

École polytechnique de Louvain

**Quantification des efforts
intervertébraux lors
de la flexion/extension du tronc
via des modèles multicorps
couplés à des méthodes
expérimentales non invasives**

Auteur: **Cécile GHISLAIN**
Promoteurs: **Paul FISSETTE, Simon HINNEKENS**
Lecteurs: **François GLINEUR, Philippe MAHAUDENS**
Année académique 2022–2023
Master [120] : ingénieur civil électromécanicien

Remerciements

Avant toute chose, je souhaite exprimer ma gratitude à toutes les personnes qui par leur présence ont contribué, de près ou de loin, à la réalisation de ce mémoire.

Un tout grand merci au Professeur Paul Fisette pour son accompagnement enthousiaste et porteur. C'est un promoteur en or, très réactif et présent. J'ai particulièrement apprécié ses remarques constructives et résolument positives. Je remercie également Monsieur Simon Hinnekens, référent précieux qui a su m'expliquer à une vitesse grand V toutes les notions essentielles à mes recherches. Très disponible et toujours au taquet pour débayer la moindre erreur de code, il a su m'inciter à donner le meilleur de moi-même. C'était un plaisir de réaliser mon mémoire dans un cadre aussi stimulant et bienveillant.

Un remerciement tout particulier à ma famille pour m'avoir soutenue tout au long de mes études, même dans les moments les plus difficiles. Un livre entier ne serait pas suffisant pour les remercier pour tout ce qu'ils font pour moi. Merci, mille fois merci.

Le merci suivant est pour mes cokotteurs qui ont vécu avec moi pendant ces deux années de fin d'études. Merci à toute l'équipe du Kot du Grenier passée et actuelle pour ces après-midi de conversations, ces soupers toujours au rendez-vous, ces soirées de jeux et de films, et tout le reste. Spéciale dédicace à celui qui partage mon quotidien au plus près et qui le rend tellement plus agréable !

Un chaleureux merci à mes deux sujets qui ont été, le temps d'une après-midi, des cobayes engagés et plein de joie.

Et finalement merci à tous ceux que je n'ai pas cités et qui m'ont aidée d'une manière ou d'une autre, merci à tous.

Table des matières

1	Introduction	7
1.1	État de l'art	7
1.2	Objectif	8
2	Orthoload	9
2.1	Méthodologie	9
2.2	Données disponibles	11
3	Modèle multicorps	13
3.1	Modèle statique	14
3.2	Modèle dynamique	16
4	Expérience	18
4.1	Sujets	18
4.2	Déroulement	18
4.3	Équipement	22
4.4	Conclusion directe	23
5	Résultats	25
5.1	Modèle statique - cas de Sorensen	25
5.2	Modèle dynamique - cas d'Orthoload	31
6	Discussion	42
6.1	Résultats	42
6.2	Limitations et pistes d'améliorations	46
7	Conclusion	48
	Bibliographie	50

Table des figures

2.1	Implant, photo BERGMANN (2008)	10
2.2	Schéma blocs du fonctionnement de l'implant	10
2.3	Critères de la base de données d'Orthoload, capture d'écran de BERGMANN (2008)	11
3.1	Corps MBS, image modifiée de MACROVECTOR_OFFICIAL (s. d.)	14
3.2	Relation entre le modèle et l'approche EMG, schéma de HINNEKENS, MAHAUDENS et al. (2023)	15
3.3	Régression linéaire non-négative où $w_{O,m} = b$ et $w_{c,m} = a$ (zoom de la figure 3.2)	16
4.1	Exercices d'échauffement	19
4.2	Placement des électrodes sur le dos	19
4.3	Muscles du tronc visés, image prise de GESEK (s. d.) et KENDALL et al. (1993)	20
4.4	Placement des sangles pour l'exercice de Sorensen	20
4.5	Exercice de Sorensen	21
4.6	Exercice de McQuade	21
4.7	Exercice d'Orthoload	22
4.8	Signal RMS filtré et normalisé du sujet 2 des muscles abdominaux lors de l'exercice d'Orthoload, la ligne bleue horizontale marque les 10%	24
5.1	Résultante des efforts intervertébraux - force de compression en rouge, force de cisaillement en vert et couple de flexion en bleu - agissant du segment vertébral L2 sur L1. Le sens des flèches définit les valeurs positives. Schéma tiré de HINNEKENS, MAHAUDENS et al. (2023)	25
5.2	Régression linéaire non-négative réalisée sur les amplitudes EMG de chaque muscle et pour les deux sujets par rapport aux poids ajoutés lors des exercices. "RMS bilat" désigne la moyenne des valeurs RMS des muscles gauche et droit pour chaque poids.	26

5.3	Forces des faisceaux normalisées par la masse du sujet	27
5.4	Efforts internes normalisés par la masse du sujet (m_{sujet})	29
5.5	Angle de flexion du dos lors d'un cycle	32
5.6	Comparaison de la force de compression normalisée par la force en position redressée [N/N] avec différents muscles absents dans le modèle dans le DIV L2/L1	33
5.7	Force de compression normalisée par la force en position redressée en fonction de l'angle du dos ; comparaison entre les DIV L2/L1 et L5/L4	34
5.8	Force de compression normalisée par la force en position redressée en fonction de l'angle du dos ; Comparaison entre la courbe obtenue et la régression linéaire proposée par TAKAHASHI et al. (2006) . . .	35
5.9	Efforts internes normalisés par la masse du sujet	36
5.10	Efforts internes ([N] ou [Nm]) en fonction du cycle. Les courbes d'Orthoload sont obtenues à partir des données de BERGMANN (2008).	40
5.11	Ensemble des appareils posés à l'un des patients d'Orthoload	40
5.12	Forces résultantes normalisées par la valeur absolue de la force en position redressée [N/N] au cours du cycle.	41

Liste des tableaux

4.1	Caractéristiques anthropométriques des sujets	18
5.1	Force de compression maximale normalisée par la masse du sujet [N/kg]. Les pourcentages sont donnés en fonction de la force calculée en L5/L4.	30
5.2	Force de cisaillement maximale en valeur absolue normalisée par la masse du sujet [N/kg]. Les pourcentages sont donnés en fonction de la force calculée en L5/L4.	30
5.3	Couple de flexion extremum normalisé par la masse du sujet [Nm/kg]. Les pourcentages sont donnés en fonction du couple calculé en L5/L4.	30
5.4	Contrainte de compression due à la force de compression maximale [MPa].	31
5.5	Contrainte de cisaillement en valeur absolue due à la force de cisaillement maximale [MPa].	31
5.6	Contrainte de flexion en valeur absolue due au couple de flexion extremum [MPa].	31
5.7	Force de compression maximale normalisée par la force en position redressée [N/N]. Les pourcentages sont donnés par rapport à la force mesurée pour tous les muscles.	33
5.8	Force de compression maximale normalisée par la masse du sujet [N/kg]. Les pourcentages sont donnés par rapport à la force calculée en L5/L4.	37
5.9	Force de cisaillement maximale en valeur absolue normalisée par la masse du sujet [N/kg]. Les pourcentages sont donnés par rapport à la force calculée en L5/L4.	37
5.10	Couple de flexion extremum normalisé par la masse du sujet [Nm/kg]. Les pourcentages sont donnés par rapport au couple calculé en L5/L4.	37
5.11	Contrainte due à la force de compression maximale [MPa].	37
5.12	Contrainte en valeur absolue due à la force de cisaillement maximale [MPa].	38
5.13	Contrainte en valeur absolue due au couple de flexion extremum [MPa].	38

5.14	Contrainte due à la force de compression en position redressée [MPa].	38
5.15	Contrainte due à la force de cisaillement en position redressée en valeur absolue [MPa].	38
5.16	Contrainte due au couple de flexion en position redressée [MPa]. . .	38

Chapitre 1

Introduction

1.1 État de l'art

Actuellement les actes chirurgicaux au niveau du dos, typiquement pour une opération d'une colonne vertébrale atteinte de scoliose (déformation dans les trois plans de l'espace), sont extrêmement difficiles pour le chirurgien car celui-ci n'a que très peu d'informations sur les efforts intervertébraux, les forces musculaires et leur impact sur la colonne. En effet, les seules types de mesures disponibles à l'heure actuelle sont la radiographie et la palpation. Deux radios (face et profil) sont effectuées avant l'opération. Celles-ci apportent donc des données indirectes et en deux dimensions alors que le but est de corriger une structure 3D (la colonne). La palpation quant à elle est une technique qui manque de précision.

Dans de telles conditions, les choix sont essentiellement basés sur l'expérience du praticien et il serait donc extrêmement utile de bénéficier d'outils quantitatifs pour planifier l'opération de manière objective (ABEDRABBO ODE (2017)). Cette réalité est d'autant plus problématique qu'il peut arriver que l'intervention prévue théoriquement s'avère irréalisable dans les faits et que, par conséquent, un changement de plan en dernière minute s'impose.

Par ailleurs, il existe peu de données sur la colonne vertébrale. Certaines sont acquises à partir de mesures expérimentales sur des cadavres, d'autres à partir d'imagerie et très rarement par des mesures *in vivo* (DREISCHARF et al. (2015) et ROZUMALSKI et al. (2008)). La plupart des mesures réalisées sont intradiscales et fournissent la pression entre les vertèbres L4 et L5. De plus, le nombre de sujets et de séances sont assez limités. Notons également que les mesures sont souvent sur des postures en configuration statique et donc liées à des modèles statiques (DREISCHARF et al. (2015)).

Il existe déjà des modèles du thorax, soit en éléments finis, soit système multicorps, pouvant être de corps sains ou de corps scoliotiques (GOULD et al. (2021)). Ces modèles offrent des configurations d'activation des muscles pour une position visée. Néanmoins, le nombre de configurations étant trop élevé, la solution pour résoudre l'équilibre n'est pas unique et cela pose problème à de nombreux modèles.

Pour parer à cela, trois méthodes sont fréquemment utilisées : rassembler tous les muscles agonistes (ceux qui sont utilisés dans le mouvement désiré) en un seul équivalent et ignorer les muscles antagonistes (ceux qui sont susceptibles de s'opposer au mouvement désiré), résoudre le suractionnement musculaire du modèle par des méthodes d'optimisation ou se servir des mesures expérimentales telles que l'électromyographie (EMG)(DREISCHARF et al. (2016)).

1.2 Objectif

La finalité de ce mémoire est de reproduire un exercice décrit dans DREISCHARF et al. (2015), à savoir une flexion/extension du dos, et de quantifier et comparer les efforts musculaires et intervertébraux à ceux obtenus dans la littérature.

Ce travail s'organise dans le cadre d'un projet en cours, la thèse de Simon Hinnekens faite à l'UCLouvain. Son but est de créer un modèle multicorps qui puisse prédire les forces musculaires et leur impact sur la colonne vertébrale. Pour soutenir sa modélisation, des expériences et mesures sont faites sur des sujets. Cela permet au modèle d'être plus réaliste notamment en permettant de différencier les stratégies musculaires et les caractéristiques morphologiques de différents sujets. Ensuite, il est possible de prédire le comportement de la colonne et d'éviter qu'elle ne subisse de trop gros efforts. Une étape ultime serait de pouvoir utiliser ce modèle comme outil d'aide pour la médecine. Par exemple, lorsqu'il est nécessaire d'intervenir pour un patient atteint de scoliose, l'outil permettrait de prédire la meilleure configuration qui aiderait le patient ou quelles seraient les conséquences d'une opération en fonction du plan prévu.

Sur base du modèle multicorps créé par S. Hinnekens, une expérience a été imaginée afin de prendre des mesures du mouvement de flexion/extension du dos qui pourront être mise en parallèle avec celles des expériences réalisées dans l'étude précitée. Dans ce cas-ci, toutes les mesures sont faites par électromyographie, une méthode non invasive, sur un total de six muscles afin de couvrir toute activité dans la région lombaire. Trois exercices au total sont demandés aux deux sujets, deux statiques et un dynamique.

Chapitre 2

Orthoload

Orthoload est une base de données publique accessible gratuitement sur le site suivant : BERGMANN (2008)¹. Elle rassemble différentes mesures réalisées grâce à des prothèses instrumentées à cette fin. Les données disponibles à ce jour ont été mesurées sur des prothèses de hanche, genou, épaule, vertèbre et fixateur de la colonne vertébrale. Dans le cadre de ce travail, c'est le dispositif qui remplace le corps d'une vertèbre, ainsi que les deux disques adjacents à celle-ci, qui est considéré. Pour l'instant, tous les patients concernés par ce dispositif se sont vus remplacer une vertèbre ayant subi une fracture de compression de type-A3 (classification selon MAGERL et al. (1994)). Une fois les patients implantés avec la prothèse instrumentée, il leur était proposé de participer à l'acquisition des données pour des mouvements de la vie quotidienne. Les mesures les plus pertinentes selon les chercheurs ont été compilées dans la base de données. L'équipe d'Orthoload a, jusqu'à présent, remplacé une vertèbre sur six patients différents. Toutes les vertèbres remplacées se situent dans la colonne lombaire ou dans le bas de la colonne thoracique. La méthode et les données obtenues grâce à ces opérations sont expliquées ci-après.

2.1 Méthodologie

Les données d'Orthoload pour la prothèse vertébrale sont obtenues grâce à un implant *in vivo* (Figure 2.1), décrit de manière détaillée dans l'article GRAICHEN et al. (2007). Le principe général est de reprendre l'implant SYNEX (Stractec Medical, Oberdorf, Switzerland), disponible sur le marché, et d'y intégrer un circuit qui peut recevoir de la puissance, mesurer les efforts intervertébraux (forces et moments de forces) ainsi que la température et envoyer ces données vers un ordinateur.

1. <https://orthoload.com/database/>



Implant: vertebral body replacement

FIGURE 2.1 – Implant, photo BERGMANN (2008)

Comme illustré sur le schéma bloc ci-dessous (Figure 2.2), le circuit primaire est dans l'implant. Il reçoit par induction la puissance électrique nécessaire, qu'il utilise pour mesurer les trois forces et les trois moments de forces selon les trois axes et la température de l'implant. Ces mesures sont faites à l'aide de six jauges de contraintes et une résistance thermique à coefficient de température négatif. Une fois les mesures réalisées, calibrées et modulées, elles sont envoyées, par signal radio de 150 MHz, au deuxième circuit.

Ce signal est reçu par le circuit secondaire qui, pour l'implant de la vertèbre, est intégré dans une ceinture qui fait le tour du sujet au niveau de la vertèbre remplacée. Ce deuxième appareil a donc pour fonction d'alimenter le circuit primaire, recevoir les données de ce dernier et les transmettre à l'ordinateur. Ce circuit secondaire sert aussi à réguler le champ magnétique, qui est créé lorsqu'une source de puissance provient d'un oscillateur, et à synchroniser les données modulées précédemment.

Finalement, l'ordinateur affiche, en temps réel, les données.

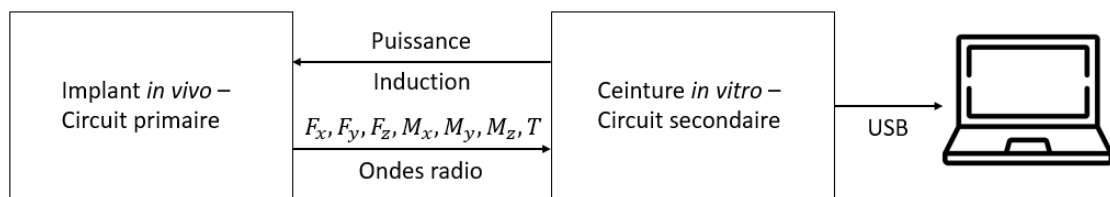


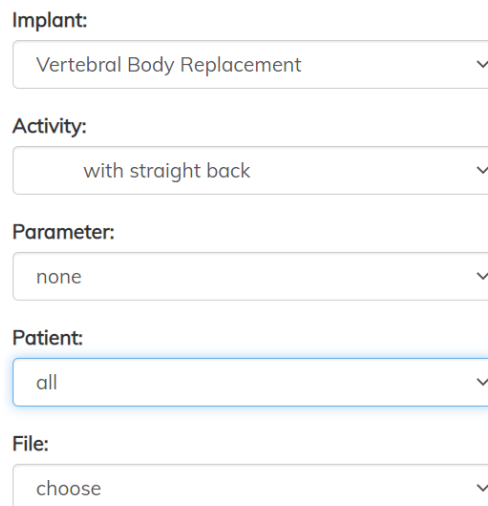
FIGURE 2.2 – Schéma blocs du fonctionnement de l'implant

Au niveau mécanique, l'implant va reprendre la plus grande partie des efforts mais pas sa totalité. Pour comprendre cela, il faut savoir que la pose de l'implant

a lieu en deux temps. Dans un premier temps, une structure interne de fixation de la colonne vertébrale est posée sur la face postérieure de celle-ci pour stabiliser dorsalement la fracture du corps vertébral. Ensuite, une partie de la vertèbre fracturée est retirée pour être remplacée par l'implant et de la matière osseuse. Cela nous amène à reconsidérer les mesures présentes dans la base de données. En effet, l'entièreté des efforts ne sera pas transmise par la vertèbre de remplacement, il y aura aussi une partie qui sera transmise dans le restant de la colonne et une partie qui passera par la structure de fixation comme l'explique DREISCHARF et al. (2015) à la fin de leur discussion. Ces derniers citent aussi ZANDER et al. (2009) qui estiment que la répartition des efforts entre l'implant, la structure de fixation et le reste de la colonne est respectivement de 82%, 12% et 6%. Cette information est importante et vaut la peine d'être prise en compte pour l'analyse et la comparaison des résultats.

2.2 Données disponibles

Les données disponibles chez Orthoload sont triées selon les critères suivants (dans l'ordre) : prothèse, activité, paramètre (si pertinent), patient et fichier (Figure 2.3). Dans le cadre de ce travail, les données analysées répondent aux caractéristiques suivantes : remplacement du corps de vertèbre, position debout avec flexion du haut du corps en gardant le dos droit, aucun paramètre, tous les patients. Cela donne un total de trois fichiers disponibles (wp1_281106_1_83, wp1_090707_1_181, wp2_050707_1_29).



Implant:
Vertebral Body Replacement

Activity:
with straight back

Parameter:
none

Patient:
all

File:
choose

FIGURE 2.3 – Critères de la base de données d'Orthoload, capture d'écran de BERGMANN (2008)

Les motivations pour ces choix sont les suivantes :

- le système multicorps utilisé, et décrit ci-après dans le chapitre 3, modélise les efforts entre les vertèbres ;
- La position a été choisie pour ressembler le plus possible à l'exercice de Sorensen, activité qui a permis de créer le modèle ;
- Le dos droit permet de simplifier la modélisation du mouvement de flexion car il permet de faire l'hypothèse selon laquelle la rotation se fait au tour d'un point unique à savoir le premier disque intervertébral, situé entre la vertèbre sacrale 1 et la vertèbre lombaire 5 ;
- Aucun patient, ni fichier n'a été exclu.

Les données sont fournies sous forme de fichier "akf" et comprennent le temps, les trois forces selon les trois axes, la force résultante, les trois couples selon les trois axes et les données spécifiques au patient telles que son poids par exemple. Elles sont aussi accompagnées d'une vidéo qui montre les graphes en temps réel et le patient réalisant l'exercice.

Chapitre 3

Modèle multicorps

Pour pouvoir modéliser les efforts intervertébraux il existe plusieurs possibilités : un modèle multicorps ("multibody system" (MBS) en anglais), un modèle en éléments finis ("finite element model" (FEM) en anglais) ou une combinaison des deux. Dans le cas d'une étude sur les efforts internes et sur un mouvement dynamique, tel que dans ce travail, il sera plus favorable d'utiliser un MBS car il sera plus efficace qu'un FEM. Car même si le FEM est meilleur pour calculer la mécanique des tissus mous, un MBS sera préférable dans un cas dynamique surtout pour un mouvement ample. En effet, cette dernière méthode possède un temps de calcul moindre et est donc plus adaptée lorsque de nombreuses opérations sont nécessaires et que le modèle possède de nombreux éléments. Une raison supplémentaire pour le choix de la méthode est que les valeurs voulues sont les résultantes d'efforts intervertébraux et non les contraintes et les tensions internes aux muscles et aux vertèbres.

Pour ce mémoire, le modèle multicorps utilisé a été créé sur le logiciel Robotran (créé par DOCQUIER et al. (2013)) par Simon Hinnekens dans le cadre de sa thèse comme décrit dans HINNEKENS et al. (2021). Un système poly-articulé est un modèle composé d'une suite de corps reliés par des articulations représentant les rotations et translations entre eux. L'ensemble des corps et des articulations forment une structure arborescente qui démarre de la base (corps inertiel) vers les corps terminaux (ex. les corps distaux en biomécanique). Dans ce cas-ci, le modèle est composé des corps suivants :

- le cou et la tête
- les hauts du bras
- les avant-bras
- les mains
- les vertèbres de L5 à T1 (chacune étant un corps différent)
- le sacrum
- le pelvis
- un harnais (correspondant aux potentielles masses ajoutées lors des exercices)
- les faisceaux composant les muscles paravertébraux lombaires (LP)
- les faisceaux composant les muscles paravertébraux thoraciques (TP)
- les faisceaux composant le muscle quadratus lumborum (QL)
- les faisceaux composant le muscle latissimus dorsi (LD)

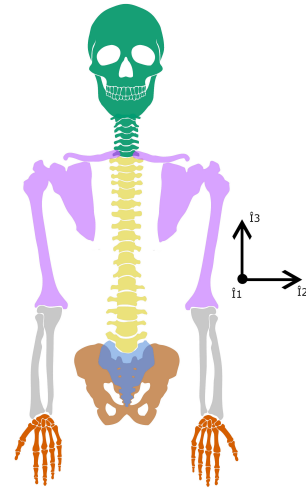


FIGURE 3.1 – Corps MBS, image modifiée de MACROVECTOR_OFFICIAL (s. d.)

Tous les corps sont caractérisés par une masse et une matrice d’inertie. Les muscles sont considérés comme ayant une masse et inertie nulles. Ils ont été choisis au vu des comportements musculaires observés lors de l’expérience décrite dans le chapitre 4. Seuls les faisceaux s’insérant de part et d’autre du point de rotation considéré, ici le disque intervertébral entre la vertèbre S1 et la vertèbre L5, sont modélisés. En effet, la modélisation d’autres faisceaux serait inutile car ils ne produisent pas de mouvement. Cela a pour conséquence, par exemple, que le muscle LD n’est représenté que par un seul faisceau dans le modèle.

Une fois le modèle biomécanique construit, des méthodes numériques peuvent être utilisées pour en simuler le mouvement ou en calculer les forces et couples pour satisfaire des trajectoires ou des configurations statiques données. Dans les deux sections suivantes 3.1 et 3.2, les calculs pour un mouvement statique et un mouvement dynamique sont développés.

3.1 Modèle statique

Dans un premier temps, le modèle a été testé en statique, dans la configuration du test de Sorensen et en suivant la même démarche que celle expliquée dans l’article HINNEKENS, MAHAUDENS et al. (2023) pour les EMG et visible sur la figure 3.2. Pour cela, le logiciel Robotran a besoin de plusieurs entrées : un système

multicorps tel que décrit au début de ce chapitre, les données anthropométriques liées au patient, des données géométriques et un facteur de mise à l'échelle. Les données géométriques sont reprises du travail de BRUNO et al. (2015) et la mise à l'échelle est créée pour pouvoir adapter leurs données aux données des nouveaux sujets. Cela consiste en un facteur de taille sur toutes les dimensions telles que les longueurs, les positions de centre de masse, etc. et un facteur de masse pour toutes les données liées à celle-ci.

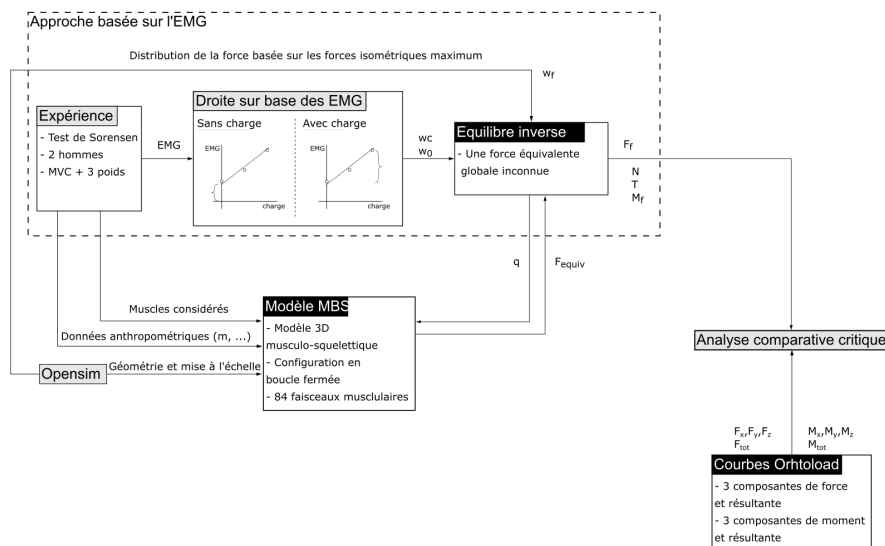


FIGURE 3.2 – Relation entre le modèle et l'approche EMG, schéma de HINNEKENS, MAHAUDENS et al. (2023)

Une fois la biomécanique établie pour chaque sujet, le modèle est prêt à réaliser un équilibre inverse afin de calculer la force dans chaque faisceau de muscle. Cet équilibre inverse consiste à trouver les forces et couples¹ à appliquer afin de satisfaire une position d'équilibre connue et se base sur l'équation 3.1

$$F_f = w_0 w_f F_{equiv,0} + w_c w_f F_{equiv,c} \quad (3.1)$$

$$\text{avec } F_{equiv} = F_{equiv,0} + F_{equiv,c} \quad (3.2)$$

Dans ces équations, F_f est la force développée par le faisceau musculaire, w_0 et w_c sont des coefficients liés aux EMG, w_f est un coefficient représentant le

1. Un vecteur couple [Nm] est la résultante des moments d'un ensemble de forces - appliquées sur un corps - dont la somme vectorielle est nulle. Contrairement au moment de force, le couple ne dépend pas d'un point de référence : c'est pour cette raison qu'on le dénomme parfois "couple pur". Par exemple l'effort en flexion dans les disques intervertébraux est bien un couple car il résulte de la somme - nulle - de tensions en traction et en compression agissant de part et d'autre de la fibre neutre.

poids du faisceau au sein du muscle et repris de BRUNO et al. (2015), $F_{equiv,0}$ et $F_{equiv,c}$ sont les forces équivalentes associées au tonus musculaire et au taux de charge, et F_{equiv} est la force équivalente globale. Cette dernière est la somme des deux forces équivalentes obtenues en faisant la dynamique inverse et en prenant une vitesse et une accélération nulles. C'est à dire que c'est la force fournie par chaque faisceau pour une position donnée. Les deux poids w_0 (3.3) et w_c (3.4) définissent une régression linéaire non-négative déduite des EMG mesurées lors de l'expérience décrite dans le chapitre 4 comme illustré sur la figure 3.3. Ces derniers correspondent respectivement à l'ordonnée à l'origine (b) et la pente (a), non-négative, de la droite de cette régression pour chaque type de muscle (m) divisé par la somme de tous ces coefficients pour tous les muscles (TP,LP,QL).

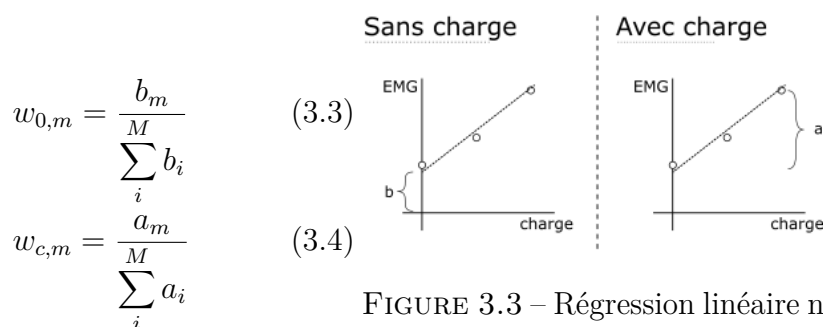


FIGURE 3.3 – Régression linéaire non-négative où $w_{0,m} = b$ et $w_{c,m} = a$ (zoom de la figure 3.2)

Il ne manque plus qu'à préciser au logiciel la position des articulations. La seule articulation qui est imposée en fonction du temps est celle de la rotation selon $\hat{I}2$ (R2) entre S1 et L5 et, dans ce cas-ci, est mis à 0 [rad]. Le modèle donne en sortie une force correspondant au tonus musculaire $F_{equiv,0}$, une force correspondant au taux de charge $F_{equiv,c}$ et les efforts intervertébraux de chaque vertèbre modélisée. Les deux forces n'ont plus qu'à être replacées dans l'équation 3.1 pour obtenir la force des faisceaux recherchée.

3.2 Modèle dynamique

Pour le modèle dynamique, le processus est assez semblable à celui suivi pour le modèle statique. Les principales différences sont :

- La position imposée évolue cette fois-ci avec le temps selon la position mesurée durant l'expérience ;
- L'équation du calcul de la force de faisceau est adaptée et devient l'équation 3.5. Elle est dépendante du temps ;
- Le poids w_m change au cours du temps et est défini par l'équation 3.6.

$$F_f = w_m w_f F_{equiv} \quad (3.5)$$

Dans cette équation 3.5, F_f est la force du faisceau musculaire, w_m est un coefficient calculé grâce aux EMG, w_f correspond toujours au coefficient de l'article BRUNO et al. (2015) et F_{equiv} est une force équivalente du muscle dans lequel se trouve le faisceau. Cette fois-ci, les poids calculés à partir des EMG sont décrits par l'équation 3.6. C'est à dire, que pour un muscle m donné, ils correspondent à la moyenne des valeurs RMS de l'EMG des muscles gauche et droit correspondants au muscle m sur la somme de toutes ces même valeurs pour tous les muscles.

$$w_m = \frac{RMS_bilat_m}{\sum_i^M RMS_bilat_i} \quad (3.6)$$

Le fait de garder la même équation et donc le même comportement entre le statique et le dynamique est une hypothèse conséquente. Elle a été émise car le mouvement réalisé lors de l'expérience a été effectué à un rythme très lent afin de se rapprocher le plus possible d'un comportement statique. Le mouvement a cependant été fait une fois avec une vitesse plus élevée pour pouvoir tester le modèle au-delà de son cadre d'origine. Tout cela est décrit et expliqué dans le chapitre suivant 4, mais il nécessaire d'en tenir compte lors de l'analyse des résultats.

Chapitre 4

Expérience

Nous allons maintenant présenter l'expérience qui a été réalisée dans le cadre de ce travail. L'objectif premier était d'étudier la répartition de la force dans les muscles du tronc qui sont actifs lors d'exercices de mouvement du haut du corps. Pour cela, l'activité électrique des muscles dorsaux et abdominaux a été enregistrée durant la réalisation des tests de Sorensen et de McQuade. Un autre objectif était de pouvoir comparer les résultats obtenus avec ceux donnés par Orthoload dans DREISCHARF et al. (2015). L'exercice de flexion avec dos droit debout a donc été réalisé aussi lors de l'expérience.

4.1 Sujets

L'expérience a été réalisée sur deux sujets différents. Le but était de retrouver des profils proches de ceux de l'article DREISCHARF et al. (2015). Dans le cadre de ce mémoire, les caractéristiques des sujets sont repris dans le tableau 4.1. Les deux sujets étaient en bonne santé, avaient un profil sportif et n'ont jamais eu de problème au dos.

	Taille [m]	Masse [kg]	Âge [années]	Sexe
Sujet 1	1,77	68	60	♂
Sujet 2	1,82	63	59	♂

TABLE 4.1 – Caractéristiques anthropométriques des sujets

4.2 Déroulement

L'expérience s'est déroulée selon le protocole suivant : le sujet était invité à s'échauffer, ensuite les électrodes étaient collées, s'en suivait le test de Sorensen

puis celui de McQuade, tous les deux en contraction volontaire maximale (CVM) puis avec des charges, et finalement une reproduction du test de DREISCHARF et al. (2015) en "quasi-statique" et à vitesse normale.

La séance commençait donc par un échauffement qui comportait trois étapes. La première consistait à faire cinq minutes de vélo d'appartement, ensuite trois fois l'exercice du pont (vu sur la photo 4.1a) pendant trente secondes avec trente secondes de repos entre chaque montée et finalement le test de Sorensen à bras de levier court sur un ballon de gymnastique, vu sur la photo 4.1b.



(a) Exercice du pont



(b) Exercice de Sorensen à bras de levier court

FIGURE 4.1 – Exercices d'échauffement

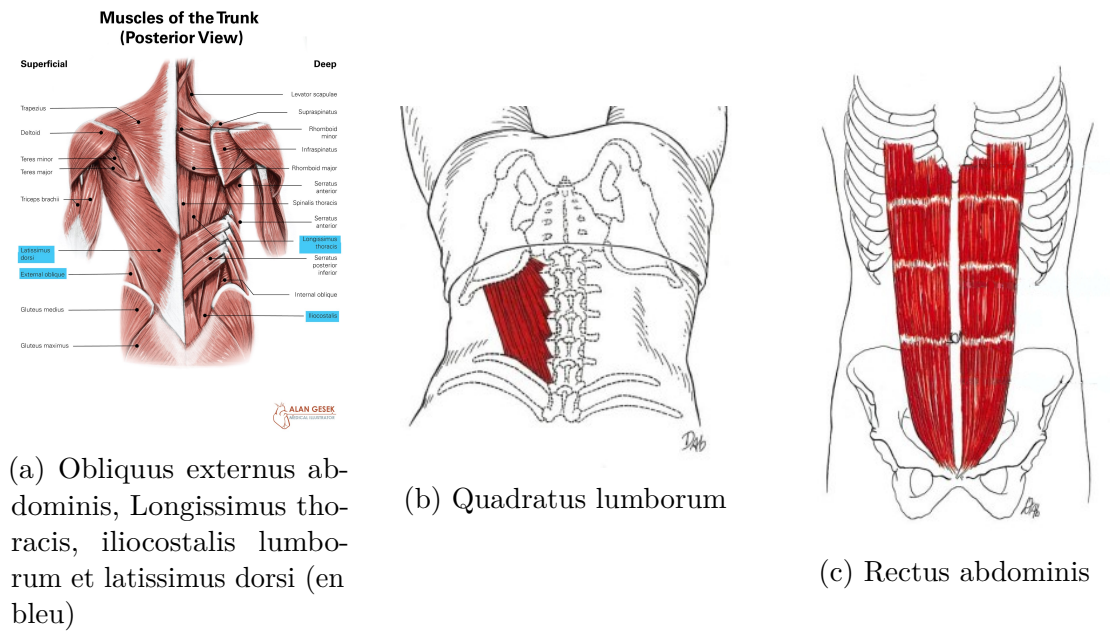
Ensuite, la peau du sujet était nettoyée et les électrodes installées, de manière symétrique, sur tous les muscles suivants comme on peut le voir, pour le dos, sur la figure 4.2 :

- Rectus Abdominis (RA)
- Obliquus Externus Abdominis (EO)
- Thoracic Paraspinals ou Iliocostalis lumborum + Longissimus thoracis pars lumborum (TP)
- Lumbar Paraspinals ou Iliocostalis thoracis + Longissimus thoracis pars thoracis (LP)
- Latissimus Dorsi (LD)
- Quadratus Lumborum (QL)



FIGURE 4.2 – Placement des électrodes sur le dos

Tous ces muscles sont illustrés sur les figures 4.3a, 4.3b et 4.3c.



(a) Obliquus externus abdominis, Longissimus thoracis, iliocostalis lumborum et latissimus dorsi (en bleu)

(b) Quadratus lumborum

(c) Rectus abdominis

FIGURE 4.3 – Muscles du tronc visés, image prise de GESEK (s. d.) et KENDALL et al. (1993)

L'étape suivante était l'exercice de Sorensen. Pour cela, le sujet se voyait mettre un harnais au niveau du torse puis se couchait sur la table avec les jambes attachées par des sangles au niveau du bassin, des genoux et des chevilles comme sur la photo 4.4.



FIGURE 4.4 – Placement des sangles pour l'exercice de Sorensen

L'exercice (Figure 4.5) était réalisé une première fois en demandant au sujet de fournir l'effort maximum possible, avec un retour visuel en direct pour une meilleure standardisation de l'exercice. La CVM a été répétée trois fois afin de pouvoir sélectionner les deux meilleurs résultats lors de l'analyse, comme BURDEN (2010) propose de le faire. Une autre série de mesures a été réalisée pour le test de

Sorensen (toujours pour une contraction isométrique, i.e. sans mouvement), avec des charges équivalentes de 0%, 5% et 10% de la masse du sujet étaient accrochées au harnais. Le sujet ne connaissait pas la masse accrochée et devait tenir la position pendant quinze secondes.

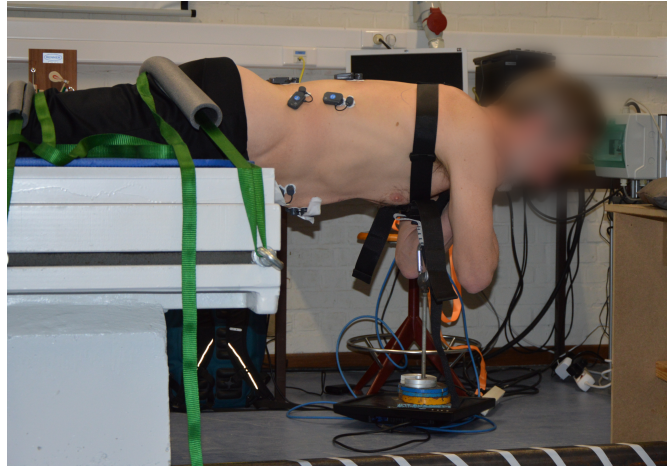


FIGURE 4.5 – Exercice de Sorensen

Après quoi, le sujet devait effectuer le test de McQuade comme montré sur la photo 4.6. A nouveau, les trois premiers exercices étaient des tests CVM suivis par trois contractions isométriques avec, encore une fois, des charges correspondant à 0, 5 et 10% de la masse du sujet. La résistance pour les trois CVM était faite manuellement, contrairement aux CVM réalisées pour le test de Sorensen.



FIGURE 4.6 – Exercice de McQuade

Finalement, le sujet devait reproduire l'expérience décrite dans DREISCHARF et al. (2015). Étant donné que le modèle présenté au chapitre 3 est développé

pour résoudre des configurations statiques (dynamique du muscle négligée), le sujet recevait la consigne, dans un premier temps, de se mouvoir le plus lentement possible. Il devait se tenir debout et se pencher au maximum vers l'avant en gardant le dos droit puis revenir à la position verticale en gardant les mains le long des cuisses (photo 4.7). Cette opération a été répétée deux fois. Ensuite le sujet a reçu comme consigne de réaliser la tâche à vitesse "normale". Cette prise de données a été réalisée pour reproduire à l'identique le test proposé par Orthoload. Accessoirement, ce mouvement permet aussi d'analyser si le modèle développé est applicable pour un mouvement avec une dynamique plus importante mais tout en conservant une résolution "quasi-statique". C'est à dire que la résolution consiste en une succession d'équilibres statiques tout en gardant l'hypothèse de vitesses et d'accélération nulles.



FIGURE 4.7 – Exercice d'Orthoload

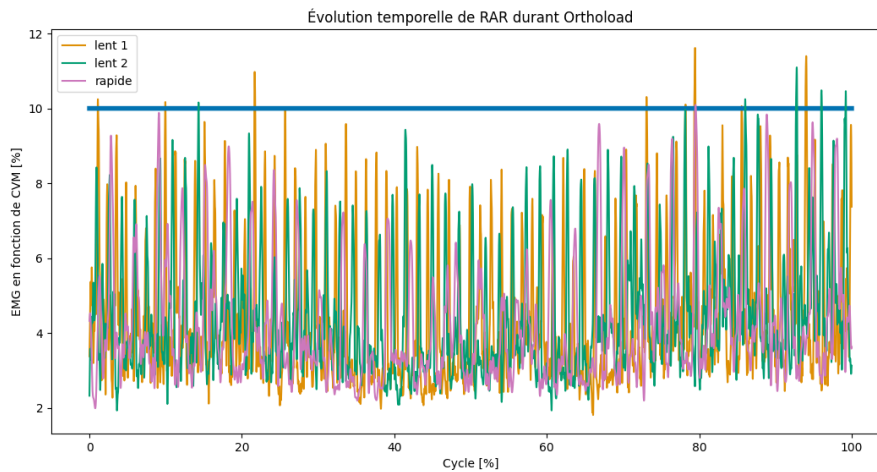
4.3 Équipement

- Les électrodes utilisées étaient des BTS FREEEMG 1000 (BTS Bioengineering, Italy). Elles ont une résolution de 16 bits, une fréquence d'acquisition de 1kHz, elles transmettent les données sans fil selon le protocole IEEE802.15.4 à un récepteur USB branché à un ordinateur portable. Lors de l'expérience, douze paires d'électrodes ovales ont été placées de manière symétrique sur les muscles cités en regard de la figure 4.2. La distance inter-électrodes était d'environ 20mm et les deux centres formaient une droite alignée avec les fibres des muscles. Leur signal brut était ensuite redressé et filtré par un filtre passe-bas de Butterworth de fréquence de coupure de 10Hz et d'ordre 5. Ce choix de filtre est fait à partir de HINNEKENS et al. (2019). Pour com-

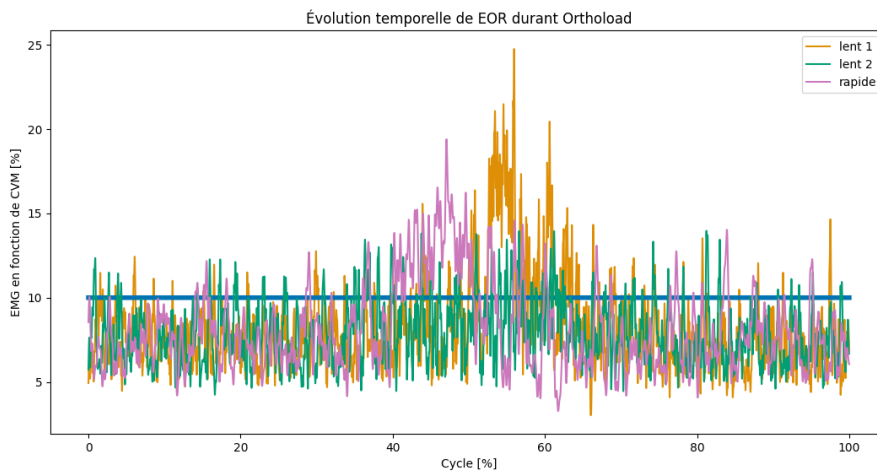
- parer et utiliser les amplitudes des EMG, la moyenne quadratique (RMS), sur quinze secondes, normalisée par la RMS, sur six secondes, des tests en CVM est calculée ;
- La peau a été nettoyée à l'alcool et dégraissée à l'éther avant la pose des électrodes afin de permettre un meilleur enregistrement des signaux EMG, comme conseillé par HERMENS et al. (2000) ;
 - Un harnais (Chest'Air, Petzl) était utilisé pour attacher le sujet à une barre lors des tests en CVM et pour y accrocher les poids lors des trois tests de Sorensen ;
 - Le sujet était relié à la barre par une sangle en série avec un capteur de force. Les données de ce capteur ont aussi été récupérées et les forces étaient estimées par la RMS sur six secondes ;
 - Différentes masses étaient combinées afin d'arriver à 5% et 10% de la masse du sujet ;
 - Des sangles ont été utilisées lors de l'exercice de Sorensen afin de maintenir le sujet contre la table ;
 - Un bâton et deux marqueurs visuels ont été utilisés afin de pouvoir, par après, calculer l'angle du dos par rapport à la verticale. Le bâton était fixé, dans le dos, au niveau des lombaires et de la tête. Le logiciel utilisé pour récupérer la position relative des capteurs est *Tracker* et lors de cette mesure le capteur du bas est considéré comme fixe.

4.4 Conclusion directe

Pendant l'expérience et dès la vue des premiers graphes, il s'est avéré que l'activation des muscles abdominaux (EO et RA) était négligeable. En effet, comme nous pouvons le constater sur les graphes 4.8 ci-dessous, la valeur moyenne de la RMS normalisée par la CVM ne dépasse pas les 10% pour l'exercice d'Orthoload.



(a) RMS du RA droit du sujet 2



(b) RMS du EO droit du sujet 2

FIGURE 4.8 – Signal RMS filtré et normalisé du sujet 2 des muscles abdominaux lors de l'exercice d'Orthoload, la ligne bleue horizontale marque les 10%

C'est en constatant cette activité réduite lors de l'exercice d'Orthoload pour les muscles RA et EO que le choix de les négliger a été fait. En effet, l'objectif de ce travail étant d'analyser les efforts et les forces lors de cet exercice, une limite arbitraire d'une activation de 10% a été posée pour le choix des muscles observés. La décision est donc prise que seuls les muscles TP, LP, LD et QL seront considérés dans le reste de cette recherche.

Chapitre 5

Résultats

Passons à l'analyse des résultats obtenus grâce à l'expérience décrite dans le chapitre 4 ci-dessus. Cette analyse se fait en deux temps, d'abord le test statique de Sorensen et ensuite le test dynamique d'Orthoload. Tout au long de ce chapitre, les valeurs positives des efforts intervertébraux sont indiquées par le sens des trois flèches représentées sur la figure 5.1.

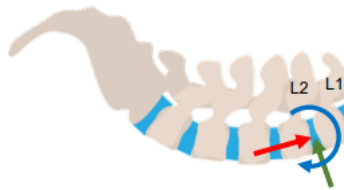


FIGURE 5.1 – Résultante des efforts intervertébraux - force de compression en rouge, force de cisaillement en vert et couple de flexion en bleu - agissant du segment vertébral L2 sur L1. Le sens des flèches définit les valeurs positives. Schéma tiré de HINNEKENS, MAHAUDENS et al. (2023)

5.1 Modèle statique - cas de Sorensen

Dans cette section, les données obtenues lors de l'exercice statique de Sorensen sont analysées en deux étapes. La première compare les résultats des différents muscles et la seconde compare le comportement des différents disques intervertébraux (DIV).

5.1.1 Comparaison des forces musculaires

Dans un premier temps, la régression linéaire expliquée au chapitre 3 est tracée pour les quatre muscles et les deux sujets S1 et S2 (Figure 5.2).

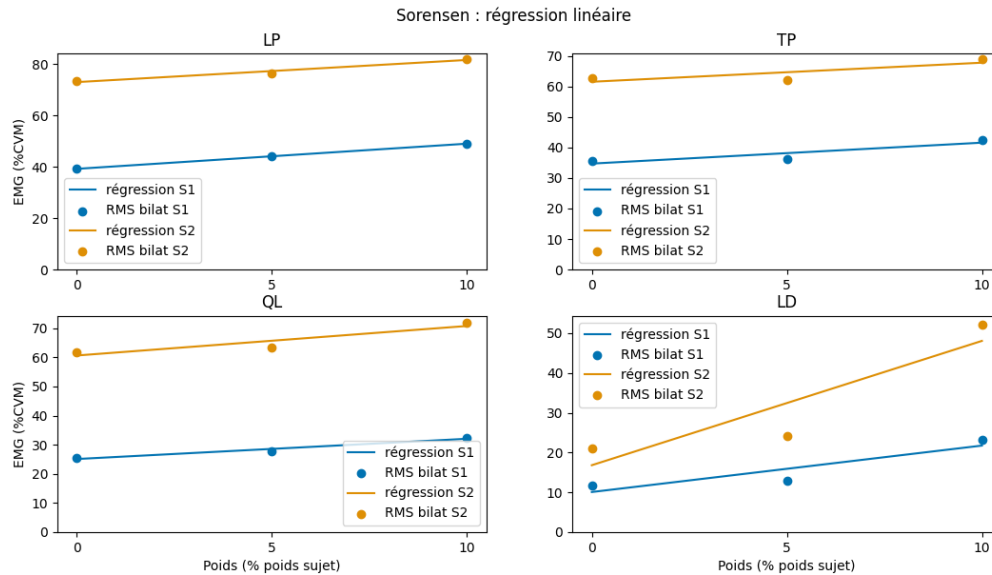


FIGURE 5.2 – Régression linéaire non-négative réalisée sur les amplitudes EMG de chaque muscle et pour les deux sujets par rapport aux poids ajoutés lors des exercices. "RMS bilat" désigne la moyenne des valeurs RMS des muscles gauche et droit pour chaque poids.

La régression linéaire fonctionne particulièrement bien pour les deux sujets. Il est intéressant de constater que les pentes des droites sont similaires pour les deux sujets pour trois des quatre muscles étudiés. De surcroît, on constate que le sujet 2 active ses muscles d'environ 20% plus que le sujet 1 par rapport à leur CVM respective.

Une fois ces relations obtenues, les poids $w_{0,m}$ et $w_{c,m}$ sont transférés dans le modèle qui peut alors fournir les forces musculaires équivalentes. La figure 5.3 présente les différentes forces (correspondant à l'équation 3.1) pour les différents faisceaux des muscles LP, TP et QL sont visibles.

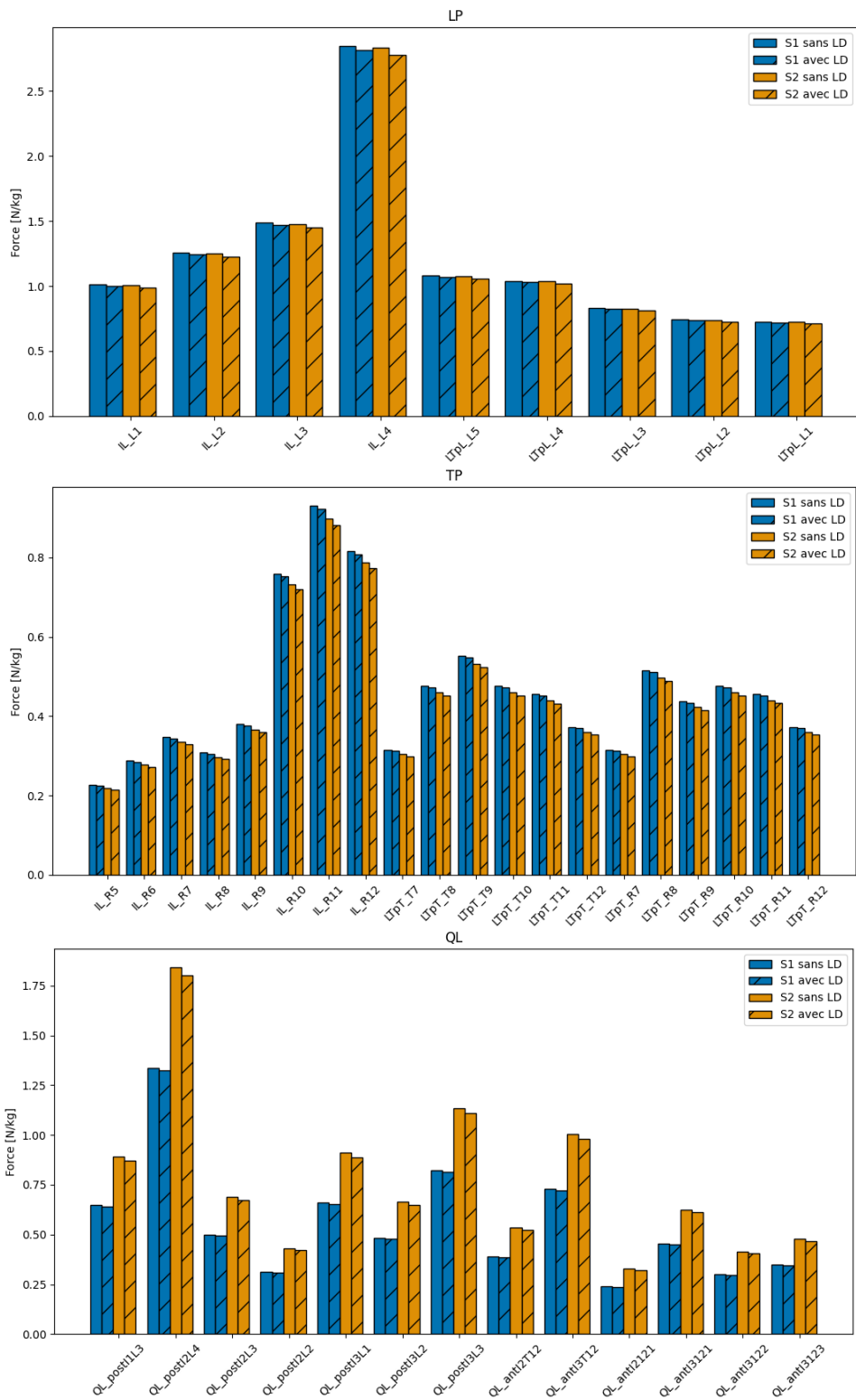


FIGURE 5.3 – Forces des faisceaux normalisées par la masse du sujet

Deux points importants sont à noter à partir de ces graphes. Tout d'abord, l'impact de LD sur les forces obtenues est minime, le maximum de différence entre la force avec ou sans le muscle LD pour les autres muscles étant de 2,4%. Les résultats statiques suivants seront donc tous présentés sans considérer le LD. Le second point marquant est la différence de stratégie entre les deux sujets, notamment au niveau du muscle QL. En effet, le sujet 2 a une activation de ce muscle d'au moins 27% supplémentaire par rapport au sujet 1. Un dernier élément à souligner est que si l'activation de l'unique faisceau de LD est vérifiée, il se trouve que les deux sujets obtiennent une activation différente de 0,35 *N/kg* pour le sujet 1 contre 0,7 *N/kg* pour le sujet 2. Il y a donc aussi une différence de stratégie de ce muscle avec une activation deux fois plus élevée pour l'un des deux.

5.1.2 Comparaison des efforts internes

Le modèle permet aussi d'obtenir les efforts internes sur les DIV. La figure 5.4 montre la répartition de ces différents efforts au sein des DIV au niveau des lombaires. Les tableaux 5.1, 5.2 et 5.3 reprennent les valeurs d'extremum de ces graphes. Ces extrema sont aussi donnés en pourcentage par rapport à L5/L4 qui est le disque qui, supposément, reprend le plus d'efforts.

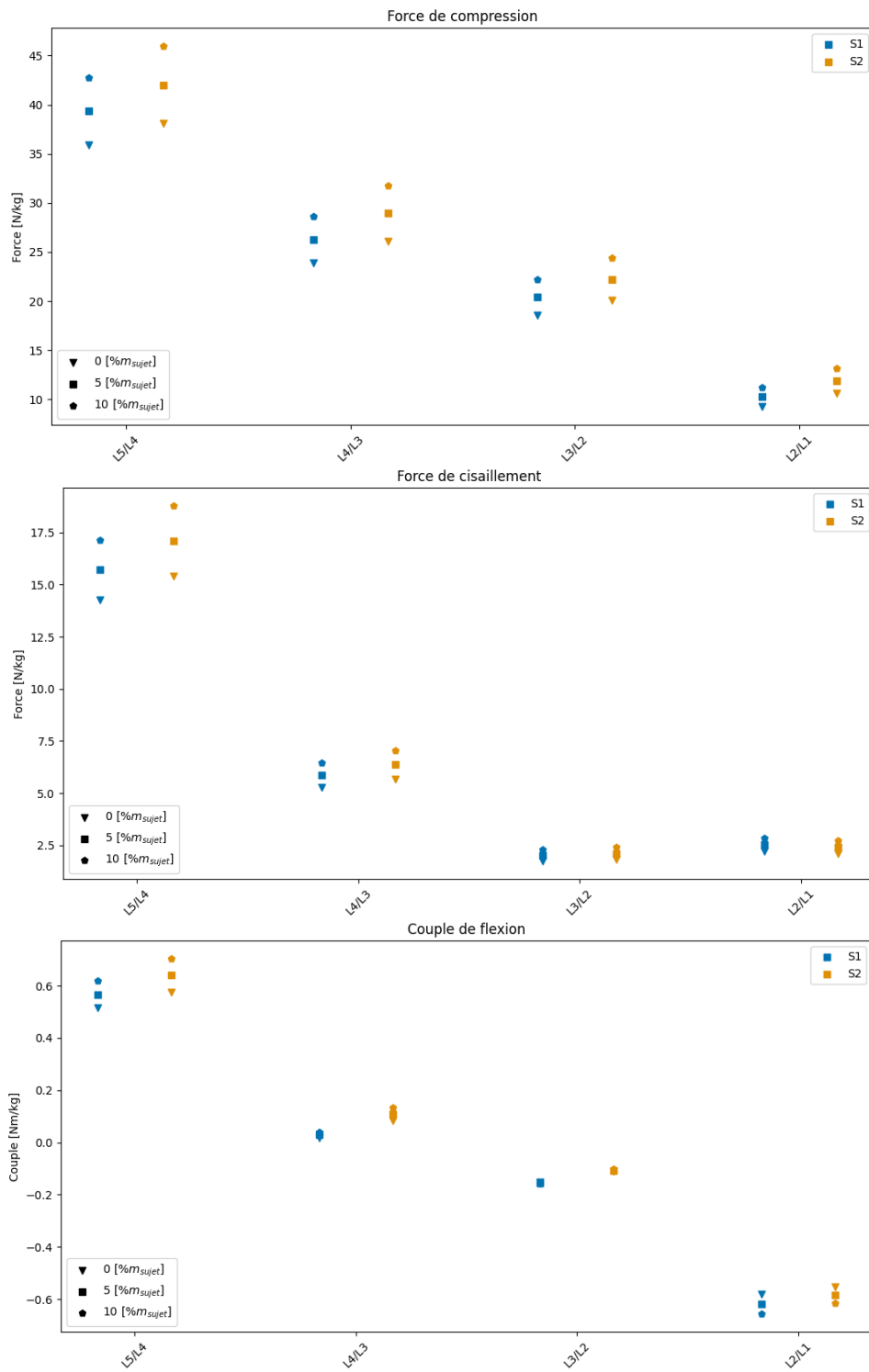


FIGURE 5.4 – Efforts internes normalisés par la masse du sujet (m_{sujet})

	L5/L4 (réf)	L4/L3	L3/L2	L2/L1
S1	42,8	28,6 (-33,2%)	22,2 (-48,1%)	11,3 (-73,7%)
S2	46,0	31,8 (-30,8%)	24,4 (-47,0%)	13,2 (-71,4%)

TABLE 5.1 – Force de compression maximale normalisée par la masse du sujet [N/kg]. Les pourcentages sont donnés en fonction de la force calculée en L5/L4.

	L5/L4 (réf)	L4/L3	L3/L2	L2/L1
S1	17,1	6,5 (-62,4%)	2,3 (-86,7%)	2,9 (-83,4%)
S2	18,8	7,1 (-62,5%)	2,4 (-87,2%)	2,7 (-85,5%)

TABLE 5.2 – Force de cisaillement maximale en valeur absolue normalisée par la masse du sujet [N/kg]. Les pourcentages sont donnés en fonction de la force calculée en L5/L4.

	L5/L4 (réf)	L4/L3	L3/L2	L2/L1
S1	0,6	0,04 (-93,7%)	-0,2 (-125,7%)	-0,7 (-206,2%)
S2	0,7	0,1 (-81,2%)	-0,1 (-114,3%)	-0,6 (-187,5%)

TABLE 5.3 – Couple de flexion extremum normalisé par la masse du sujet [Nm/kg]. Les pourcentages sont donnés en fonction du couple calculé en L5/L4.

La force de compression diminue au fur et à mesure qu'on se rapproche du sommet de la colonne vertébrale. La même observation peut être faite pour la force de cisaillement. Les deux forces ont donc moins d'impact sur les DIV situés plus haut. Le graphe de la force de cisaillement révèle aussi une moindre influence de la charge, ajoutée au sujet pendant les exercices, pour les DIV au niveau de L3/L2 et L2/L1. Pour le couple de flexion, il apparaît que ce sont les niveaux L4/L3 et L3/L2 qui sont les moins impactés. Il est aussi à noter, que le couple a une plus grande amplitude pour les niveaux lombaires extrêmes, i.e. pour L5/L4 et L2/L1, alors que pour les deux niveaux centraux, sa valeur est presque nulle.

Pour comparer tous ces efforts entre eux, il est possible de les transformer en une contrainte normale et une contrainte de cisaillement en se référant à la théorie des poutres. De ce fait, on considère une surface de DIV parfaitement circulaire de 18 cm^2 et une fibre neutre au milieu de celui-ci. Les maxima des contraintes correspondants sont donnés dans les tableaux 5.4, 5.5 et 5.6. On constate que c'est le couple de flexion qui a le plus gros impact sur les disques extrêmes et la force de compression sur les disques lombaires centraux.

	L5/L4	L4/L3	L3/L2	L2/L1
S1	1,62	1,08	0,84	0,42
S2	1,61	1,11	0,85	0,46

TABLE 5.4 – Contrainte de compression due à la force de compression maximale [MPa].

	L5/L4	L4/L3	L3/L2	L2/L1
S1	0,65	0,24	0,09	0,11
S2	0,66	0,25	0,08	0,10

TABLE 5.5 – Contrainte de cisaillement en valeur absolue due à la force de cisaillement maximale [MPa].

	L5/L4	L4/L3	L3/L2	L2/L1
S1	1,95	0,12	0,50	2,07
S2	2,06	0,39	0,33	1,80

TABLE 5.6 – Contrainte de flexion en valeur absolue due au couple de flexion extremum [MPa].

5.2 Modèle dynamique - cas d'Orthoload

Dans cette section, le modèle est à présent testé en dynamique lente et comparé avec les données d'Orthoload. Les deux sujets invités pour ce travail ont réalisés deux exercices à vitesse quasi-nulle afin de pouvoir faire l'hypothèse que les mesures sont faites en "quasi-statique". Les données liées à ces exercices seront présentées comme la moyenne des deux et appelées "lent" dans la suite de ce travail. Quant au dernier exercice réalisé à une vitesse libre comme dans les expériences réalisées par Orthoload, il sera appelé "rapide". Pour les données venant de la base de données d'Orthoload, celles venant des fichiers "wp1_281106_1_83", "wp1_090707_1_181" et "wp2_050707_1_29" seront respectivement appelées "Orthoload S1", "Orthoload S1 bis" et "Orthoload S2". La section se présente en quatre comparaisons : les différents angles de flexion atteints par les sujets, les forces de compression en fonction des muscles sélectionnés, les efforts selon les différents niveaux de DIV et les efforts de cette expérience avec ceux d'Orthoload.

5.2.1 Comparaison des angles de flexion

Dans un premier temps, il est intéressant d'estimer les différents angles de flexion du dos par rapport à la verticale atteints par les sujets, sachant qu'il leur était demandé de garder le dos droit. La figure 5.5 illustre les différents résultats.

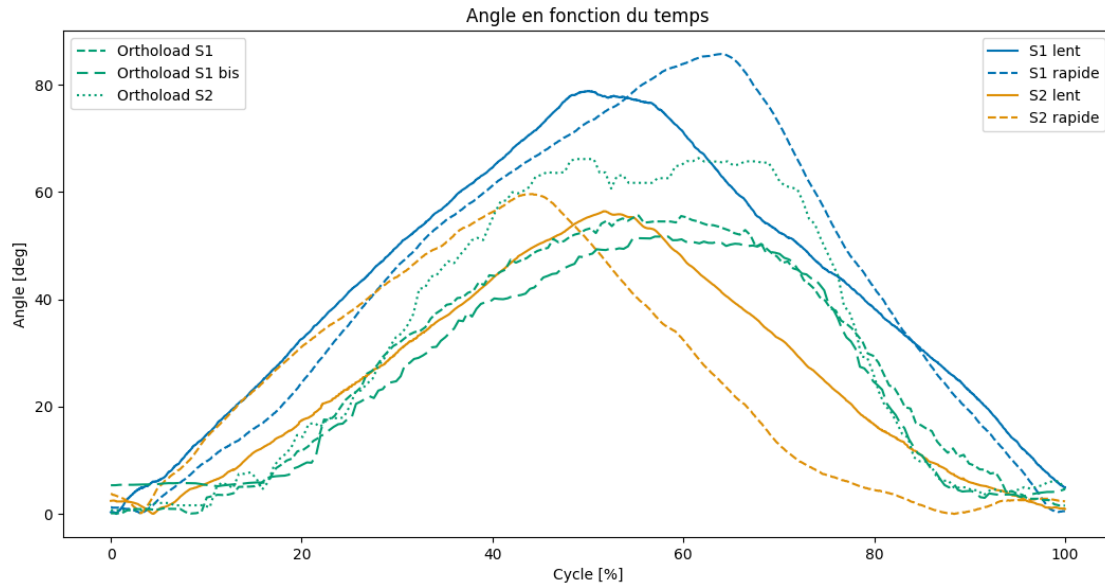


FIGURE 5.5 – Angle de flexion du dos lors d'un cycle

Les courbes présentent une certaine homogénéité, seul le sujet 1 a un angle plus élevé que les autres, il atteint un maximum de $85,8^\circ$ tandis que les autres atteignent entre $55,6^\circ$ et $66,3^\circ$ maximum. On peut aussi noter que les différences intra-sujets sont moins importantes que les différences inter-sujets.

5.2.2 Sensibilité et validation du modèle dynamique

Deuxièmement, il est intéressant d'analyser le comportement du modèle en fonction de la prise en compte ou non de certains muscles. La figure 5.6 présente ces différents comportements pour les deux sujets.

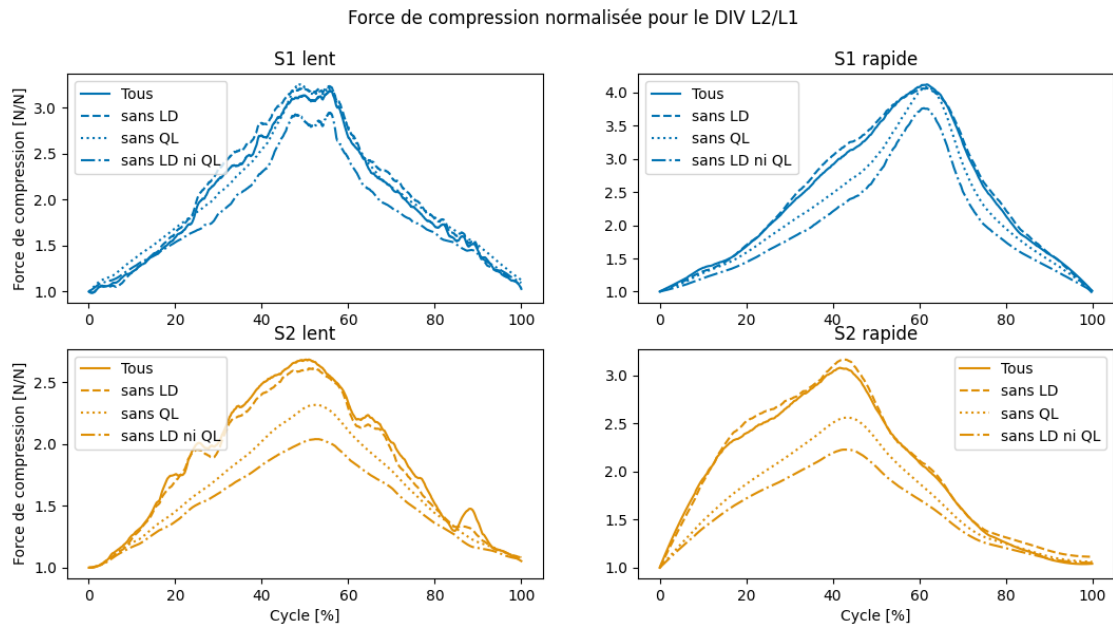


FIGURE 5.6 – Comparaison de la force de compression normalisée par la force en position redressée [N/N] avec différents muscles absents dans le modèle dans le DIV L2/L1

	Tous les muscles (réf)	sans LD	sans QL	sans LD ni QL
S1 lent	3,2	3,2 (+1,6%)	3,3 (+2,1%)	2,9 (-7,6%)
S1 rapide	4,1	4,1 (-1,4%)	4,1 (-0,8%)	3,8 (-8,7%)
S2 lent	2,7	2,6 (-2,6%)	2,3 (-13,6%)	2,0 (-24,0%)
S2 rapide	3,1	3,2 (+2,8%)	2,6 (-16,9%)	2,2 (-27,6%)

TABLE 5.7 – Force de compression maximale normalisée par la force en position redressée [N/N]. Les pourcentages sont donnés par rapport à la force mesurée pour tous les muscles.

A nouveau, comme pour le statique, la présence du LD a très peu d'impact sur les efforts au sein de la colonne vertébrale au niveau des lombaires. En effet, en comparant les courbes de la figure 5.6 et les données du tableau 5.7, on constate un faible pourcentage de changement sur les efforts dus au LD. Il a donc été décidé que pour les résultats présentés par la suite, les analyses se feront sans le LD. Si le QL est désactivé par contre, on peut voir que la force de compression est impactée. Surtout pour le sujet 2 qui, déjà en statique, avait montré une stratégie avec un recrutement plus important du QL.

Par la suite, une nouvelle observation peut être faite en analysant les deux premières figures 5.5 et 5.6. En effet, les courbes ont une allure semblable au cours d'un cycle. Il est alors intéressant de constater que les efforts et l'angle de flexion ont une relation qui semble être linéaire comme le montre la figure 5.7 pour les DIV L2/L1 et L5/L4.

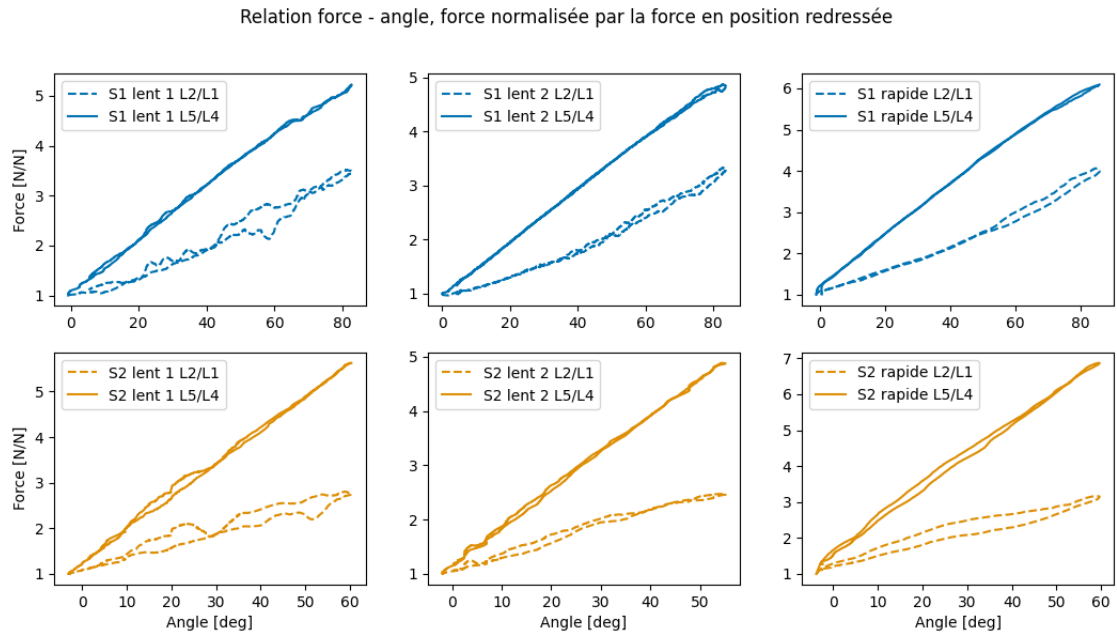


FIGURE 5.7 – Force de compression normalisée par la force en position redressée en fonction de l'angle du dos ; comparaison entre les DIV L2/L1 et L5/L4

Il semble acceptable de dire que la relation entre la force de compression et l'angle de flexion du dos est linéaire. De plus, cette observation semble correcte pour les deux niveaux de DIV présentés ici. La seule différence étant que la relation linéaire de L5/L4 semble avoir une pente plus grande que L2/L1. Il est encore plus intéressant d'observer le résultat de la figure 5.8.

Relation force - angle, force normalisée par la force en position redressée

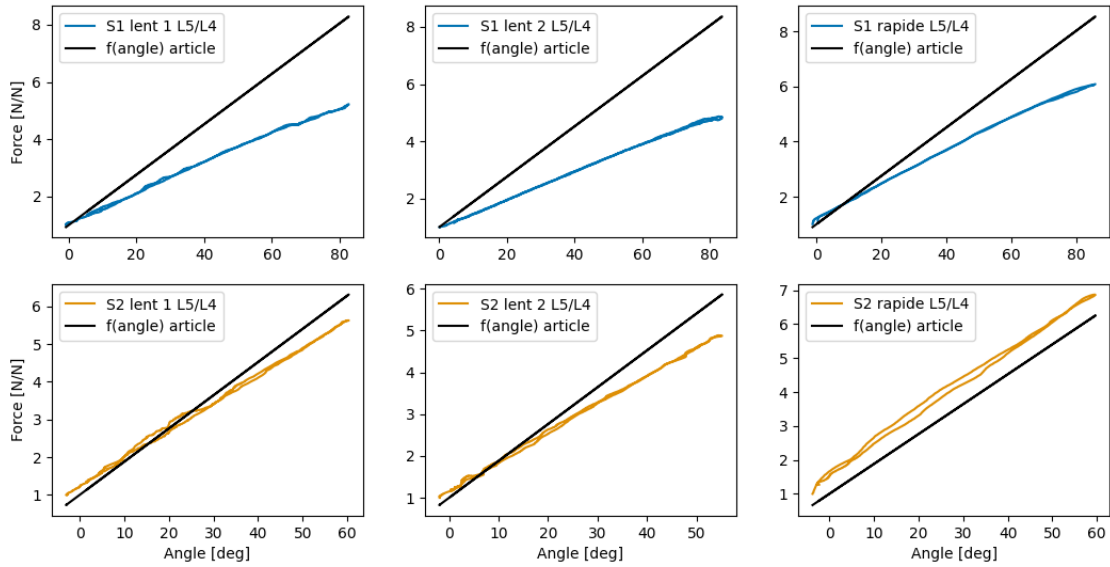


FIGURE 5.8 – Force de compression normalisée par la force en position redressée en fonction de l’angle du dos ; Comparaison entre la courbe obtenue et la régression linéaire proposée par TAKAHASHI et al. (2006)

En effet, ce graphique montre la relation linéaire que l’article TAKAHASHI et al. (2006) a présentée après mesure de la pression *in vitro* et de la surface du disque par IRM. Cette fonction est la suivante : $force = 64,281 \text{ angle} + 730,66$ et, pour la figure 5.8, elle a été normalisée par 730 qui est censée être la valeur de la force en position redressée. Cela donne donc la fonction suivante : $force = 0,088 \text{ angle} + 1$. Cette relation ressemble visiblement fort à celle trouvée lors des mesures faites pour ce travail, surtout pour le sujet 2.

5.2.3 Comparaison des efforts internes

Ensuite, comme on l’a fait pour le statique, les efforts dans les différents DIV sont présentés sur la figure 5.9. Les tableaux 5.8, 5.9 et 5.10 affichent les différentes valeurs maximales pour chaque résultante à chaque niveau de DIV.

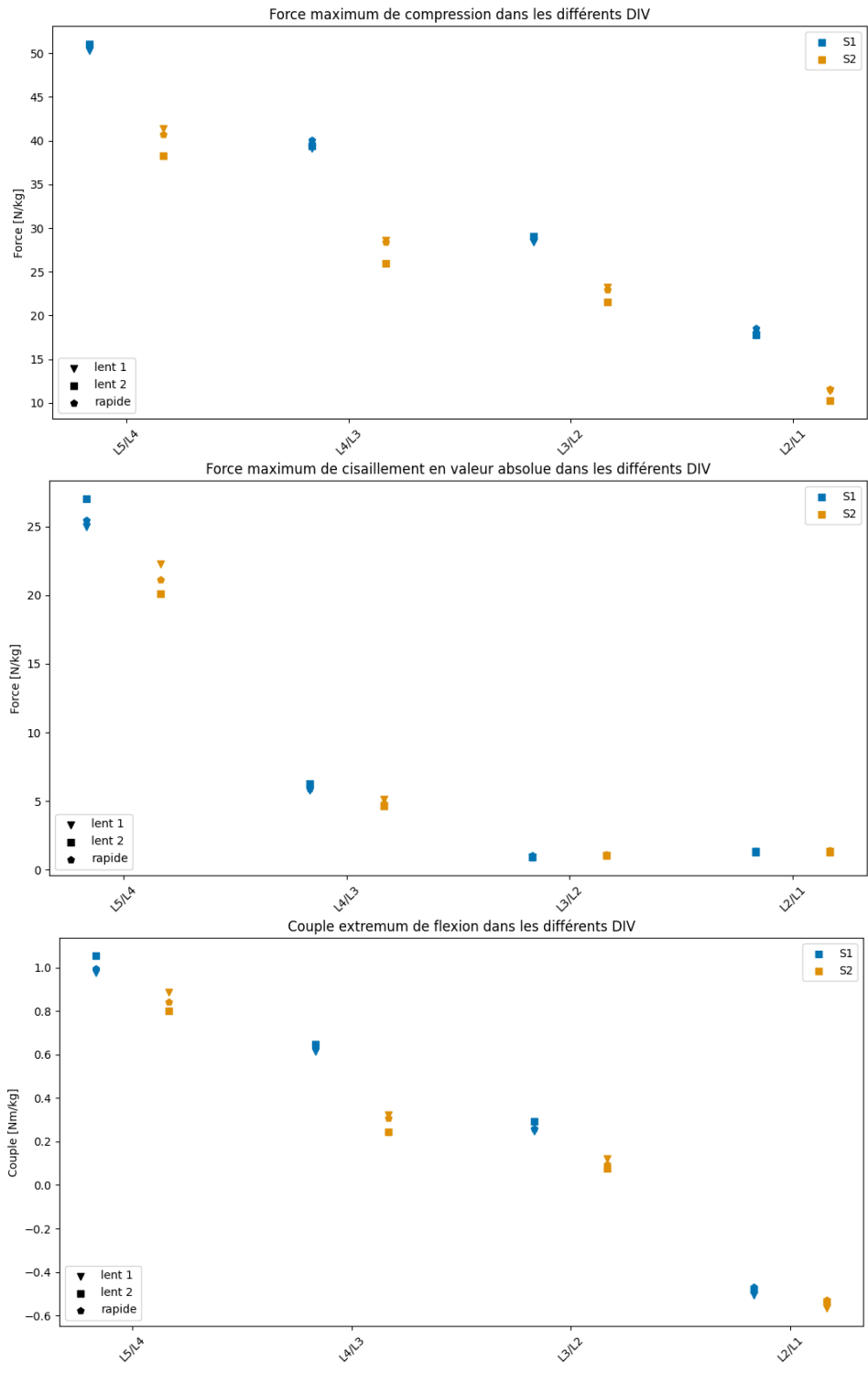


FIGURE 5.9 – Efforts internes normalisés par la masse du sujet

	L5/L4 (réf)	L4/L3	L3/L2	L2/L1
S1	51,0	40,0 (-21,6%)	29,1 (-43,1%)	18,5 (-63,8%)
S2	41,4	28,6 (-31,0%)	23,2 (-43,9%)	11,6 (-72,0%)

TABLE 5.8 – Force de compression maximale normalisée par la masse du sujet [N/kg]. Les pourcentages sont donnés par rapport à la force calculée en L5/L4.

	L5/L4 (réf)	L4/L3	L3/L2	L2/L1
S1	27,0	6,3 (-76,9%)	1,0 (-96,1%)	1,4 (-94,9%)
S2	22,3	5,2 (-76,9%)	1,1 (-95,1%)	1,4 (-93,6%)

TABLE 5.9 – Force de cisaillement maximale en valeur absolue normalisée par la masse du sujet [N/kg]. Les pourcentages sont donnés par rapport à la force calculée en L5/L4.

	L5/L4 (réf)	L4/L3	L3/L2	L2/L1
S1	1,1	0,7 (-38,6%)	0,3 (-72,3%)	-0,5 (-144,4%)
S2	0,9	0,3 (-63,7%)	0,1 (-86,2%)	-0,5 (-159,8%)

TABLE 5.10 – Couple de flexion extremum normalisé par la masse du sujet [Nm/kg]. Les pourcentages sont donnés par rapport au couple calculé en L5/L4.

A nouveau, les forces diminuent au fur et à mesure que l'on monte dans les niveaux de DIV et le couple tombe aux environs de zéro avant d'inverser son sens. Ces maxima correspondent, en appliquant à nouveau la théorie des poutres, aux contraintes données dans les tableaux 5.11, 5.12, et 5.13. C'est, encore une fois, le couple de flexion qui inflige la plus grande contrainte aux extrémités. Pour les deux DIV du centre, il est moins évident cette fois-ci de désigner l'effort le plus impactant. Cela se joue entre la contrainte due à la force de compression et celle liée au couple de flexion.

	L5/L4	L4/L3	L3/L2	L2/L1
S1	1,93	1,51	1,10	0,70
S2	1,45	1,00	0,81	0,41

TABLE 5.11 – Contrainte due à la force de compression maximale [MPa].

	L5/L4	L4/L3	L3/L2	L2/L1
S1	1,02	0,24	0,04	0,05
S2	0,78	0,18	0,04	0,05

TABLE 5.12 – Contrainte en valeur absolue due à la force de cisaillement maximale [MPa].

	L5/L4	L4/L3	L3/L2	L2/L1
S1	3,33	2,04	0,92	1,60
S2	2,59	0,94	0,36	1,66

TABLE 5.13 – Contrainte en valeur absolue due au couple de flexion extremum [MPa].

Il est pertinent de comparer ces maxima de contrainte aux contraintes subies par les DIV en position redressée données aux tableaux 5.14, 5.15 et 5.16 et de constater qu'il y a effectivement une grande augmentation de contrainte à tous les niveaux entre la position de départ et la position fléchie.

	L5/L4	L4/L3	L3/L2	L2/L1
S1	0,40	0,33	0,27	0,20
S2	0,27	0,22	0,20	0,15

TABLE 5.14 – Contrainte due à la force de compression en position redressée [MPa].

	L5/L4	L4/L3	L3/L2	L2/L1
S1	0,13	0,02	0,04	0,05
S2	0,08	0,01	0,04	0,05

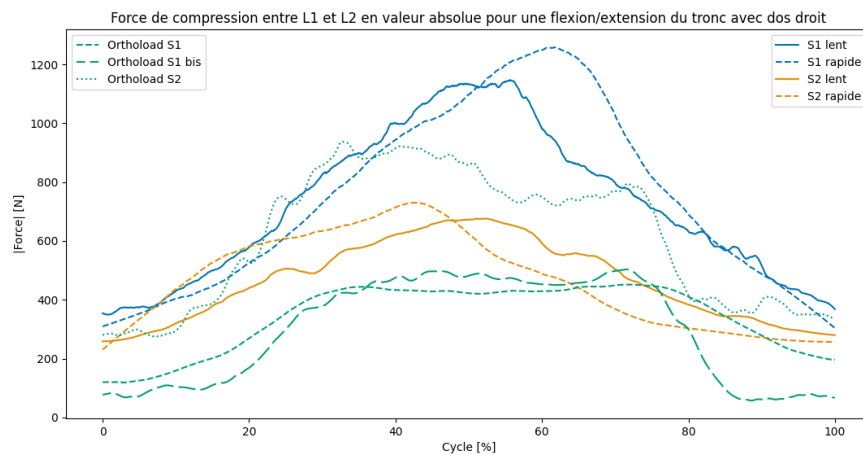
TABLE 5.15 – Contrainte due à la force de cisaillement en position redressée en valeur absolue [MPa].

	L5/L4	L4/L3	L3/L2	L2/L1
S1	0,45	0,21	0,07	0,36
S2	0,29	0,07	0,07	0,37

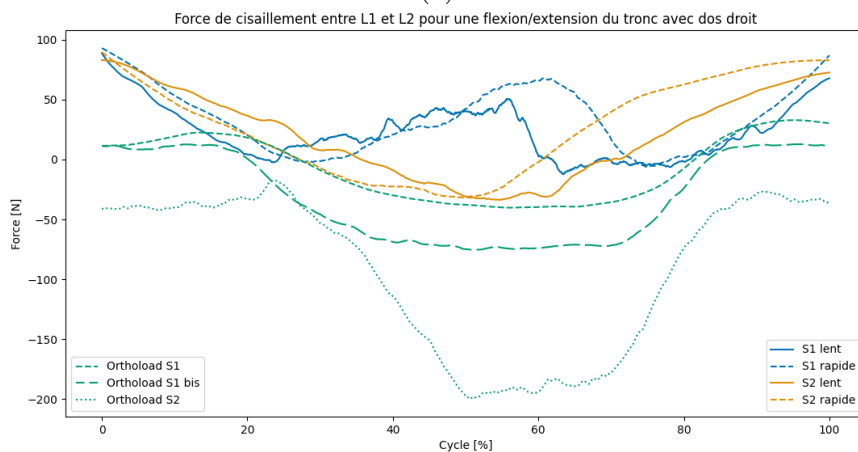
TABLE 5.16 – Contrainte due au couple de flexion en position redressée [MPa].

5.2.4 Comparaison avec Orthoload

A présent, les efforts internes, calculés sur la base de nos expériences et du modèle multicorps, vont être comparés à ceux publiés par Orthoload. Les premières courbes sont données en valeur absolue pour la force de compression et pour le couple de flexion, et en données brutes pour la force de cisaillement sur la figure 5.10¹.

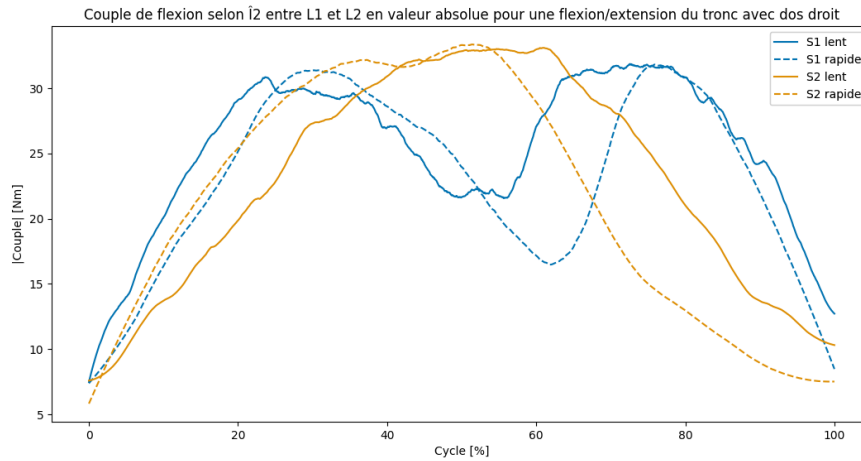


(a)



(b)

1. La force de cisaillement étant définie positive du postérieur vers l'antérieur chez Orthoload, ce qui est l'opposé de ce qui est utilisé pour ce travail, son signe a été inversé afin de pouvoir comparer correctement les courbes.



(c)

FIGURE 5.10 – Efforts internes ([N] ou [Nm]) en fonction du cycle. Les courbes d'Orthoload sont obtenues à partir des données de BERGMANN (2008).

Le premier élément à signaler est que le couple de flexion mesuré par l'appareil d'Orthoload est si minime par rapport aux données de l'expérience qu'il n'est pas affiché sur le graphe. Cette différence n'est pas surprenante car DREISCHARF et al. (2015), eux-mêmes, préviennent que la prothèse remplaçant une unité fonctionnelle vertébrale (une vertèbre et ses deux DIV adjacents) et l'élément de fixation de la colonne vertébrale engendrent une fusion de plusieurs segments voisins (Figure 5.11). Cela a pour conséquence de créer un pont mécanique qui reprend une partie des efforts, et du couple en particulier qui n'agit donc pas sur l'appareil de mesure comme il agirait entre des segments sains.



FIGURE 5.11 – Ensemble des appareils posés à l'un des patients d'Orthoload

Un autre point marquant est que les courbes pour chacun des graphes de force se situent dans le même ordre de grandeur. En effet, les maxima des courbes de forces de compression sont tous compris dans l'intervalle $[451,72 ; 1257,92]$ N et les minima des courbes de forces de cisaillement sont eux dans l'intervalle $[-199,87 ; 0,093]$ N. De plus, leurs allures sont semblables que ce soit pour la compression ou le cisaillement. Cependant, il est à noter que le sujet 1 à une différence de comportement pour le cisaillement et le couple de flexion par rapport à S2 et aux sujets d'Orthoload. A partir de 20% du cycle jusqu'à 80% environ, d'une part la tendance s'inverse et la force remonte au lieu de continuer à descendre, d'autre part le couple diminue au lieu de continuer à s'accroître.

Finalement, un dernier résultat est fourni : il s'agit des forces de compression et de cisaillement mais cette fois-ci normalisées par la valeur absolue de la force en position redressée (Figure 5.12).

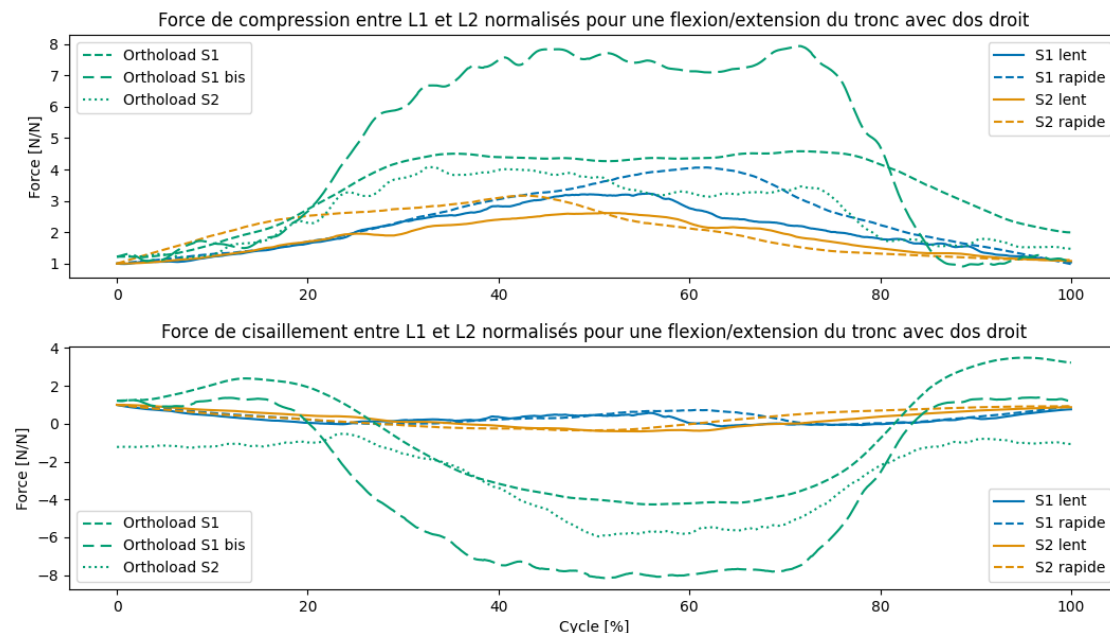


FIGURE 5.12 – Forces résultantes normalisées par la valeur absolue de la force en position redressée $[N/N]$ au cours du cycle.

Une fois cette normalisation faite, il apparaît que les efforts relatifs à la force au premier pas de temps, sont plus importants chez les sujets d'Orthoload que sur nos sujets, qui sont sains. Cela se voit particulièrement pour la force de cisaillement où l'écart entre nos sujets et ceux d'Orthoload se fait ressentir avec un rapport minimum de 9,48 entre une courbe issue de nos expériences et un courbe d'Orthoload à leur minimum respectif.

Chapitre 6

Discussion

Nous sommes à présent en mesure de répondre à la question que pose ce mémoire : est-ce qu'un MBS couplé à des méthodes expérimentales non invasives peut quantifier les efforts musculaires et intervertébraux lors d'une flexion du tronc ?

6.1 Résultats

6.1.1 Régression linéaire

Tout d'abord, l'utilisation de mesures EMG nécessite le calcul de poids $w_{0,m}$ et $w_{c,m}$. Les résultats de la figure 5.2 confirment ceux obtenus par HINNEKENS et al. (2019) i.e. quand des masses sont ajoutées, la valeur RMS des EMG augmente de manière linéaire. Il paraît donc valide d'utiliser cette démarche pour le reste du travail. De plus, les pentes de ces droites semblent suivre une même allure pour un même muscle, peu importe le sujet. On constate tout de même une différence d'activation entre les deux sujets qui peut être expliquée par un meilleur entraînement de ces muscles, une plus grande souplesse et un meilleur contrôle moteur des muscles dorsaux chez le sujet 1. Ces trois éléments participent au moindre recrutement des muscles dorsaux durant l'exercice, et donc à une mesure plus faible des amplitudes EMG.

6.1.2 Forces musculaires

Ensuite les forces des muscles ont pu être calculées. Deux tendances se sont manifestées à deux reprises : l'importance du LD et du QL dans des mouvements de tronc faisant intervenir les lombaires.

Le premier point est l'impact du LD. En statique (Figure 5.3) comme en dynamique (Figure 5.6), on constate que ce muscle n'influence que très peu les efforts

au sein de la colonne vertébrale. Cela semble logique car le LD, dans ce modèle, ne possède qu'un seul faisceau, les autres se situant principalement dans le haut du dos. Il est donc normal que l'impact d'un ajout de deux éléments comparé à un total de 84 déjà présents soit minime. De plus, ces deux éléments ne sont pas très actifs dans cette étude. En effet, le LD est principalement actif en hyperextension, or les exercices réalisés ici ne requièrent pas cette configuration. La force globale agissant sur le modèle est donc plus grande.

Le deuxième point que soulèvent ces résultats est l'importance du QL. En effet, il a été constaté que le rôle à jouer par le QL était, au contraire du LD, essentiel. Cela est confirmé d'une part, d'un point de vue modèle, par l'article HINNEKENS et al. (2021) et d'autre part, d'un point de vue expérimental pur, par l'article HINNEKENS, BARA et al. (2023). Une autre observation peut être faite pour le QL, les résultats montrent une différence de stratégie entre les deux sujets au niveau de son activation. Les articles de ANDERSSON et al. (1996) et de WATERS et MORRIS (1972) trouvent aussi des activations différentes en fonction des sujets. L'un trouve une activation du QL au repos pour deux sujets sur sept et l'autre pour trois sur dix. De surcroît, HINNEKENS, BARA et al. (2023) montrent aussi que l'activation du QL varie selon les sujets, notamment en fonction du sexe de ce dernier. L'activation de ce muscle varie manifestement plus que les autres en fonction du sujet. Cette analyse concorde avec les mesures faites par PHILLIPS et al. (2008) qui ont étudié l'anatomie et l'architecture du QL sur quatre cadavres et qui en concluent que ses points d'attache et ses caractéristiques physiques varient fortement en fonction du sujet.

6.1.3 Mouvement de flexion

Le plus grand défi de ce travail était d'utiliser le MBS sur un mouvement de flexion. Dans un premier temps, il est intéressant de comparer l'angle de cette flexion du dos entre les différents sujets. Que ce soit pour les sujets de nos expériences ou ceux d'Orthoload, l'angle est une estimation obtenue à partir d'un calcul de position de deux points pris sur une droite virtuelle placée le long du dos. Ceci est à prendre en compte dans l'analyse de la figure 5.5. En effet, certaines variations locales dans les courbes d'angle sont peut-être plus dues à un placement arbitraire des positions des capteurs par le logiciel de "tracking" que par l'angle réellement suivi par le sujet. En tout cas, une observation qui peut être faite est que le sujet 1 atteint un angle maximum bien supérieur aux autres. Cela concorde avec la discussion plus haut qui tend à dire que le sujet 1 possède d'autres caractéristiques dont la souplesse qui lui permet d'atteindre une plus grande amplitude dans ce cas-ci. Un dernier élément à signaler en ce qui concerne l'angle est que comme les

patients d'Orthoload ont subi une intervention qui fusionne plusieurs segments de leur colonne, il se peut que cela limite leur mouvement de flexion.

Ensuite, toujours pour la flexion, il est intéressant de remarquer que la force de compression lors du mouvement de flexion suit la même allure que celle de l'angle du dos. Cela s'est marqué pour les deux DIV montrés sur la figure 5.7 et a été confirmé en comparant avec l'article TAKAHASHI et al. (2006). En outre, cette analyse est renforcée de par les résultats fournis par WILKE et al. (2001), qui donnent une relation linéaire entre la pression, qui est liée linéairement à la force, mesurée *in vivo* entre L4 et L5 et l'angle de flexion.

6.1.4 Efforts intervertébraux

Nous allons maintenant nous intéresser à la quantification des efforts intervertébraux. Cela a été fait à la fois pour le statique et pour le dynamique. Un premier point intéressant est que, peu importe le sujet ou l'exercice, les allures sont similaires pour les répartitions entre les DIV :

- La force de compression diminue quand le DIV est plus haut dans la colonne ;
- La force de cisaillement diminue drastiquement pour les deux étages vertébraux les plus inférieurs pour rester à un bas niveau pour les deux DIV les plus supérieurs ;
- Le couple de flexion diminue pour les deux DIV lombaires centraux et s'inverse pour le plus haut d'entre eux.

L'information la plus importante est que la répartition des efforts entre les DIV n'est pas homogène. Pour le couple, il y a même une inversion des signes des efforts. Il est utile de noter cette non-homogénéité car lors de la comparaison avec Orthoload, les résultantes sont comparées avec celles mesurées par le dispositif qui remplace une unité fonctionnelle vertébrale, c'est à dire qu'il remplace entre autres deux disques. Si les efforts sont aussi différents en fonction de l'étage où ils sont mesurés, cela peut avoir beaucoup d'impact sur la mesure observée, surtout pour celle qui concerne deux niveaux groupés.

En outre, cette répartition qui met le DIV L5/L4 comme étant le point reprenant le plus d'effort dans les lombaires fait sens quand on compare avec certains résultats trouvés dans la littérature. En effet, des études telles que CHADHA et al. (2022) et WU et al. (2023) ont déjà montré que certains DIV ont une tendance à se fragiliser plus rapidement que d'autres notamment le L5/L4. Cela pourrait être lié au fait qu'ils reprennent plus d'efforts et sont donc usés plus rapidement.

Par la suite, les efforts ont été traduits en contraintes et cela a permis de les comparer avec d'autres sources car il est courant dans la littérature de les exprimer en MPa. DREISCHARF et al. (2016) résument les mesures de pression faites par deux études pour la position debout sur quatre sujets chacune. Ils concluent que les valeurs se trouvent entre 0,27 et 0,33 MPa pour le DIV L4/L3 et entre 0,35 et 0,54 MPa pour le DIV L5/L4. Un autre article, WILKE et al. (2001), donne une autre plage, pour cette fois-ci un seul sujet mais reproductible sur plusieurs mesures, de 0,43 à 0,5 MPa pour le DIV L5/L4. Ces chiffres correspondent parfaitement à la plage de valeurs trouvées par ce travail pour le sujet 1 et sont légèrement supérieurs à ceux obtenus pour le sujet 2.

6.1.5 Comparaison avec Orthoload

La dernière étape était de comparer les résultats de cette démarche à ceux de BERGMANN (2008).

Un premier point encourageant est que l'amplitude des résultantes de force est dans le même ordre de grandeur pour tous les sujets sur les figures 5.10a et 5.10b. Seul le couple de flexion fait exception, mais, comme il a été expliqué dans le chapitre 5, la mesure du couple faite par Orthoload n'est sûrement pas représentative de la réalité d'un sujet sain. Les allures sont aussi semblables bien que DREISCHARF et al. (2015) mettent en évidence un plateau obtenu pour la force de compression à partir d'un certain angle de flexion. Eux-mêmes en discutent et précisent qu'ils n'obtiennent pas cela pour tous les sujets. Une explication pourrait être qu'en réalité les patients ne gardent pas le dos "droit" tout au long du mouvement et que le plateau serait dû au fait que la rotation du bassin est à son maximum et que la suite du mouvement se ferait sur une autre portion de la colonne. Cela expliquerait pourquoi leurs mesures stagnent pendant un certain laps de temps alors que les mesures faites pour ce travail, par EMG et en considérant le DIV L5/S1 comme seul point de rotation, évoluent tout au long du mouvement.

Un deuxième point, plus surprenant, est l'allure de la courbe de force de cisaillement et de couple de flexion du sujet 1. En effet, à partir d'un peu plus de 20% du cycle les deux courbes inversent leur tendance. Aucune différence flagrante de mouvement n'est présente entre les deux sujets qui pourrait expliquer une telle différence dans les courbes. Plusieurs hypothèses pourraient expliquer cette différence. La première pourrait être que la courbure naturelle de la colonne est différente pour les deux sujets, ce qui expliquerait une différence de comportement. Surtout sachant que le sujet 1 va plus loin en flexion et que le seul point de rotation du modèle MBS est fixe. Une autre hypothèse pourrait être la limite de l'approche

"quasi-statique" et qui s'avérerait ne pas convenir pour un mouvement aussi ample. Une dernière explication potentielle serait la différence de stratégie musculaire. En effet, le sujet 1 utilise moins son QL et son LD, ce qui pourrait avoir un impact sur le mouvement de flexion.

Finalement, un autre élément qui attire l'attention est que, en se référant à la figure 5.12, ce sont cette fois-ci les patients d'Orthoload qui montrent une amplitude plus importante. Surtout pour la force de cisaillement où un écart est clairement visible entre les deux sources de mesures. Cela pourrait s'expliquer de par le fait que les mesures sont réalisées sur un ensemble formé d'une vertèbre et de deux disques L2/L1 et T12/L1. Il faudrait comparer une autre grandeur, comme par exemple la moyenne des efforts des deux disques, afin de pouvoir comparer les résultats dans des conditions plus similaires. Une autre explication pourrait être que les patients d'Orthoload ont un comportement des muscles du dos et une répartition des efforts différentes, sans doute à cause de l'adaptation du corps face à la fragilité de la vertèbre L1 présente chez eux.

6.2 Limitations et pistes d'améliorations

Premièrement, une simple remarque est que ce mémoire avait pour but de constituer une étude pilote et que donc le nombre de sujets est volontairement réduit.

Deuxièmement, une limitation rencontrée lors dans ce travail est l'extrapolation du modèle multicorps de la statique vers la dynamique. En effet, dans le modèle, toutes les inerties sont mises à 0 or, lors d'un mouvement dynamique, elles interviennent dans la dynamique de rotation. Cependant, il faut garder à l'esprit que ces moments sont faibles au vu des mouvements réalisés par les sujets comparés aux moments dus à la gravité. De plus, ce passage de statique à dynamique oblige à modifier l'équation utilisée pour trouver les forces dans les faisceaux. Comme indiqué au chapitre 3, l'équation 3.1 devient l'équation 3.5 et cela représente une hypothèse non négligeable. Notons qu'une démarche similaire peut être trouvée dans les articles GRANATA et MARRAS (1995), GAGNON et al. (2001) et MARRAS et GRANATA (1997). Ils suivent tous une même démarche et utilisent une équation du type :

$$F_f = \frac{EMG}{CVM} * G * A * f(l) * f(v) \quad (6.1)$$

Où G est un gain représentant une force par surface, A est l'aire de la section du muscle, $f(l)$ et $f(v)$ sont respectivement une fonction dépendant de la longueur et

de la vitesse du muscle. L'idée d'utiliser la mesure EMG comme poids est donc très courante. Cependant, dans ce travail, la physique du muscle (aire, longueur et vitesse) est un élément qui n'est pas pris en compte. Il est possible que cela engendre des différences de résultats au niveau des forces de faisceaux calculées pour les exercices dynamiques. Les premières idées d'amélioration pour ce travail seraient de, tout d'abord, quantifier l'impact de l'hypothèse qui consiste à négliger les paramètres physiques des muscles et, également, rajouter les inerties des corps au modèle.

Ensuite, un autre point qui demande de l'attention est la réalisation des exercices. En effet, malgré la clarté et la similitude des consignes données aux sujets, les mouvements n'étaient pas systématiquement identiques. Il serait donc judicieux de standardiser les consignes notamment au niveau du dos "droit". Une idée pourrait être d'utiliser le bâton comme repère et d'exiger du sujet de garder un espace constant entre le bâton et la courbure du bas du dos. En outre, il serait pertinent d'être très attentif au placement des bras et de la tête, car il a été montré, notamment dans SIU et al. (2016), que leur position a une importance pour le comportement musculaire, surtout pour le dos. Ils démontrent dans ce dernier article, que l'activation du LD comparée aux autres muscles du dos est différente en fonction de la position des bras.

Finalement, le fait de garder le dos droit permettrait aussi d'aider la mesure de l'angle de flexion qui est également une limitation de ce travail. De fait, pour ce travail l'hypothèse selon laquelle la position du capteur du bas récupérée dans le logiciel de "tracking" est fixe engendre certainement des différences entre les angles qui sont comparés. De plus, la position des capteurs, relative à un élément fixe, est aussi approximée car le suivi qui est fait automatiquement par le logiciel est parfois entravé par la qualité de l'image ou par un obstacle. C'est notamment le cas pour le premier enregistrement du deuxième sujet où le visuel ne permettait pas de prendre le centre du capteur. Plusieurs idées pourraient être envisagées pour améliorer cette prise de mesure :

- Une vérification continue du respect du critère "dos droit" et du positionnement et par la même occasion de la qualité de la capture vidéo (sujet entier sur l'image, l'étalon et les capteurs dans le même plan que le sujet et visibles aussi) ;
- Une mesure supplémentaire de la position du capteur du bas par rapport au sacrum du sujet afin de pouvoir écarter l'hypothèse que ce capteur est fixe ;
- Utilisation d'une méthode plus rigoureuse mais plus coûteuse pour la mesure de l'angle comme c'est fait par exemple dans TFAZZOL et al. (2014).

Chapitre 7

Conclusion

Tout au long de ce travail, les données de deux sujets sans problème de dos ont été mesurées et analysées lors de trois exercices différents, le test de Sorensen, le test de McQuade et la reproduction du mouvement d'Orthoload.

Au vu des premières mesures, qui montraient que les deux muscles abdominaux avaient une activation très faible pour le mouvement de flexion, ceux-ci ont été écartés.

Ensuite, les mesures EMG ont été utilisées comme poids à l'aide d'une régression linéaire dans un modèle multicorps afin d'obtenir les forces des faisceaux des muscles et les efforts intervertébraux. Dès les premiers résultats, il est apparu que LD avait peu d'impact et a donc aussi été écarté. En revanche QL s'est révélé être un élément important dans les mouvements impliquant les lombaires et a donc été gardé. Les muscles LP, TP et QL sont donc les trois muscles responsables des efforts analysés.

L'idée d'utiliser les EMG comme poids dans le calcul de force s'est avéré être une bonne méthode car des résultats de la littérature, que ce soit *in vivo* ou par modèle, concordent avec ceux obtenus. Même pour le mouvement dynamique, pour lequel le modèle n'est pas construit au départ, les résultats atteints par cette étude se sont révélés semblables à ceux donnés par la base de données qui a servi de référence. En effet, pour les forces de compression l'allure et l'ordre de grandeur sont tous les deux similaires pour les deux expériences. La force de cisaillement suit une même allure tandis que le couple de flexion n'est pas un élément comparable au vu des conditions de mesure utilisé dans l'implant. Par conséquent, le modèle utilisé permet d'obtenir une bonne estimation des efforts intervertébraux au niveau des lombaires même pour un mouvement "quasi-statique".

En conclusion, l'utilisation des EMG, mesures expérimentales et non invasives, en combinaison avec ce modèle multicorps est une bonne base pour continuer vers les recherches sur la quantification des forces musculaires et les efforts intervertébraux. Et cette méthode permet de prédire leur impact sur la colonne vertébrale.

Bibliographie

- ABEDRABBO ODE, G. (2017). *Quantification of intervertebral efforts using a multibody dynamics approach : application to scoliosis* (thèse de doct.) [Prom. : Fisettes, P., Cartiaux, O.]. UCLouvain.
- ANDERSSON, E. A., ODDSSON, L. I., GRUNDSTRÖM, H., NILSSON, J., & THORSTENSSON, A. (1996). EMG activities of the quadratus lumborum and erector spinae muscles during flexion-relaxation and other motor tasks. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 11(7), 392-400. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(96\)00033-2](https://doi.org/10.1016/0268-0033(96)00033-2)
- BERGMANN, G. (Éd.). (2008). *Orthoload*. Charité Universitaetsmedizin Berlin. Récupérée 19 avril 2023, à partir de <http://www.OrthoLoad.com>
- BRUNO, A. G., BOUXSEIN, M. L., & ANDERSON, D. E. (2015). Development and Validation of a Musculoskeletal Model of the Fully Articulated Thoracolumbar Spine and Rib Cage. *Journal of biomechanical engineering*, 137(8), 081003. <https://doi.org/10.1115/1.4030408>
- BURDEN, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20(6), 1023-1035. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.07.004>
- CHADHA, M., SRIVASTAVA, A., KUMAR, V., & TANDON, A. (2022). Disc Degeneration in Lumbar Spine of Asymptomatic Young Adults : A Descriptive Cross-Sectional Study. *Indian journal of orthopaedics*, 56(6), 1083-1089. <https://doi.org/https://doi.org/10.1007/s43465-022-00619-2>
- DOCQUIER, N., PONCELET, A., & FISETTE, P. (2013). Robotran : a powerful symbolic generator of multibody models. *Mechanical Sciences*, 4(1), 199-219. <https://doi.org/10.5194/ms-4-199-2013>
- DREISCHARF, M., ALBIOL, L., ZANDER, T., ARSHAD, R., GRAICHEN, F., BERGMANN, G., SCHMIDT, H., & ROHLMANN, A. (2015). In vivo implant forces acting on a vertebral body replacement during upper body flexion. *Journal of biomechanics*, 48(4), 560-565. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.01.007>

- DREISCHARF, M., SHIRAZI-ADL, A., ARJMAND, N., ROHLMANN, A., & SCHMIDT, H. (2016). Estimation of Loads on Human Lumbar Spine : A Review of In Vivo and Computational Model Studies. *Journal of biomechanics*, 49(6), 833-845. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.12.038>
- GAGNON, D., LARIVIÈRE, C., & LOISEL, P. (2001). Comparative ability of EMG, optimization, and hybrid modelling approaches to predict trunk muscle forces and lumbar spine loading during dynamic sagittal plane lifting. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 16(5), 359-372. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(01\)00016-x](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(01)00016-x)
- GESEK, A. (s. d.). Muscles of the Trunk (Posterior View). Récupérée 16 mai 2023, à partir de <https://www.medillsb.com/index.aspx>
- GOULD, S. L., CRISTOFOLINI, L., DAVICO, G., & VICECONTI, M. (2021). Computational modelling of the scoliotic spine : A literature review. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*, 37(10), e3503. <https://doi.org/10.1002/cnm.3503>
- GRAICHEN, F., ARNOLD, R., ROHLMANN, A., & BERGMANN, G. (2007). Implantable 9-Channel Telemetry System for In Vivo Load Measurements With Orthopedic Implants. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 54(2), 253-261. <https://doi.org/10.1109/TBME.2006.886857>
- GRANATA, K. P., & MARRAS, W. S. (1995). An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting. *Journal of biomechanics*, 28(11), 1309-1317. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00003-Z](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00003-Z)
- HERMENS, H. J., FRERIKS, B., DISSELHORST-KLUG, C., & RAU, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and kinesiology*, 10(5), 361-374. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4)
- HINNEKENS, S., BARA, J., SCHEEN, P., & HIDALGO, B. (2023). Sex-related differences in motor control strategies during isometric contractions in the Sorensen test posture with different external loading. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 36(3), 651-660. <https://doi.org/10.3233/BMR-220058>
- HINNEKENS, S., FISETTE, P., DETREMBLEUR, C., & MAHAUDENS, P. (2019). EMG Measurements as Inputs for a Musculoskeletal Model : Quantification of Abdominal and Back Muscle Forces in Static Postures. "44ème Congrès de la Société Biomécanique", Poitiers, France (du 28/10/2019 au 30/10/2019). <http://hdl.handle.net/2078.1/218314>
- HINNEKENS, S., MAHAUDENS, P., DETREMBLEUR, C., & FISETTE, P. (2021). Impact of the Quadratus Lumborum Muscle on the Lumbar Spine Joint Effort via a Parametrized Model. *Congress of the International Society of*

- Biomechanics (Stockholm, Sweden, du 25/07/2021 au 29/07/2021)*. <http://hdl.handle.net/2078.1/253574>
- HINNEKENS, S., MAHAUDENS, P., DETREMBLEUR, C., & FISETTE, P. (2023). Comparison between EMG-based approach and optimisation-based approach for back muscle forces and intervertebral efforts. *in review*.
- KENDALL, F., MCCREARY, E., & PROVANCE, P. (1993). *Muscle Testing and Function* (Third edition). Baltimore : Williams & Wilkins.
- MACROVECTOR_OFFICIAL. (s. d.). Ensemble D'os Et Squelettes Humains. Récupérée 3 mai 2023, à partir de https://fr.freepik.com/vecteurs-libre/ensemble-os-squelettes-humains%5C_4431261.htm#query=colonne%5C%20vert%5C%20C3%5C%A9brale%5C%20avec%5C%20crane&position=18%5C&from%5C_view=search%5C&track=ais
- MAGERL, F., AEBI, M., GERTZBEIN, S. D., HARMS, J., & NAZARIAN, S. (1994). A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 3(4), 184-201. <https://doi.org/10.1007/BF02221591>
- 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 : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 7(4), 259-268. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(01\)00016-x](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(01)00016-x)
- PHILLIPS, S., MERCER, S., & BOGDUK, N. (2008). Anatomy and biomechanics of quadratus lumborum. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, 222(2), 151-159. <https://doi.org/10.1243/09544119JEIM266>
- ROZUMALSKI, A., SCHWARTZ, M. H., WERVEY, R., SWANSON, A., DYKES, D. C., & NOVACHECK, T. (2008). The in vivo three-dimensional motion of the human lumbar spine during gait. *Gait & Posture*, 28(3), 378-384.
- SIU, A., SCHINKEL-IVY, A., & DRAKE, J. D. (2016). Arm position influences the activation patterns of trunk muscles during trunk range-of-motion movements. *Human Movement Science*, 49, 267-276. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2016.07.010>
- TAFAZZOL, A., ARJMAND, N., SHIRAZI-ADL, A., & PARNIANPOUR, M. (2014). Lumbopelvic rhythm during forward and backward sagittal trunk rotations : combined in vivo measurement with inertial tracking device and biomechanical modeling. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 29(1), 7-13. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.10.021>
- TAKAHASHI, I., KIKUCHI, S.-i., SATO, K., & SATO, N. (2006). Mechanical Load of the Lumbar Spine During Forward Bending Motion of the Trunk—A

- Biomechanical Study. *Spine*, 31(1), 18-23. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000192636.69129.fb>
- WATERS, R. L., & MORRIS, J. M. (1972). Electrical activity of muscles of the trunk during walking. *Journal of anatomy*, 111(Pt 2), 191-199.
- WILKE, H., NEEF, P., HINZ, B., SEIDEL, H., & CLAES, L. (2001). Intradiscal pressure together with anthropometric data—a data set for the validation of models. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 16 Suppl 1, S111-S126. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(00\)00103-0](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(00)00103-0)
- WU, J., CHEN, Z., WANG, H., TIAN, Y., MA, X., LYU, F., JIANG, J., & WANG, H. (2023). The Influence of Roussouly Type on the Prevalence, Subtype, and Distribution Characteristics of Modic Changes in Patients with Lumbar Degenerative Disc Disease. *World Neurosurgery*, 169, e102-e109. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.wneu.2022.10.070>
- ZANDER, T., BERGMANN, G., & ROHLMANN, A. (2009). Large sizes of vertebral body replacement do not reduce the contact pressure on adjacent vertebral bodies per se. *Medical Engineering & Physics*, 31(10), 1307-1312. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.08.013>

UNIVERSITÉ CATHOLIQUE DE LOUVAIN
École polytechnique de Louvain

Rue Archimède, 1 bte L6.11.01, 1348 Louvain-la-Neuve, Belgique | www.uclouvain.be/epl