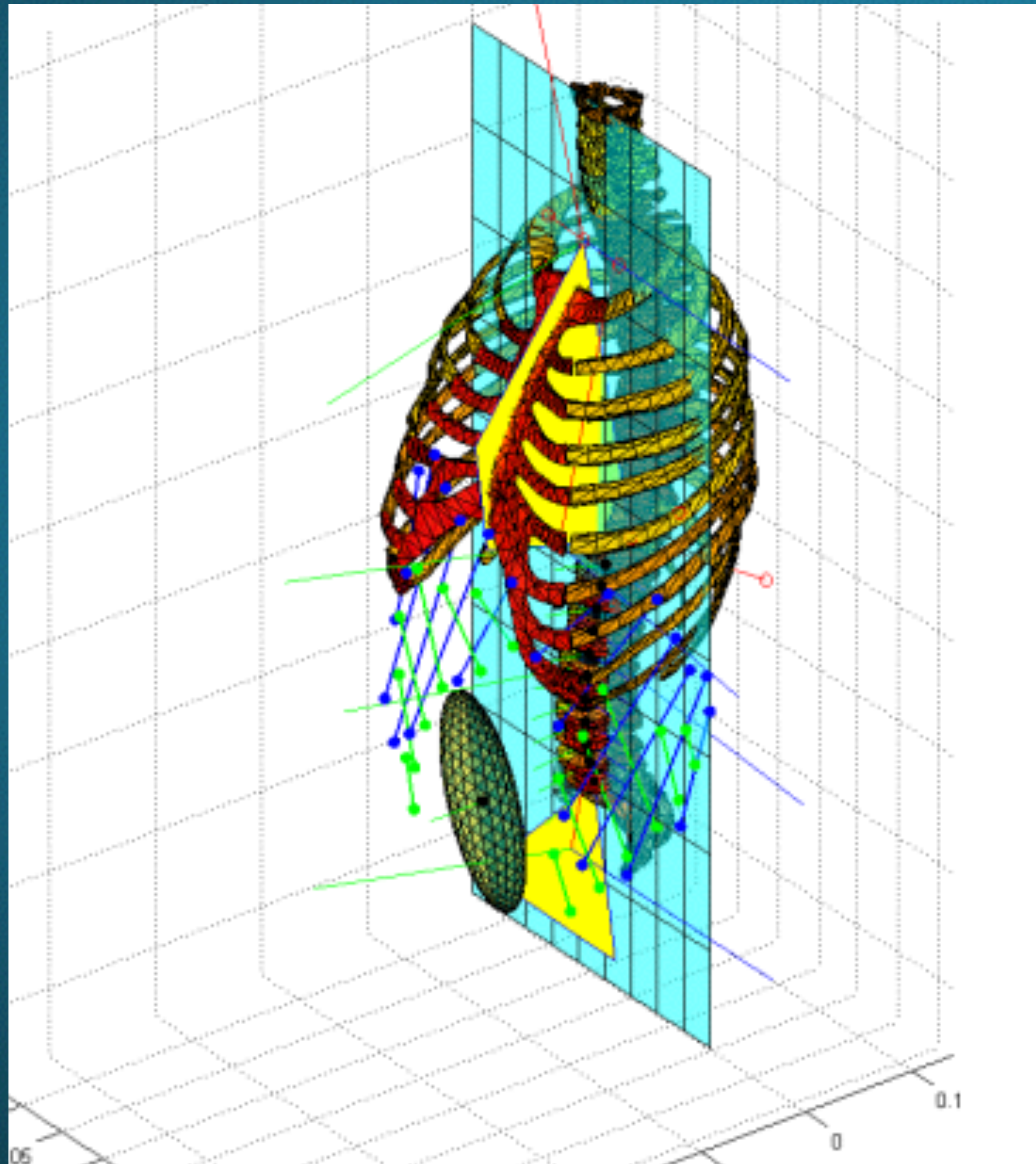
Modèle EMGAO

- Le modèle musculosquelettique 3D de la colonne vertébrale lombaire détermine le chargement interne simultanément aux six articulations principales de la colonne lombaire (T12-S1) en estimant les forces musculaires requises pour équilibrer les 18 moments nets agissant à ces articulations.

Modèle EMGAO de Gagnon : Vue postérieure du modèle



Modèle EMGAO Gagnon :



Résultats

- L'expertise n'a aucun effet sur la force compression :
 - Moments externes similaires entre experts et novices
- L'expertise a des effets significatifs sur la force cisaillement sur certaines articulations (T12-L1) :
 - Novices > experts
- Les experts vont faire appel davantage aux composantes actives musculaires
- Les novices vont faire appel davantage aux composantes passives musculaires et ligamentaires

Conclusions

- La posture adoptée par les experts et les novices (au moment de la levée de caisse) fait en sorte que la distribution des forces sur les structures internes est différente.
- Ces différences pourraient contribuer à augmenter les risques de blessures chez les novices :
 - Une flexion prononcée du tronc amène une déformation du disque vertébral plus importante et une moins bonne répartition des forces sur sa surface.

Conclusion générale

- Volet N° 1 → L'orientation des forces externe est importante
- Volet N° 2 → Les mesures EMG et le modèle CINAO apportent des informations différentes
- Volet N° 3 → Équations pour estimer le chargement lombaire asymétrique
- Volet N° 4 → Les experts sont différents des novices dans leur stratégie de répartition des efforts internes
- Futur : poursuivre le développement des modèles biomécaniques musculosquelettiques pour considérer un plus grand nombre de conditions d'application (dose-réponse)

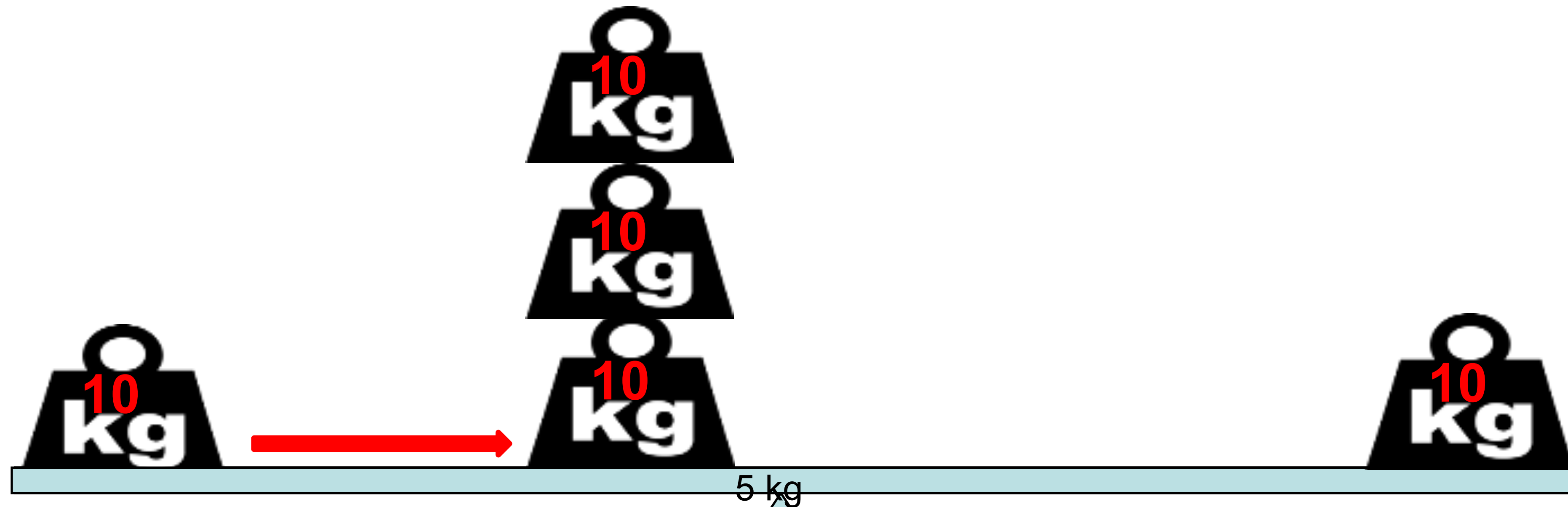
Retombées : 1 rapport – 14 publications

- Rapport de recherche : IRSST R-866
- Publications :
 1. Arjmand, N., Amini, M., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A., Parnianpour, M., 2015. Revised NIOSH Lifting Equation May generate spine loads exceeding recommended limits. International Journal of Industrial Ergonomics 47, 1-8.
 2. Arjmand, N., Ekrami, O., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A., Parnianpour, M., 2013. Relative performances of artificial neural network and regression mapping tools in evaluation of spinal loads and muscle forces during static lifting. J Biomec 46, 1454-1462.
 3. Arjmand, N., Plamondon, A., Shirazi-Adl, A., Parnianpour, M., Lariviere, C., 2012a. Predictive equations for lumbar spine loads in load-dependent asymmetric one- and two-handed lifting activities. Clin Biomech 27, 537-544.
 4. Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A., Parnianpour, M., Larivière, C., 2012b. Regression models for spinal loads in lifting using a complex finite element model . J Biomec 45, S593.
 5. Shahvarpour, A., Shirazi-Adl, A., Larivière, C., Bazrgari, B. (2015) Computation of Trunk Stability in Forward Perturbations. Effects of Preload, Perturbation Load, Initial Flexion and Abdominal Preactivation, J Biomec, 48, 716-720.
 6. Shahvarpour, A., Shirazi-Adl, A., Larivière, C., Bazrgari, B. (2015) . Trunk active response and spinal forces in sudden forward loading – analysis of the role of perturbation load and pre-perturbation conditions by a kinematics-driven model, J Biomec, 48, 44-52, 2015.

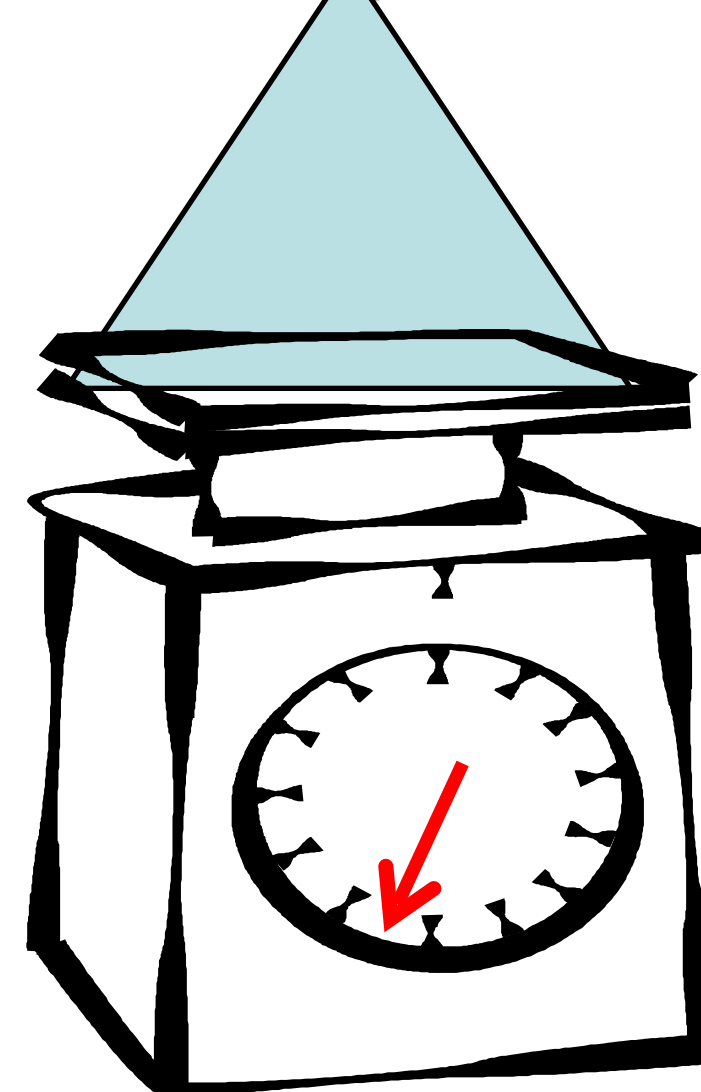
Retombées (suite)

8. El Ouaaid, Z., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., Plamondon, A., 2013a. Coupled objective function to study the role of abdominal muscle forces in lifting using the kinematics-driven model. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 16, 54-65.
9. El Ouaaid, Z., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A., 2014a. Effect of changes in orientation and position of external loads on trunk muscle activity and kinematics in upright standing. *J Electromyogr Kinesiol* 24, 387-393.
10. El Ouaaid, Z., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A. (en ligne). Effects of variation in external pulling force magnitude, elevation, and orientation on trunk muscle forces, spinal loads and stability. *J Biomech*,
11. El Ouaaid, Z., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A., Arjmand, N., 2014b. Elevation and orientation of external loads influence trunk neuromuscular response and spinal forces despite identical moments at the L5-S1 level. *J Biomec* 47, 3035-3042.
12. El Ouaaid, Z., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A., Lariviere, C., 2013b. Trunk strength, muscle activity and spinal loads in maximum isometric flexion and extension exertions: A combined in vivo-computational study. *J. Biomec* 46, 2228-2235.
13. Rajaei, M.A., Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A., Schmidt, H., 2015. Comparative evaluation of six quantitative lifting tools to estimate spine loads during static activities. *Applied Ergonomics* 48, 22-32.
14. Shahvarpour, A., Shirazi-Adl, A., Mecheri, H., Lariviere, C., 2014. Trunk response to sudden forward perturbations - Effects of preload and sudden load magnitudes, posture and abdominal antagonistic activation. *J Electromyogr Kinesiol* 24, 394-403.

Balance



Le poids gauche est déplacé près du centre.



Pour équilibrer le tout, il faudra 30 kg du côté gauche. Le poids total sur la balance sera de :

$$= 30 \text{ kg} + 5 \text{ kg} + 10 \text{ kg} = 45 \text{ kg}$$