



HAL
open science

Etude des efforts normaux et tangentiels à l'interface homme - siège lors de la propulsion en fauteuil roulant

Clémence Paquin

► To cite this version:

Clémence Paquin. Etude des efforts normaux et tangentiels à l'interface homme - siège lors de la propulsion en fauteuil roulant. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2023. Français. NNT : 2023LYO10231 . tel-04609941

HAL Id: tel-04609941

<https://theses.hal.science/tel-04609941>

Submitted on 12 Jun 2024

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

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



THESE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1

Ecole Doctorale N° 162
Mécanique, Energétique, Génie-civil et Acoustique
(MEGA)

Spécialité de doctorat : Mécanique
Discipline : Biomécanique

Soutenue publiquement le 16/11/2023, par :
Clémence PAQUIN

Etude des efforts normaux et tangentiels à l'interface homme - siège lors de la propulsion en fauteuil roulant.

Devant le jury composé de :

AISSAOUI Rachid, ROHAN Pierre Yves	Professeur, ETS Montréal Maître de conférences, ENS Arts et Métiers, Paris	Rapporteur Rapporteur
JACQUIN-COURTOIS Sophie	PUPH, UCB Lyon 1, Hospices Civils de Lyon	Présidente
CHADEFAUX Delphine	Maîtresse de conférences, université Paris XIII	Examinatrice
DUPREY Sonia	Maîtresse de conférences, UCB Lyon 1	Directrice de thèse
GELIS Anthony	PUPH, Université de Montpellier, Centre mutualiste Propara	Co-directeur de thèse
CANNARD Francis CHENU Olivier DUBUIS Laura	Chef d'entreprise, Taxisense Ingénieur, Taxisense Maîtresse de conférences, UCB Lyon 1	Invité Invité Invitée

Résumé

Les usagers de fauteuil roulant (FR) sont à risque de développer des lésions cutanées comme les escarres. L'excès d'efforts mécaniques (normaux et tangentiels) peut être source de ce type de lésions cutanées au niveau de l'assise chez les populations à risque. Nous nous sommes donc intéressés dans cette thèse aux efforts à l'interface homme-siège lors de la propulsion en FR afin de mieux comprendre leur interaction avec l'activité.

Après une analyse de la littérature nous permettant de déterminer les variables à étudier, nous avons développé deux expérimentations : en laboratoire, et en situation écologique. Elles nous ont permis de 1/ documenter les efforts lors d'une activité et 2/ créer des modèles permettant la prédiction de l'effort tangentiel pour lesquels les instruments de mesure écologique des efforts à l'interface homme-siège sont inexistantes.

Notre premier objectif était d'étudier les efforts sur l'assise (normaux et tangentiels) en statique et en dynamique durant une activité de « handcycling » sur un siège expérimental. Les différences entre les efforts en statique et en dynamique ont été étudiées ainsi que les différences entre les participants valides et les participants paraplégiques. Pour continuer, nous avons pu étudier les efforts normaux et tangentiels lors d'un déplacement en FR (propulsion bimanuelle et motorisée) dans plusieurs conditions écologiques chez des utilisateurs de FR.

Nous avons créé un modèle de prédiction des efforts tangentiels en statique à partir de données issues de nappes de pressions et basé sur un algorithme de Machine Learning. Un second modèle de prédiction du maximum temporel des efforts tangentiels a été créé en se basant sur les relations statistiques trouvées lors de l'expérimentation sur le siège expérimental permettant de passer de la moyenne des efforts tangentiels en statique à leur maximum temporel en dynamique. Malgré des erreurs constatées, ces modèles créés permettent de classer les prédictions par intensité. Ces modèles ont été appliqués aux mesures de notre étude écologique.

Nos expérimentations ont montré que l'activité motrice des membres supérieurs ou la propulsion soulageait les efforts (normaux et tangentiels). L'amplitude de variation (minimum-maximum) des efforts est nettement plus importante pour les efforts tangentiels que pour les efforts normaux et pourrait générer des contraintes internes. Ceci d'autant plus que lors de la propulsion, nous avons pu mettre en évidence que les maxima temporels des efforts normaux et tangentiels semblaient augmenter avec la difficulté de propulsion (i.e. plusieurs accélérations) et/ou les aspérités du sol.

Pour terminer, ce travail a pu mettre en exergue des relations entre les efforts et les réglages du FR, la position des usagers dans leur FR et des caractéristiques de leur pathologie sur les efforts normaux et tangentiels en statique mais également lors de la propulsion. Ces relations pourront être exploitées cliniquement lors de l'attribution et le réglage d'un FR.

Abstract

Wheelchair users are at risk of developing skin lesions such as pressure ulcers. Excessive mechanical forces (normal and tangential) can be a source of this type of skin lesion on the sitting area of at-risk populations. In this thesis, we therefore looked at the forces at the man-seat interface during wheelchair propulsion in order to gain a better understanding of their interaction with the activity.

After analysing the literature to determine the variables to be studied, we developed two experiments: one in a laboratory and the other in an ecological situation. These experiments enabled us to 1/ document effort during an activity and 2/ create models for predicting tangential effort for which there are no ecological instruments for measuring effort at the human-seat interface.

Our first objective was to study static and dynamic seat forces (normal and tangential) during a 'handcycling' activity on an experimental seat. The differences between static and dynamic forces were studied, as were the differences between able-bodied and paraplegic participants. To continue, we were able to study normal and tangential forces during FR movement (bimanual and motorised propulsion) in several ecological conditions in wheelchair users.

We created a model for predicting static tangential forces using data from pressure maps and based on a Machine Learning algorithm. A second model for predicting the time peak of the tangential forces was created based on the statistical relationships found during the experiment on the experimental seat, enabling the mean of the static tangential forces to be converted into their dynamic time peak. Despite the errors observed, these models allow the predictions to be classified by intensity. These models were applied in our ecological study.

Our experiments showed that the motor activity of the upper limbs or propulsion relieved the efforts (normal and tangential). The amplitude of variation (minimum-maximum) of the forces is clearly greater for tangential forces than for normal forces and could generate internal stresses. Even more so since, during propulsion, we were able to show that the time peak of the normal and tangential forces seemed to increase with the difficulty of propulsion (i.e. several accelerations) and/or the roughness of the ground.

Finally, this work highlighted the relationships between the forces and settings of the wheelchair, the position of users in their wheelchair and the characteristics of their pathology, in terms of normal and tangential forces, both statically and during propulsion. These relationships can be used clinically when choosing and adjusting a wheelchair.

Remerciements

Tout d'abord, je voudrais remercier mes bonnes étoiles qui et m'a permis de réaliser ce projet en toute sérénité : Anthony Gélis qui m'a encouragé à poursuivre et approfondir mes questionnements, la société Taxisense qui a proposé de me suivre et le LBMC pour m'avoir fait confiance.

J'aimerais également adresser à mes encadrants de thèse m'a plus vive reconnaissance pour le soutien sans faille qu'ils m'ont témoigné pendant ces 3 années : Sonia Duprey pour sa réactivité à l'égard de toutes mes demandes et ses précieux conseils, Anthony Gélis pour ses observations toujours pertinentes, Laura Dubuis et Olivier Chenu pour leurs précieux apports tant techniques que sur le fond de mes recherches.

J'aimerais encore témoigner ma profonde gratitude à David Mitton et au LBMC qui m'ont accueillie avec autant de générosité et de gentillesse, sans oublier ni les doctorants, particulièrement Najoua, Nahima, Julie et Mathilde pour leur conseils ni l'ensemble des techniciens sans qui mes expérimentations n'auraient pu avoir lieu et, naturellement le Dr Sophie Ciancia pour le recrutement des usagers de fauteuil roulant sur Lyon.

Je remercie enfin mes deux rapporteurs Rachid Aissaoui et Pierre Yves Rohan d'avoir bien voulu relire mon travail.

Enfin, je salue avec beaucoup d'émotion et de reconnaissance le soutien inébranlable de ma famille : Alice pour sa présence continue, mes chers trésors, Apolline, Auriane et Mayeul pour m'avoir donné les meilleurs câlins du monde quand j'en avais besoin. Sans oublier mes parents et frères et sœurs (mon fan club de tous les jours) qui ont toujours su m'aider à avoir confiance en moi et à poursuivre mes projets toujours plus fous les uns que les autres et mes amis qui ont toujours cru en moi et ont su m'encourager : Magali, Céline, Olivier, Aurore, Nicolas et j'en oublie sûrement.

Table des matières

Résumé.....	1
Abstract	2
Remerciements	3
Table des figures.....	10
Table des tableaux.....	12
Introduction.....	15
Contexte.....	15
Organisation du manuscrit	16
Chapitre 1 Etat de l’art.....	17
1 En préambule	17
1.1 Profil des usagers	17
1.2 Fauteuil roulant.....	17
1.3 Station assise.....	18
2 Intégrité des tissus	20
2.1 Physiopathologie de l’escarre	21
2.1.1 Facteurs de risques	21
2.1.2 Mécanisme lésionnel	22
3 Outils de mesure des efforts à l’interface de contact utilisable sur un FR	23
3.1 Nappe de pression	23
3.2 Capteurs tangentiels	25
4 Efforts à l’interface homme – siège	26
4.1 Efforts en situation statique	26
4.1.1 Différences entre les personnes valides et en situation de handicap	26
4.1.2 Effet des réglages du FR et/ou des aides techniques à la posture sur les efforts normaux en conditions statiques.....	27
4.1.3 Effet du réglage du FR et/ou des aides techniques à la posture sur les efforts tangentiels en condition statique	29
4.2 Efforts en situation dynamique de déplacement	30
4.2.1 Efforts en situation dynamique de déplacement quotidien	30
4.2.1.1 Méthode	30
4.2.1.2 Résultats.....	31
4.2.1.3 Discussion	43
4.2.1.4 Limitations et conclusion	48

4.2.1.5	Recherches futures	48
5	Modèles de prédiction des efforts à l'interface.....	48
5.1	Modèles multi-corps rigide	49
5.2	Modèles mathématiques	50
5.2.1	Modèles statistiques.....	50
5.2.2	Modèles d'apprentissage automatique.....	50
Chapitre 2	Une activité cyclique : qu'en est-il des efforts à l'interface homme - siège.....	53
1	Introduction.....	53
2	Matériel et méthode	53
2.1	Matériel du protocole expérimental	53
2.1.1	Le siège expérimental.....	54
2.1.2	Les nappes de pression.....	55
2.1.3	Protocole.....	55
2.1.3.1	Population.....	55
2.1.3.2	Procédure expérimentale	55
2.2	Méthodologie du traitement de données	56
2.2.1	Variables d'intérêt	57
2.3	Statistiques.....	59
3	Résultats.....	60
3.1	Résultats descriptifs	60
3.1.1	Population.....	60
3.1.2	Efforts au niveau de l'assise en statique	61
3.1.3	Efforts au niveau de l'assise lors d'une activité dynamique	63
3.1.3.1	Analyse temporelle	63
3.1.3.2	Analyse spatiale	65
3.2	Différences entre les résultats obtenus en statique et ceux obtenus durant une activité dynamique.....	67
3.2.1	Différence statique vs dynamique sur les paramètres globaux (FNG, FTG et pression moyenne spatiale) et sur les pics spatiaux (PPI et Pic tangentiel)	67
3.2.1.1	Moyenne de l'effort au cours de l'activité	67
3.2.1.2	Maximum de l'effort au cours de l'activité	68
3.2.2	Différence statique vs dynamique sur la localisation des barycentres (CoP et CoT) et des pics spatiaux (normaux et tangentiels).....	69
3.2.2.1	Barycentres	69

3.2.2.2	Pics spatiaux normaux et tangentiels	70
3.2.3	Synthèse.....	71
3.3	Etude des différences entre les deux populations	71
3.3.1	Différence entre participants valides et paraplégiques sur les efforts au niveau de l'assise en statique	71
3.3.2	Différences entre participants sains et paraplégiques sur les efforts au niveau de l'assise lors d'une activité dynamique	72
3.3.2.1	Analyse temporelle en dynamique	72
3.3.2.2	Analyse spatiale	74
3.4	Corrélations entre les différents paramètres lors d'une activité dynamique	75
3.4.1	Corrélations entre les efforts normaux et tangentiels.....	75
3.4.2	Corrélations entre les pics spatiaux et les efforts globaux.....	76
3.4.3	Corrélation entre les efforts tangentiels : moyenne statique et dynamique	76
3.4.4	Corrélation entre le déplacement maximal antéro-postérieur du CoP et la variation de l'effort tangentiel	76
4	Discussion - Conclusion	77
4.1	Différences entre les résultats obtenus en statique et ceux obtenus durant une activité.....	77
4.2	Différences entre les participants valides et les participants paraplégiques	79
4.3	Particularité des efforts tangentiels	80
4.3.1	Corrélations	80
4.3.2	Une mesure statique permettrait-elle d'obtenir des informations sur les efforts tangentiels en dynamique ?	81
Chapitre 3	Machine Learning : Création de modèles de prédiction.....	83
1	Introduction.....	83
2	Obtention des données expérimentales.....	83
2.1	Variables d'intérêts	84
2.2	Population recrutée	85
3	Modèle de Machine Learning (ML) : Prédiction de l'effort tangentiel global en statique	86
3.1	Choix des paramètres d'entrée.....	86
3.2	Choix de l'algorithme et optimisation	87
3.3	Résultats.....	88
3.3.1	Choix de l'algorithme.....	88
3.3.2	Choix du nombre de paramètres.....	88

3.3.3	Capacité du modèle à se généraliser chez des participants paraplégiques...	89
3.4	Discussion.....	89
3.4.1	Choix de l'algorithme.....	89
3.4.2	Choix du nombre de paramètre	90
3.4.3	Capacité du modèle à se généraliser chez des participants paraplégiques...	90
3.4.4	Les dessous du modèle ML de prédiction des efforts tangentiels en statique	91
3.5	Implication clinique.....	92
4	Pour du dynamique	93
4.1	Prédiction de FTG max chez les participants valides et paraplégiques : résultats	94
4.2	Prédiction de FTG max chez les participants valides et paraplégiques : discussion	94
5	Conclusion	95
Chapitre 4 Les efforts sur l'assise lors d'un déplacement en FR chez des utilisateurs de FR		
		97
1	Introduction.....	97
2	Matériel et méthode	97
2.1	Protocole expérimental	97
2.1.1	Population.....	98
2.1.2	Procédure	98
2.2	Méthodologie de traitement de données	99
2.2.1	Variables d'intérêt	99
2.2.2	Statistiques	100
3	Résultats et discussions des trois objectifs	101
3.1	Documenter les efforts normaux en activité sur un FR lors d'une activité de déplacement	102
3.1.1	Résultats	103
3.1.1.1	En fauteuil roulant manuel	103
3.1.1.2	En fauteuil roulant électrique	105
3.1.2	Discussion : en comparaison avec la littérature.....	108
3.2	Effet de l'activité de propulsion sur les efforts normaux dans différentes conditions	109
3.2.1	Résultats	109
3.2.1.1	Chez les participants en propulsion bimanuelle (FRM)	109
3.2.1.2	Chez les participants en propulsion motorisée (FRE)	110

3.2.1.3	Comparaison des efforts entre la propulsion bimanuelle et motorisée ..	111
3.2.2	Discussion : Effet de l'activité	112
3.2.2.1	Lors de la propulsion bimanuelle en FRM	112
3.2.2.2	Lors de la propulsion motorisée en FRE	113
3.2.2.3	Les efforts entre la propulsion bimanuelle et motorisée	113
3.3	Effets des prédicteurs	113
3.3.1	Résultats	113
3.3.1.1	En fauteuil roulant manuel	114
3.3.1.2	En fauteuil roulant électrique	114
3.3.2	Discussion : Effet des prédicteurs.....	118
3.3.2.1	En fauteuil roulant manuel	118
3.3.2.2	En fauteuil roulant électrique	121
Chapitre 5	Prédiction des forces tangentielles globales en condition écologique.....	124
1	Introduction.....	124
2	Méthodologie	125
3	Evaluation de l'outil prédiction des efforts tangentiels globaux en statique (modèle ML) pour une application clinique.....	126
3.1	Modèle de ML avec calcul de la force des pieds	126
3.2	Comparaison avec outil de mesure existant : iShear® :.....	126
3.3	Evaluation de la répétabilité du modèle de ML.....	128
3.4	Evaluation de la sensibilité au changement	129
3.5	Conclusion.....	131
4	Efforts tangentiels en condition écologique	131
4.1	Méthodologie.....	131
4.2	Résultats.....	132
4.2.1	Description de la population étudiée	132
4.2.2	Propulsion bimanuelle	133
4.2.3	Propulsion motorisée	134
4.2.4	Propulsion bimanuelle vs motorisée	135
4.3	Discussion.....	136
5	Effet des prédicteurs	137
5.1	Méthodologie.....	137
5.2	Effet de prédicteurs en FRM : statique et propulsion bimanuelle	137
5.3	Effet des prédicteurs en FRE : statique et propulsion motorisée.....	142

Conclusion et perspectives.....	145
Rappel de la problématique	145
Conclusion issue des expérimentations	145
Sur un siège expérimental en laboratoire.....	145
Sur un fauteuil roulant en condition écologique	146
Les modèles de prédictions et leur applications	147
Perspectives.....	147
Références.....	149
ANNEXE 1 : Exemple de graphiques cycliques des efforts lors de l'expérimentation de laboratoire.....	161
ANNEXE 2 : Cahier observation	164
ANNEXE 3 : Effet des prédicteurs	179
En fauteuil roulant manuel.....	179
En fauteuil roulant électrique.....	189
ANNEXE 4 : Répétabilité de l'iShear	192

Table des figures

Figure 1 Composition d'un fauteuil roulant	18
Figure 2 Différentes bases d'assise (gauche), différents modèles de coussins d'assise (centre) et différents types de dossiers de positionnement (droite)	18
Figure 3 : La région fémoro-lombo-pelvienne en position assise. En position neutre de bassin à gauche et en position rétroversé à droite. La flèche bleue représente la distance entre les tubérosités ischiatiques et l'appui rétro-trochantérien et le flèche orange représente le mouvement de rétroversion.	19
Figure 4 Différentes orientations du bassin entre la posture debout et assise d'après Ike et al. 2018 (Ike et al. 2018).....	19
Figure 5 Les lien entre la courbure lombaire, la position du bassin et l'étirement des ischio-jambiers en fonction de l'angle de flexion de hanche, les membres inférieurs en appuis, extrait des travaux de Keegan et al. 1953	20
Figure 6 Modèle conceptuel de Loerakker (2007)	21
Figure 7 : Représentation schématique des 4 stades d'escarre (Battu 2018) : stade 1 est caractérisé par une décoloration de la peau, le stade 2 par une perte partielle d'épaisseur de la peau, le stade 3 par une perte totale d'épaisseur de la peau et le stade 4 par une destruction importante des muscles, des os ou des structures de soutien, avec ou sans perte totale de l'épaisseur de la peau.....	22
Figure 8 : L'iShear® sur un FR et son utilisation avec l'interface de mesure	26
Figure 9 : Organigramme représentant la procédure de sélection des articles (reproduit avec l'autorisation du journal).....	32
Figure 10 : Exemple de modélisation multi-corps rigide issue du travail de Desai et al. (Desai, Guha, et Seshu 2021) qui a pour objectif de calculer les forces transmises par la région lombaire à la région cervicale.....	49
Figure 11 : Un participant assis sur le siège expérimental (A) et la matrice de 52 vérins (B). (Beurier 2017).....	54
Figure 12 : Siège expérimental équipé du dossier de positionnement et de la nappe de pression	55
Figure 13 : Setup de l'expérimentation avec un participant et son pédalier	56
Figure 14 : L'évolution des efforts globaux (tangentiels et normaux) lors de l'activité de « pédalage », comprenant les 4 variables d'intérêts étudiées en dynamique : moyenne, maximum de l'enregistrement, amplitude de variation (moyenne – maximum et minimum – maximum).....	59
Figure 15 : Efforts normaux et tangentiels en condition statique	62
Figure 16 : Pics normaux (PPI) et tangentiels en N et en pourcentage de l'effort global normal et tangentiel en statique	62
Figure 17 : Cartographies des efforts en statique : des efforts tangentiels à gauche et normaux à droite ; les CoPs et CoTs représentés par une croix noire	63
Figure 18 : Amplitude de variations des efforts lors de l'activité par rapport à l'effort moyen de l'enregistrement.....	65
Figure 19 : Cartographies des efforts (tangentiels en haut et normaux en bas), en dynamique (moyenne) à gauche et statique à droite chez un participant.....	66

Figure 20 : Déplacement des CoP (rouge) et CoT (vert) pendant les 10s d'enregistrement de l'activité de « pédalage » ; les CoPs et CoTs en statique chez un même participant ; à gauche sur la totalité de l'assise et à droite, l'assise zoomée sur les barycentres.	67
Figure 21 : Valeurs en statique, dynamique (valeurs moyennes) et dynamique (valeurs maxima) pour la pression moyenne spatiale, le PPI et l'effort global tangentiel chez les deux populations ; en unité de mesure en haut et pourcentage du statique en bas. Les différences significatives avec les valeurs en condition statique sont indiquées par * pour $p < 0,05$ et ** pour $p < 0,001$	69
Figure 22 : Cartographie animée des efforts, tangentiels à gauche et normaux à droite, pendant les 10s de « pédalage » chez un participant (cliquez sur la figure et l'ouvrir dans en tant qu'image animée dans photo par exemple).....	70
Figure 23 : Valeurs en statique, dynamique (valeurs moyennes) et dynamique (valeurs maxima de l'enregistrement) pour la pression moyenne spatiale, le PPI et l'effort global tangentiel chez les deux populations ; en unité de mesure en haut et pourcentage du statique en bas. Les différences significatives entre les deux populations sont indiquées par * pour $p < 0,05$ et ** pour $p < 0,001$	72
Figure 24 : Relation linéaire de l'effort tangentiel statique et dynamique moyenné	76
Figure 25 : Relation linéaire entre le déplacement maximal antéro-postérieur du CoP et la variation de l'effort tangentiel global (entre la moyenne et la valeur maximale) sur les données normalisées par la méthode Box-Cox pour les participants valides à gauche et paraplégiques à droite.	77
Figure 26 : Le siège expérimental avec une assise "plate" à gauche et "ergonomique" à droite	84
Figure 27 : Une personne assise dans un FR, l'angle tronc-cuisse (TT) en bleu et l'angle assise-dossier (SB) en orange sur l'image de gauche, et le modèle multi-corps rigide inspiré de Kobara sur l'image de droite : les forces normales totales en vert, la distance de contact en bleu et l'angle β calculé en orange (angle entre l'assise et la droite passant par les deux CoP).....	85
Figure 28 : Le poids des chacun des 6 paramètres d'entrée dans la création du modèle RFR.	89
Figure 29 : Répartition de l'erreur absolue en N chez les participants paraplégiques et participants valides (issue des données de validation) (médiane et écart type) sur la gauche et répartition de la force tangentielle en statique, prédite et mesurée, chez les participants valides et paraplégiques (médiane et écart type).	89
Figure 30 : Impact de chaque paramètre d'entrée sur la valeur prédite avec la méthode SHAP. Pour chaque paramètre, un point correspond à un seul participant. La position d'un point le long de l'axe des x (c'est-à-dire la valeur SHAP) représente l'impact de ce paramètre sur la valeur prédite pour ce participant. Mathématiquement, la valeur SHAP représente l'effort tangentiel. L'échelle de couleur indique l'intensité de la valeur de référence mesurée.	92
Figure 31 : L'effort tangentiel global statique mesuré et prédit pour chaque participant, classé en fonction de leur valeur mesurée.....	92
Figure 32 : MAE (à gauche) et les efforts tangentiels maximaux mesuré et prédits à droite chez les deux populations.	94
Figure 33 : L'effort tangentiel global maximal mesuré et prédit pour chaque participant, classé en fonction de leur valeur mesurée.....	95

Figure 34 : Participant au départ de la condition sur sol lisse, en arrière, le sol non lisse. Les ronds noirs indiquant l'emplacement de chaque baguette plastique.....	98
Figure 35 : Répartition des efforts dans les trois conditions de déplacement en pourcentage du statique sur FRM : sol lisse (C1), sol lisse avec arrêt (C2) et sol non lisse (C3)	105
Figure 36 : Répartition des efforts dans les trois conditions de déplacement en pourcentage du statique sur FRE : sol lisse, sol lisse avec arrêt et sol non lisse	107

Table des tableaux

Tableau 1 : Tableau résumant le contenu des différentes études	38
Tableau 2 : Paramètres étudiés et leurs ratios dynamique/statique	39
Tableau 3 : Paramètres et leurs valeurs dans les différentes conditions pour chaque étude	42
Tableau 4 Description des participants valides et paraplégiques.....	61
Tableau 5 : Moyenne, min et max des paramètres globaux en statique chez tous les participants (valides et paraplégiques)	61
Tableau 6 : Moyenne, min et max des pics spatiaux normaux et tangentiels en statique chez tous les participants.	62
Tableau 7 : Moyenne, Maximum et amplitude de variation des paramètres au cours de l'activité en newton et % de leur valeur en statique.	64
Tableau 8 : Moyenne de l'enregistrement, Maximum de l'enregistrement et amplitude de variation des pics spatiaux au cours de l'activité en newton et % de leur valeur en statique	64
Tableau 9 : Vitesse de déplacement et surface du cercle circonscrit de chaque barycentres en m/s et cm ² pendant l'activité pour tous les participants.....	66
Tableau 10 : Significativité et différence (en valeur et pourcentage) pour chaque paramètre entre la moyenne de l'activité dynamique et le statique (ns pour non significatif).....	68
Tableau 11 : Significativité et différence pour chaque paramètre entre le maximum de l'activité dynamique et le statique (ns pour non significatif).	68
Tableau 12 : Différence entre participants valides et participants paraplégique en statique (ns pour non significatif).	71
Tableau 13 : Différence entre participants valides et participants paraplégiques lors de l'activité dynamique : moyenne de l'enregistrement, maximum de l'enregistrement et amplitude de variation maximale de l'enregistrement en unité de mesure et en pourcentage de leur valeur statique : une valeur positive indique un effort plus important chez les participants paraplégiques (ns pour non significatif).	74
Tableau 14 : Vitesse de déplacement moyenne des CoP et CoT lors de l'enregistrement dynamique de 10s de « pédalage », chez les participants valides et paraplégiques (ns pour non significatif).	75
Tableau 15 : Corrélations entre les efforts tangentiels et normaux chez les deux populations.	76
Tableau 16 : Liste des variables d'intérêts	84
Tableau 17 : MAE des 3 modèles de régression	88
Tableau 18 : Résultat de la MAE pour les 3 modèles en fonction des paramètres d'entrée ..	88
Tableau 19 : Caractéristiques des participants	102

Tableau 20 : Efforts (force normale globale, pression moyenne spatiale, PPI) en condition de statique sur FRM	103
Tableau 21 : Efforts (force globale normale, pression moyenne spatiale, PPI) en condition de propulsion bimanuelle dans les 3 conditions : sol lisse, sol lisse avec arrêt et sol non lisse.	104
Tableau 22 : Distance (en mm) entre la position moyenne de la variable en statique et en dynamique en FRM dans les 3 conditions : sol lisse, sol lisse avec arrêt et sol non lisse.....	105
Tableau 23 : Efforts (force globale normale, pression moyenne spatiale, PPI) en condition de statique sur FRE.....	106
Tableau 24 : Efforts (force globale normale, pression moyenne spatiale, PPI) en condition de propulsion motorisé dans les 3 conditions : sol lisse, sol lisse avec arrêt et sol non lisse	107
Tableau 25 : Distance (en mm) entre la position moyenne de la variable en statique et en dynamique en FRE dans les 3 conditions : sol lisse, sol lisse avec arrêt et sol non lisse	107
Tableau 26 : Différences liées à l'activité de propulsion bimanuelle dans différentes conditions avec leur significativité.....	110
Tableau 27 : Différences liées à l'activité de propulsion motorisée dans différentes conditions avec leur significativité.....	111
Tableau 28 : Différences significatives sur l'amplitude de variation des efforts (minimum-maximum) entre la propulsion bimanuelle et motorisée dans les 3 conditions de déplacement (sol lisse, sol lisse avec arrêt et sol non lisse).....	112
Tableau 29 : Effet des prédicteurs en FRM sur la force normale globale (FNG), la pression moyenne spatiale (PMS) et le PPI en condition statique et dans les 3 conditions dynamique (moyenne et maximum de l'enregistrement) (sol lisse (C1), sol lisse avec arrêt (C2) et sol non lisse (C3)) ; la p-value et les médianes des différents groupes.....	116
Tableau 30 : Effet des prédicteurs combinés en FRM sur la force normale globale (FNG), la pression moyenne spatiale (PMS) et le PPI en condition statique et dans les 3 conditions dynamique (moyenne et maximum de l'enregistrement) (sol lisse (C1), sol lisse avec arrêt (C2) et sol non lisse (C3)) ; la p-value et les médianes des différents groupe.....	117
Tableau 31 : Effet des prédicteurs en FRE sur la force normale globale (FNG), la pression moyenne spatiale (PMS) et le PPI en condition statique et dans les 3 conditions dynamique (moyenne et maximum de l'enregistrement) (sol lisse (C1), sol lisse avec arrêt (C2) et sol non lisse (C3)).	118
Tableau 32 : Caractéristiques des participants pour la comparaison avec l'iShear.....	127
Tableau 33 : Corrélation de Spearman et différences de Wilcoxon entre les valeurs mesurées par l'iShear et prédites par le modèle.....	127
Tableau 34 : Caractéristiques des participants ayant pu effectuer le test de répétabilité ...	129
Tableau 35 : Caractéristiques des participants ayant participé au test de sensibilité au changement du modèle	130
Tableau 36 : Tableau représentant les résultats des modèles de prédiction dans les 3 conditions d'assise.....	130
Tableau 37 : Caractéristique des participants en FRM et FRE qui ont effectué l'expérimentation écologique de déplacement.....	132
Tableau 38 : Les efforts tangentiels prédits en N et % du statique chez les utilisateurs de FRM pour les 4 conditions, statique, propulsion sur sol lisse, propulsion sur sol lisse avec arrêt et propulsion sur sol non lisse.....	132

Tableau 39 : Les efforts tangentiels prédits en N et % du statique chez les utilisateurs de FRE pour les 4 conditions, statique, propulsion sur sol lisse, propulsion sur sol lisse avec arrêt et propulsion sur sol non lisse.	133
Tableau 40 : Différences statistiques entre les différentes conditions : (statique vs propulsion sur sol lisse), (propulsion avec vs sans arrêt), propulsion sur (sol lisse vs non lisse) et propulsion (bimanuelle vs motorisée) pour les 4 paramètres cibles : force normale globale (FNG), pression moyenne spatiale (PMS), PPI et force tangentielle globale (FTG) en statique et le maximum de l'enregistrement dans chaque conditions de déplacements : par propulsion (bimanuelle et motorisation) sur sol lisse (C1), avec arrêt (C2) et sur sol non lisse(C3).....	134
Tableau 41 : Effet des prédicteurs en FRM sur la force normale globale (FNG), la pression moyenne spatiale (PMS), le PPI et l'effort tangentielle globale (FTG) en condition statique et dans les 3 conditions dynamique (maximum de l'enregistrement) (sol lisse (C1), sol lisse avec arrêt (C2) et sol non lisse (C3)) ; la p-value et les médianes des différents groupes.	139
Tableau 42 : Effet des prédicteurs combinés en FRM sur la force normale globale (FNG), la pression moyenne spatiale (PMS), le PPI et l'effort tangentielle globale (FTG) en condition statique et dans les 3 conditions dynamique (maximum de l'enregistrement) (sol lisse (C1), sol lisse avec arrêt (C2) et sol non lisse (C3)) ; la p-value et les médianes des différents groupes.	140
Tableau 43 : Effet des prédicteurs en FRE sur la force normale globale (FNG), la pression moyenne spatiale (PMS), le PPI et l'effort tangentielle globale (FTG) en condition statique et dans les 3 conditions dynamique (maximum de l'enregistrement) (sol lisse (C1), sol lisse avec arrêt (C2) et sol non lisse (C3)).	142

Introduction

Contexte

L'Organisation Mondiale de la Santé (WHO) définit le handicap ainsi : « Constitue un Handicap, toute **limitation d'activité ou restriction** de participation à la vie en société subie dans son environnement par une personne en raison d'une **altération** substantielle, durable ou définitive d'une ou plusieurs fonctions physiques, sensorielles, mentales, cognitives ou psychiques, d'un polyhandicap ou d'un trouble de santé invalidant » (Article L114 du code de l'action sociale et des familles).

Les personnes en situation d'un handicap altérant leur capacité de déplacement, ou leur mobilité (difficultés pour marcher ou se déplacer) peuvent être utilisatrices de fauteuil roulant. Leur nombre augmente avec la hausse de l'espérance de vie (Kaye, Kang, et LaPlante 2000). En 2008, selon la WHO, on dénombrait 65 millions d'utilisateurs de fauteuils roulants dans le monde (World Health Organization, International Society for Prosthetics and Orthotics, et United States. Agency for International Development 2008). La prévalence des usagers de FR est variable selon les pays : par exemple, 90,5 pour 10 000 habitants aux États-Unis (utilisateurs âgés de plus de 15 ans en 2002) et 62 pour 10 000 en France (2008) (Vignier et al. 2008; Steinmetz 2006).

La conférence de consensus de 2001 sur le fauteuil roulant organisée par l'université de Pittsburg a défini les priorités de recherche appliquée au fauteuil roulant : le confort du fauteuil roulant, le maintien de l'intégrité cutanée ainsi que le contrôle postural assis (Geyer et al. 2003). En effet, le maintien de l'intégrité cutanée est un enjeu majeur pour les usagers de fauteuil roulant: 42,4 % des escarres apparaissent chez cette population (Barrois, Colin, et Allaert 2018). De plus, au sein de la population blessée médullaire, l'escarre est un problème majeur de santé public, 85% des personnes blessées médullaires en développeront au moins une au cours de leur vie (Le Fort et al. 2021).

Les utilisateurs de fauteuil roulant peuvent être actifs, ils passent plus de 10h par jour dans leur fauteuil et effectuent de nombreux « petits » déplacements : « bouts of mobility » (Sharon E Sonenblum, Sprigle, et Lopez 2012; Sharon E Sonenblum, Sprigle, et Martin 2016; Jordan et al. 2022). Ainsi, au niveau de l'assise, les usagers de FR sont soumis quotidiennement à des conditions de chargement statique (qui, nous le verrons plus tard ont déjà été documentées dans la littérature (J. Damiao et Gentry 2021; Michael, Porter, et Pountney 2007)) mais également à une activité dynamique qui implique potentiellement une répartition des forces différente au niveau de l'assise du fait de la mise en mouvement du corps et du mouvement du fauteuil roulant (FR). Dans la perspective de mieux comprendre les efforts à l'interface homme – siège lors de l'activité en FR et d'identifier si elles pourraient être à l'origine d'un excès de contraintes et générer une escarre, cette thèse a pour objectif d'étudier ces efforts lors d'une activité motrice des membres supérieurs. Elle vise également à la création d'outils de prédiction lorsque les instruments de mesures ne sont pas satisfaisants. Il sera également question de l'évaluation des outils créés.

Organisation du manuscrit

Ce manuscrit est organisé en 5 chapitres, (1) état de l'art et objectif, (2) documentation des efforts sous l'assise lors d'une expérience de laboratoire, (3) création des modèles de prédiction des efforts tangentiels, (4) documentation des efforts normaux lors d'une expérimentation écologique et (5) application des modèles de prédiction des efforts tangentiels en situation écologique.

Le chapitre 1 sur l'état de l'art a pour premier objectif de définir le cadre théorique : le complexe homme et FR, l'anatomie et la biomécanique de la station assise et la physiopathologie de l'escarre. Son 2^{ème} objectif est de faire un état des lieux des différents instruments de mesures disponibles pour étudier les efforts à l'interface homme – siège. Le 3^{ème} objectif consiste à faire un état des lieux des efforts en condition statique et dynamique. Enfin, le dernier objectif est de définir le cadre théorique des modèles de prédiction (Machine Learning, ...) et d'en déterminer leurs avantages et inconvénients.

Le chapitre 2 permet à partir d'une expérimentation de laboratoire de documenter les efforts normaux et tangentiels à l'interface. Il nous a permis 1) d'identifier des différences et des similitudes : entre une population valide et une population blessée médullaire, entre une condition statique et une condition dynamique et 2) d'identifier des relations entre différents paramètres de efforts.

Le chapitre 3 quant à lui décrit la méthodologie de création des modèles de prédiction et leurs résultats.

Les chapitre 4 et 5, à partir d'une expérimentation écologique et des modèles de prédiction créés en chapitre 3, permettent de documenter les efforts lors d'une activité de propulsion en FR chez des blessés médullaires.

Chapitre 1 Etat de l'art

1 En préambule

1.1 Profil des usagers

En France, la population des usagers de fauteuil roulant augmente. Elle est passé de 370 000 usagers en 2008 à 610 000 en 2019 (Espagnacq 2022), représentant une prévalence de 62 pour 10 000 habitants. Sa composition est hétérogène, la majorité des usagers ont plus de 65 ans (la prévalence augmente avec l'âge en France, passant de 23/10 000 chez les moins de 65 ans à 274/10 000 chez les plus de 65 ans). Les usagers sont plus fréquemment des hommes dans la population de moins de 65 ans contrairement aux personnes âgées de plus de 65 ans où l'utilisateur type est une femme. Concernant leur mode de vie, la majorité des usagers de fauteuil roulant de moins de 80 ans vit à domicile (Vignier et al. 2008).

Une personne devient utilisatrice de fauteuil roulant lorsque sa motricité des membres inférieurs est altérée soit par une pathologie neurologique (i.e. blessé médullaire, accident vasculaire cérébral, sclérose en plaque), soit par une pathologie orthopédique (i.e. amputation, arthrose) ou encore par les conséquences du vieillissement. La mobilité d'un FR est appelée propulsion. Les utilisateurs de fauteuil roulant manuel utilisent leurs membres supérieurs pour déplacer leur fauteuil roulant en réalisant une gestuelle cyclique pour saisir la main courante et faire tourner les roues. On décompose cette gestuelle cyclique en une phase de propulsion proprement dite (mains en contact avec la main courante) et une phase de récupération ou retour (Sanderson et Sommer 1985). Mais la propulsion peut également s'effectuer d'autres manières : les plus fréquentes sont la propulsion motorisée et la propulsion poussée par une tierce personne. Moins fréquemment on retrouve la propulsion mixte (un bras et une jambe), la propulsion avec double mains courantes et la propulsion assise à l'aide des deux membres inférieurs.

Comme évoqué plus haut, les utilisateurs de FR restent en moyenne 10 ± 5 h dans leur fauteuil par jour et se déplacent pendant 58 ± 38 min en moyenne (Sharon E Sonenblum, Sprigle, et Martin 2016). La majorité d'entre eux sont continuellement assis dans leur fauteuil. Ceci implique qu'un grand nombre d'activités sont effectuées dans leur fauteuil. Sonenblum et al. (2012) ont étudié leurs déplacements typiques: 63 % des déplacements sont inférieurs ou égaux à 12,5 m et ont lieu à moins de 0,5 m/s ; 85 % sont inférieurs ou égaux à 30 m et ont lieu à moins de 0,68 m/s (Sharon E Sonenblum, Sprigle, et Lopez 2012). Ces déplacements sont donc majoritairement courts et brefs, on parle de « bouts of mobility ».

1.2 Fauteuil roulant

Le fauteuil roulant manuel est un dispositif médical composé de 4 roues, d'une surface d'assise et d'une surface de dossier (Figure 1). A ces éléments de base, s'ajoutent de nombreuses options (accoudoir, protège vêtement, repose jambes, cale-pieds, ...). Sa composition permet de nombreux réglages afin de s'adapter à l'ergonomie des utilisateurs et à leur mode de déplacement. Afin d'assurer plus de confort et un bon maintien postural, des aides techniques à la posture (coussin spécifique, dossier spécifique, cale-tronc, ceinture) (Figure 2) complètent le FR.

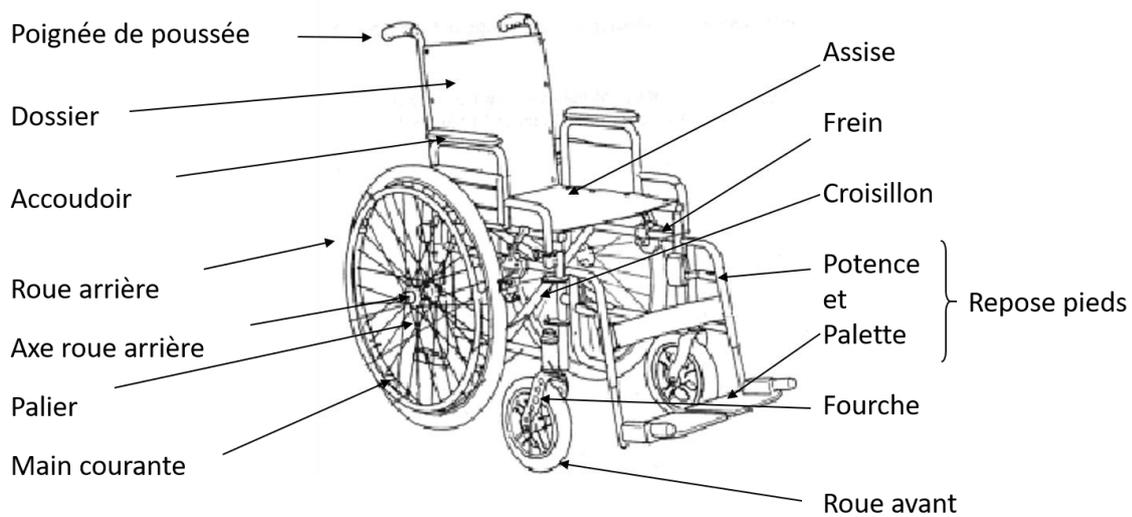


Figure 1 Composition d'un fauteuil roulant

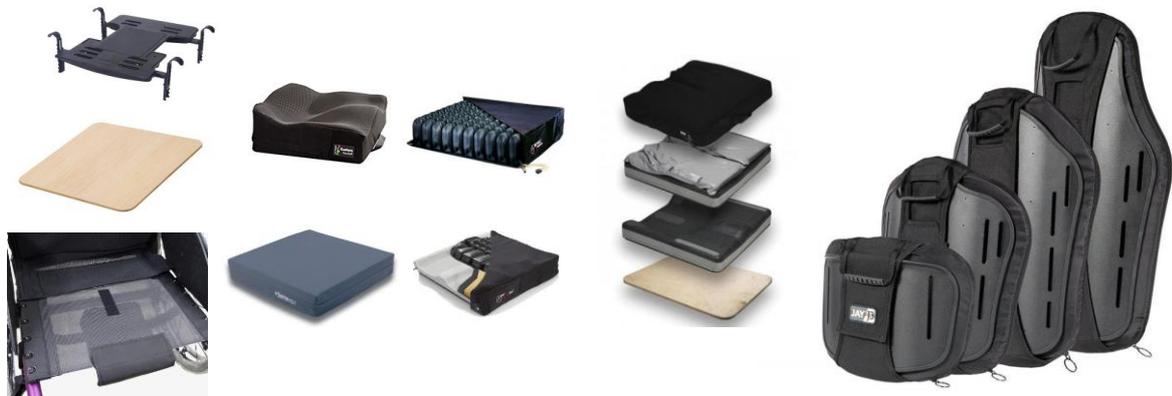


Figure 2 Différentes bases d'assise (gauche), différents modèles de coussins d'assise (centre) et différents types de dossiers de positionnement (droite)

La configuration des aides techniques à la posture choisie pour un utilisateur dépend de l'évaluation clinique (bilan médical, neuro-orthopédique, postural et fonctionnel) et de son fauteuil. Elles peuvent être plus ou moins complexes en fonction des besoins, d'un simple coussin à une assise moulée sur mesure (Figure 2).

1.3 Station assise

La posture assise peut être analysée à partir de la région fémoro-lombo pelvienne. En effet, son anatomie et sa biomécanique en condition statique et dynamique influence l'assise comme nous allons le voir ci-dessous.

En position assise, les structures osseuses d'appui sont les tubérosités ischiatiques. Celles-ci ont la particularité d'être de forme arrondie ce qui facilite la rétroversion du bassin (Figure 3). La rétroversion du bassin est le mouvement de rotation postérieure effectué par le bassin dans le plan sagittal.

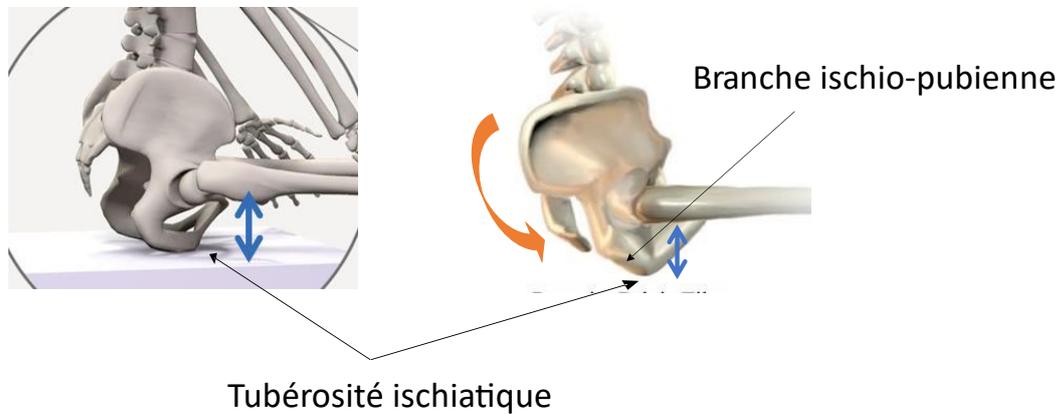


Figure 3 : La région fémoro-lombo-pelvienne en position assise. En position neutre de bassin à gauche et en position rétroversé à droite. La flèche bleue représente la distance entre les tubérosités ischiatiques et l'appui rétro-trochantérien et la flèche orange représente le mouvement de rétroversion.

La distance tubérosité ischiatique – appui rétro-trochantérien, schématisée par la flèche bleue (Figure 3), participe au roulement et à la rétroversion du bassin. Cette distance est d'environ 4 cm pour un bassin en position rétroversé naturellement (22° à 30°) (Sprigle, Deshpande, et Bartlett 2023). La distance est dépendante de la position du bassin. Dès lors que le bassin rétroverse, cette distance diminue et dès lors que le bassin antéverse cette distance augmente.

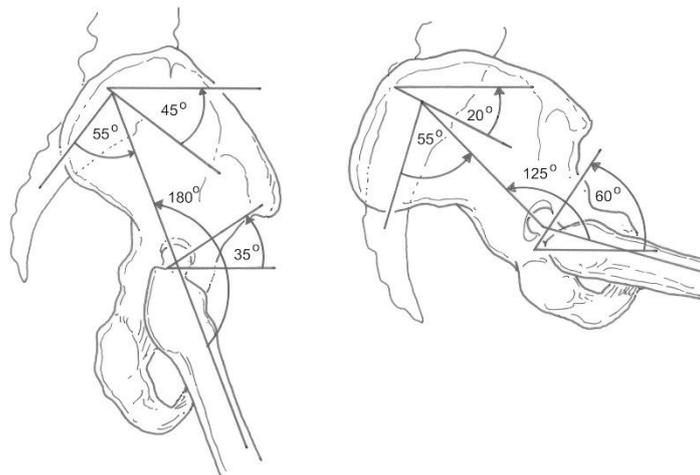


Figure 4 Différentes orientations du bassin entre la posture debout et assise d'après Ike et al. 2018 (Ike et al. 2018)

En position assise, le bassin bascule en rétroversion de 22 degrés en moyenne par rapport à la posture debout (Figure 4). Cela génère :

1. une augmentation de la surface d'appui, qui s'étend en arrière sur la branche ischio-pubienne en latéral sur la face postérieure des grands trochanters et en

avant sur la face postérieure des deux cuisses par l'intermédiaire des fémurs (Lord et al., 1997) (Figure 3).

2. une libération des ischio-jambiers : en flexion de l'articulation coxo-fémorale les ischio-jambiers (s'insérant en proximal sur les tubérosités ischiatiques et en distal sur les extrémités supéro-postérieures du tibia et de la fibula) sont étirés ; ayant un point fixe distal par l'appui des pieds au sol ou sur des supports, ils entraînent le bassin en rétroversion par leur insertion proximale (Keegan, 1953) (Figure 5). Cette rétroversion s'accroît si la flexion de hanche augmente.

On peut noter également que la distance entre la projection à la surface cutanée des tubérosités ischiatiques et la projection de l'appui retro-trochantérien est modifiée par les masses musculaires (Sharon Eve Sonenblum et al. 2015). Or, l'existence de pathologies neurologiques peut entraîner une fonte musculaire plus ou moins symétrique et ainsi influencer la posture assise (Sonenblum et al., 2020, 2015).

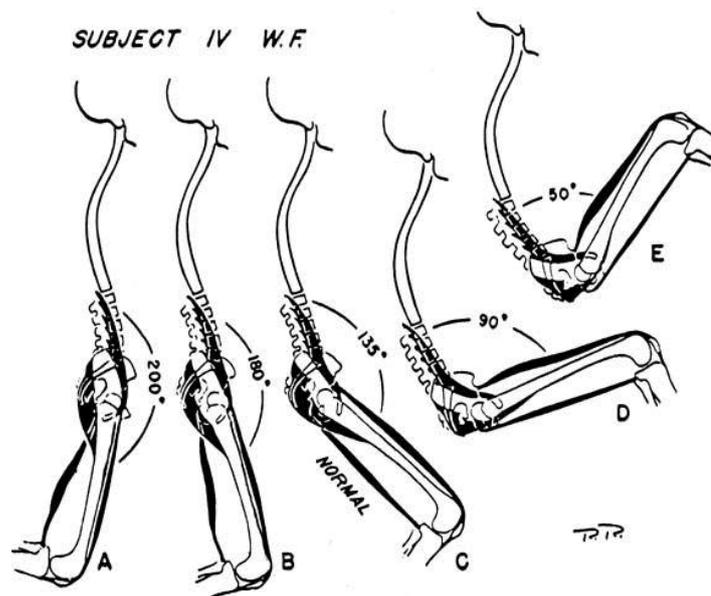


Figure 5 Les liens entre la courbure lombaire, la position du bassin et l'étirement des ischio-jambiers en fonction de l'angle de flexion de hanche, les membres inférieurs en appuis, extrait des travaux de Keegan et al. 1953

Ainsi, ces conditions anatomiques prédisposent à une rétroversion du bassin en position assise sur une surface rigide. La présence d'un dossier et l'état musculosquelettique de chacun influence l'amplitude de la rétroversion. Les courbures du rachis s'adaptent à la position du bassin afin de conserver un regard horizontal. Ainsi si le bassin est rétroversé de 20°, on observe un effacement de la lordose lombaire et une accentuation de la cyphose thoracique et de la lordose cervicale, modifiant la posture assise dans sa globalité.

2 Intégrité des tissus

Afin de mieux comprendre le risque d'apparition de l'escarre chez les usagers de FR, il est important de décrire la physiopathologie de l'escarre et son lien avec les efforts externes.

2.1 Physiopathologie de l'escarre

L'escarre est une lésion cutanée d'origine ischémique liée à une compression des tissus mous entre un plan dur et les saillies osseuses (définition établie en 1989 par le National Pressure Ulcer Advisory Panel).

2.1.1 Facteurs de risques

Les deux facteurs de risques principaux associés au risque de développer des escarres sont :

- L'exposition à des efforts : avec différentes modalités d'amplitude et de durée (Dinsdale 1974; Reichel 1958).
- La capacité de la microcirculation et des cellules à tolérer les contraintes imposées sur les tissus (Loerakker 2007).

Dans la littérature, les efforts correspondant aux forces externes sont souvent exprimés en newton et appelées respectivement efforts normaux et efforts tangentiels selon leur orientation. La pression est utilisée pour quantifier le ratio entre forces normales et surfaces de contact, elle est exprimée en Pascal (N/m²).

Le risque lié à l'exposition aux efforts est influencée par le poids de l'utilisateur, le type d'assise (matériau), la mobilité, l'activité et la présence ou non de sensibilité (Oomens, C.W.J. et al. 2015). La tolérance des tissus aux charges mécaniques dépend de facteurs intrinsèques et extrinsèques. Les facteurs intrinsèques sont liés à l'individu, par exemple l'âge, le tabagisme, l'incontinence, le poids et la température corporelle. Les facteurs extrinsèques sont liés à l'environnement, par exemple la surface de contact, la température et l'humidité de l'environnement (Figure 6). La capacité des tissus (extrinsèques et intrinsèques en fonction des facteurs) à supporter une charge mécanique détermine si une personne développera ou non une escarre en raison d'une certaine charge mécanique. (Loerakker 2007).

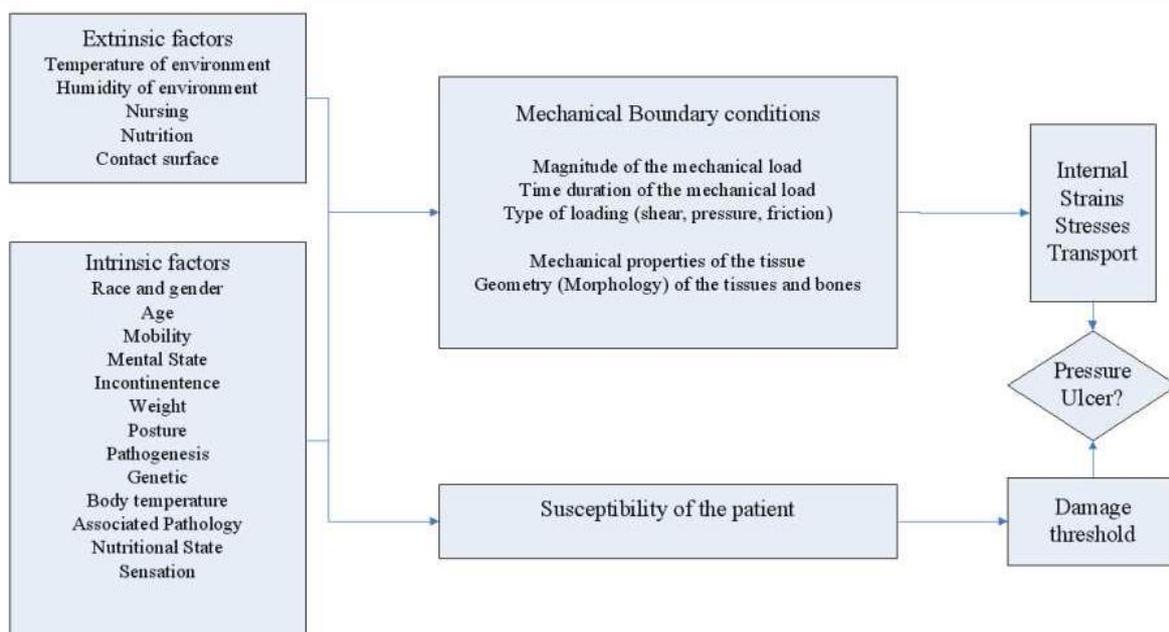


Figure 6 Modèle conceptuel de Loerakker (2007)

2.1.2 Mécanisme lésionnel

Ainsi, les conditions d'exposition aux efforts (pression, effort tangentiel surfacique...), les propriétés mécaniques de la géométrie tissulaire (morphologie des tissus et des os) (Candadai et Reddy 1992), et le temps d'exposition peuvent entraîner une déformation tissulaire profonde qui impacte les capacités de microcirculations. Cette déformation peut atteindre un seuil ischémique puis, si la déformation persiste, elle induit une mort tissulaire et une escarre (Linder-Ganz et al. 2007; 2008; Gefen 2008; Oomens, C.W.J. et al. 2015)

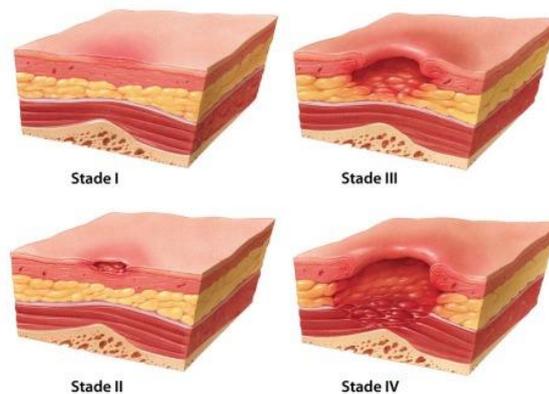


Figure 7 : Représentation schématique des 4 stades d'escarre (Battu 2018) : stade 1 est caractérisé par une décoloration de la peau, le stade 2 par une perte partielle d'épaisseur de la peau, le stade 3 par une perte totale d'épaisseur de la peau et le stade 4 par une destruction importante des muscles, des os ou des structures de soutien, avec ou sans perte totale de l'épaisseur de la peau.

Une charge tangentielle appliquée seule est moins critique qu'une charge normale de même amplitude. En effet, Bennett et Lee (Bennett et al. 1979) ont constaté qu'une charge normale externe réduisait deux fois plus le flux sanguin qu'une charge tangentielle externe de même intensité. Cependant, la combinaison d'efforts normaux et tangentiels est très préjudiciable. A un niveau de charge tangentielle suffisamment élevé, la pression nécessaire pour produire une occlusion n'est que de la moitié de celle obtenue en présence d'une faible charge tangentielle (Bennett et al. 1979). Bader et al. et Goossens et al. ont confirmé les travaux de Bennett et Dinsdale en situation d'assise statique (Bader et Hawken 1990; Goossens 2009). Pour résumer, les efforts normaux, par un mécanisme de compression cellulaire, sont les plus délétères pour les tissus (d'autant plus s'ils sont accompagnés d'efforts tangentiels). Ils contribuent ainsi à la formation des escarres. Les efforts tangentiels quant à eux potentialisent les effets des efforts normaux sur les tissus (Ceelen 2003; Loerakker 2007).

Récemment, des auteurs ont montré que selon la typologie des tissus, les efforts internes sont différents. Linder-Ganz et al. ont montré que le tissu musculaire était moins homogène que le tissu adipeux et que sous une charge mécanique, le tissu musculaire est soumis à des forces de tractions contrairement au tissu adipeux (Linder-Ganz et al. 2007). Il serait donc plus sensible aux surcharges mécaniques. L'étude d'Oomens et al. a montré que les contraintes tangentielles les plus élevées se produisaient dans la masse adipeuse (Oomens et al. 2003). Par contre, Sun et al. ont rapporté que les contraintes tangentielles maximales se produisaient dans le tissu musculaire et dans la peau, et qu'elles étaient significativement plus élevées dans

les muscles que dans la graisse (Sun et al. 2005). Toutefois à ce jour, il n'y a toujours pas de certitudes quant à la localisation (dans quel tissu) et la genèse des escarres.

Pour une meilleure compréhension de l'impact de cette charge mécanique sur les tissus le lien entre les efforts à l'interface et les efforts internes doit être explicité.

Depuis plusieurs décennies, la littérature décrit une corrélation entre les efforts à l'interface et le risque d'apparition d'escarres (Brienza et al. 2001; Conine et al. 1994). Les résultats des études de Zhang et Roberts (Zhang et Roberts 1993) et Goossens et al. (Goossens et al. 1994) suggèrent que les deux types d'efforts (tangentiels et normaux) doivent être considérés pour une estimation fiable des efforts internes. Reenalda et al., dans leur revue systématique de la littérature, confirment ces résultats (Reenalda et al. 2009). Ils précisent que compte tenu de l'origine multifactorielle des escarres, il n'est pas possible à l'heure actuelle de connaître les seuils cliniques de mesures de pression externes entraînant une escarre.

3 Outils de mesure des efforts à l'interface de contact utilisable sur un FR

Les efforts externes pouvant avoir un rôle important dans la formation d'une escarre, nous allons donc décrire les outils de mesures de ces efforts et leurs limites.

3.1 Nappe de pression

Les systèmes de nappe de pression permettent d'évaluer la répartition de la pression à l'interface entre un individu et la surface d'assise. Dans le domaine de l'ergonomie, des nappes de tailles variées sont utilisées pour évaluer les efforts de contact entre une personne et son environnement (Nicholas et al. 2012). Dans les domaines automobiles et aéronautiques, elles sont utilisées pour évaluer l'inconfort des sièges pour les usagers (Mergl et al. 2005). Dans le domaine de la santé, elles sont utilisées pour analyser la marche (Luczak et al. 2020) ou déterminer des réglages de FR et/ou un choix de coussin (Stinson, Crawford, et Porter-Armstrong 2008). Les systèmes de nappe de pression se composent d'un tapis de détection de pression qui est connecté *via* un module d'interface à un logiciel informatique. Lors d'une évaluation, la nappe est placée entre la personne et les surfaces d'assise considérées (coussin ou FR). Les résultats bruts, illustrés par une cartographie de la distribution de la pression permettent une interprétation qualitative par les cliniciens, puis l'analyse des données chiffrées permet une analyse quantitative (i.e. calcul de la pression moyenne spatiale, surface de contact, répartition droite/gauche en termes de force et de surface) (Stinson, Porter-Armstrong, et Eakin 2003; Stinson, Crawford, et Porter-Armstrong 2008). La résolution des nappes de pression pour cette application est variable, de 256 à 2016 capteurs sur une surface de 44*44 à 62*53 cm² (Pipkin et Sprigle 2008).

Aissaoui et al, dans leur étude de 2001, sont parmi les premiers à s'être intéressés à la compréhension de la répartition de pression en fonction des zones d'assise et ainsi isoler les zones à risques lésionnels plus importantes comme les tubérosités ischiatiques (Aissaoui et al. 2001). Plus tard, Maurer et al., en 2004, afin d'augmenter la fiabilité et la répétabilité des mesures de la pression d'interface ont créé un nouvel indice, le Peak Pressure Index (PPI). Le PPI correspond à la pression moyenne des capteurs de la zone de 9 à 10 cm² où la pression est la plus élevée. Cette zone se situe généralement sous l'une des surfaces porteuses (tubérosités ischiatiques ou autre protubérance osseuse). (Maurer et Sprigle 2004).

On retrouve dans la littérature un autre indice : le gradient de pic de pression ou PPG (Équation 1). le gradient de pic de pression a été utilisé pour caractériser les forces normales et les forces tangentielles induites par une déformation de l'assise sur une zone cible (Aissaoui et al. 2001; Hobson 1992; Sprigle, Maurer, et Sonenblum 2010; Lung et al. 2020). L'amplitude du PPG pour la pression ischiatique (P) est défini par l'équation (Équation 1).

$$|PPG| = \max \left(\frac{P - P_i}{d} \right)$$

Équation 1 Gradient de pic de pression avec $i = \{1, 2, \dots, 8\}$ et P représente l'ensemble des huit capteurs entourant un capteur P donné. Et d a été défini comme la distance entre les capteurs P_i et P

Les autres paramètres couramment utilisés sont (Gutierrez et al. 2004; Park et Jang 2011) :

- La force normale globale (total et normalisée au poids) (FNG) : somme des capteurs sur toute l'assise. Il correspond à la totalité de la force normale appliquée sur l'assise. Il peut être normalisé par le poids de l'utilisateur.
- La pression maximale : valeur du capteur textile calibrée en Pascal la plus élevée en rapport avec sa surface ; valeur et localisation dans les plans latéral et antéro-postérieur.
- La pression moyenne spatiale : somme de la valeur des capteurs, divisée par le nombre de capteurs aux valeurs non nulles sur toute la nappe. Elle permet de connaître la répartition des pressions.
- La surface de contact de la personne avec l'assise : somme des capteurs activés multipliée par la surface d'un capteur.
- La surface de contact des pics spatiaux supérieurs à 25 % de la pression moyenne. Elle permet de connaître la surface plus à risque d'être en « surcharge » mécanique.
- L'asymétrie de force : pourcentage de la valeur de force appliquée sur les parties droite et gauche de la nappe (cuisse et héli-bassin). Elle donne une idée de la symétrie d'appui.
- L'asymétrie de surface de contact, pourcentage de la valeur de la surface de contact droite/gauche. Elle donne également une idée de la symétrie d'appui.
- Les coordonnées du centre de pression (CoP) qui représente le barycentre des forces de l'assise :

$$CoPx = \frac{\sum_{i=1}^n P_i x_i}{\sum_{i=1}^n P_i} \quad CoPy = \frac{\sum_{i=1}^n P_i y_i}{\sum_{i=1}^n P_i}$$

Avec n le nombre de capteurs, P_i la pression du capteur i ; x_i et y_i les coordonnées du capteur i dans les plans, latéral (CoP_y) et antéro-postérieur (CoP_x). Le CoP est un marqueur de l'équilibre assis.

Depuis quelques années les nappes de pressions peuvent enregistrer des données sur de longues périodes (Jordan et al. 2022). De nouveaux paramètres de suivi au long cours des usagers de FR sont donc en plein développement. Par exemple, Sonenblum et al. ont développé un paramètre nommé « in-seat movement » permettant d'estimer des soulagements d'appuis à partir du déplacement du CoP (Sharon Eve Sonenblum, Feng, et Sprigle 2022).

3.2 Capteurs tangentiels

Des capteurs des efforts tangentiels ont été créés pour mesurer les efforts tangentiels au niveau de l'assise en FR mais également pour réaliser des mesures au niveau des extrémités distales (chaussettes pour étudier les tissus de personnes amputées (Laszczak et al. 2015) ou dispositifs pour étudier la marche (Lord, Hosein, et Williams 1992)).

Un des premiers capteurs à avoir été utilisé pour mesurer les forces tangentielle à l'interface homme – siège est la plateforme de force (Gilsdorf et al. 1990; Hobson DA, Crane B. 2001). Cependant, les plateformes de force ne permettent pas de mesurer la force tangentielle sur les surfaces de siège déformées puisqu'elles sont constituées d'une plaque rigide. Cet outil est à l'origine de la création du seul instrument clinique d'évaluation des efforts tangentiels globaux en fauteuil roulant se plaçant entre le fauteuil et le coussin : l'iShear[®], Vicair (Wormer, The Netherlands) (Figure 8) (Redwood-Thomas et al. 2020). Ce dispositif est composé de 4 capteurs de force tangentielle rigides (4cm de large sur 20cm de long et 2 mm d'épaisseur par capteur) qui permettent de mesurer les efforts tangentiels globaux dans le plan antéro-postérieur et de les décomposer latéralement (droite et gauche). De par sa structure, cet outil ne peut être utilisé directement à l'interface homme – siège (sous les tubérosités ischiatiques) et doit être sous le coussin ce qui est une limitation. Il a été validé avec une erreur de mesure de 8,8 N avec une charge morte de 75 kg, en situation statique (Redwood-Thomas et al. 2020). Toutefois, il n'a pas été validé en situation écologique avec des utilisateurs de FR, ce qui constitue une deuxième limitation. Des jauges de contraintes (Sanders, Daly, et Burgess 1993; Akins, Karg, et Brienza 2011) ont été utilisées pour mesurer les efforts à l'interface homme – support (membre résiduel – prothèse, plante de pied – chaussette). Cependant, la mesure de la force tangentielle à l'interface homme – siège est difficile en raison de l'épaisseur des transducteurs. Par exemple, le capteur Predia[®] (Molton Corp; Hiroshima, Japan) utilisé par Akins et al. a une épaisseur de 20 mm. Cela a pour conséquence de modifier la surface de contact ou nécessite l'intégration du capteur dans le support. Cette approche n'a donc pas été poursuivie.

Pour une application en robotique, Hwang et al. ont développé un capteur flexible basée sur la technologie piézorésistive pour la mesure des efforts normaux et tangentiels. Cela consiste à détecter la variation de la résistance électrique lors de la compression ou de l'étirement du capteur. Ce capteur n'a pas encore d'application clinique dans le domaine de l'installation assise (Hwang, Seo, et Kim 2007).

La récente revue de littérature de Tariq et al. a mis en évidence l'intérêt de la technologie de fibre optique pour la mesure des efforts tangentiels dans un objectif de prévention d'escarre. Cette technologie mesure la variation de la transmission de la lumière en fonction de la charge appliquée. En revanche, cette technologie présente encore de grosses limites pour une application clinique, notamment du fait de la difficulté de montage des capteurs (Tariq, Behraves, et Rizvi 2023).

Plusieurs sièges expérimentaux ont été créés. Le premier est un dispositif intelligent permettant d'adapter la physiologie du siège en fonction des mesures de pression : CASS (computer-aided *seating* system) (Brienza et al. 1993; Yu et al. 2014). Il ne permet pas à notre connaissance de mesures sur le terrain. Un autre siège existe, il comprend en plus d'une

plateforme de force sous l'assise, une assise avec 52 vérins intégrant chacun un capteur mesurant les forces dans les 3 axes, il permet par la multiplication des capteurs et des vérins, une mesure des efforts tangentiels plus localisée mais il ne permet pas de faire des mesures écologiques, i.e sur le terrain (Chapitre 2 2.1.1) et il n'est pas fiable sur les valeurs extrêmes issues des capteurs des vérins (Beurier, Cardoso, et Wang 2017).

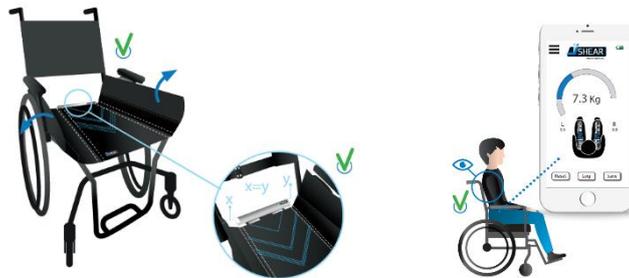


Figure 8 : L'iShear® sur un FR et son utilisation avec l'interface de mesure

Pour résumer, il n'existe actuellement aucun capteur d'effort tangential validé et utilisable en sécurité sur un FR à l'interface homme – siège et dans une situation dynamique et/ou écologique.

4 Efforts à l'interface homme – siège

4.1 Efforts en situation statique

Nous allons nous intéresser aux études issues de la littérature portant sur les efforts à l'interface homme – siège en condition statique et plus particulièrement les études s'intéressant au FR. Nous regarderons l'effet de la pathologie sur ces efforts ainsi que des réglages du FR.

Sur une assise rigide en position érigée du dos, les pics de pressions peuvent atteindre 59 kPa et il existe très peu d'asymétrie droite-gauche (Gutierrez et al. 2004). Avec dossier, en inclinant le dossier (10°), les pressions sous les ischions diminuent autour de 31 kPa avec un angle assise-dossier de 100° (Park et Jang 2011). Ceci peut s'expliquer par la diminution progressive de la force normale jusqu'à -15 N chez Gilsdorf et al. (1990) lorsqu'on ouvre progressivement le dossier de 0° à 30°.

Les seuils lésionnels restent mal connus et les valeurs des pressions varient en fonction des procédures expérimentales (présence ou non d'un coussin et sa typologie, présence ou non d'un dossier ...), il est donc difficile de donner des valeurs types. En revanche, Mergl et al. ont identifié un seuil d'inconfort autour de 20 kPa sous les tubérosités ischiatiques (Mergl et al. 2005).

4.1.1 Différences entre les personnes valides et en situation de handicap

La principale population utilisatrice de FR qui a été étudiée en comparaison avec les sujets valides sont les lésés médullaires, en raison de la grande prévalence des escarres dans cette population (Fryer et al. 2022; Le Fort et al. 2018; 2017; Barrois, Colin, et Allaert 2018; Sprigle, McNair, et Sonenblum 2020) et de leur répercussion sur la qualité de vie (Le Fort et al. 2018).

Ces études se sont intéressées à la différence observée sur la mesure des efforts normaux et la prédiction des efforts normaux et tangentiels dans les tissus internes en fonction de la population. Pour leur comparaison, les participants (valides et en situation de handicap) recrutés dans les différentes études sont appariés en âge, poids, taille et IMC.

- La pression maximale sous les tubérosités ischiatiques est 26 % à 29 % plus élevée que chez une personne valide (Gutierrez et al. 2004; Park et Jang 2011; Hobson 1992)
- Le gradient du pic de pression, quant à lui est entre 1,5 et 2,5 fois plus élevé chez le blessé médullaire (Aissaoui et al. 2001; Hobson 1992)
- La différence entre la pression sous les IT et sous le sacrum est plus importante chez les personnes valides (21,6 kPa \pm 8 kPa vs 12,1 kPa \pm 24,5 kPa) (Park et Jang 2011)
- Par contre, la surface de contact est moins importante chez le blessé médullaire (Aissaoui et al. 2001; Park et Jang 2011; Gutierrez et al. 2004)
- L'asymétrie d'assise sur plan dur est supérieure chez le blessé médullaire (20 % vs 7 %) (Gutierrez et al. 2004).
- Concernant les efforts internes, les études par modélisation en éléments finis ont montré également des efforts plus importants chez les blessés médullaires et ce sur chaque catégorie de tissus testés (musculaire ou adipeux) (Linder-Ganz et al. 2008; 2009)

Ces différences sont liées aux conséquences de la pathologie ou des troubles secondaires (i.e. fonte musculaire, spasticité, déformation osseuse) qui entraînent une modification de la statique assise (Sharon Eve Sonenblum et al. 2015). Sonenblum et al. (2015) a montré chez les paraplégiques l'existence d'une modification anatomique en profondeur de la statique pelvienne en position assise : le grand fessier est décalé en arrière et sur le côté des tubérosités ischiatiques. Ils ont poursuivi leurs travaux et ont montré que les muscles étaient amyotrophiés et que leur composition se transformait progressivement vers un tissu plus adipeux et moins élastique que le tissu musculaire (Sharon E. Sonenblum et al. 2020).

4.1.2 Effet des réglages du FR et/ou des aides techniques à la posture sur les efforts normaux en conditions statiques

De nombreuses études font le lien entre les efforts normaux exercés sur l'assise en FR et l'ergonomie du FR (réglages, type de coussins).

- Effet de l'inclinaison du dossier

L'angle d'inclinaison du dossier a été étudié à plusieurs reprises (Hobson 1992; Gilsdorf et al. 1990; Park et Jang 2011; Lung et al. 2014) :

- PPI ou équivalent : sa valeur est similaire quel que soit l'angle de dossier dans l'étude d'Hobson et al. (1992), en revanche dans les études de Gilsdorf et al. (1990) et Park et Jang (2011), la pression était plus élevée quand le dossier était fermé (0° vs 30°, 33 kPa vs 20 kPa sur une surface dure pour Gilsdorf et al. et 35 kPa \pm 16,2 kPa vs 24 kPa \pm 22,1 kPa sur une surface dure pour Park et Jang). La diminution du PPI avec l'inclinaison postérieure du dossier peut être liée au transfert du poids de l'assise dans le dossier. Concernant la localisation

du PPI, Lung et al. (2014) ont montré qu'il n'existait pas de déplacement significatif de celui-ci lorsque le dossier était incliné de 10° à 30°.

- Le gradient du pic de pression diminue de 8 % quand l'angle de dossier est à 30° par rapport à 0° (Hobson 1992), cela pourrait être lié à la position du bassin. Un dossier incliné à 30° favorise une position de bassin rétroversé avec un appui moins saillant des ischions puisqu'il se ferait plus sur la branche ischiatique que sur la tubérosité.

- Lung et al. (2014) ont montré que le CoP se déplaçait significativement plus pendant l'inclinaison de dossier (0° à 10° et 0° à 30°) quand le dossier était incliné à 30° par rapport à 10° (12,5 mm vs 7 mm).

- Effet de la bascule d'assise

- L'influence de la bascule d'assise (inclinaison de la surface d'assise) sur la valeur des efforts normaux a fait l'objet d'une revue systématique en 2007 (Michael, Porter, et Pountney 2007). Les résultats ont montré qu'une bascule postérieure de l'assise diminuait la pression spatiale moyenne de l'assise.

- Concernant l'effet de la bascule d'assise sur la localisation des pics spatiaux de pression et du CoP, Lung et al. ont montré qu'il n'y avait pas de différences significatives de localisation en fonction de l'angle de bascule d'assise, en revanche ils ont mis en évidence un déplacement significatif du CoP (Lung et al. 2014).

- L'effet de la position de bassin dans le plan sagittal a également été étudié (Kamegaya 2016; Gutierrez et al. 2004; T. K. Koo, Mak, et Lee 1996).

- Sur plan dur : il a été montré que la force totale est augmentée de 50 % lorsque le bassin est en position neutre (Gutierrez et al. 2004), le PPI de 1,3 kPa (9,7 kPa ± 1,9 kPa vs 8,1 kPa ± 1,9 kPa) (Kamegaya 2016)

- Sur un coussin à base de mousse, la pression maximale est diminuée en position neutre de bassin (10,6 kPa vs 12 kPa chez les personnes valides et 20 kPa vs 26,7 kPa chez les blessés médullaires (T. K. Koo, Mak, et Lee 1996)

- L'effet des types de coussin a également fait l'objet de nombreuses études

De manière assez unanime, la présence d'un coussin diminue le pic spatial de pression (0,2 fois sans coussin), augmente la surface de contact (4 fois sans coussin) et lorsque celui-ci est ajusté à l'utilisateur il diminue l'asymétrie de pression (8 % vs 20 %) (Gutierrez et al. 2004). Koo et al. (1996) ont montré que quelle que soit la position du bassin et la présence ou non de déficience, la pression moyenne et la pression maximale sont inférieures avec un coussin à air. Ces résultats sont confirmés par la revue systématique de la littérature de Damiao et Gentry (2021).

- Le type de coussin et leurs réponses aux différentes postures a également fait l'objet de plusieurs études (Gilsdorf et al. 1990; Gutierrez et al. 2004; T. K. Koo, Mak, et Lee 1996).

- Gilsdorf et al. (1990) ont montré que la présence d'un coussin à base de mousse diminue le pic spatial de pression par rapport à une assise rigide (0,35 fois l'assise rigide). Le coussin mousse, en plus de diminuer le pic spatial de pression (0,28 fois l'assise rigide), diminue également l'effet de l'inclinaison de dossier sur le pic spatial de pression, celui-ci restant stable quel que soit l'angle d'inclinaison. En revanche l'effort tangentiel, lors

de l'inclinaison antérieure du dossier (120° à 90°), est plus fortement augmenté en présence d'un coussin (air et mousse) : + 120 N vs + 50 N.

- Koo et al. (1996) ont montré que sur un coussin à air la pression est stable quelle que soit la position de bassin.
- Gutierrez et al. (2004) a montré que la présence d'un coussin annule l'effet de la position du bassin sur les efforts normaux.

Toutes ces études montrent qu'il existe un lien entre le réglage des angles de dossier, de l'inclinaison d'assise, le type de surface utilisée (matériaux et formes des coussins) et les efforts à l'interface homme – siège. En fonction des combinaisons, l'intensité de la pression moyenne sur l'assise, l'intensité des pics spatiaux de pressions, la surface de contact et l'asymétrie de pression varient. Elles ont montré également que le CoP est sensible à l'orientation du FR dans l'espace (inclinaison de dossier et bascule d'assise). Ainsi si l'on souhaite réduire la pression sous les ischions, il faudrait équiper l'assise du FR d'un coussin et incliner le dossier vers l'arrière et basculer l'assise en arrière.

4.1.3 Effet du réglage du FR et/ou des aides techniques à la posture sur les efforts tangentiels en condition statique

Concernant les efforts tangentiels à l'interface avec l'assise, compte tenu de l'absence de capteurs spécifiques pouvant se placer directement à l'interface homme – siège (paragraphe 3.2), les auteurs se sont surtout intéressés à l'effet d'un réglage de FR (inclinaison de dossier et/ou bascule d'assise) sur les efforts tangentiels globaux chez des participants valides (Gilsdorf et al. 1990 ; Hobson 1992 ; Kamegaya 2016).

- Gilsdorf et al. (1990), obtiennent une force tangentielle de 27,6 N ± 19,8 N sur une surface rigide et le réglage : 0° bascule d'assise et 5° d'inclinaison de dossier cette force diminue jusqu'à -44 N ± 16,1 N en position semi-assise et réaugmente jusqu'à 34,2 N ± 16,3 N une fois revenu à la position de départ.
- Hobson et al. (1996) ont trouvé en moyenne un effort tangentiel global de 60 N sur une surface à base de mousse (le capteur se trouvant sous le coussin) et un réglage de 0° bascule d'assise et 10° d'inclinaison de dossier, cet effort augmente de 25 % après une inclinaison de dossier de 30°.
- Plus récemment Kamegaya et al. (2016) a mesuré un effort tangentiel de 6,1 N ± 3 N sur un coussin spécifique (Type 5 TC-045 ; Takano Heartworks Co., Ltd., Nagoya, Japan) permettant l'insertion de capteurs Predia® et un réglage de 5° bascule d'assise et 0° d'inclinaison de dossier lorsque le bassin était en position neutre. Ils ont montré qu'une rétroversion de bassin (glissement des tubérosités ischiatiques de 5 cm) augmentait légèrement cet effort de 1 N (7,1 N ± 3,6 N vs 6,1 N ± 3 N).

Toutes ces études ont montré que les efforts tangentiels comme les efforts normaux étaient dépendant du réglage du FR. Un FR sans coussin réglé avec une assise horizontal et un dossier non incliné génère plus d'efforts tangentiels.

4.2 Efforts en situation dynamique de déplacement

La région pelvienne des utilisateurs de FR est soumise à des mouvements issus de l'activité de déplacement comme la propulsion bimanuelle. L'amplitude des mouvements de la région pelvienne dépend de l'activité et de la pathologie de l'utilisateur (Pradon et Cheze 2003; Slavens et al. 2015 ; Tam et al. 2003). La cinématique de la région pelvienne est difficile à étudier et permet difficilement une quantification, toutefois ces mouvements pourraient générer des variations d'efforts sur les tissus et avoir un retentissement plus en profondeur avec des conséquences tissulaires. De plus, ces activités de déplacement peuvent avoir lieu sur un sol non homogène soumettant le corps à des micromouvements de stabilisation induits par les vibrations du fauteuil roulant (Vansickle et al. 2001; Larivière et al. 2021). Ces vibrations peuvent également avoir une répercussion sur les efforts.

Pour toutes ces raisons, il nous est apparu important de regarder les efforts à l'interface (homme – siège) en condition dynamique de propulsion.

4.2.1 Efforts en situation dynamique de déplacement quotidien

Une revue de littérature sur les efforts lors d'une activité de propulsion en FR a été menée, elle prend la forme d'une « scoping review » et publié dans Disability and Rehabilitation : Assistive Technology (Paquin et al. 2023). Ci-dessous, la traduction française de notre article.

4.2.1.1 Méthode

Cette revue de la littérature suit la méthodologie PRISMA de Tricco et al. (Tricco et al. 2018) (www.Prisma-statement.org). Afin de garantir l'application d'un protocole rigoureux, les recommandations d'Arksey et O'Malley (Arksey et O'Malley 2005), adoptées dans une autre étude (Routhier et al. 2020), ont également été prises en compte.

Stratégie de recherche documentaire

La recherche documentaire a été effectuée sur PUBMED (1978 à janvier 2022) et Web Of Science (1956 à janvier 2022) en février 2022 pour trouver les articles dont le résumé était disponible. Les termes de recherche suivants ont été utilisés : (pressure* OR shear* OR tangential*) AND (wheelchair* OR seating*) AND (propulsion* OR locomotion*).

Deux évaluateurs ont effectué la recherche documentaire. Les champs recherchés étaient le titre et le résumé. L'éligibilité et la pertinence des articles ont été déterminées en lisant les résumés. En cas de désaccord sur l'inclusion ou l'exclusion, l'article complet a été lu et son inclusion a été discutée par les évaluateurs. Les références de tous les articles sélectionnés ont également fait l'objet d'une recherche manuelle supplémentaires.

Critères d'éligibilité

Les articles ont été retenus s'ils contenaient des mesures de pression et/ou de charge tangentielle à l'interface homme-siège au cours d'une tâche dynamique. Les articles ont été exclus 1/ s'ils rapportaient uniquement des mesures de pression ou de charge tangentielle effectuées dans des conditions statiques plutôt que dynamiques, 2/ si la pression et la charge tangentielle n'étaient pas mesurées à l'interface homme-siège, ou 3/ s'ils étaient rédigés dans une langue autre que le français et l'anglais. Les doublons ont été supprimés.

Étant donné le petit échantillon d'articles, la sélection des sources de preuves n'a pas été prise en compte, comme le recommande Arksey (Arksey et O'Malley 2005) ; toutefois, ce point est discuté à la fin de l'analyse.

Extraction des données

Les deux auteurs responsables de la recherche documentaire ont tous deux extrait les données des articles sélectionnés. Les éléments d'extraction des données ont d'abord été proposés par un évaluateur, puis revus par le second évaluateur. Le tableau de données final a été construit à partir des éléments de données choisis et une analyse descriptive des données extraites a été réalisée pour chaque catégorie d'éléments.

4.2.1.2 Résultats

Résultats de la recherche documentaire

Les recherches initiales dans les bases de données ont permis d'identifier 128 articles, dont le nombre a été réduit à 103 après suppression des doublons. L'application de critères d'exclusion par la lecture du résumé a réduit le nombre d'articles à 11. L'analyse des références de chaque publication incluse n'a pas permis de trouver d'autres articles pertinents, la procédure de recherche a donc permis d'identifier un total de 11 articles répondant aux critères d'inclusion. Les deux évaluateurs ont trouvé le même nombre d'articles et ont inclus les mêmes 11 articles (Eckrich 1991; Thomas W. Kernozek et Lewin 1998; T. W. Kernozek et Lewin 1998; Andreoni, Pedotti, et Ferrarin 2001; Tam et al. 2003; Mandy et al. 2014; Mendes et al. 2019; Uemura et al. 2021; Hollington et Hillman 2013; Li et al. 2016; Dabnichki et Taktak 1998).

Les résultats sont résumés dans la Figure 9.

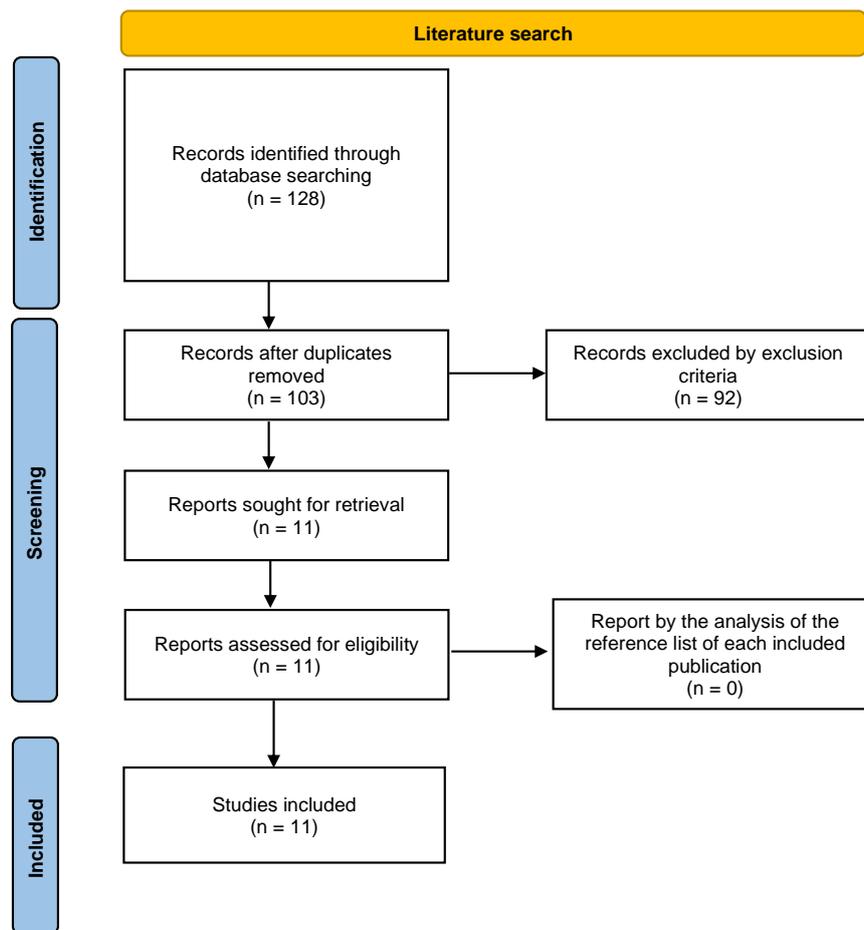


Figure 9 : Organigramme représentant la procédure de sélection des articles (reproduit avec l'autorisation du journal)

Les éléments d'extraction des données sur lesquels les deux évaluateurs se sont mis d'accord étaient les suivants : auteurs, années de publication, population (nombre de sujets, sexe, poids, pathologie), conception de l'étude, système d'évaluation, mode de propulsion (bimanuelle, un bras - une jambe, double main courante, deux jambes motorisées, etc.), type de fauteuil roulant et réglages, paramètres de résultats (tels que la pression maximale, la pression moyenne), stratégie d'analyse dynamique, principaux résultats. Il n'y a pas eu de désaccord entre les évaluateurs sur l'extraction des données, les deux évaluateurs ayant identifié les mêmes données pour chaque élément.

Population

L'état clinique des populations différait. Trois études (Eckrich 1991; Mendes et al. 2019; Uemura et al. 2021) ont recruté uniquement des participants valides, avec respectivement 2, 19 et 1 participants. Deux études (Tam et al. 2003; Hollington et Hillman 2013) ont recruté des participants valides et handicapés, avec respectivement 20 (10 valides, 10 blessés médullaires) et 8 (1 blessé médullaire, 3 spina bifida, 2 orthopédiques, 1 amputé et 1 valide) participants. Les 6 autres études n'ont recruté que des participants handicapés, avec respectivement 1 (paralysie cérébrale), 15 (blessés médullaires), 10 (blessés médullaires), 8 (6 blessés médullaires et 2 scléroses en plaques), 15 (hémiplégie) et 10 (blessés médullaires) participants. (T. W. Kernozek et Lewin 1998; Thomas W. Kernozek et Lewin 1998; Andreoni,

Pedotti, et Ferrarin 2001; Mandy et al. 2014; Mendes et al. 2019; Dabnichki et Taktak 1998). Plus de détails sont disponibles dans le Tableau 1.

Protocole

En ce qui concerne la conception des études : l'étude du type de propulsion et du type de fauteuil roulant et de ses réglages, neuf études ont été réalisées (Eckrich 1991; T. W. Kernozek et Lewin 1998; Thomas W. Kernozek et Lewin 1998; Andreoni, Pedotti, et Ferrarin 2001; Tam et al. 2003; Mendes et al. 2019; Uemura et al. 2021; Hollington et Hillman 2013; Dabnichki et Taktak 1998) et dont 7 ont comparé des conditions statiques et dynamiques et deux (Mandy et al. 2014 ; Uemura et al. 2021) ont comparé différents types de propulsion sans mesures statiques. L'activité en condition dynamique était la propulsion bimanuelle dans 9 études (Eckrich 1991; Thomas W. Kernozek et Lewin 1998; T. W. Kernozek et Lewin 1998; Andreoni, Pedotti, et Ferrarin 2001; Tam et al. 2003; Mendes et al. 2019; Uemura et al. 2021; Hollington et Hillman 2013; Dabnichki et Taktak 1998) et une étude (Mandy et al. 2014) s'est concentrée sur 3 types de propulsion pour les utilisateurs hémiplésiques (un levier à un bras, deux mains courantes et un nouveau dispositif composé d'une main courante et d'un pied pour la direction (Neater®)).

Certains protocoles étaient orientés vers le laboratoire, avec des fauteuils roulants placés sur des ergomètres pour faciliter le contrôle des mesures (Eckrich 1991; Tam et al. 2003; Hollington et Hillman 2013; Dabnichki et Taktak 1998). D'autres reproduisaient des situations quotidiennes, avec une configuration de parcours autopropulsés soit en ligne directe de 3 mètres (Li et al. 2016), 10 mètres (Uemura et al. 2021), 15,2 mètres (Thomas W. Kernozek et Lewin 1998; T. W. Kernozek et Lewin 1998), 100 mètres (Mendes et al. 2019) ou pendant 5s (Andreoni, Pedotti, et Ferrarin 2001), ainsi qu'un circuit en salle (Mandy et al. 2014).

Caractéristiques des coussins et réglages des fauteuils roulants

Les types de supports, tels que le coussin, variaient considérablement. Trois études n'ont pas utilisé de support spécifique ; les participants se sont assis directement sur l'assise du fauteuil roulant (Eckrich 1991; Tam et al. 2003; Mendes et al. 2019). Trois ont utilisé un seul coussin adapté aux besoins de l'utilisateur (Thomas W. Kernozek et Lewin 1998; T. W. Kernozek et Lewin 1998; Mandy et al. 2014) et les 4 dernières études ont comparé différents coussins dans leur protocole (Andreoni, Pedotti, et Ferrarin 2001; Mendes et al. 2019; Hollington et Hillman 2013; Mandy et al. 2014).

Dans cinq études, les participants ont utilisé leur fauteuil roulant personnel avec leurs réglages personnels (Thomas W. Kernozek et Lewin 1998; T. W. Kernozek et Lewin 1998; Andreoni, Pedotti, et Ferrarin 2001; Mendes et al. 2019; Dabnichki et Taktak 1998). Quatre études ont utilisé le même fauteuil roulant pour tous les participants, en ajustant la taille mais en gardant tous les autres paramètres (tels que l'inclinaison de l'assise ou du dossier) identiques pour chaque participant (Eckrich 1991; Tricco et al. 2018; Uemura et al. 2021; Mandy et al. 2014). Cette information n'a pas été trouvée dans deux études (Hollington et Hillman 2013; Li et al. 2016).

Outils d'évaluation et paramètres d'analyse de la pression et des efforts tangentiels

Les outils d'évaluation et les paramètres de pression (Tableau 1) ont montré des divergences technologiques importantes. Deux études ont mesuré la force sous le siège à l'aide de capteurs de force (Eckrich 1991; Dabnichki et Taktak 1998), dont certains ont été placés dans des zones spécifiques du siège, avec un capteur supplémentaire pour couvrir l'ensemble du siège. Cependant, la plupart des études ont utilisé des nappes de pression pour obtenir des données plus précises sur la distribution de la pression (Thomas W. Kernozek et Lewin 1998; T. W. Kernozek et Lewin 1998; Andreoni, Pedotti, et Ferrarin 2001; Tricco et al. 2018; Mendes et al. 2019; Uemura et al. 2021; Hollington et Hillman 2013; Li et al. 2016; Mandy et al. 2014). Tous les paramètres exportés des nappes de pression des différentes études sont résumés dans le Tableau 1.

La définition du pic spatial de pression diffère d'une étude à l'autre (variant selon la résolution de la nappe de pression), ce qui nous empêche de comparer les résultats. Le paramètre appelé PPI (la moyenne du capteur dans une fenêtre de 10 cm² du capteur de pression maximale) a été utilisé pour cibler la tubérosité ischiatique dans une étude (Mendes et al. 2019).

Principales conclusions des études

Le traitement des données de chaque étude a pris différentes directions. Deux études ont mesuré le déplacement des tubérosités ischiatiques pendant la propulsion du fauteuil roulant. Les autres ont utilisé les paramètres de la nappe de pression : certaines ont examiné les mesures minimales et maximales des paramètres sur les enregistrements (Eckrich 1991; Tam et al. 2003; Li et al. 2016; Dabnichki et Taktak 1998), tandis que d'autres ont utilisé la moyenne de l'enregistrement pour chaque paramètre mesuré (Thomas W. Kernozek et Lewin 1998; T. W. Kernozek et Lewin 1998; Andreoni, Pedotti, et Ferrarin 2001; Tricco et al. 2018; Mendes et al. 2019; Uemura et al. 2021; Hollington et Hillman 2013; Mandy et al. 2014).

Ref.	Population (no. subjects, sex, weight, pathology)	Study design	Assessment tools	Propulsion mode	Type of wheelchair and adjustments	Outcome parameters	Data processing in dynamic conditions	Main findings in dynamic assessment studies
Eckrich	N = 2 Able-bodied	Bimanual propulsion over 8m,	50 sensors (5*10) over half the surface frequency: 10 Hz	Bimanual	Identical wheelchair for everyone tilt: 10 °, backrest inclination 14°	Centre of pressure Right/Left Average pressure Right/Left Maximum pressure Right/Left Area above 35 mmHg	Min and max of the curb	Highlighting additional pressure stress on the buttocks during manual propulsion
Dabnichki and Taktak	N= 1 Cerebral Palsy	Bimanual propulsion on ergometer for 10s 3 cushion fabrics 4 speeds 5 trials	Force sensors under both ischial regions (PEDAR®) Force plate under the seat	Bimanual	Personal wheelchair with tilt of 7°	Vertical force Pressure under IT	Min and max of the curb	The dynamic load acting on the seating area during propulsion exceeded body weight The force gradients were very high, Cushion material response should be tested under realistic dynamic conditions
Kemozek et al.	N=15 (2w, 13m; 77.5 +/- 22.4Kg) SCI	Bimanual propulsion over 15.2m Evaluation of 3 cycles at constant speed: 1.3m/s 4 trials Comparison static versus dynamic	Pressure mapping: Novel Pliance System™. 32*32 (1024 sensors) Frequency: 10Hz Resolution 0.1 N/cm²	Bimanual	Personal Wheelchair with Jay active cushion	Peak pressure Pressure time integral	Mean over participants	Peak pressures were greater during propulsion (up to 42%) Cumulative effect of loading was comparable in static or dynamic conditions

Kernozek et al.	N = 10 (2w, 7m; 76.2 +/- 23.1.4Kg) SCI	Bimanual propulsion over 15.2m Evaluation of 3 cycles at constant speed: 1.4 m/s 3 trials, 3 conditions Comparison of 3 cushions	Pressure mapping: Novel Pliance System™, 32*32 (1024 sensors) Frequency: 10Hz Resolution 0.1 N/cm²	Bimanual	Personal wheelchair with 3 test cushions: 2'' foam, Jay active (gel) and Roho Low Profile (air)	Peak pressure Dynamic Pressure Fluctuation (average maximum peak pressure - average minimum peak pressure)		Average pressure fluctuated according to cushion type (Roho Low profile and Jay Active absorbed more pressure than the Foam cushion)
Andreoni et al.	N = 8 (2w, 6m; 68 +/-9.2Kg) 6 SCI lacking sensitivity in lower limbs 2 MS with sensitivity in lower limbs	Bimanual propulsion for 5s Comparison static versus dynamic	Pressure mapping: Tekscan™, 42*48 (2016 sensors) Frequency: 10Hz, Resolution: 1 sensor per cm²	Bimanual	Personal wheelchair 0° tilt 0° to 10° backrest inclination depending on participant comfort	Average pressure over the map Peak pressure Surface	Mean over participants	Mean pressure decreased during propulsion whereas peak values increased
Tam et al.	N= 20 10 Able-bodied 10 SCI	Bimanual propulsion on ergometer 5 trials Backrest modification for Vicon marker visualisation Motion capture and pressure evaluation Ischial region	Pressure mapping: Tekscan™, 42*48 (2016 sensors) Frequency: 10Hz, Resolution: 1 sensor per cm²	Bimanual	Wheelchair QuickyLife without cushion	Average pressure under the IT Peak pressure under the IT Location of the IT	Mean, Min and Max over participant Left/Right	Peak pressure magnitude varied up to 310% and 75% in normal and SCI participants, respectively IT were located 19.2 ± 11.7mm behind peak pressure location

identification before the
test
Comparison static versus
dynamic

Hollington et al.	N = 8 (2w, 6m) SCI 1 Spina Bifida 3 Orthopedic 2 Amputee 1 Able-bodied 1	Bimanual propulsion on ergometer for 30s in high speed 3 trials 4 cushions Static and dynamic for each cushion Recording time: 10s	Pressure mapping: Vista Medical® 16*16 (256 sensors) Frequency: 10Hz, Resolution: 0.3 sensor per cm ²	Bimanual	No information	Pressure under the IT (defined as a 4-sensor area)	Mean over 3 trials per participant	Cushion ranking by mean pressure under IT was not influenced by dynamic conditions
Mandy et al.	N= 15 14 Left hemiplegia 1 Right hemiplegia	3 different propulsion modes over a course 1 trial 3 conditions (lever wheelchair, dual-handrims wheelchair and Neater Uni- wheelchair)	Pressure mapping: CONFORMat® (Tekscan), 32*32 (1024 sensors) Frequency: 10 Hz Resolution: 0.5 sensor per cm ²	Unimanual and mixt	Same wheelchair for every participant 3 different wheelchairs according to propulsion mode	Total normal force from half- seat	Left/Right	Right/Left Vertical reaction force distribution increase on the propulsion side for Neater and dual-handrims propulsion Dual-handrims propulsion led to a significant improvement in vertical reaction force on both sides compared to the other propulsion modes

Li et al.	N = 1 Able-bodied	2 different speeds (0,3m/s and 0,6 m/s) in static conditions FE model validation	Pressure mapping: ClinSeat Type 5315 Sensor (Tekscan™), 42*48 (2016 sensors) Frequency: 10Hz, Resolution: 1 sensor per cm ²	Bimanual	No specific information	Peak Pressure (left and right)	Max of the curb and the curb (left/right)	Peaks of pressure were greater at a faster speed and higher than in static conditions Simulated peak in Fat or Muscle tissue increased in dynamic conditions and with speed
Mendes et al.	N = 10 (4w, 6m; 68.5 +/- 9.51Kg) SCI Paraplegia 5 Tetraplegia 5	Bimanual propulsion or pushing over 200m (round trip) Cushion comparison (Roho Quadro, Jay air, Varilite, personal) Comparison static versus dynamic	Pressure mapping: Xsensor®, 36*36 (1296 sensors) Frequency: 45Hz Resolution: 0.5 sensor per cm ²	Bimanual	Personal wheelchair	Mean pressure Peak pressure Contact area Peak pressure index (PPI, the sensor average within a 10 cm2 window of the peak pressure sensor)	Mean over participants	PPImax increased in dynamic conditions with a Roho Quadro, but not with the other cushions
Uemura et al.	N = 20 (10w, 10m; 53.1 +/- 5.04Kg) Able-bodied	Bimanual propulsion on a standard WC over 10m 3 times Electric WC right joystick, 3.8 km/h over 10m 3 times	Pressure mapping: (Takano), 16*16 (256 sensors) Frequency: 5 Hz Resolution: 0.3 sensor per cm ² Side camera	Bimanual Electric	Same Electric WC 2 MWC to fit participant morphology	Maximum pressure region location	Mean over participants	Ischial region shifted while manoeuvring a wheelchair in both propulsion modes

Tableau 1 : Tableau résumant le contenu des différentes études

Parameter	Ref.	Dynamic/Static ratio
Min mean spatial pressure	Eckrich	0.5
Max mean spatial pressure	Eckrich	1.3
Average mean spatial pressure	Andreoni et al.	0.92
	Hollington et al.	0.78 - 1
	Mendes et al.	1.06 - 1.12
Average peak pressure (peak, PPI ...)	Tam et al.	0.76 - 0.9
Min peak pressure (peak, PPI ...)	Eckrich	0.3
Max peak pressure (peak, PPI ...)	Eckrich	2.3
	Kernozek et al.	1.25
	Andreoni et al.	1.42
	Mendes et al.	0.97 - 1.34
Min total Force	Dabnichki and Taktak	0.41 - 1.24
Max total Force	Dabnichki and Taktak	1.24 - 1.96

Tableau 2 : Paramètres étudiés et leurs ratios dynamique/statique

Ref.	Eckrich	Dabnichki and Taktak	Kernozeq et al.	Kernozeq et al.	Andreoni et al.	Tam et al.	Hollington et al.	Mendes et al.
Participants	N = 2	N= 1	N=15	N = 10	N = 8	N= 20	N = 8	N = 10
Propulsion	bi-manual	bi-manual	bi-manual	bi-manual	bi-manual	bi-manual	bi-manual	bi-manual
Static								
Mean spatial pressure	3.7 kPa				3.12 kPa		Cushion: Polyfoam/Viscoelastic/ Gel Insert/Air Insert amputation: 8.4 kPa / 10.36 kPa / 9.06 kPa / 9.72 kPa spina 1: 6.34 kPa / 7.67 kPa / 5.73 kPa / 5.97 kPa spina 2: 13.22 kPa / 12.58 kPa / 9.51 kPa / 9.01 kPa able bodied: 9.65 kPa / 10.06 kPa / 7.94 kPa / 7.22 kPa	Roho/Jay/Varilite/personal Paraplegic: 5.08 kPa / 5.02 kPa / 5.23 kPa / 6.33 kPa Tetraplegic: 5.69 kPa / 5.64 kPa/ 6.01 kPa / 5.87 kPa
Total normal force		Seatpan Rigid: 472N Rubber mat: 496N Soft mat: 499N						
Peak sensors	18 kPa	Right / left Rigid: 8 kPa / 5,3 kPa Rubber mat: 4.5 kPa / 2,3 kPa Soft mat: 1.7 kPa / 1,3 kPa	16,2 +/- 5 kPa			Right/Left Able-bodied: 49 kPa / 48.12 kPa SCI: 58.57 kPa / 59.2 kPa		Roho/Jay/Varilite/personal Paraplegic: 22.22 kPa / 23.26 kPa / 25.89 kPa / 28.45 kPa Tetraplegic: 22.81 kPa / 31.01 kPa / 28.36 kPa / 19.82 kPa
mean IT pressure / PPI index	min: 4 kPa max: 30 kPa					Right/Left Able-bodied: 16.46 kPa / 16,81 kPa SCI: 18.45 kPa / 17.45 kPa		Roho/Jay/Varilite/personal Paraplegic: 14.89 kPa / 13.43 kPa / 19.36 kPa / 21.66 kPa Tetraplegic: 14.76 kPa / 20.29 kPa / 22.37 kPa / 14.73 kPa
Dynamic								

Mean spatial pressure	Min: 1.89 kPa Max: 4.87 kPa	average: 2.8 kPa	Cushion: Polyfoam/Viscoelastic/ Gel Insert/Air Insert amputation: 7.21 kPa / 9.27 kPa / 7.81 kPa / 8.02 kPa spina 1: 5.87 kPa / 6.99 kPa / 5.03 kPa / 5.08 kPa spina 2: 12.4 kPa / 11.07 kPa / 9.29 kPa / 8.80 kPa able-bodied: 8.57 kPa / 8.16 kPa / 6.18 kPa / 5.87 kPa	Roho/Jay/Varilite/personal Paraplegic: 5.64 kPa / 5.51 kPa / 5.69 kPa / 6.85 kPa Tetraplegic: 6.37 kPa / 5.97 kPa / 6.51 kPa / 6.56 kPa
Max total normal force	Speed: Slow/Medium/Fast/max Rigid: 3.1kPa / 3,3 kPa / 3,4 kPa/ 4kPa Rubber mat: 3.4 kPa/ 3.9kPa / 4.7kPa / 4.9kPa Soft mat: 3.6kPa / 3.6kPa / 4.6kPa / 5.7kPa			
Min total normal force	Speed: Slow/Medium/Fast/max Rigid: 2.2 kPa / 1.2 kPa / 1.16 kPa / 0.38kPa Rubber mat: 2.17 kPa / 1.43 kPa / 1.32 kPa / 0.91 kPa Soft mat: 2.49 kPa / 1.57 kPa / 1.08kPa / 0.65kPa			
Average peak		20.3 +/- 6.6 kPa	Right/Left Able-bodied: 14.22 kPa / 12.85 kPa SCI: 14.65 kPa / 16 kPa	
Min peak	5.6 kPa			

Max peak	23.8 kPa	Speed: Slow/Medium/Fast/max Rigid: Right 7.4 kPa / 8.3 kPa / 7.8 kPa / 4.5kPa Left: 5.8 kPa / 6 kPa / 4.1 kPa / 4.5 kPa Rubber mat: Right: 5.7 kPa / 6 kPa / 3.4 kPa / 2.8 kPa Left: 4.4 kPa / 4.5 kPa / 3 kPa / 2.9 kPa Soft mat: Right: 1.7 kPa / 1.6 kPa / 1.6 kPa / 1.6 kPa Left: 1.6 kPa / 1.4 kPa / 1.6 kPa / 1.6 kPa	21.15 kPa	Right/Left Able-bodied: 46.14 kPa / 55.46 kPa SCI: 59.5 kPa / 59,94 kPa	Roho/Jay/Varilite/personal Paraplegic: 25.84 kPa / 7.99 kPa / 26.26 kPa / 30.44 kPa Tetraplegic: 24.12 kPa / 30.13 kPa / 30.13 kPa / 21.60 kPa PPI Paraplegic: 16.65 kPa / 14.52 kPa / 19.55 kPa / 24.60 kPa Tetraplegic: 19.80 kPa / 21.09 kPa / 22.37 kPa / 15.59 kPa
PPI index		Fluctuation (min- max) Foam: 97 +/- 44 kPa Jay: 50.2 +/- 15.1 kPa Roho: 44.8 +/- 20.8 kPa			

Tableau 3 : Paramètres et leurs valeurs dans les différentes conditions pour chaque étude

Les principaux résultats sont les suivants. Certains articles ont noté des différences entre les données statiques et dynamiques : soit une divergence dans la pression maximale, avec des différences dans la variation minimale et maximale (de 30 % à 230 % des valeurs statiques) (Eckrich 1991; Li et al. 2016), dans la valeur moyenne (de 76 % à 112 % des valeurs statiques) (Thomas W. Kernozek et Lewin 1998; Tam et al. 2003; Li et al. 2016) et dans l'emplacement du pic spatial de pression (24 mm entre le pic et l'emplacement des tubérosités ischiatiques pour la population blessé médullaire et 13 mm pour la population valide) (Tam et al. 2003).

D'autres articles ont noté des différences liées à l'impacts des activités sur la distribution de la pression (Mandy et al. 2014; Mendes et al. 2019) et sur son ampleur (Li et al. 2016; Dabnichki et Taktak 1998). Par exemple, une propulsion unilatérale avec une double main courante induit plus de forces (494,43 N) sur le côté ipsilatéral du siège qu'avec un bras de levier (368,05 N). Les détails sont présentés dans les tableaux 1, 2 et 3.

En ce qui concerne l'effort tangentiel, aucune des 11 études ne l'a mesuré à l'interface homme-siège. Cependant, deux articles (Tam et al. 2003; Uemura et al. 2021) ont tenté de révéler des efforts tangentiels par le déplacement des zones ischiatiques. Tam et al. (2003) ont étudié l'emplacement et le déplacement des tubérosités ischiatiques dans des conditions dynamiques. Uemura et al. (2021) ont conçu un protocole pour évaluer le déplacement de la zone ischiatique pendant l'activité, mais n'ont pas calculé la contrainte de cisaillement associée à ce mouvement. Ainsi, bien qu'il existe des preuves de ce déplacement ischiatique cyclique, aucune donnée n'est disponible pour quantifier l'effort tangentiel associé.

4.2.1.3 Discussion

L'une des principales conclusions de cette étude est l'absence de normes pour l'évaluation des forces à l'interface homme-siège d'un utilisateur de fauteuil roulant effectuant une tâche dynamique.

Population

Quatre des 11 études étaient des études de cas à participant unique (Eckrich 1991; Hollington et Hillman 2013; Li et al. 2016; Dabnichki et Taktak 1998). Le nombre de participants dans les autres études variait de 8 à 20, ce qui a permis des analyses statistiques : par exemple, la comparaison statique vs dynamique (Thomas W. Kernozek et Lewin 1998; Andreoni, Pedotti, et Ferrarin 2001), la comparaison de différents types de coussins (T. W. Kernozek et Lewin 1998; Mendes et al. 2019), de différents types d'activités (Mandy et al. 2014) ou des caractéristiques de la population (Tam et al. 2003). Une étude a étudié diverses typologies de participants présentait chacun une typologie différente qui s'apparentait à une étude de cas (Hollington et Hillman 2013), ce qui a affaibli l'interprétation statistique des résultats en termes de pathologie.

Comme les pathologies peuvent affecter la morphologie des tissus et la répartition des pressions (Brienza et al. 2001), les différentes caractéristiques des participants à ces études nous empêchent de tirer des conclusions générales. Les pathologies représentées étaient principalement des pathologies entraînant une paraplégie ou une tétraplégie, avec des troubles sensoriels. Ces pathologies le groupe dont la prévalence du risque d'apparition d'une

escarre est la plus élevée (23%) (Sprigle, McNair, et Sonenblum 2020). Seules deux études ont inclus des participants pathologiques sans troubles sensoriels (paralysie cérébrale, amputé) (Dabnichki et Taktak 1998; Mandy et al. 2014). Cette différence entre les participants, présence ou non de troubles sensoriels, pourrait influencer la répartition des efforts à l'interface homme-siège, et limite les possibilités d'analyses.

Protocole

La propulsion bimanuelle est le mode de propulsion le plus souvent étudié (Eckrich 1991; Thomas W. Kernozek et Lewin 1998; T. W. Kernozek et Lewin 1998; Andreoni, Pedotti, et Ferrarin 2001; Tam et al. 2003; Mendes et al. 2019; Uemura et al. 2021; Hollington et Hillman 2013; Dabnichki et Taktak 1998). Une seule étude a tenté d'explorer la propulsion unilatérale pour les utilisateurs hémiplegiques (Mandy et al. 2014). Il n'y a pas eu d'étude sur certains modes de propulsion, comme la propulsion bipodale. La grande diversité des protocoles d'étude empêche toute comparaison précise.

Pour une vision plus réaliste des efforts auxquels les utilisateurs de fauteuils roulants sont soumis au quotidien, l'étude des efforts à l'interface homme-siège doit se faire au cours des activités de la vie quotidienne. Même les protocoles ayant tenté de reproduire plus fidèlement les activités quotidiennes en demandant aux participants de rouler le long d'une ligne droite sur 3 à 100 mètres (Hollington et Hillman 2013; Li et al. 2016; Mandy et al. 2014) ne sont pas représentatifs de la propulsion d'un fauteuil roulant dans la vie de tous les jours. Sonenblum et al. ont souligné que 63% des épisodes de mobilité en fauteuil roulant couvraient moins de 12,5 m à moins de 0,5 m/s (Sharon E Sonenblum, Sprigle, et Lopez 2012). Le circuit intérieur pour les utilisateurs hémiplegiques (Mandy et al. 2014) semble représenter une condition de propulsion dans une structure institutionnelle plus qu'une condition de propulsion lors de la vie quotidienne (Sharon E Sonenblum, Sprigle, et Lopez 2012). De plus, les mesures n'ont pas été prises sur des surfaces variées et ne représentent pas la gamme complète des conditions de propulsion en extérieur.

Caractéristiques des coussins et réglages des fauteuils roulants

Un résultat important de cette revue est la confirmation qu'un coussin offre la même répartition de pression dans les conditions statiques et dynamiques. Toutes les études comparant les coussins ont trouvé des différences similaires dans la répartition de la pression entre les coussins testés dans des conditions statiques et dynamiques (Hollington et Hillman 2013; Mendes et al. 2019; T. W. Kernozek et Lewin 1998; Andreoni, Pedotti, et Ferrarin 2001). Ainsi, lors de la sélection du coussin le plus adapté à l'utilisateur, une évaluation statique peut être suffisante.

Cependant, l'absence de connaissance sur l'ajustement du fauteuil roulant ne permet pas d'obtenir d'informations sur la posture des participants dans leur fauteuil roulant, ce qui rend difficile la comparaison des situations. En effet, la position du bassin (rétroversion, inclinaison) entraîne des répartitions de pressions différentes (Hobson 1992; Gutierrez et al. 2004). De nombreuses études ne fournissent aucune information sur les ajustements du fauteuil roulant et la nature des aides à la posture (comme le type de dossier) (Eckrich 1991; Thomas W. Kernozek et Lewin 1998; T. W. Kernozek et Lewin 1998; Andreoni, Pedotti, et Ferrarin 2001;

Mendes et al. 2019; Uemura et al. 2021; Hollington et Hillman 2013; Li et al. 2016; Dabnichki et Taktak 1998; Mandy et al. 2014). Ce manque d'informations limite également les possibilités de comparaison des coussins entre eux. Les coussins sont documentés comme efficaces en termes de répartition de pression, avec un réglage du dossier qui contrôle la position d'anté-rétroversion du bassin (Samuelsson et al. 2009).

Outils d'évaluation et paramètres d'analyse de la pression et des efforts tangentiels

Les grandes disparités technologiques entre les capteurs utilisés dans les études sélectionnées rendent impossible la comparaison des valeurs absolues de leurs sorties. Il convient d'utiliser un système de nappe de pression avec une résolution raisonnable. Un minimum de 1024 capteurs sur 42*42 cm² est suffisamment précis pour cibler la zone des tubérosités ischiatiques, le PPI indiquant la région la plus à risque d'escarre (Loerakker 2007). Sept études ont satisfait à ce critère de résolution (Eckrich 1991; Thomas W. Kernozek et Lewin 1998; T. W. Kernozek et Lewin 1998; Andreoni, Pedotti, et Ferrarin 2001; Tam et al. 2003; Mendes et al. 2019; Li et al. 2016; Dabnichki et Taktak 1998) d'au moins 0,5 capteur par cm², dont trois ont fourni une meilleure résolution, avec 1 capteur par cm² (Andreoni, Pedotti, et Ferrarin 2001; Tam et al. 2003; Li et al. 2016).

Aucune de ces études n'a fourni d'informations sur la calibration du système de nappe de la pression, ni sur le temps écoulé entre le moment où l'on est assis sur le coussin et la mesure. On sait que des données plus fiables sont obtenues à partir de mesures prises à l'interface homme-coussin plusieurs minutes après que l'utilisateur a été assis, en raison de l'affaissement du coussin (Ferguson-Pell et Cardi 1993; Crawford et al. 2005).

Il n'y avait qu'un seul point de convergence concernant les paramètres : tous se concentraient sur la pression maximale. Cependant, comme sa définition diffère d'une étude à l'autre, les résultats ne peuvent pas vraiment être comparés. Le PPI gauche/droite a été documenté par Aissaoui et al. (2001) comme ciblant la zone des tubérosités ischiatiques. Nous recommandons donc de l'utiliser pour définir le pic spatial de pression de la zone des tubérosités ischiatiques. Ce paramètre serait moins sensible aux faux pics spatiaux (un capteur qui est activé par erreur). De plus, étant calculé sur une surface donnée, ce paramètre facilite la comparaison entre les valeurs obtenues à différentes résolutions de nappes de pression. Un autre paramètre intéressant est la pression moyenne spatiale (pression moyenne sur tous les capteurs actifs de la nappe de pression), qui semble préférable à la force normale totale parce qu'elle utilise la même unité que le PPI (Pa). Cela permettrait d'étudier le rapport pic/moyenne, qui permettrait de mieux comprendre le risque d'occurrence de l'escarre que les seules valeurs du pic spatial. La localisation du PPI maximal en fonction du temps est un autre paramètre utile qui peut mettre en évidence un déplacement antérieur de la zone des tubérosités ischiatiques pendant la propulsion (Mendes et al. 2019). La distance du déplacement des tubérosités ischiatiques est probablement du même ordre de grandeur que la résolution de la nappe de pression, c'est pourquoi nous recommandons une résolution de carte de pression de 1024 capteurs par 42x42 cm² minimum.

Principales conclusions des études

Actuellement, avec des seuils d'efforts, à l'interface corps-siège, inconnus pour le risque d'apparition d'une escarre, des conclusions ne peuvent être tirées sur le risque d'occurrence des escarres, même lorsque les conditions statiques sont comparées aux conditions dynamiques. Des approches de modélisation pourraient permettre d'aller vers une estimation de ces seuils lésionnels (Bader et Worsley 2018).

Les valeurs des pics spatiaux de pression ou de pression moyenne en condition dynamique sont cycliques lors de la propulsion bimanuelle (Thomas W. Kernozek et Lewin 1998; Andreoni, Pedotti, et Ferrarin 2001; Li et al. 2016; Dabnichki et Taktak 1998). Notre interprétation de cette variation cyclique est que la charge cyclique appliquée aux mains courantes pourrait décharger la zone d'assise. De plus, le mouvement du tronc et des bras implique un déplacement cyclique du centre de gravité sur le siège, ainsi que des valeurs des pics spatiaux de pression.

Les valeurs maximales du PPI et de la pression moyenne supérieures trouvées en mode dynamique (Eckrich 1991; Tam et al. 2003) confirment la différence de pression entre les conditions statiques et dynamiques, soulevant des questions sur l'impact de ces différences sur la distribution globale de la pression. Malheureusement, dans la seule étude étendant l'analyse des forces externes aux forces internes, le rapport entre la pression interne (gras et muscle) et la pression externe n'a pas été fourni pour les conditions dynamiques (Li et al. 2016).

Quant à la force normale mesurée dans l'étude sur les fauteuils roulants à propulsion avec un bras, les différences entre le côté droit et le côté gauche mettent en évidence la difficulté de propulser un fauteuil roulant avec un seul côté du corps. En effet, la charge accrue du côté conducteur du siège suggère que les participants se sont penchés sur leur côté sain pour stabiliser leur bassin dans le fauteuil roulant et augmenter leur puissance de propulsion en fauteuil roulant. Le degré auquel ils se penchent reflète le degré de difficulté lors de la mise en mouvement du fauteuil roulant : se pencher indique soit une compensation (utilisation d'une partie du tronc dans le mouvement de propulsion du bras) lors d'un mode de propulsion plus difficile soit un utilisateur de fauteuil roulant plus en difficulté (Yang et al. 2009). Cette propulsion unilatérale en fauteuil roulant nécessite l'utilisation à la fois d'une projection du poids du tronc en avant de la zone de la tubérosité ischiatique pour stabiliser le bassin vers l'arrière et un engagement du poids du corps pour augmenter la force des bras. Les résultats de l'étude de Mandy et al. (2014) focalisée sur un dispositif facilitateur (Neater®), ne peuvent pas être généralisés à tous les patients. L'hémiplégie est un handicap complexe avec de multiples troubles secondaires et le paramètre le plus important pour l'utilisateur est de pouvoir utiliser le fauteuil roulant, même lorsque cela est difficile.

Concernant le traitement des données, les deux approches (regardant les variations au cours de la propulsion (minimum, maximum de l'enregistrement) et/ou en regardant la moyenne de l'enregistrement pour chaque paramètre choisi, comme la pression maximale, la pression moyenne, etc.) observées dans toutes les études sont pertinentes. Et lorsqu'elles sont combinées, donnent une évaluation plus approfondie de l'activité de propulsion. La moyenne de l'enregistrement fournit un résultat global, ce qui peut suffire dans les cas où l'objectif n'est pas d'étudier les forces d'un point de vue biomécanique (Mendes et al. 2019; Hollington et

Hillman 2013). En revanche, lorsque l'objectif est l'étude biomécanique des efforts lors de la propulsion pour une meilleure compréhension de la tâche, regarder à la fois la moyenne (temporelle) et les variations au cours de l'activité est plus approprié (Tam et al. 2003; Li et al. 2016; Dabnichki et Taktak 1998). De plus, puisque la localisation du PPI est une représentation pertinente du déplacement de la zone de la tubérosité ischiatique, nous suggérons d'étudier leur déplacement au cours du temps pour l'étude biomécanique d'une tâche dynamique (Eckrich 1991; Tam et al. 2003; Li et al. 2016; Dabnichki et Taktak 1998). Les études biomécaniques sont cependant difficiles à réaliser sur le terrain en raison du nombre élevé de paramètres à enregistrer (plusieurs cycles de propulsion dans un environnement cadré sont nécessaires pour effectuer des analyses biomécaniques telles que l'analyse de mouvement et la cinématique et la dynamique inverses).

En conditions statiques, les efforts tangentiels à l'interface homme-siège ont été principalement étudiés en conditions de laboratoire (Hobson 1992; Akins, Karg, et Brienza 2011; Kobara et al. 2008), car les capteurs d'efforts tangentiels présentent plusieurs limitations qui compromettent leur utilisation au quotidien. Les évaluateurs n'ont trouvé aucune mention d'outils permettant de mesurer ou d'estimer l'effort tangentiel à l'interface homme-siège dans les conditions de la vie courante (Hobson 1992; Akins, Karg, et Brienza 2011; Kobara et al. 2008). Cela est lié à des problématiques techniques : une contrainte majeure est l'épaisseur (par exemple, les capteurs Predia®) et la rigidité (par exemple, la plaque de force) du capteur, ce qui le rend inapproprié pour les évaluations à l'interface homme-siège chez les utilisateurs de fauteuils roulants qui ont besoin de coussins pour éviter le risque d'occurrence d'une escarre. Une deuxième contrainte est le fait que ces capteurs ne sont pas facilement transportables (pas de connexion sans fil ou encombrants), réduisant leur utilité pour un enregistrement prolongé dans les conditions de la vie quotidienne courante (Hobson 1992; Akins, Karg, et Brienza 2011; Kobara et al. 2008).

Ainsi, les évaluateurs n'ont trouvé aucune étude mesurant l'effort tangentiel antéro-postérieur en conditions dynamiques. Néanmoins, deux études ont mis en évidence l'existence d'efforts tangentiels en mesurant le déplacement dans le temps de la zone des tubérosités ischiatiques. Cependant, leurs mesures n'ont pas été utilisées pour prédire des valeurs et ne permettent pas de comparer les participants et/ou les conditions (Tam et al. 2003; Uemura et al. 2021). Les travaux de Loerakker (2007) sur l'étiologie des escarres ont confirmé le rôle combiné des efforts normaux et tangentiels dans le risque d'occurrence d'une escarre. Comme pour les applications prothétiques (Laszczak et al. 2015), un outil de mesure de l'effort tangentiel utilisable en position assise dans des conditions dynamiques doit être développé. Il permettra une meilleure compréhension du rôle que jouent les efforts normaux et tangentiels à l'interface homme-siège pendant une tâche dynamique comme la propulsion d'un fauteuil roulant. Les mesures des efforts tangentiels pourraient révéler des différences majeures entre les conditions dynamiques et statiques. De plus, l'analyse par éléments finis pourrait faire la lumière sur les forces de cisaillement à la fois à l'interface homme-siège et à l'interface de la tubérosité ischiatique lors de la propulsion en fauteuil roulant (Siefert 2022). Étant donné que des études sur des modèles animaux ont révélé que les forces de cisaillement au niveau cellulaire doubleraient le risque d'occurrence d'une escarre pour le même effort normal (Gefen et al. 2022), une approche numérique pourrait être un bon point de départ.

4.2.1.4 Limitations et conclusion

L'un de nos objectifs était de mettre en évidence les conditions et les stratégies méthodologiques pertinentes pour étudier les efforts tangentiels et normaux à l'interface homme – siège pendant l'activité de propulsion en FR. Dans l'ensemble, la littérature existante montre un manque de consensus, bien que certaines conclusions puissent être tirées de cette « scoping review ». Il n'existe pas suffisamment d'études en condition dynamique pour permettre une extrapolation qui permettrait de comparer les conditions statique et dynamique dans le cadre d'une procédure expérimentale de référence.

Du point de vue des participants à l'étude, un impact significatif du type de pathologie a été mis en évidence, ce qui montre la nécessité de réaliser des études expérimentales sur des populations diverses. Cet impact est du même ordre de grandeur dans des conditions statiques et dynamiques. Comme la posture du participant influence les distributions des pressions à l'interface homme – siège, la description de ces distributions peut mettre en lumière les différences entre les participants. En plus, les caractéristiques du coussin peuvent influencer la posture du participant et donc modifier la répartition de la pression.

4.2.1.5 Recherches futures

Il est nécessaire de mener plus d'études sur les efforts à l'interface homme – siège en condition dynamique pour les utilisateurs de fauteuils roulants. Ceci dans l'objectif de mieux comprendre les efforts normaux en position assise lors d'activités dynamiques. De plus, une meilleure évaluation des efforts tangentiels pourrait être réalisée en mesurant le déplacement des tubérosités ischiatiques et/ou en mesurant directement la force à l'aide de nouveaux outils. Ces études devront choisir avec soin les variables d'intérêt issues des cartographies de pression et adopter une approche innovante pour étudier les efforts tangentiels dans des conditions dynamiques, sans négliger la posture des participants.

Les résultats de cette étude confirment les conclusions de la revue systématique de Bader et al. soulignant la nécessité de développer un système combiné permettant de mesurer les deux types d'efforts (Bader et Worsley 2018). Les progrès récents dans le développement du Machine Learning pourraient améliorer la gestion des escarres en reflétant mieux la vie quotidienne des utilisateurs. Cette approche a déjà été utilisée pour guider les utilisateurs de fauteuils roulants dans la gestion de leur posture et pour la surveillance en continue de la pression d'interface (Fu, Jones, et Jan 2014; Fryer et al. 2022).

5 Modèles de prédiction des efforts à l'interface

Ainsi, en premier lieu, nous avons pu 1) mettre en évidence l'importance de la mesure des efforts à l'interface pour la prévention des escarres (paragraphe 2) et 2) constater le manque d'outil de prédiction des efforts tangentiels à l'interface homme – siège utilisable en situation écologique statique et/ou dynamique (paragraphe 3.2).

Par la suite, l'état de l'art sur les efforts tangentiels a pu mettre en évidence l'effet des différents réglages (en condition statique) sur leur intensité et ainsi démontrer une potentielle application clinique de la mesure de ces efforts comme c'est déjà le cas pour les efforts normaux *via* les nappes de pressions (Stinson, Porter-Armstrong, et Eakin 2003) (paragraphe

4.1). Nous avons pu montrer également l'absence d'étude mesurant ces efforts en condition dynamique.

Ces résultats nous font penser que pour avoir une idée des efforts tangentiels en situation écologique dynamique, une approche par modèles mathématiques est nécessaire.

La modélisation est la représentation d'un système réel par un autre, plus facile à appréhender. Les modèles créés permettent de tester des situations complexes pendant lesquelles, les instruments de mesures ne sont pas utilisables et ainsi de prédire une estimation de valeurs non mesurables. Dans le domaine de notre projet, ils peuvent permettre une prédiction des efforts tangentiels pour lesquels les instruments de mesures ne sont pas utilisables facilement.

5.1 Modèles multi-corps rigide

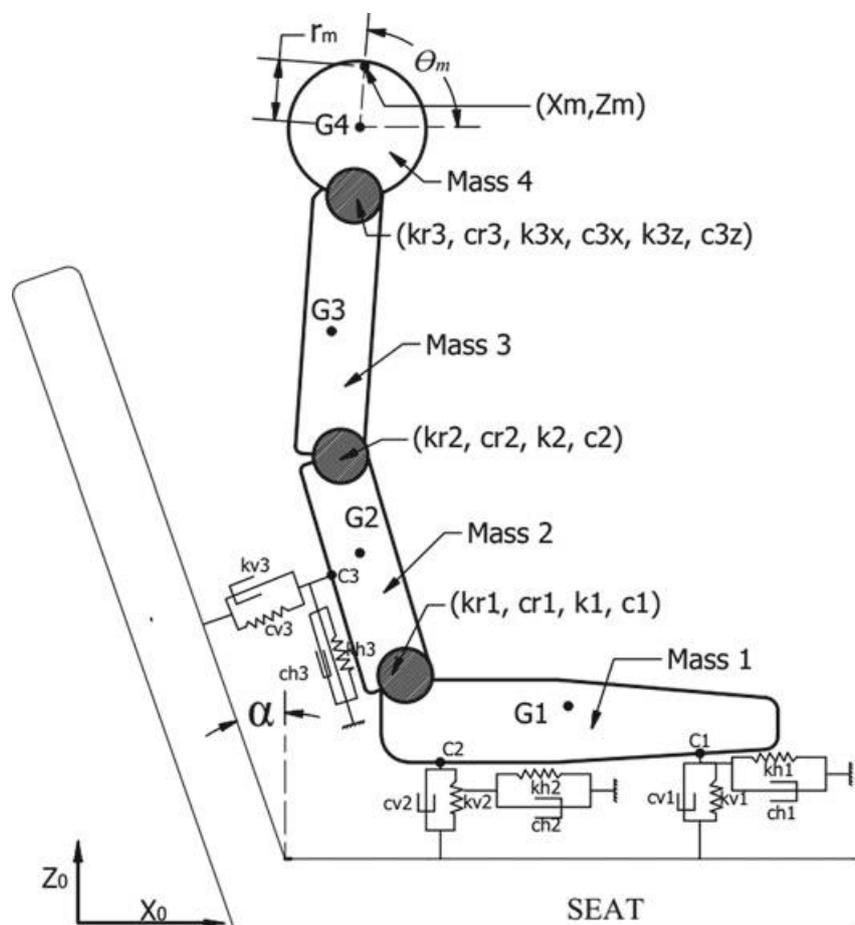


Figure 10 : Exemple de modélisation multi-corps rigide issue du travail de Desai et al. (Desai, Guha, et Seshu 2021) qui a pour objectif de calculer les forces transmises par la région lombaire à la région cervicale.

A notre connaissance, Kobara est le seul à avoir utilisé et validé un modèle multi-corps rigides pour estimer des efforts tangentiels sur l'assise d'un FR (Kobara et al. 2008 ; 2011 ; 2013 ; 2020). Toutefois le modèle de Kobara ne peut pas être utilisé en condition dynamique car il ne prend pas en compte l'activité motrice.

5.2 Modèles mathématiques

Ces modèles sont basés sur les relations mathématiques entre les données d'entrée et les données de sortie. Il existe deux grandes familles de modèles mathématiques : les modèles statistiques qui vérifient une théorie et les modèles de *Machine Learning* (ML) qui prédisent une valeur ou une classe sans connaître de liens théoriques (Karlaftis et Vlahogianni 2011). Dans le ML on parle de « boîte noire ».

5.2.1 Modèles statistiques

Nous n'avons pas trouvé dans la littérature de modèles statistiques pour la prédiction des efforts à l'interface en situation d'assise sur FR. Des modèles statistiques utilisant les efforts normaux sur l'assise existent dans le domaine de l'ergonomie pour la prédiction de l'inconfort d'assise (Mergl et al. 2005).

5.2.2 Modèles d'apprentissage automatique

L'apprentissage automatique, *Machine Learning* en anglais, est une discipline faisant partie du domaine de l'intelligence artificielle. La première personne à avoir évoqué le nom de ML et à lui avoir attribué une définition est Arthur Samuel en 1959. Pour lui, l'apprentissage automatique a pour but de donner aux machines la capacité d'apprendre sans avoir été explicitement programmées au préalable pour une tâche spécifique. En 1998, Tom Mitchell donna une définition complémentaire concernant la capacité des machines à apprendre et à améliorer automatiquement leurs performances grâce à l'acquisition d'expériences : « Un programme informatique apprend de l'expérience E par rapport à une tâche T et à une mesure de performance P, si sa performance sur T, mesurée par P, s'améliore avec l'expérience E » (Mitchell 2006).

Le principe des méthodes d'apprentissage automatique respecte quasiment toujours le même schéma. Dans un premier temps, la machine va créer un modèle statistique grâce au traitement de données d'entraînement (expérience de la machine) et par la suite attribuer une fiabilité à ce modèle par le biais d'une métrique d'erreur (performance). Au cours de la création du modèle, l'apprentissage des données et l'analyse de l'erreur interagissent afin d'améliorer la performance du modèle final.

La deuxième phase est la phase de réalisation de tâches au cours de laquelle des données sont traitées en utilisant la représentation interne de son environnement défini lors de la phase d'apprentissage. Grâce à cette deuxième phase, la machine sera dans la capacité de donner des prédictions, des recommandations ou prendre des décisions.

La phase d'apprentissage d'un algorithme de *Machine Learning* peut être supervisée ou non supervisée. Lorsque les classes des données d'entraînement sont connues à l'avance on parle d'apprentissage supervisé. Dans ce cas, toutes les données utilisées dans la première phase du processus doivent être préalablement labellisées (on attribue à chaque ensemble de données la « vrai » classe ou valeur).

Depuis quelques années, le ML est utilisé dans le domaine de l'ergonomie pour classer des postures assises (i.e. assis droit, assis penché sur le côté droit, penché sur le côté gauche ...)

(Luna-Perejón et al. 2021; Zemp et al. 2016; Ma et al. 2017; Kim et al. 2018; Bourahmoune, Ishac, et Amagasa 2022) ou allongées (Caggiari et al. 2020).

Dans le domaine des utilisateurs de fauteuil roulant, le ML a été utilisé pour classifier des patterns (technique utilisée) de propulsion bimanuelle : French et al. (2008) et Chen et al. (2018) ont utilisé le ML avec des accéléromètres pour étudier les patterns de propulsion bimanuelle (French et al. 2008 ; Chen et Morgan 2018). Hernandez et al. ont quant à eux utilisé le ML avec des roues connectées pour étudier ces mêmes patterns (Hernandez et al. 2018).

Delacroix et al. ont créé un arbre de décision pour l'aide au choix d'un FR manuel (Delcroix, Sedki, et Lepoutre 2013; Fang et Ping 2022). D'autres chercheurs se sont intéressés à l'étude des habitudes de vie au FR. Ils ont créé un modèle de ML pour guider les utilisateurs à une bonne utilisation quotidienne de leur FR (Popp et al. 2016 ; Fu, Jones, et Jan 2014). Le ML est également utilisé pour suivre les activités de vie quotidienne en vue d'avoir une meilleure connaissance des activités impliquant les épaules (de Vries et al. 2022). Mais encore plus récemment, Jaffery et al. ont développé un système intelligent permettant de détecter les postures assises en FR (Jaffery et al. 2022).

Dans le domaine de l'escarre, Bader et Worsley (Bader et Worsley 2018), dans leur revue systématique de la littérature insiste sur le besoin du ML pour les futurs travaux portant tant sur la prévention clinique que sur la compréhension du risque cellulaire. Ainsi Fryer et al. (Fryer et al. 2022) ont créé un modèle permettant un suivi continu des pressions d'interface chez des blessés médullaires dans l'objectif d'identifier des situations à risque d'escarre.

Certaines études se sont intéressées à la prédiction de paramètres biomécaniques comme Choi et al. qui ont travaillé sur le déplacement du centre des pressions lors de la marche (Choi et al. 2019).

Les modèles de ML ont le grand avantage de pouvoir s'adapter à de nombreuses questions scientifiques. En revanche ils nécessitent de devoir récolter un grand nombre de données et ne sont pas basé directement sur un phénomène (boite noire du modèle).

Ainsi ces récentes études, ayant utilisé le ML pour des questions scientifiques variées et proche des nôtres, nous amènent à penser que ces modèles pourraient être adaptés à la prédiction des efforts tangentiels lors d'une tâche dynamique et sur une population hétérogène.

Problématique et objectifs des travaux de thèse

- Les utilisateurs de FR sont plus à risque que les personnes valides de développer des escarres. Les efforts à l'interface homme – siège participant au risque lésionnel, leur étude est importante tant en statique qu'en dynamique. En statique, les études ont montré d'une part que l'intensité des pics spatiaux de pressions est supérieure chez les blessés médullaires en comparaison des personnes valides (Reenalda et al. 2009). Et d'autre part que ces mêmes pics spatiaux sont influencés par les réglages du FR (Michael, Porter, et Pountney 2007) et/ou par le type de coussin (J. Damiao et Gentry 2021). En dynamique, notre « scoping review » (Paquin et al. 2023) a mis en évidence un nombre très restreint d'études.
- Nous avons pu montrer également qu'il n'existe actuellement aucun outil, de mesure ou prédictif, des efforts tangentiels à l'interface homme – siège utilisable en condition écologique sur un FR (le seul outil clinique (iShear®) se plaçant sous le coussin).
- La « scoping review » a mis en évidence le manque d'étude des efforts au niveau de l'assise en condition dynamique chez les utilisateurs de FR.
- Ce projet de thèse a donc plusieurs objectifs dont un double qui feront chacun l'objet de chapitres. Le premier objectif (Chapitre 2) consiste à comprendre l'impact d'une activité dynamique cyclique des membres supérieurs sur les efforts à l'interface (expérimentation en laboratoire). Le deuxième objectif vise à la création d'outils prédictifs des efforts tangentiels utilisables en situation écologique sur un FR (statique et dynamique) (Chapitre 3). Le troisième objectif vise à participer à documenter les efforts normaux à l'interface pendant une activité dynamique (Chapitre 4). Le dernier objectif est double, et consiste 1) à la poursuite de la validation des outils prédictifs créés (fiabilité, répétabilité et sensibilité au changement) et 2) à son application en statique et dynamique (activité de propulsion bimanuelle en FR) chez des utilisateurs de FR (Chapitre 5).

Chapitre 2 Une activité cyclique : qu'en est-il des efforts à l'interface homme - siège

1 Introduction

Les études portant sur les efforts à l'interface homme – siège lors d'une activité cyclique comme la propulsion en fauteuil roulant sont peu nombreuses et n'étudient pas les efforts tangentiels antéro-postérieurs (simplement nommés : « efforts tangentiels » dans la suite du chapitre). Ceci est dû au manque d'outils de mesure utilisables par les usagers de FR (Chapitre 1 3.2).

Ainsi, dans ce chapitre, nous nous intéressons à l'évaluation expérimentale de l'impact d'une activité dynamique cyclique synchrone des membres supérieurs sur les efforts normaux et tangentiels à l'interface homme – siège. Pour ce faire, nous utiliserons un siège expérimental qui permet de mesurer à la fois les pressions et les efforts tangentiels sous l'assise (Chapitre 1 3.2). Ce siège ne pouvant être équipé de roues avec mains courantes, nous avons choisi d'étudier une activité cyclique de pédalage simultané avec les bras. Cette activité cyclique comme la propulsion bimanuelle comporte une phase de propulsion et une phase de récupération (Kraaijenbrink et al. 2020).

Comme évoqué au chapitre précédent, les personnes paraplégiques sont particulièrement à risque d'escarres. Nous ferons donc le choix dans ce chapitre d'étudier cette population. Toutefois, afin de disposer de plus de données, nous allons également étudier une population valide qui nous servira de population de référence.

Ainsi, l'objectif principal de cette étude est d'évaluer expérimentalement les efforts tangentiels et normaux à l'interface homme – siège lors d'une activité statique et dynamique cyclique synchrone sur une population de participants valides et paraplégiques.

Les objectifs secondaires sont de comparer les efforts tangentiels et normaux statiques et dynamiques entre les participants valides et paraplégiques, et d'évaluer les corrélations statistiques entre efforts.

Nous tenterons de répondre aux questions suivantes :

- « Y a-t-il une différence entre les paramètres mesurés en statique et ceux mesurés en dynamique (moyennés dans le temps) ? »
- « Y a-t-il une différence entre nos deux populations ? »
- « Y a-t-il une relation entre les efforts tangentiels et les efforts normaux ? »
- « Y a-t-il une relation entre les pics spatiaux des efforts et l'efforts global (normal et tangentiel) ? »
- « Y a-t-il une relation entre les efforts tangentiels dynamiques et les efforts tangentiels statiques ? »

2 Matériel et méthode

2.1 Matériel du protocole expérimental

Le protocole a été validé par le comité de protection des personnes Ouest III le 11 mars 2022 sous le numéro SIRIPH 2G 21.04350.000068.

2.1.1 Le siège expérimental

Ce siège (Figure 11) a été conçu initialement pour évaluer l'inconfort d'assise (Beurier, Cardoso, et Wang 2017). C'est un dispositif expérimental unique permettant de simuler un large éventail de profils de sièges. L'assise est composée d'une matrice de 52 vérins. Chaque vérin est réglable en hauteur et doté d'un capteur de force dans les 3 axes (résolution : 0,03 capteur par cm^2). Aussi, il existe un programme permettant d'ajuster la surface d'assise en faisant varier la hauteur des vérins de sorte à minimiser les pics spatiaux des forces normales (Figure 11). Cela permet d'obtenir une assise plus ergonomique. Cependant, dans cette configuration, la tête de chaque vérin n'est pas forcément perpendiculaire au vérin car elle est libre de rotation pour suivre la morphologie des fesses. Par conséquent, dans l'étude de ce chapitre, nous avons utilisé la matrice du siège expérimental à plat pour limiter les erreurs d'interprétations concernant la valeur des efforts normaux et tangentiels issus de ces capteurs.

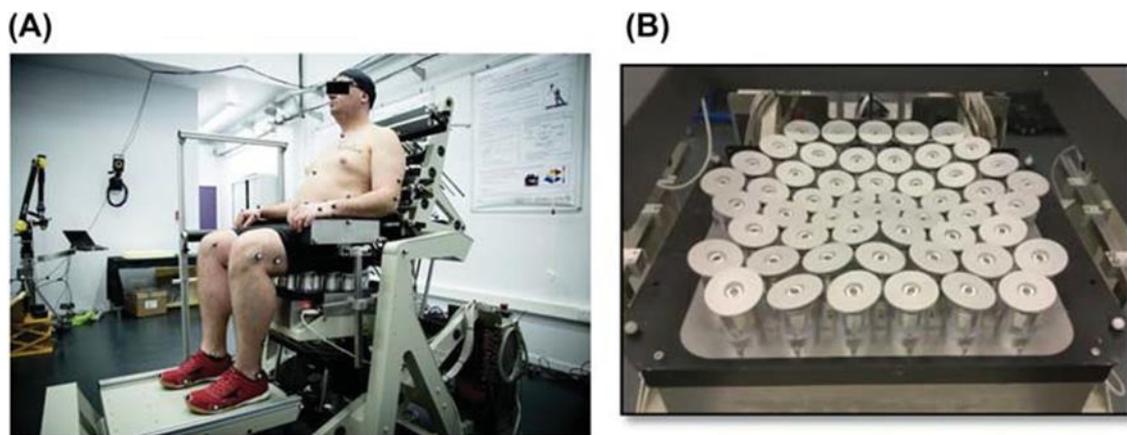


Figure 11 : Un participant assis sur le siège expérimental (A) et la matrice de 52 vérins (B). (Beurier 2017)

Il est à noter que les valeurs mesurées par les capteurs de forces des vérins sont fiables à 2% pour des valeurs en dessous de 20 N (2,2 N par cm^2) et fiable à 10% pour des valeurs autour de 40N. pour des valeurs supérieures à 20 N (2,2 N par cm^2), donc nous avons utilisé en plus une nappe de pression (paragraphe 2.1.2) avec un intervalle de mesure plus grand pour bénéficier d'une incertitude de mesure de 2 % jusqu'à 40 N. La fréquence d'acquisition du siège expérimental a été réglée sur 20 Hz.

Lors de nos essais, ce siège expérimental a été équipé d'un dossier rigide de positionnement que l'on trouve classiquement sur fauteuil roulant (dossier Elite®, Matrix, Invacare, Tours, France) (Figure 12) afin de reproduire une assise proche de celle d'un fauteuil roulant.

2.1.2 Les nappes de pression

Nous utilisons les nappes de pression (Chapitre 1 3.1) de type TEXIMAT® (TexiSense, Torcy, France). Une nappe comportant 1024 capteurs répartis en matrice 2D de 32x32 sur une dimension de 45x45 cm². Leur précision de mesure est d'environ 20% en fonction de la plage d'utilisation. Elle est placée sur la matrice du siège expérimental. Sa résolution est de 0,5 capteur par cm². Leur fréquence d'acquisition est de 10 Hz (Figure 12). Les nappes utilisées étant textiles, elles sont respirantes et extensibles. Elles limitent donc les plis et les risques de glissement entre elles et leur support (Rasmussen, Zee, et Tørholm 2007)

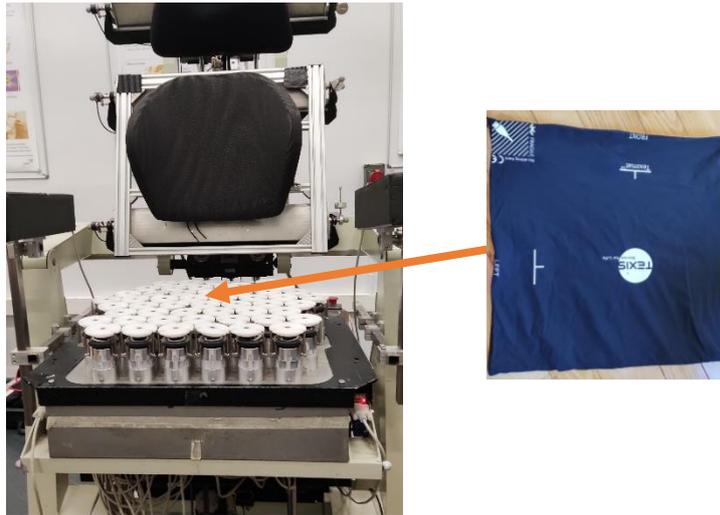


Figure 12 : Siège expérimental équipé du dossier de positionnement et de la nappe de pression

Nous avons ajouté une nappe de pression sur l'assise du siège expérimental pour :

- Comparer nos données avec la littérature,
- Obtenir une meilleure résolution de la cartographie que celle du siège expérimental (0,5 capteur par cm² contre 0,03 capteur par cm² pour la matrice du siège expérimental),

2.1.3 Protocole

2.1.3.1 Population

Les participants devaient être majeurs et n'avoir aucun trouble orthopédique empêchant une installation assise érigée (angle tronc-cuisse < 120°). Concernant les participants paraplégiques, ils devaient, en plus, être utilisateur quotidien d'un FR et pouvoir « pédaler » avec leur bras.

2.1.3.2 Procédure expérimentale

La procédure expérimentale consistait à pédaler avec les membres supérieurs par l'intermédiaire d'un mini-pédalier synchrone. Un mini-pédalier manuel (Mini bike DOMYOS® 100) était placé devant les participants. Il permettait un mouvement des membres supérieurs synchronisés contre une résistance (Figure 13).

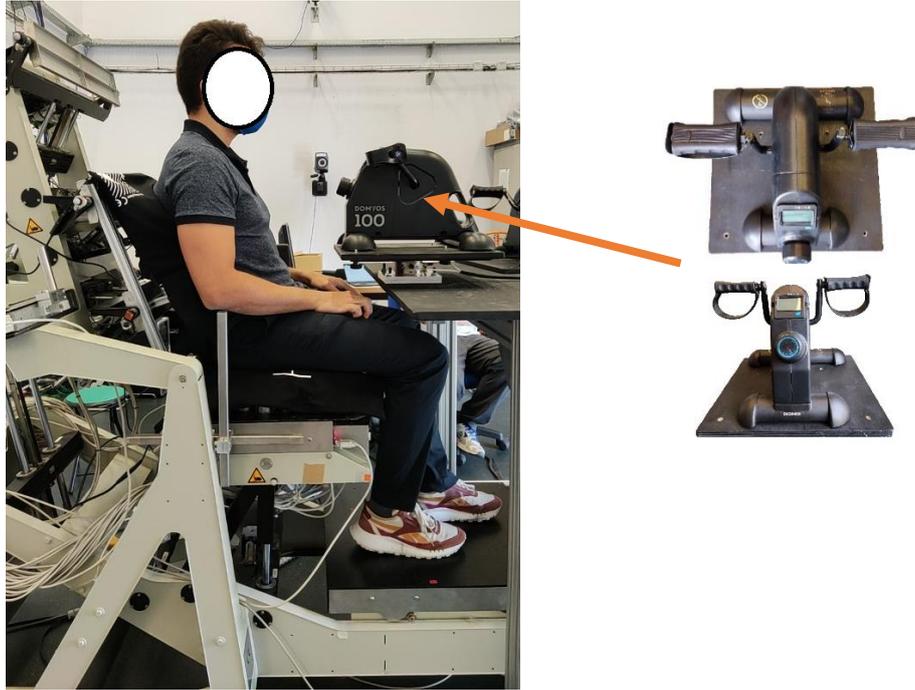


Figure 13 : Setup de l'expérimentation avec un participant et son pédalier

Les participants valides s'installaient seuls sur le siège expérimental. En revanche les participants paraplégiques étaient installés à l'aide d'un lève-personne.

Réglage du siège expérimental :

- Le participant devait être en appui sur la totalité de sa surface de bassin et fémur,
- Il devait être en appui des pieds à plat et du dos sur le dossier.

Réglage de la localisation du pédalier : lorsque les pédales étaient en position haute, elles devaient être à la hauteur des épaules et lorsque les pédales étaient au plus loin, les coudes devaient être à 20° de flexion.

Réglage de la résistance du pédalier : la résistance maximale correspondait à la résistance maximale sans que le participant n'ait besoin de décoller son dos du dossier.

Une fois les réglages effectués, les participants devaient se lever ou soulever leur corps avec de l'aide afin d'effectuer une mise à zéro des capteurs, puis se rasseoir délicatement (afin de ne pas déplacer la nappe de pression) sur le siège expérimental.

Un enregistrement statique de 5 secondes et un enregistrement dynamique avec activité cyclique des membres supérieurs de 10 secondes étaient effectués.

2.2 Méthodologie du traitement de données

Le traitement de données a été exécuté à l'aide de programmes créés en langage Python.

La synchronisation entre les données issues du siège expérimental et les données issus de la nappe de pression a été effectuée par l'intermédiaire de l'horloge de l'ordinateur.

2.2.1 Variables d'intérêt

Nous avons récolté des données caractéristiques des participants :

- Existence ou non d'une paraplégie
- L'indice de masse corporel (IMC)
- Age
- Poids
- Taille
- Sexe

Pour les participants paraplégiques, nous avons également relevé :

- Le niveau lésionnel
- Le grade AIS qui permet une classification des blessés médullaires en fonction de leur troubles (moteur et sensitif complet à moteur et sensitif incomplet (Roberts, Leonard, et Cepela 2017)
- L'étiologie de la paraplégie (lésion médullaire ou sclérose en plaque)

Les données issues du siège expérimental que nous avons étudiées sont (en statique et en dynamique) :

- La force tangentielle globale (FTG) correspond à l'effort tangentiel sur toute l'assise mesurée par la plateforme de force du siège.
- La localisation et la valeur des pics spatiaux (droit et gauche) des efforts tangentiels antéro-postérieur sur l'assise du siège expérimental mesurée par les capteurs de la matrice du siège expérimental.
- La localisation des pics spatiaux (droit et gauche) des efforts normaux sur l'assise du siège expérimental mesurée par les capteurs de la matrice du siège.
- La localisation des barycentres des efforts normaux (CoP) et tangentiels (CoT) définie à partir de la mesure des efforts de la matrice du siège (même méthode de calcul que le CoP : Chapitre 1 3.1).
- La vitesse de déplacement du CoP en dynamique.
- La vitesse de déplacement du CoT en dynamique.
- La distance entre la localisation des CoP et CoT afin de permettre leur comparaison
- La distance entre la localisation du pic spatial normal et la localisation du pic spatial tangentiel, afin de permettre leur comparaison

Concernant l'étude de la localisation des pics spatiaux et des barycentres, nous utilisons les mesures du siège expérimental afin d'assurer une concordance de position des capteurs puisqu'il existe une différence de résolution entre la matrice du siège expérimental et la nappe de pression. Il existe également un risque de déplacement de la nappe de pression sur la matrice du siège expérimental. Pour comparer les localisations, nous avons calculé la distance entre les deux points.

Une nappe de pression permet d'exploiter plusieurs paramètres (définitions en Chapitre 1 3.1). Nous avons utilisé les paramètres suivants dans notre étude qui sont :

- L'effort normal global (FNG), pour connaître l'effort total sur l'assise dans les différentes conditions.
- La pression moyenne spatiale, afin d'avoir une idée de la répartition des pressions sur l'assise dans les différentes conditions.
- La localisation et la valeur du Peak Pressure Index (PPI) (droit et gauche), afin de suivre l'évolution de la valeur et de la localisation des zones de la région fessière les plus sujettes aux efforts élevés.
- Le déplacement antéro-postérieur du CoP, l'obtenir avec les données de la nappe permet une meilleure résolution. Il permet de suivre le déplacement antéro-postérieur des forces au cours de l'activité

Pour les enregistrements statiques, les variables ont été calculées en faisant la moyenne sur toute la durée de l'enregistrement statique (5s) afin de gommer les effets liés aux paramètres physiologiques comme la respiration.

Pour les enregistrements dynamiques, pour quantifier l'évolution de l'intensité des variables dans le temps, pour chaque paramètre, nous nous sommes intéressés à :

- Leur moyenne sur toute la durée de l'enregistrement dynamique (10s)
- Leur maximum sur toute la durée de l'enregistrement dynamique (10s)
- L'amplitude de variation (minimum – maximum) au cours de l'enregistrement (Figure 14)
- L'amplitude de variation (moyenne – maximum) au cours de l'enregistrement (Figure 14), elle permet de situer l'amplitude de variation par rapport à la moyenne de l'effort sur toute la durée de l'enregistrement.

Nous n'avons pas pu faire une analyse sur un cycle moyen, leur détection n'était pas possible compte tenu de la faible fréquence d'acquisitions par rapport à la durée d'un cycle d'environ 1s (ANNEXE 1). C'est pourquoi nous avons choisi d'étudier la moyenne et le maximum qui permet d'avoir une vision globale et qui a été utilisé dans les études des efforts en dynamique (Paquin et al. 2023). A défaut de pouvoir étudier un cycle moyen, nous avons ajouté l'étude des amplitudes de variation (minimum-maximum) afin d'obtenir un paramètre supplémentaire qui donne une vision de la variation des efforts au cours de l'activité.

Pour chaque paramètre, nous étudions les valeurs unitaires et leur valeur normalisée sur la valeur moyenne en statique, en pourcentage.

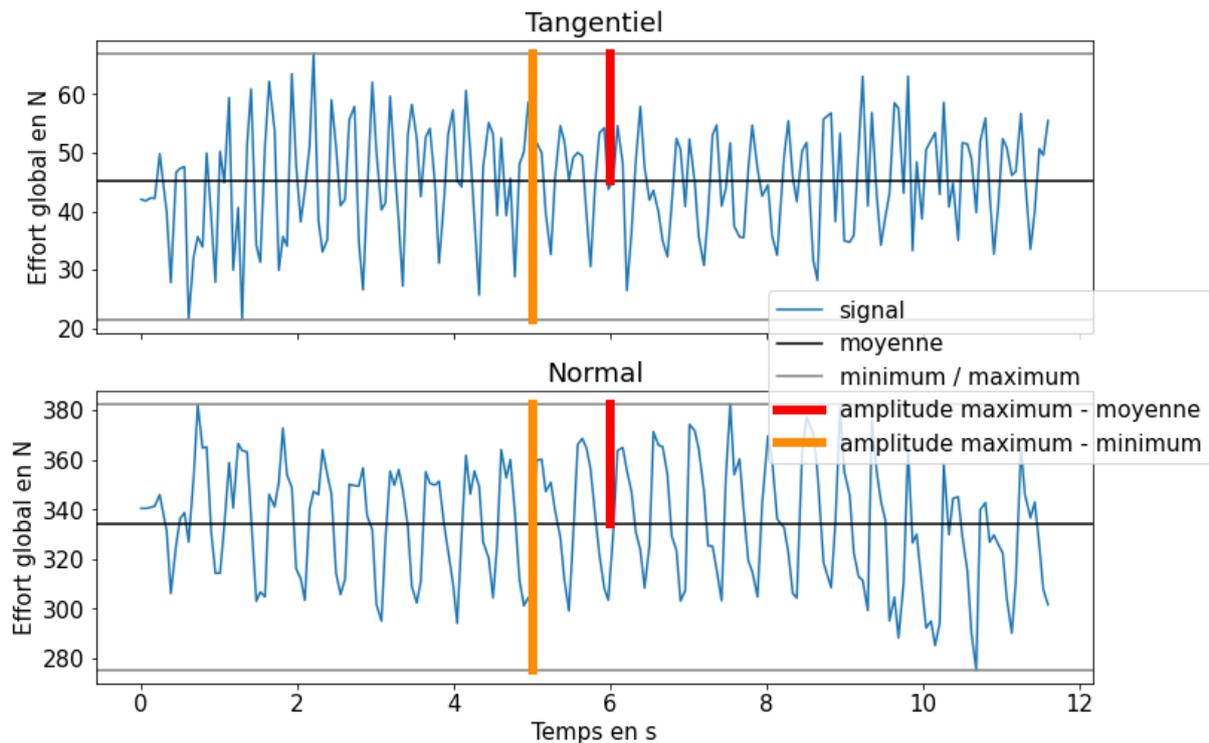


Figure 14 : L'évolution des efforts globaux (tangentiels et normaux) lors de l'activité de « pédalage », comprenant les 4 variables d'intérêts étudiées en dynamique : moyenne, maximum de l'enregistrement, amplitude de variation (moyenne – maximum et minimum – maximum)

2.3 Statistiques

Dans un premier temps, nous avons testé la normalité de nos données à l'aide du test de Shapiro-Wilk afin d'appliquer les tests statistiques adaptés à nos données.

Deux types d'analyses statistiques ont été menées. Les premières consistent à effectuer des comparaisons (statique vs dynamique, population valide vs paraplégique) afin de mettre en évidence l'existence de similitudes ou de différences. Et les secondes consistent à mettre en évidence les corrélations entre les paramètres.

- Analyse de comparaisons statique vs dynamique

Pour les comparaisons entre les variables obtenues en statique et en dynamique et pour les comparaisons entre deux paramètres (i.e. déplacements CoP versus CoT), les données étaient appariées puisque nos échantillons comprenaient les mêmes participants. Nous avons utilisé le test de Student pour échantillons appariés lorsque les deux jeux de données étaient paramétriques. Si un des deux jeux de données étaient non paramétriques, nous avons utilisé le test de Wilcoxon.

Concernant les comparaisons des paramètres ayant un échantillon de taille différente, nous avons utilisé le test de Student pour échantillons indépendants lorsque les deux jeux de données étaient paramétriques. Dans le cas contraire, nous avons utilisé le test de Mann-Whitney U pour échantillons indépendants.

- Analyse de comparaisons des deux populations

En prérequis, nous avons testé la comparabilité morphologique globale de nos deux populations (rapport poids/taille). Les efforts à l'interface de l'assise en statique étant soumis à la seule force extérieure de pesanteur, outre les caractéristiques intrinsèques des participants (valides ou paraplégiques), seules la morphologie et la corpulence des participants ont une influence sur ces efforts. Nous avons considéré nos populations comparables morphologiquement s'il n'existait pas de différences significatives sur les IMC des deux populations (l'IMC étant un marqueur de corpulence, cela nous a paru pertinent). Compte tenu de la grande différence de taille des échantillons, les comparaisons des deux populations non appariées ont été faites avec le test de Welch quand les deux jeux de données étaient paramétriques, et avec le test de Mann-Whitney U quand l'un au moins des deux jeux de données étaient non paramétriques.

- Analyse de corrélation

Nous avons étudié les corrélations entre les différentes variables d'intérêts. Elles ont été menées par les corrélations de Pearson quand les deux jeux de données étaient paramétriques et par les corrélations de Spearman quand l'un au moins des jeux de données était non paramétrique. Lorsque la relation était significative et que l'analyse de la relation entre les deux paramètres le nécessitait, nous avons exporté l'équation de régression. Si besoin, nous normalisons les données non paramétriques avec le test de Box-Cox (Box et Cox 1964), avant d'exporter l'équation.

3 Résultats

Dans cette section, nous allons détailler les résultats de nos analyses descriptives et biostatistiques.

3.1 Résultats descriptifs

3.1.1 Population

102 participants valides et 17 participants paraplégiques ont été recrutés. Sur les 17 participants paraplégiques, seuls 15 avaient des données exploitables (Tableau 4). Le test de Mann-Whitney U ne donnant pas de différence significative entre les deux populations sur l'IMC ($p > 0,05$), nous avons considéré que les deux populations étaient comparables pour les paramètres non liés uniquement au poids comme les efforts tangentiels, le CoP, le CoT, la localisation des PPI. Pour les autres paramètres, nous avons comparé les deux populations sur les valeurs normalisées sur le poids ou en pourcentage de la valeur moyenne en statique dès que cela était possible.

Caractéristiques	Participants valides N = 102		Participants Para/tétraplégiques N = 15	
	Moyenne (±1SD)	[Min-max]	Moyenne (±1SD)	[Min-max]
Age (ans)	35,7 (12,3)	[18-64]	40 (12)	[21-59]
Sexe (masculin/féminin)	55/47		16/1	
Taille (m)	1,73 (0,09)	[1,55-1,91]	1,77 (0,08)	[1,55-1,87]
Poids (Kg)	75,3 (15,2)	[47,5-125]	80,5 (17,3)	[55-110]
IMC (kg/m ²)	24,0 (4,4)	[17,5-45,9]	25,7 (6,1)	[16,4-39,5]
Niveaux neurologiques (plage)			C6-L2	C6-C8 : 2 T1-T10 : 9 T11-L2 : 4
Grade AIS				
A			7	
B			5	
C			1	
D			2	
Etiologie				
Sclérose en plaque			1	
Blessé médullaire			14	

Tableau 4 Description des participants valides et paraplégiques

3.1.2 Efforts au niveau de l'assise en statique

En s'intéressant aux efforts globaux en statique de tous les participants (Tableau 5, Figure 15), les efforts globaux tangentiels sont nettement inférieurs ($70,9 \text{ N} \pm 19,39$) aux efforts globaux normaux ($637,8 \text{ N} \pm 182,71$).

Paramètre (unité de mesure)	Moyenne (±1SD)	[Min-max]
Force tangentielle globale (N)	70,9 (19,4)	[16,9-117,6]
Force normale globale (N)	637,8 (182,7)	[305,7-1182]
Pression Moyenne spatiale (kPa)	6,14 (1,7)	[3,3-12,8]

Tableau 5 : Moyenne, min et max des paramètres globaux en statique chez tous les participants (valides et paraplégiques)

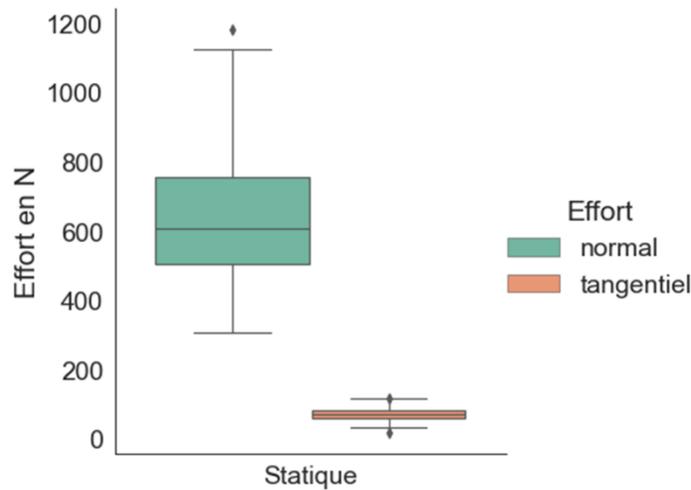


Figure 15 : Efforts normaux et tangentiels en condition statique

Comme pour les efforts globaux, les pics spatiaux des efforts tangentiels sont inférieurs ($9,5 \text{ N} \pm 3$) aux pics spatiaux des efforts normaux ($32 \text{ N} \pm 11$) (Tableau 6, Figure 16).

Paramètre (unité de mesure)	Moyenne ($\pm 1\text{SD}$)	[Min-max]
PPI droit (N)	33,6 (11,5)	[13,5-72,2]
PPI gauche(N)	30,0 (11,7)	[12,8-72,2]
Pic tangentiels droit (N)	9,9 (3,6)	[4,4-21,1]
Pic tangentiels gauche(N)	8,7 (2,9)	[1,9-21,1]

Tableau 6 : Moyenne, min et max des pics spatiaux normaux et tangentiels en statique chez tous les participants.

On constate qu'un pic spatial d'effort tangentiels représente 14 % (± 6 points) de l'effort tangentiels global alors que le pic spatial normal représente 5 % (± 2 points) de l'effort normal global (Figure 16).

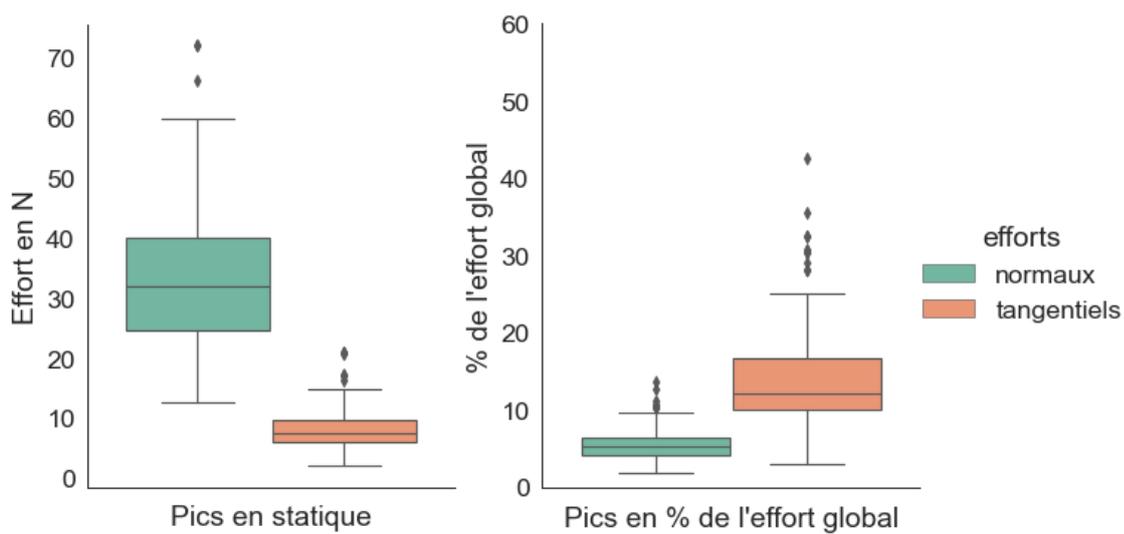


Figure 16 : Pics normaux (PPI) et tangentiels en N et en pourcentage de l'effort global normal et tangentiels en statique

D'un point de vue spatial (Figure 17), les pics spatiaux des efforts tangentiels comme normaux sont situés sous les proéminences osseuses de la région pelvienne (tubérosités ischiatiques et sacrum). Quant aux barycentres des deux types d'efforts, ils sont au centre de la projection du bassin à la surface de contact.

Afin de mieux comprendre comment se répartissent les deux types d'efforts et quelles sont leurs différences, une étude statistique sur les localisations, des pics spatiaux et des barycentres sera exposée dans le paragraphe suivant (3.2.2).

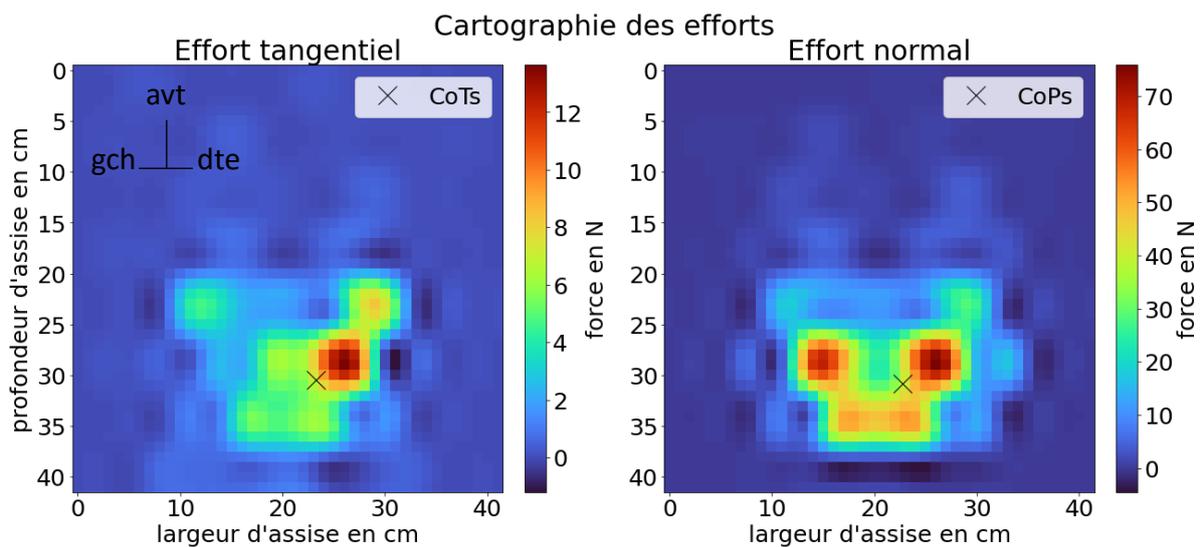


Figure 17 : Cartographies des efforts en statique : des efforts tangentiels à gauche et normaux à droite ; les CoPs et CoTs représentés par une croix noire

3.1.3 Efforts au niveau de l'assise lors d'une activité dynamique

3.1.3.1 Analyse temporelle

L'analyse temporelle consiste à étudier les paramètres lors de l'activité dynamique (moyenne de l'enregistrement, maximum de l'enregistrement et amplitude de variation de l'enregistrement) et de les comparer à leur valeur moyenne en statique. Cette comparaison permet d'identifier les similitudes ou différences liées à l'activité sur les différents paramètres.

En termes d'effort global normal, la moyenne en dynamique (564 N) est plus faible que la moyenne en statique (638 N) (Tableau 7). C'est le maximum de l'enregistrement en dynamique qui est du même ordre de grandeur que la valeur moyenne statique (95 % \pm 10 points du statique). Concernant l'amplitude de variation (minimum - maximum), elle est de l'ordre de 18 % (\pm 8 points) de la moyenne de l'effort global normal statique.

En termes d'effort tangentiel global, la moyenne est inférieure (-22%) à la moyenne en statique. Le maximum de l'enregistrement est supérieur (39 % \pm 41 points) à la valeur moyenne en statique. L'amplitude de variation (minimum - maximum) est très importante et représente 136 % (\pm 91 points) de la valeur moyenne des efforts tangentiels en statique.

Moyenne de l'enregistrement		
Paramètre (unité)	Moyenne ($\pm 1SD$)	% du statique ($\pm 1SD$)
Force tangentielle globale (N)	56,0 (23,4)	78 (24)
Force normale globale (N)	564 (167,4)	89 (9,9)
Pression Moyenne spatiale (kPa)	5,7 (1,8)	92 (7,3)
Maximum de l'enregistrement		
Paramètre (unité)	Moyenne ($\pm 1SD$)	% du statique ($\pm 1SD$)
Force tangentielle globale (N)	97,4 (34,6)	139 (41,3)
Force normale globale (N)	606,6 (177,6)	95 (9,6)
Pression Moyenne spatiale (kPa)	5,7 (1,9)	93 (8,3)
Amplitude de variation de l'enregistrement (min - max)		
Paramètre (unité)	Moyenne ($\pm 1SD$)	% du statique ($\pm 1SD$)
Force tangentielle globale (N)	89,7 (57)	136 (90,7)
Force normale globale (N)	113,3 (65)	18 (8,5)
Pression Moyenne spatiale (kPa)	1 (0,6)	16 (7,9)

Tableau 7 : Moyenne, Maximum et amplitude de variation des paramètres au cours de l'activité en newton et % de leur valeur en statique.

La moyenne et le maximum temporel des PPI en dynamique (Tableau 8) est proche de la valeur moyenne en statique. Concernant les pics spatiaux tangentiels, la moyenne temporelle des pics est inférieure de 8% à la valeur moyenne des pics spatiaux en statique et le maximum temporel supérieur de 13% à la moyenne de la valeur des pics spatiaux en statique.

Moyenne de l'enregistrement		
Paramètre (unité)	Moyenne ($\pm 1SD$)	% du statique
PPI droit (N)	30,4 (11,6)	90 (11,5)
PPI gauche (N)	29,9 (12)	90 (10,5)
Pic tangentiel droit (N)	8,9 (3,4)	92 (22)
Pic tangentiel gauche (N)	7,7 (2,7)	91 (28,1)
Maximum de l'enregistrement		
Paramètre (unité)	Moyenne ($\pm 1SD$)	% du statique
PPI droit (N)	33 (11,7)	98 (10,6)
PPI gauche (N)	35,6 (12,3)	99 (10,2)
Pic tangentiel droit (N)	10,8 (3,4)	113 (25,6)
Pic tangentiel gauche (N)	9,4 (2,8)	112 (35,7)
Amplitude de variation de l'enregistrement (min - max)		
Paramètre (unité)	Moyenne ($\pm 1SD$)	% du statique
PPI droit (N)	7,7 (8,3)	23 (14,2)
PPI gauche (N)	7,3 (5,4)	23 (14,8)
Pic tangentiel droit (N)	3,4 (1,9)	38 (23,3)
Pic tangentiel gauche (N)	3,3 (1,9)	40 (27,5)

Tableau 8 : Moyenne de l'enregistrement, Maximum de l'enregistrement et amplitude de variation des pics spatiaux au cours de l'activité en newton et % de leur valeur en statique

Concernant l'amplitude de variation en regard de la moyenne de l'enregistrement, on constate que les 2/3 de l'amplitude de variation des efforts normaux (PPI et pression moyenne spatiale) se situe entre la valeur minimale de l'enregistrement et la valeur moyenne. L'amplitude de variation de l'effort tangentiel est répartie de manière homogène autour de la moyenne (Figure 18).

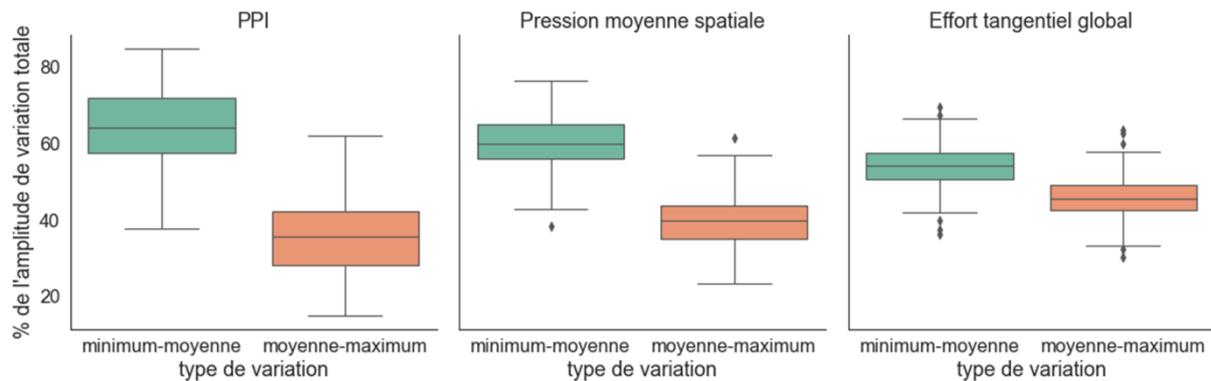


Figure 18 : Amplitude de variations des efforts lors de l'activité par rapport à l'effort moyen de l'enregistrement

3.1.3.2 Analyse spatiale

En moyenne, les pics spatiaux des forces normales et des forces tangentielles en dynamique se situent en regard de la région pelvienne (tubérosités ischiatiques et sacrum) (Figure 19).

Une similitude ressort entre les cartographies dynamique (moyenne de l'enregistrement) à gauche et statique à droite de la Figure 19 pour les deux types d'efforts.

Nous avons également calculé la surface du cercle circonscrit des déplacements du CoP et du CoT. Le cercle circonscrit correspond au plus petit cercle englobant la totalité du déplacement au cours de l'enregistrement.

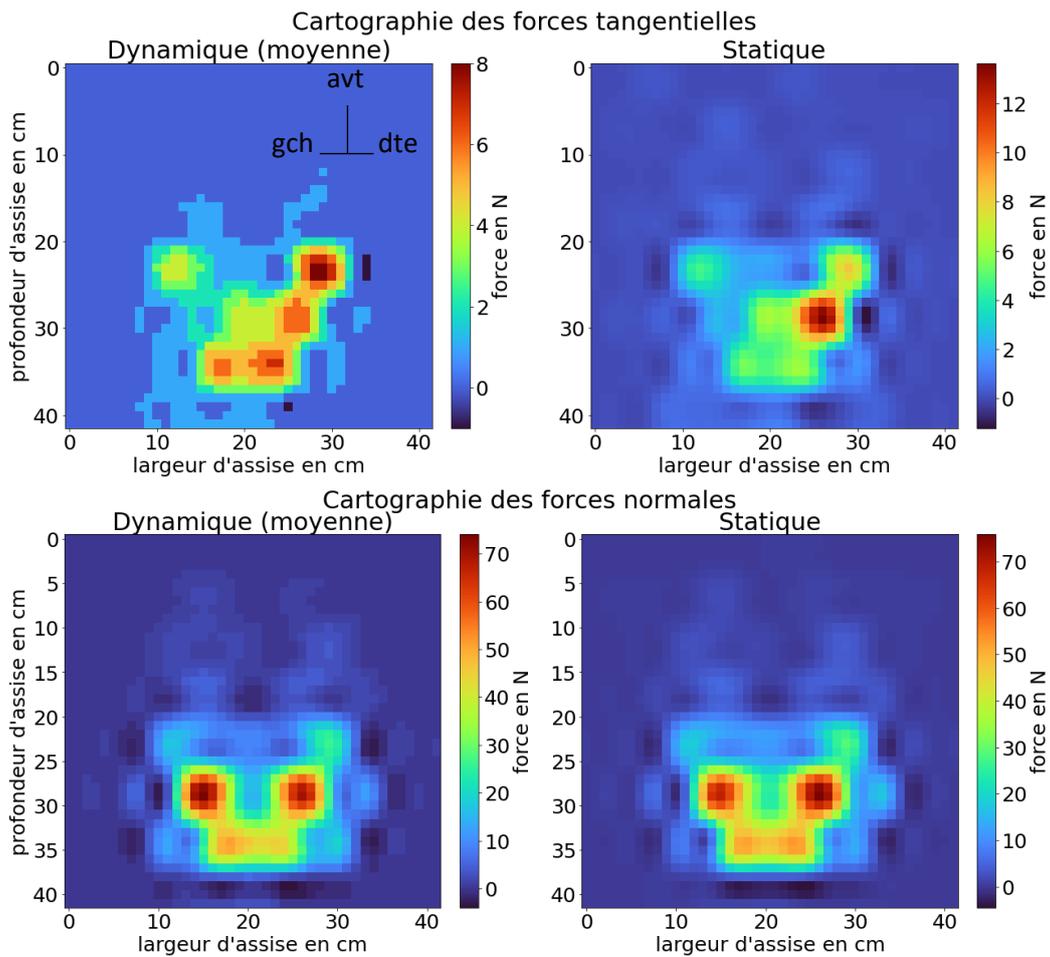


Figure 19 : Cartographies des efforts (tangentiels en haut et normaux en bas), en dynamique (moyenne) à gauche et statique à droite chez un participant.

Chez les deux populations, le barycentre des efforts tangentiels se déplace en moyenne deux fois plus rapidement que le CoP ($p < 0,001$) et sur une plus grande surface ($p < 0,001$) (Figure 20). La variabilité entre individu est importante pour chacun des barycentres (**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**).

Paramètre (m/s)	Moyenne ($\pm 1SD$)	[Min-max]
Vitesse de déplacement du CoT	1,08 (0,66)	[0,21-3,3]
Vitesse de déplacement du CoP	0,49 (0,35)	[0,08-1,6]

Paramètre (cm ²)	Moyenne ($\pm 1SD$)	[Min-max]
Surface du cercle circonscrit du CoT	8,54 (8,61)	[0,55-39,67]
Surface du cercle circonscrit du CoP	3,16 (3,77)	[0,10-23,82]

Tableau 9 : Vitesse de déplacement et surface du cercle circonscrit de chaque barycentres en m/s et cm² pendant l'activité pour tous les participants.

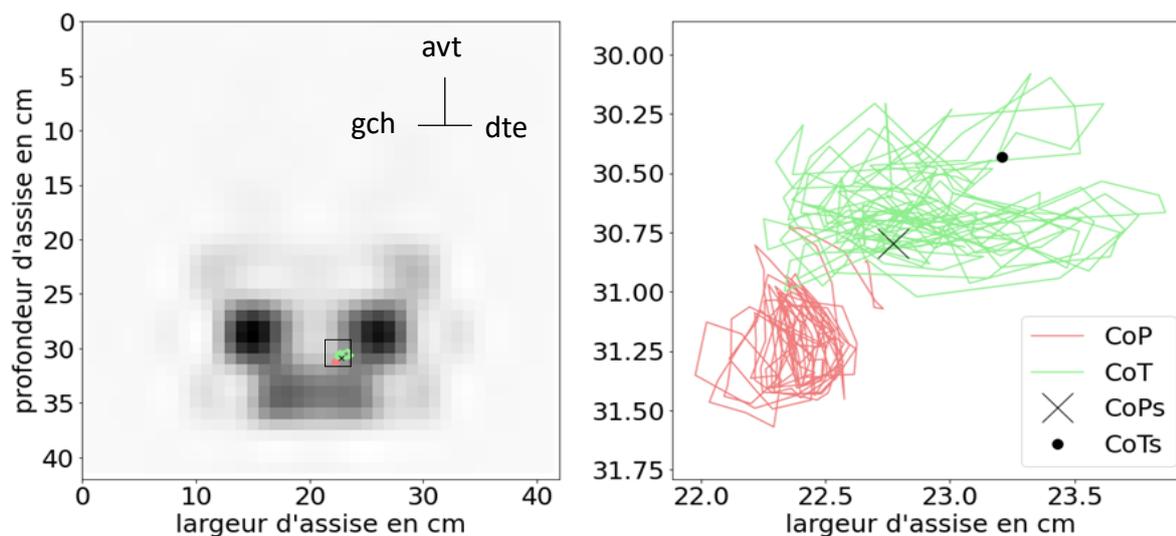


Figure 20 : Déplacement des CoP (rouge) et CoT (vert) pendant les 10s d'enregistrement de l'activité de « pédalage » ; les CoPs et CoTs en statique chez un même participant ; à gauche sur la totalité de l'assise et à droite, l'assise zoomée sur les barycentres.

Les distances trouvées entre la localisation moyenne (de l'enregistrement) du CoP et celle du CoT, même si elles sont significatives ($p < 0,05$), restent faibles et inférieures à notre erreur de mesure puisque chaque tête de vérin a un diamètre de 3 cm.

Par la suite, pour appuyer nos constats descriptifs, nous avons effectué des analyses statistiques de comparaison entre les données statiques et dynamiques.

3.2 Différences entre les résultats obtenus en statique et ceux obtenus durant une activité dynamique

Dans cette section, nous tenterons de répondre à notre question « Y a-t-il une différence entre les paramètres mesurés en statique et ceux mesurée en dynamique moyennés dans le temps ? »

3.2.1 Différence statique vs dynamique sur les paramètres globaux (FNG, FTG et pression moyenne spatiale) et sur les pics spatiaux (PPI et Pic tangentiel)

3.2.1.1 Moyenne de l'effort au cours de l'activité

Chez les participants valides, la valeur moyenne des PPI ($p < 0,05$) et de la pression moyenne spatiale ($p < 0,001$) au cours de l'activité est inférieure à la moyenne de leur valeur en statique d'environ 10 % soit respectivement -3 N et -0,5 kPa. La différence n'est pas significative pour ces paramètres chez les participants paraplégiques ($p > 0,05$) (Figure 21).

Concernant les efforts tangentiels ($p < 0,001$), ils sont inférieurs en moyenne en dynamique (de 13 % soit 12 N) (Figure 21).

Le Tableau 10 résume les comparaisons entre la moyenne de l'enregistrement dynamique et la moyenne statique.

Paramètre (unité)	Participants valides		Participants paraplégiques	
	Significativité (p-value)	Différence unité (%)	Significativité (p-value)	Différence unité (%)
Force Tangentielle globale (N)	p<0,001	-15 (-17%)	p<0,001	-20,8 (-27%)
Force normale globale (N)	ns	-79,1 (-13%)	p<0,05	-35 (-2%)
Pression Moyenne spatiale (kPa)	p<0,001	-0,54 (-9%)	ns	-154 (-2%)
PPI droit (N)	p<0,05	-3,4 (-11%)	ns	-1,1 (-3,7%)
PPI gauche (N)	p<0,05	-3,5 (-11%)	ns	-0,6 (-1,4%)
Pic tangentiel droit (N)	p<0,001	-2,6 (-10%)	ns	0 (0%)
Pic tangentiel gauche (N)	p<0,001	+0,1 (-14%)	ns	+0,5 (+2,4%)

Tableau 10 : Significativité et différence (en valeur et pourcentage) pour chaque paramètre entre la moyenne de l'activité dynamique et le statique (ns pour non significatif)

En synthèse, chez les participants valides, les efforts (normaux et tangentiels ; globaux et pics spatiaux) sont significativement plus faibles en moyenne en dynamique qu'en statique. Chez les participants paraplégiques, cette diminution des efforts n'est significative que pour les efforts globaux (tangentiel et normal).

3.2.1.2 Maximum de l'effort au cours de l'activité

Concernant le maximum de l'enregistrement, les PPI ($p < 0,05$) et la pression moyenne spatiale ($p < 0,001$) sont faiblement inférieurs aux paramètres obtenus en statique (moyenne de l'enregistrement) de 2 % à 6 % (Figure 21).

Les maxima de l'enregistrement dynamique des efforts tangentiels globaux ($p < 0,001$, participants valides) et des pics spatiaux tangentiels ($p < 0,001$, participants valides) sont supérieurs à la moyenne en statique (Figure 21), respectivement 43% soit 28,9 N et 10 % soit 0,8 N. Le Tableau 11 résume les comparaisons entre les maxima de l'enregistrement dynamique et statique. Nous pouvons noter que certains paramètres sont significativement différents entre le statique et le dynamique mais que cette différence est négligeable (2-3%).

Paramètre (unité)	Participants valides		Participants paraplégiques	
	Significativité (p-value)	Différence unité (%)	Significativité (p-value)	Différence unité (%)
Force Tangentielle globale (N)	p<0,001	+28,9 (+43%)	ns	+13,7 (+25%)
Force normale globale (N)	p<0,001	-36,4 (-6%)	ns	+3,8 (+4%)
Pression Moyenne spatiale (Pa)	p<0,001	-35 (-3%)	p<0,05	+376 (+4%)
PPI droit (N)	p<0,05	-0,8 (-2%)	ns	0 (0%)
PPI gauche (N)	p<0,05	-0,8 (-2%)	ns	0,8 (+4,7%)
Pic tangentiel droit (N)	p<0,001	+0,8 (+11%)	ns	+1,6 (+36,8%)
Pic tangentiel gauche (N)	p<0,001	+0,8 (+8%)	ns	+1,2 (+21%)

Tableau 11 : Significativité et différence pour chaque paramètre entre le maximum de l'activité dynamique et le statique (ns pour non significatif).

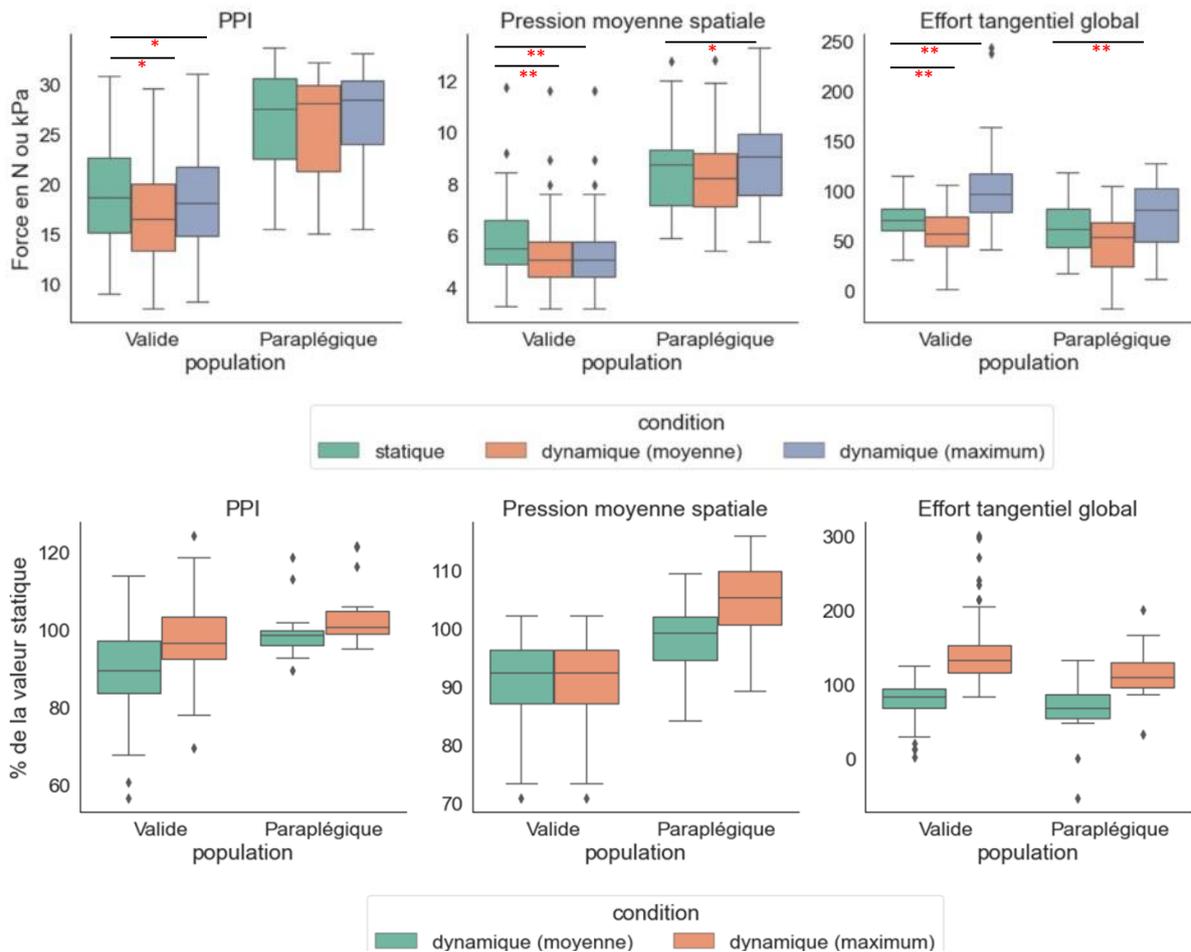


Figure 21 : Valeurs en statique, dynamique (valeurs moyennes) et dynamique (valeurs maxima) pour la pression moyenne spatiale, le PPI et l'effort global tangentiel chez les deux populations ; en unité de mesure en haut et pourcentage du statique en bas. Les différences significatives avec les valeurs en condition statique sont indiquées par * pour $p < 0,05$ et ** pour $p < 0,001$

Pour résumer, les efforts tangentiels maxima de l'enregistrement en dynamique augmentent significativement chez les sujets valides durant l'activité dynamique. Les efforts normaux maxima de l'enregistrement en dynamique diminuent significativement durant l'activité chez les valides.

3.2.2 Différence statique vs dynamique sur la localisation des barycentres (CoP et CoT) et des pics spatiaux (normaux et tangentiels).

3.2.2.1 Barycentres

- Statique/dynamique

Pour la population entière (valides et paraplégiques), les CoT statique et dynamique (position moyenne pendant l'enregistrement) sont espacés en moyenne d'environ $1 \text{ cm} \pm 0,74$ ($p < 0,05$), avec le CoT dynamique (position moyenne pendant l'enregistrement) en arrière du CoT statique. Si on ne considère que les participants valides, les positions moyennes du CoP statique et dynamique sont espacées en moyenne de $0,5 \text{ cm} \pm 0,4$ ($p < 0,05$) et chez les participants paraplégiques, elles sont espacées en moyenne de $0,7 \text{ cm} \pm 0,4$ ($p > 0,05$).

- Distance CoP/CoT en statique vs dynamique (moyenne de l'enregistrement)

Chez les participants valides, le CoP et le CoT sont espacés de 0,7 cm en statique et 1,2 cm en dynamique (position moyenne pendant l'enregistrement) ($p < 0,05$). Dans les deux conditions, le CoT est en avant du CoP. Chez les participants paraplégiques, le CoP et le CoT sont espacés en statique de 1,2 cm et de 2,2 cm en dynamique (position moyenne pendant l'enregistrement) ($p > 0,05$)

3.2.2.2 Pics spatiaux normaux et tangentiels

Les pics spatiaux normaux statiques sont situés sur la zone postérieure de la région fémoro-pelvienne comme le montre les zones rouges de la Figure 19, ils se situent sous les proéminences osseuses (tubérosités ischiatiques droite et gauche) pour certains et sous le sacrum pour d'autres.

Les analyses statistiques ne montrent pas de différences statistiques entre la condition statique et la moyenne de la condition dynamique concernant la localisation des deux types de pics spatiaux (normaux et tangentiels) ($p > 0,05$). Ni entre les deux types de pics en condition statique et la moyenne de la condition dynamique.

Pour résumé, il n'existe pas de différence significative ou de faible amplitude (inferieur à 3cm donc dans l'erreur de mesure), sur la localisation moyenne des pics spatiaux et des barycentres, entre les positions moyennes en statique et en dynamique pour une activité dynamique symétrique des membres supérieurs avec dossier.

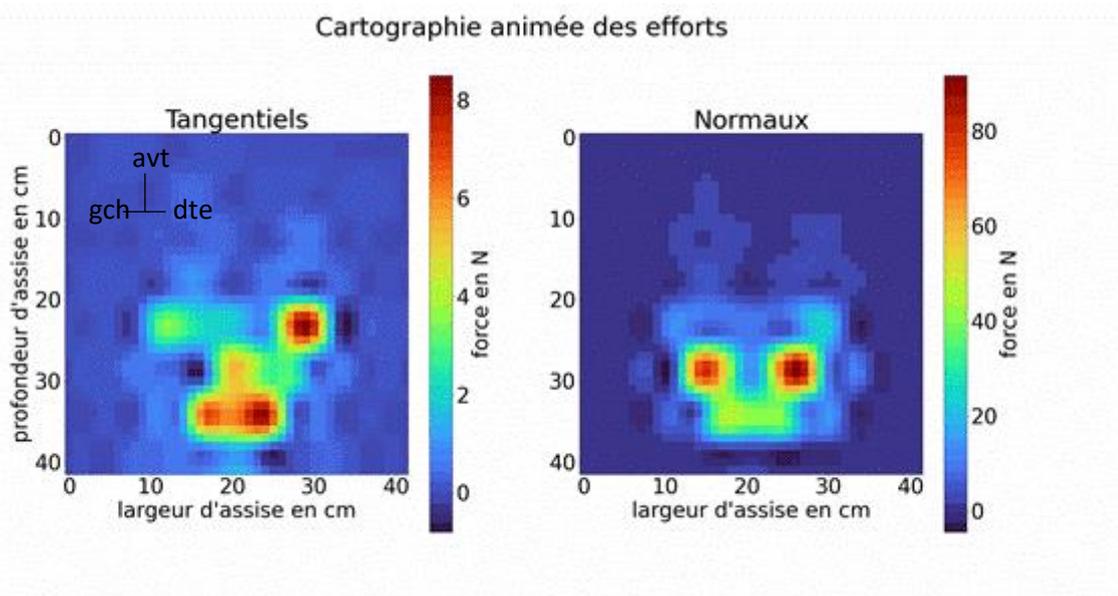


Figure 22 : Cartographie animée des efforts, tangentiels à gauche et normaux à droite, pendant les 10s de « pédalage » chez un participant (cliquez sur la figure et l'ouvrez dans en tant qu'image animée dans photo par exemple).

Dans l'illustration ci-dessus (cliquez sur la Figure 22 et l'ouvrez dans en tant qu'image animée dans *photo* par exemple), nous pouvons voir la variation des efforts lors de l'activité. Les pics spatiaux des efforts normaux restent sensiblement à la même place alors que leur intensité varie. Le pic spatiaux des efforts tangentiels reste assez stable pendant l'activité alors que les efforts sous la zone arrière du bassin sont plus variables.

3.2.3 Synthèse

En synthèse, nous pouvons affirmer que les efforts (normaux et tangentiels) sont significativement plus faibles en dynamique pour ce qui est de la moyenne. Les efforts tangentiels maxima de l'enregistrement dynamique sont supérieurs à la moyenne des efforts tangentiels en statique (+ 48 % de la moyenne statique). Les efforts normaux maxima de l'enregistrement dynamiques sont proches de la moyenne statique (- 5 % de la moyenne statique).

Chez tous les participants (valides et paraplégiques) les positions moyennes, statique et dynamique, sont très proches (dans l'erreur de mesure) les unes des autres pour les deux barycentre (normal et tangentiel) comme pour les deux pics spatiaux (normaux et tangentiels).

3.3 Etude des différences entre les deux populations

Dans cette section, nous tenterons de répondre à notre question : « Y a-t-il une différence dans les résultats entre nos deux populations ? »

3.3.1 Différence entre participants valides et paraplégiques sur les efforts au niveau de l'assise en statique

Paramètre (unité)	Participants valides		Participants paraplégiques		Significativité Différence / p-value
	Moyenne (±1SD)	[Min-max]	Moyenne (±1SD)	[Min-max]	
Force tangentielle globale (N)	71,8 (17,7)	[31-114,8]	64,7 (28,3)	[16,9-117,7]	-7,1 / ns
Force normale globale (N)	617,3 (168,8)	[305,7-1182]	777,6 (217)	[382,1-1109,4]	+160,3 / p<0,05
Pression Moyenne spatiale (kPa)	5,8 (1,3)	[3,3-11,7]	8,6 (2,2)	[5,881-12,8]	+2,9 / p<0,001
PPI droit (N)	30,6 (8,3)	[13,5-53,4]	49,7 (12,8)	[21-03-72,18]	+19,2 / p<0,05
PPI gauche(N)	30,6 (9,8)	[12,8-52,8]	46,2 (13,1)	[27,2-72,2]	+15,6 / p<0,05
Pic tangentiel droit (N)	9,9 (3,4)	[4,4-21,1]	10,1 (4,6)	[4,6-21,1]	+0,2 / ns
Pic tangentiel gauche(N)	8,7 (2,3)	[4,8-13,9]	9,12 (5,1)	[1,9-21,1]	+0,5 /ns

Tableau 12 : Différence entre participants valides et participants paraplégique en statique (ns pour non significatif).

Il n'y a pas de différence significative entre les participants valides et les participants paraplégiques concernant les efforts tangentiels (globaux et pics). Les PPI sont en moyenne supérieur de 17 N chez les participants paraplégiques (p<0,05) et le pression moyenne spatiale de 2,9 kPa (p<0,001) (Tableau 12, Figure 23).

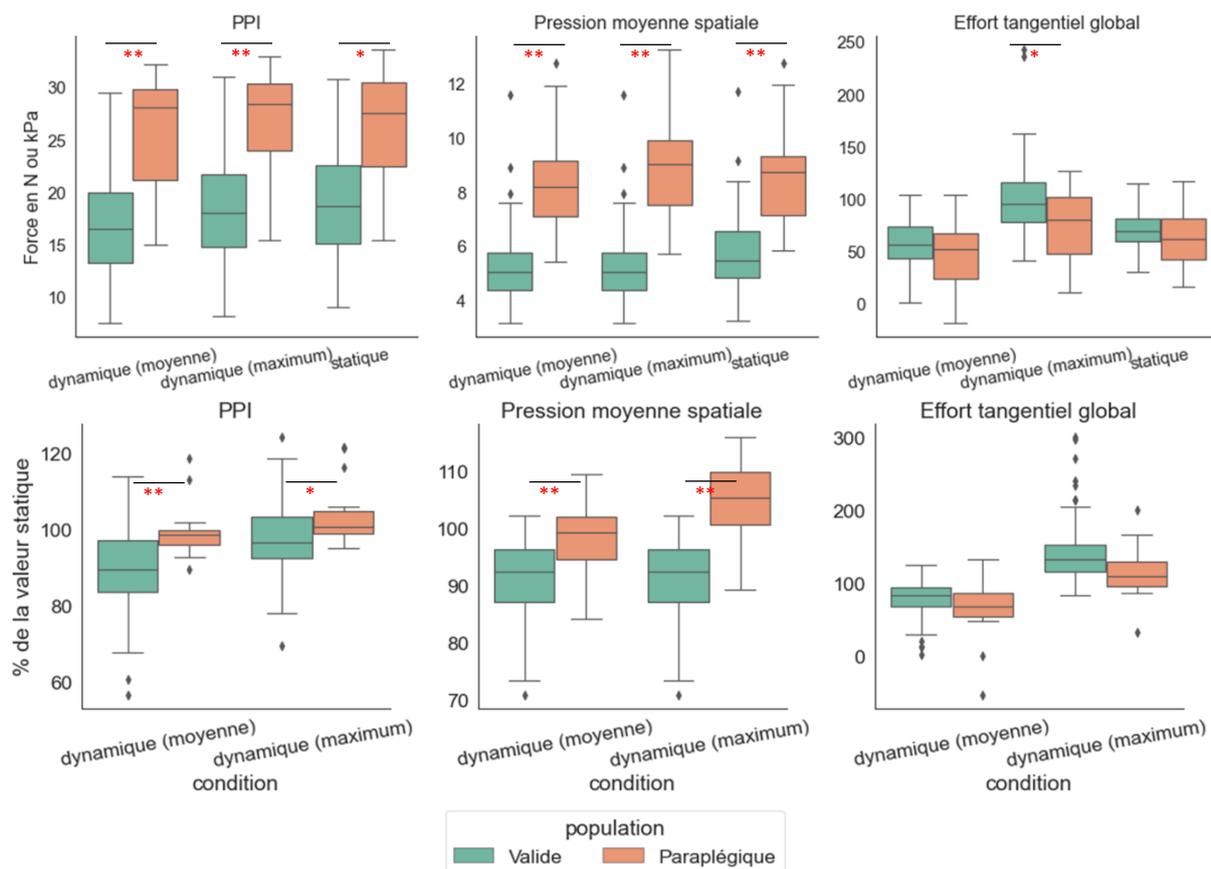


Figure 23 : Valeurs en statique, dynamique (valeurs moyennes) et dynamique (valeurs maxima de l'enregistrement) pour la pression moyenne spatiale, le PPI et l'effort global tangentiel chez les deux populations ; en unité de mesure en haut et pourcentage du statique en bas. Les différences significatives entre les deux populations sont indiquées par * pour $p < 0,05$ et ** pour $p < 0,001$

3.3.2 Différences entre participants sains et paraplégiques sur les efforts au niveau de l'assise lors d'une activité dynamique

3.3.2.1 Analyse temporelle en dynamique

Concernant la valeur des efforts tangentiels (globaux et pics spatiaux) en unité de mesure comme en pourcentage du statique, on ne trouve pas de différence significative entre participants valides et participants paraplégiques (Tableau 13, Figure 23) pour la valeur moyenne en dynamique.

On retrouve des différences significatives en unité de mesure sur les efforts normaux en dynamique (moyenne et maximum de l'enregistrement). Les différences sont du même ordre de grandeur qu'en statique. Concernant le pourcentage par rapport au statique (ce qui gomme les différences liées au statique), les moyennes dynamique de la pression moyenne spatiale et des PPI sont de 7 à 11 % supérieurs chez les participants paraplégiques ($p < 0,001$) ; les différences sont moins fortes, de 2 à 7 % ($p < 0,05$), en ce qui concerne le maximum de l'enregistrement en dynamique (Figure 23).

Moyenne de l'enregistrement

Paramètre	Participants valides		Participants paraplégiques		Significativité Différence Unité / p-value (%) / p-value
	Moyenne (±1SD)	% du statique	Moyenne (±1SD)	% du statique	
Force tangentielle globale (N ou %)	59,71 (19,4)	83	49,15 (28,32)	73	-10,56 / ns -10% / ns
Force normale globale (N ou %)	538,14 (153,87)	87	739,9 (153,36)	98	+201,76 / p< 0,05 -11% / p<0,05
Pression Moyenne spatiale (kPa ou %)	5,3 (1,3)	91	8,5 (2,3)	98	+3,2 / p<0,001 +7% / p<0,001
PPI droit (N ou %)	27,13 (7,98)	89	47,74 (12,18)	96	+20,61 / p<0,001 +7% / p<0,05
PPI gauche (N ou %)	27,09 (9,62)	89	45,19 (12,49)	99	+18,1 / p<0,001 +10% / p<0,001
Pic tangentiel droit (N ou %)	7,34 (3,26)	90	9,98 (4,37)	102	+1,24 / ns +12% / p<0,001
Pic tangentiel gauche (N ou %)	8,74 (2,01)	86	9,66 (4,61)	118	+2,32 / ns +31% / ns

Maximum de l'enregistrement

Paramètre (unité)	Participants valides		Participants paraplégiques		Significativité Différence Unité / p-value (%) / p-value
	Moyenne (±1SD)	% du statique	Moyenne (±1SD)	% du statique	
Force tangentielle globale (N ou %)	100,69 (33,19)	143	78,4 (32,32)	125	-22,29 / p<0,05 -18% / ns
Force normale globale (N ou %)	580,89 (166,53)	94	781,36 (154,14)	104	+200,47 / p<0,001 +10% / p<0,05
Pression Moyenne spatiale (kPa ou %)	5,6 (1,4)	97	9 (2,3)	104	+3,4 / p<0,001 +7% / p<0,001
PPI droit (N ou %)	29,76 (8,35)	98	97,88 (12,68)	100	+68,18 / p<0,001 +2% / p<0,05
PPI gauche (N ou %)	29,8 (10,15)	98	93,28 (12,25)	105	+63,48 / p<0,001 +7% / ns
Pic tangentiel droit (N ou %)	10,73 (3,29)	111	11,29 (4,12)	121	+0,54 / ns +9% / ns
Pic tangentiel gauche (N ou %)	9,2 (2,3)	108	10,72 (4,61)	137	+1,5 / ns +29% / ns

Amplitude de variation de l'enregistrement (min – max)

Paramètre (unité)	Participants valides		Participants paraplégiques		Significativité Différence Unité / p-value (%) / p-value
	Moyenne (±1SD)	% du statique	Moyenne (±1SD)	% du statique	
Force tangentielle globale (N ou %)	49,57 (29,31)	138	37,01 (14,19)	121	-12,56 / ns -17%/ ns
Force normale globale (N ou %)	69,69 (42,73)	18	77,44 (29,22)	17	+7,75 / ns -1% / ns
Pression Moyenne spatiale (Pa ou %)	559 (335)	16	766 (415)	16	+207 / p<0,05 0% / ns
PPI droit (N ou %)	7,41 (7,79)	16	8,49 (11,04)	13	+1,08 / p<0,001 -2,87% / p<0,05
PPI gauche (N ou %)	7,45 (5,57)	17	6,47 (4,53)	16	-0,98 / p<0,001 -1% / p<0,05
Pic tangentiel droit (N ou %)	3,59 (1,9)	39	2,49 (1,97)	35	-1,1 p<0,05 -4% / ns
Pic tangentiel gauche (N ou %)	3,42 (1,83)	40	2,3 (1,89)	39	-1,12 / p<0,05 -1% / ns

Tableau 13 : Différence entre participants valides et participants paraplégiques lors de l'activité dynamique : moyenne de l'enregistrement, maximum de l'enregistrement et amplitude de variation maximale de l'enregistrement en unité de mesure et en pourcentage de leur valeur statique : une valeur positive indique un effort plus important chez les participants paraplégiques (ns pour non significatif).

En synthèse, les différences significatives entre les deux populations ne sont trouvées que sur les paramètres de répartition des forces (PPI, pression moyenne spatiale et pic spatial tangentiel). On note également qu'il n'y a pas de différence significative sur les amplitudes de variation des efforts.

3.3.2.2 Analyse spatiale

D'un point de vue spatial, la vitesse de déplacement du CoT est similaire et sur une surface (cercle circonscrit) de même ordre de grandeur chez les deux populations : 1,12 m/s chez les participants valides et 0,86 m/s chez les participants paraplégiques (p>0,05) (Tableau 14).

On retrouve une plus faible vitesse de déplacement du CoP chez les participants paraplégiques avec -0,25 m/s en moyenne pour les participants paraplégiques (p<0,05) et sur une surface (cercle circonscrit) plus petit (p<0,001) (Tableau 14).

	Participants valides		Participants paraplégiques		Différence	
Vitesse de déplacement moyenne (m/s)	Moyenne ($\pm 1SD$)	[Min-max]	Moyenne ($\pm 1SD$)	[Min-max]		p-value
CoT	1,12 (0,66)	[0,26-3,3]	0,86 (0,68)	[0,21-2,90]	-0,26	ns
CoP	0,54 (0,35)	[0,8-1,6]	0,29 (0,22)	[0,07-0,93]	-0,25	p< 0,05
Surface du cercle circonscrit (cm ²)	Moyenne ($\pm 1SD$)	[Min-max]	Moyenne ($\pm 1SD$)	[Min-max]		p-value
CoT	8,92 (8,6)	[0,63-39,27]	6,49 (8,64)	[0,55-36,01]	-2,43	ns
CoP	3,53 (3,94)	[0,1_23,82]	1,2 (1,76)	[0,11-7,4]	-2,33	p<0,001

Tableau 14 : Vitesse de déplacement moyenne des CoP et CoT lors de l'enregistrement dynamique de 10s de « pédalage », chez les participants valides et paraplégiques (ns pour non significatif).

3.4 Corrélations entre les différents paramètres lors d'une activité dynamique

Dans cette section, nous tentons de répondre aux questions :

- « Y a-t-il une relation entre les efforts tangentiels et les efforts normaux ? »
- « Y a-t-il une relation entre les pics spatiaux et les efforts globaux ? »
- « Y a-t-il une relation entre les efforts tangentiels dynamique et les efforts tangentiels statique ? »
- « Y a-t-il une relation entre certaines variations ? »

3.4.1 Corrélations entre les efforts normaux et tangentiels

Nous pouvons rappeler que la relation de corrélation en médecine est faible, lorsque que la valeur absolu du coefficient de corrélation r ou ρ , est compris entre 0 et 0,2, mitigée entre 0,2 et 0,4, modérée entre 0,4 et 0,6, très forte entre 0,7 et 0,9 et parfaite entre 0,9 et 1 (Akoglu 2018).

Il n'existe pas de lien statistique significatif et/ou une corrélation mitigée ($\rho < 0,3$, et/ou $p > 0,05$) entre les deux types d'efforts globaux (tangentiels et normaux), dans les deux populations en statique et en dynamique pour la valeur moyenne des efforts. Aucune relation n'est également trouvée entre les deux types de pics spatiaux (Tableau 15).

Force globale : Tangentiel/normal	Participants valides		Participants paraplégiques	
	Coefficient	p-value	Coefficient	p-value
Statique	$\rho = 0,26$	p<0,05	$\rho = 0,31$	ns
Dynamique (moyenne de l'enregistrement)	$\rho = 0,24$	p<0,05	$R^2 = 0,01$	ns
Dynamique (maximum de l'enregistrement)	$\rho = 0,52$	p<0,001	$R^2 = 0,01$	ns
Pics tangentiels/PPI				
Statique	$\rho = 0$	ns	$R^2 = 0$	ns
Dynamique (moyenne de l'enregistrement)	$\rho = 0,04$	ns	$R^2 = 0,03$	ns
Dynamique (maximum de l'enregistrement)	$\rho = -0,02$	ns	$\rho = -0,20$	ns

Tableau 15 : Corrélations entre les efforts tangentiels et normaux chez les deux populations.

3.4.2 Corrélations entre les pics spatiaux et les efforts globaux

Concernant les éventuelles relations entre les pics spatiaux et leurs efforts globaux, celles-ci sont non significatives ou lorsqu'elles le sont, la puissance de la corrélation est faible ($p < 0,3$ pour les efforts tangentiels et $p < 0,4$ pour les efforts normaux).

On observe une corrélation significative ($p < 0,001$) et assez forte entre l'amplitude de variation des pics spatiaux tangentiels et l'amplitude de variation de l'effort tangentiel global ($\rho = 0,64$)

3.4.3 Corrélation entre les efforts tangentiels : moyenne statique et dynamique

On retrouve une relation significative et forte entre la moyenne de l'effort tangentiel statique et la moyenne de l'effort tangentiel dynamique ($r^2 = 0,66$, $p < 0,001$ chez les participants valides et $r^2 = 0,78$, $p < 0,001$ chez les participants paraplégiques). La relation étant linéaire, il est possible de calculer la dispersion des valeurs avec l'erreur quadratique moyenne (RMSE) qui est de 16,6 N chez les participants valides et de 20,3 N chez les participant paraplégiques.

Les deux populations étant comparables (Tableau 13) et leurs coefficients de corrélation significatif il est possible d'exporter la droite de régression issue des deux populations (Figure 24).

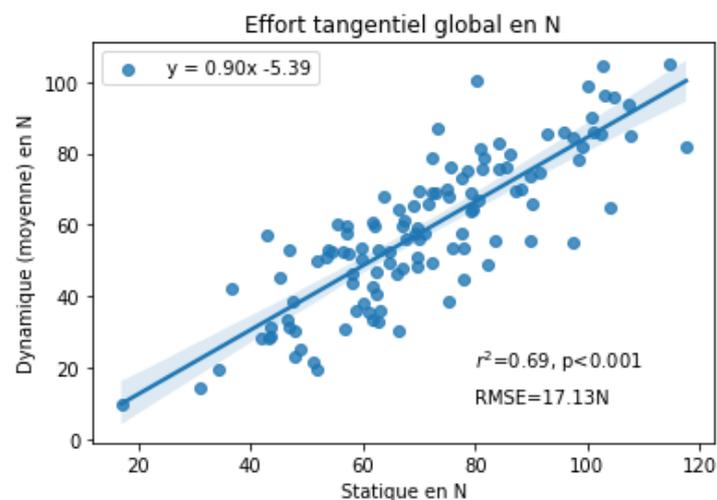


Figure 24 : Relation linéaire de l'effort tangentiel statique et dynamique moyenné

3.4.4 Corrélation entre le déplacement maximal antéro-postérieur du CoP et la variation de l'effort tangentiel

On appelle déplacement maximal antéro-postérieur du CoP, la distance entre le point du CoP le plus postérieur et le point du CoP le plus antérieur au cours de l'enregistrement. Les données utilisées pur ce paramètre provienne de la nappe de pression et l'imprécision ici est donc de 1 cm.

Les données sont non paramétriques et la corrélation de Spearman est significative chez les deux populations :

- Amplitude de variation minimum – maximum : $\rho = 0,76$ ($p < 0,001$) pour les participants valides et ρ non significatif pour les participants paraplégiques.
- Amplitude de variation moyenne-maximum ; $\rho = 0,98$ ($p < 0,001$) pour les participants valides et $\rho = 0,96$ ($p < 0,001$) pour les participants paraplégiques.

Comme les corrélations sont significatives pour les deux populations entre l'amplitude de variation (moyenne-maximum) et le déplacement maximal antéro-postérieur du CoP, nous nous sommes concentrés sur cette relation. Afin d'exporter la relation linéaire, nous avons normalisé les données par la méthode Box-Cox (Box et Cox 1964). Les relations sont illustrées sur la Figure 25.

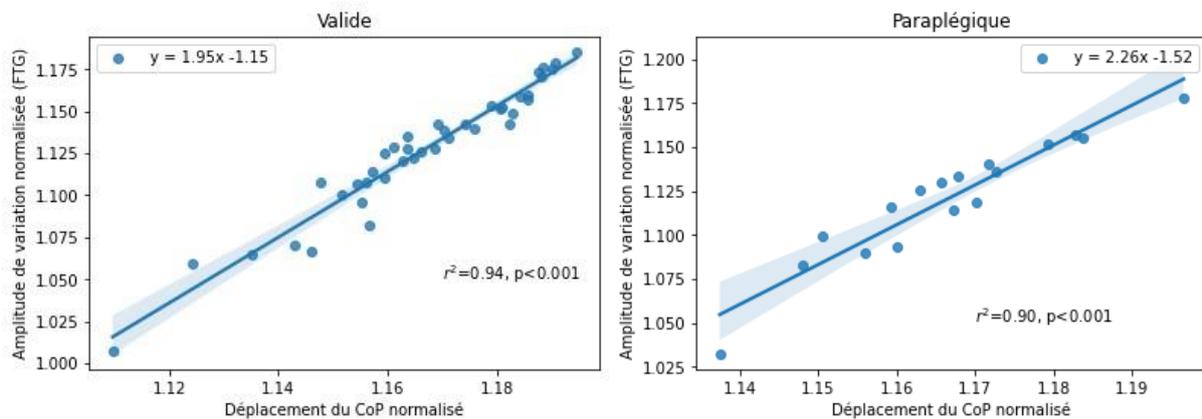


Figure 25 : Relation linéaire entre le déplacement maximal antéro-postérieur du CoP et la variation de l'effort tangentiel global (entre la moyenne et la valeur maximale) sur les données normalisées par la méthode Box-Cox pour les participants valides à gauche et paraplégiques à droite.

4 Discussion - Conclusion

4.1 Différences entre les résultats obtenus en statique et ceux obtenus durant une activité

- Différences statique vs dynamique pour les efforts globaux (normaux et tangentiels)

La moyenne de l'effort global normal en dynamique est inférieure au statique, du même ordre que les valeurs trouvées dans les travaux d'Andreoni et al. (2001) et Hollington et al. (2013). Concernant les PPI, leurs valeurs dynamiques (moyenne et maximum de l'enregistrement) se rapprochent de la valeur statique, inférieur aux résultats trouvés dans les travaux de Kernozek et Lewin (1998) et Andreoni et al. (2001).

Une activité de « pédalage » des membres supérieurs diminue en moyenne les efforts normaux sur l'assise de l'ordre de 10 % environ sur la moyenne de l'enregistrement. On retrouve ce même pourcentage dans la littérature sur l'activité de propulsion bimanuelle (Andreoni, Pedotti, et Ferrarin 2001; Tam et al. 2003). Cette diminution des efforts normaux sur l'assise pourrait être lié à l'appui des membres supérieurs sur le « pédalier » dans notre étude. Dans leur étude, Andreoni et al. (2001) l'expliquent par l'appui cyclique des mains sur les mains courantes. Les deux phases propulsion et récupération de l'activité de « pédalage » n'étant pas de même durée, l'hypothèse d'un soulagement des efforts normaux par l'appui

des membres supérieurs sur le « pédalier » pourrait également expliquer la répartition non homogène de l'amplitude de variation efforts normaux autour de leur moyenne (Figure 18).

Du point de vue de l'escarre, comme le risque est accrue par une exposition prolongée à des efforts, nous pouvons en déduire qu'une activité dynamique de pédalage manuel pourrait « soulager » les tissus comparés à une activité en statique. En effet, 1) la moyenne de l'effort dynamique est 10% inférieur à l'effort statique et ce sont les pics spatiaux qui arrivent au niveau de la moyenne statique et 2) l'amplitude de variation des efforts normaux (PPI et pression moyenne spatiale) n'est pas centrée sur la valeur moyenne (1/3 de l'amplitude de variation se situe au-dessus de la valeur moyenne en dynamique) (Figure 18).

Comme le maximum de l'enregistrement des efforts tangentiels représentent 139 % (± 41) et son amplitude de variation 136 % (± 90) des efforts statiques, même si les efforts tangentiels dynamiques moyens représentent 78 % (± 24) de l'effort en statique, les efforts tangentiels sont à prendre en considération lorsqu'on étudie l'impact de l'activité sur les efforts à l'interface homme-siège et le risque de lésions cutanées.

- Différences statique vs dynamique concernant la valeur des pics spatiaux (PPI et pics spatiaux tangentiels)

Pour les efforts tangentiels, comme pour les efforts normaux, il existe un lien entre l'amplitude de variation (min – max) des pics et l'amplitude de variation (min – max) des efforts globaux. Ainsi, connaître l'amplitude de variation des efforts globaux permet d'avoir une notion de l'amplitude de variation des pics spatiaux lors de l'activité. Par contre, il n'est pas possible de prédire l'intensité des pics spatiaux à partir de la force globale pour les deux types d'efforts.

- Différences statique vs dynamique concernant la localisation des barycentres et des pics spatiaux.

Nous avons pu mettre en évidence que la localisation des barycentres et des pics spatiaux n'était pas significativement différente ou très proche pour les deux types d'efforts en condition statique et moyenne de la condition dynamique. Ce résultat a une importance clinique majeure. En effet, cela signifie qu'avec une nappe de pression il est possible de localiser le CoT et les pics spatiaux tangentiels en statique. Concernant l'activité dynamique, il est important de préciser que cette localisation n'est valable que pour une activité cyclique symétrique bimanuelle de type « pédalage », de futures études permettront de préciser si ce résultat s'applique sur la propulsion bimanuelle.

Au terme de ce travail, il est important de se poser la question de la signification du barycentre des efforts tangentiels. Depuis plusieurs décennies, le barycentre des pressions (CoP) est associé à la notion d'équilibre et de contrôle postural (Winter 1995) pour des tâches debout, de marche mais aussi pour l'équilibre assis (Shim et al. 2022). Qu'en est-il du barycentre des efforts tangentiels ? Une hypothèse : L'évolution de son décalage avec le CoP, au cours de l'activité, pourrait-elle signifier une prémisse de glissement (plutôt des ischions par rapport aux tissus mous que les tissus mous par rapport au siège) ou un mouvement d'anté-rétroversion de bassin pendant l'activité ?

- + En effet, chez les participants valides en statique, donc sans mouvement, la distance entre le CoP et le CoT est de 0,7 cm. En dynamique, là où le risque de glissement est le plus important, la distance moyenne a tendance à être plus importante (1,2 cm, $p < 0,05$).
- + De plus, cette distance n'est pas significativement différente entre les conditions statique et dynamique chez les participants paraplégiques, ce qui pourrait étayer cette hypothèse. Chez ces personnes qui ne peuvent ni se permettre une prémisse de glissement au moment de l'activité (celui-ci entraînerait directement un glissement, du fait de leur faible capacité d'équilibration sans aide), ni effectuer un mouvement d'anté-rétroversion de bassin du fait de leur déficit, le décalage entre le CoT et le CoP n'est pas significativement différents entre les conditions statique et dynamique (moyenne de l'enregistrement).

Il nous est important de préciser que notre hypothèse est à prendre avec précaution compte tenu des faibles distances (< 3 cm, alors que l'erreur de mesure est de 3 cm) et du manque de fiabilité des valeurs supérieures à 40 N des capteurs de la matrice du siège expérimental. Cette hypothèse a besoin d'être vérifiée par de futures études.

Nos conclusions ont une limite importante, la résolution du siège expérimental (0,03 capteurs par cm^2), ne permettant pas de conclure de manière précise.

4.2 Différences entre les participants valides et les participants paraplégiques

- Différences entre les participants en statique

Les PPI chez les participants paraplégiques sont plus importants : +19 N (Tableau 12). Cette différence est conforme à la littérature (Aissaoui et al. 2001; Gutierrez et al. 2004; Tam et al. 2003). Cela s'explique par le fait que les PPI représentent les amplitudes des pics spatiaux sous les appuis des tubérosités ischiatiques (Maurer et Sprigle 2004). Or, comme les PPI dépendent fortement de la morphologie fessière, lors d'une affection de type paraplégie, cette morphologie est modifiée par l'amyotrophie des fessiers qui rend les appuis ischiatiques plus saillants (Sharon E. Sonenblum et al. 2020).

L'absence de différences significatives entre les deux populations sur les pics spatiaux tangentiels signifie que ces derniers sont moins dépendants de la morphologie fessière. En d'autres termes, une différence morphologique de la région fessière liée à une déficience n'entraîne pas de surcharge ni de soulagement mécanique des efforts tangentiels sur celle-ci.

- Différences entre les participants en dynamique

Pour comparer, nous avons normalisé les résultats en prenant le pourcentage par rapport à la valeur en statique à chaque fois que cela était possible.

Concernant les efforts normaux, la diminution moyenne de l'effort normal (force normale globale et pression moyenne spatiale) sur l'assise au cours de l'activité dynamique par rapport au statique est moins importante chez les participants paraplégiques (2 % contre 9 % chez les participants valides). Cela peut s'expliquer par la particularité des participants paraplégiques. En effet, une différence majeure entre les deux populations est leur capacité de contrôle postural du tronc. Un bon contrôle postural du tronc permet de rendre plus efficace l'activité des membres supérieurs car cela permet une transmission directe des forces entre les membres supérieurs et l'assise (Cetisli Korkmaz et al. 2018). Or, un participant paraplégique a

une défaillance de la motricité musculaire des abdominaux et des muscles du tronc (variable en fonction de son niveau d'atteinte) ne permettant pas un contrôle postural du tronc. Sans cette transmission directe des forces entre les membres supérieurs et l'assise, la gestuelle des membres supérieurs sur le « pédalier » ne semble pas pouvoir soulager les efforts normaux globaux sur l'assise.

Si l'on s'intéresse à l'amplitude de variation de l'effort sur les PPI, il est important de noter que celle-ci est du même ordre chez les deux populations ; en revanche elle est décalée vers des valeurs plus importantes chez les participants paraplégiques. Pour rappel, les PPI statiques sont supérieurs chez les participants paraplégiques (Andreoni, Pedotti, et Ferrarin 2001; Tam et al. 2003). D'un point de vue clinique, cela signifie qu'une activité entraînant de fortes amplitudes de variation de l'efforts entraînera de plus gros efforts chez les participants paraplégiques. Cette forte augmentation des efforts pourrait donc être à l'origine d'un risque lésionnel majoré lors de ce type d'activité.

Dans notre étude, l'activité motrice proposée, de faible intensité, a eu tendance à protéger les tubérosités ischiatiques des participants paraplégiques. En effet, les PPI max sont plus importants de seulement 2 % de leur valeur statique alors que pour les PPI moyens sont inférieurs de 4 % de la valeur statique (Tableau 8).

Du côté des efforts tangentiels, on constate que l'effort tangentiel global (moyenne de l'enregistrement) est inférieur de 27 % par rapport à la valeur statique chez le participant paraplégique alors qu'elle ne l'est de seulement 17 % chez les participants valides. Nous faisons l'hypothèse que cette différence serait liée aux plus faibles capacités d'équilibre des participants paraplégiques (D. Gagnon et al. 2009). En effet, les participants paraplégiques ne peuvent pas se permettre une grande mobilité du tronc lors de l'activité motrice des membres supérieurs, ils risqueraient de perdre l'équilibre. Cette hypothèse se confirme par la plus faible vitesse de déplacement du CoP trouvé chez les participants paraplégiques (-0,25 m/s par rapport aux participants valides) lors de l'activité (Tableau 14).

Pour rappel, chez les deux populations, la localisation des pics spatiaux des efforts tangentiels et normaux sont très proches. Il en est de même pour les deux barycentres.

4.3 Particularité des efforts tangentiels

4.3.1 *Corrélations*

En regardant plus spécifiquement les valeurs, nous n'avons pas trouvé de lien entre respectivement la valeur moyenne des efforts normaux en statique, la valeur moyenne et la valeur maximal des efforts normaux en dynamique et respectivement les valeurs de l'effort tangentiel en condition statique et dynamique (moyenne et maximum de l'enregistrement). En effet n'étant pas en condition de glissement, la loi de Coulomb ne peut pas s'appliquer. Nous pouvons considérer que dans notre expérimentation, les participants sont dans leur « cône d'adhérence » assis, c'est-à-dire qu'ils se retrouvent en équilibre sans friction.

Le lien trouvé uniquement chez les participants valides entre l'amplitude de variation de l'effort normal et l'amplitude de la variation de l'effort tangentiel en dynamique est intéressant. L'amplitude de variation des efforts pouvant être un marqueur de l'intensité de

l'activité dynamique, en clinique, une mesure de la variation des efforts normaux permettrait d'avoir une idée de la variation des efforts tangentiels. De futures études sur les participants paraplégiques seraient à mener pour une application clinique (la non-significativité trouvée chez les participants paraplégiques pourrait être liée au faible échantillon de participants).

Du côté CoP le lien de corrélation fort trouvé entre le déplacement maximal antéro-postérieur de celui-ci et l'amplitude de variation maximale de l'effort tangentiel antéro-postérieur lors de l'activité, nous paraît être un résultat majeur. En effet, d'un point de vue clinique, cela signifie qu'une simple mesure de nappe de pression et de suivi du CoP au cours de l'activité pourrait permettre d'obtenir une idée de l'amplitude de variation des efforts tangentiels lors de cette activité.

Pourquoi le déplacement maximal antéro-postérieur du CoP est-il un marqueur de l'amplitude de variation maximale de l'effort tangentiel ? Le CoP étant le barycentre des efforts, son déplacement implique que l'ensemble des forces sur l'assise se déplace, or ce déplacement de forces correspond à un effort dans la direction du déplacement, ici, la direction des efforts tangentiels antéro-postérieur.

4.3.2 Une mesure statique permettrait-elle d'obtenir des informations sur les efforts tangentiels en dynamique ?

Comme il a été montré dans les résultats, l'amplitude de variation de l'effort tangentiel au cours de l'activité est importante (130 %) et réparti de manière homogène autour de la moyenne (Figure 18), et la moyenne de l'effort tangentiel dynamique est fortement corrélée et proche de la valeur statique (Figure 24). En clinique, cela signifie qu'une mesure statique permettrait de connaître la valeur moyenne lors d'une activité dynamique. Par contre, les efforts maximaux ne peuvent pas en être déduits, une mesure clinique en dynamique reste nécessaire pour avoir une vision précise des efforts tangentiels pendant l'activité. D'autant plus qu'ils sont beaucoup plus sensibles à l'activité que les efforts normaux.

Et si nous devons créer un modèle de prédiction des efforts tangentiels ?

Sans corrélation entre les efforts, normaux et tangentiels en statique, il ne sera pas possible d'utiliser des modèles statistiques ne mettant en jeu que ces deux types d'efforts. Pour un modèle de prédiction des efforts tangentiels, d'autres paramètres doivent être pris en considération (Chapitre 3). Outre, la recherche de ses autres paramètres, l'outil statistique de Machine Learning permettrait peut-être de trouver des liens plus au moins complexes entre ses nouveaux paramètres et l'effort tangentiel global statique.

Les fortes corrélations linéaires, entre statique et dynamique (moyenne de l'enregistrement), et entre le déplacement maximal antéro-postérieur du CoP et l'amplitude de variation moyenne-maximum de l'effort tangentiel, sont encourageants. Ils permettraient de créer des modèles statistiques de prédiction des efforts tangentiels pour le dynamique :

- Un modèle de prédiction des efforts dynamique (moyenne de l'enregistrement) à partir d'un éventuel modèle de prédiction créée en statique.
- Un modèle de prédiction de l'amplitude de variation maximal de l'effort tangentiel lors d'une activité à partir du déplacement maximal antéro-postérieur du CoP.

A retenir :**Les résultats majeurs**

- Les efforts globaux tangentiels sont 10 fois moins importants que les efforts normaux en statique et dynamique (moyenne de l'enregistrement).
- Connaître la variation (minimum - maximum) de l'effort tangentiel global sous toute l'assise permet d'avoir une notion de la variation des pics spatiaux tangentiels locaux droit et gauche.
- Il n'existe pas de relation statistique permettant de passer des efforts normaux aux efforts tangentiels.
- La forte relation statistique entre l'effort tangentiel statique et la moyenne de l'effort tangentiel en dynamique permettra de passer simplement du statique au dynamique lors de la création des modèles (Chapitre 3 4) et leur utilisation (Chapitre 5 4).
- Au vue de la forte relation statistique entre le déplacement antéro-postérieur du CoP et l'amplitude de variation de l'effort tangentiel en dynamique, il est possible d'obtenir un modèle statistique simple permettant de connaître l'augmentation maximum de l'effort tangentiel au cours d'une activité (moyenne-maximum). Cette relation est exploitée (Chapitre 3 4) et utilisée (Chapitre 5 4) dans la suite de ce travail

Application clinique :

- Lors de l'activité, les maxima des efforts tangentiels sont 39 % (\pm 40) au-dessus des de la moyenne des efforts tangentiels en statiques, cela implique qu'il est important de connaître les activités des patients à risque de lésions cutanées et de les prendre en considération lors du choix et des réglages du FR.
- Lors d'une activité cyclique des membres supérieurs, la moyenne des efforts normaux sur l'assise est inférieure à celle mesurée en statique. Vis-à-vis des efforts normaux, l'activité pourrait avoir un rôle protecteur en soulageant en moyenne les efforts.
- Connaître la localisation des PPI permet de connaître la localisation des pics spatiaux tangentiels en statique et dynamique. L'absence actuelle d'outil de mesure cartographique pour les efforts tangentiels ne pénalise pas actuellement le choix et réglage d'un coussin qui vise à minimiser les pics spatiaux.

Chapitre 3 Machine Learning : Création de modèles de prédiction

1 Introduction

Les efforts normaux et tangentiels à l'interface cutanée sont à prendre en considération dans la formation des escarres (Goossens 2009; Loerakker 2007). Ces efforts s'exercent en permanence, que la personne soit statique ou en activité. Nous avons vu dans le chapitre 2 que les efforts tangentiels globaux (FTG) varient jusqu'à 139% de leur valeur statique lors d'une activité de pédalage synchrone bimanuelle, tandis que les efforts normaux globaux varient à 95% de leur valeur statique.

La mesure des efforts normaux en condition écologique est réalisable grâce aux nappes de pressions (Stinson, Porter-Armstrong, et Eakin 2003), alors que la mesure des efforts tangentiels peut être estimée par l'IShear (chapitre 1). Toutefois, cet outil permet seulement une mesure indirecte des efforts tangentiels globaux à l'interface homme-siège car il est placé sous le coussin du sujet. De plus, il n'est validé qu'en condition statique. Ainsi, il n'existe pas d'outil écologique pour la mesure des efforts tangentiels à l'interface homme – siège (Chapitre 1 4.2.1, (Paquin et al. 2023)).

En Chapitre 1 5.2.2, nous avons pu mettre en évidence les possibles apports de l'apprentissage automatique de type Machine Learning (ML) dans le domaine du handicap et de la biomécanique. Ils permettent de créer des modèles de prédiction puissants. Bader et al. ont même précisé que ces modèles avaient toute leur place dans la compréhension et la gestion de l'escarre (Bader et Worsley 2018). Dans notre projet, s'intéressant à la prédiction des efforts tangentiels, le ML se justifie car il n'existe pas de lien statistique connu entre les efforts normaux et les efforts tangentiels (Chapitre 2 3.4.1).

C'est pourquoi, dans cette partie, nous traiterons de l'élaboration de modèles permettant la prédiction des efforts tangentiels à partir de données issues de nappes de pression, en statique dans un premier temps et dynamique dans un second temps.

2 Obtention des données expérimentales

Pour créer le modèle, nous avons utilisé les données de la campagne expérimentale décrite au Chapitre 2 2.1. Les participants étaient assis sur le siège expérimental et devaient être statiques pendant 5s. Le siège expérimental permet d'avoir une assise ergonomique en variant la hauteur des vérins de l'assise dans l'objectif de minimiser les pics spatiaux des efforts normaux. Nous avons ajouté cette condition d'assise dite « ergonomique » à la condition d'assise dite « plate » afin de varier et augmenter le nombre de données (Figure 26). Ainsi 2 enregistrements statiques de 5s, en conditions d'assise dite « plate » et « ergonomique » ont été menées.



Figure 26 : Le siège expérimental avec une assise "plate" à gauche et "ergonomique" à droite

En plus d'une nappe de pression sur l'assise, nous avons également placé une seconde nappe sur le dossier de positionnement de FR monté sur le siège expérimental.

2.1 Variables d'intérêts

Nous avons donc exporté ou calculé des variables d'intérêts issues des mesures des deux nappes de pression (assise et dossier), du siège expérimental, ainsi que des paramètres anthropométriques des sujets. Ces variables et leurs définitions sont résumées dans le Tableau 16.

Type de données	Nom	Définition
Anthropométriques	Poids	
	Taille	
	Profondeur d'assise	Distance entre la partie postérieure du bassin et le creux poplité
	Angle de bascule d'assise (Ta)	Angle entre l'assise et l'horizontal
	Angle tronc cuisse (TT)	Angle entre le tronc et la cuisse
	Angle assise – dossier (SB)	Angle entre l'assise et le dossier
Nappe siège	Force totale de l'assise (Fs)	Somme des forces de l'assise
	Centre des pressions (CoPs)	Position du CoP en antéro-postérieur
	Profondeur de contact (Prof_contact)	Distance entre le dernier capteur activé en postérieur et le premier capteur activé en antérieur
	Surface (Surf_s)	Surface de contact de l'assise
	Pression moyenne spatiale (Pmean_s)	Pression moyenne spatiale du siège
	PPI	PPI du siège
	Distance entre les tubérosités ischiatiques et le CoPs (CoP-PPI)	Les tubérosités ischiatiques sont localisées par la position des PPI droit et gauche.
Nappe dossier	Force totale du dossier (Fb)	Somme des forces du dossier
	Surface (Surf_b)	Surface de contact du dossier
	Centre des pressions (CoPb)	Position du CoP dans la direction haut-bas
Calculé	Kobara adapted equation (KAE)	Equation adaptée de Kobara (Équation 2)
Siège expérimental	Force tangentielle globale (FTG)	Force tangentielle globale de l'assise
	Force normale totale des pieds	Force normale globale de la plateforme des pieds

Tableau 16 : Liste des variables d'intérêts

A ces variables, nous avons ajouté une variable calculée, adaptée des résultats des travaux de Kobara et al. (Kobara et al. 2008). Ils ont défini une équation (Équation 2) basée sur une modélisation multi-corps rigides pour calculer les efforts tangentiels globaux sur un siège avec une assise horizontale et un dossier à 90°. Dans leur étude, la force totale du dossier n'était pas connue, elle était donc calculée à partir de la projection du poids de la personne. Or, dans notre protocole nous avons directement accès à cette force grâce à la nappe de pression du dossier. Nous avons donc remplacé dans la formule de Kobara et al, la donnée calculée de l'effort sur le dossier par notre donnée mesurée. Nous avons également pu obtenir la position du barycentre des forces de pression sur le dossier (CoP du dossier = CoPb) et de l'assise (CoP de l'assise = CoPs). L'équation du paramètre calculé et le schéma explicitant les abréviations sont ci-dessous (Équation 2 et Figure 27).

$$KAE = Fb * \sin(TT) * (\cos(\beta))^2$$

$$\cos(\beta) = \frac{CoPs}{\sqrt{(CoPb * \cos(SB - 90))^2 + CoPs^2}}$$

Équation 2 : La variable calculée à partir des travaux de Kobara et al. appelé équation adaptée de Kobara : KAE, avec Fb force totale du dos, TT angle tronc-cuisse, et SB angle assise-dossier.

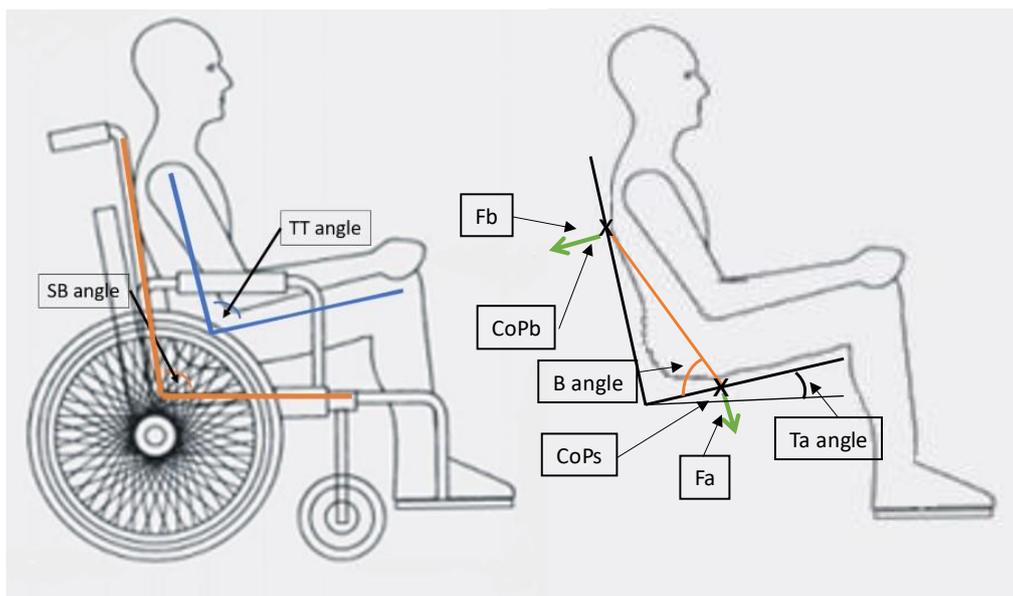


Figure 27 : Une personne assise dans un FR, l'angle tronc-cuisse (TT) en bleu et l'angle assise-dossier (SB) en orange sur l'image de gauche, et le modèle multi-corps rigide inspiré de Kobara sur l'image de droite : les forces normales totales en vert, la distance de contact en bleu et l'angle β calculé en orange (angle entre l'assise et la droite passant par les deux CoP).

2.2 Population recrutée

Une campagne de recrutement unique a été menée pour la récolte de données des expérimentations de ce travail de thèse (Chapitre 2, paragraphe Chapitre 2 2.1.3.1). L'ajout de la nappe de pression sur le dossier a entraîné des erreurs de mesures (saturation), la nappe de pression du dossier se déplaçant à l'intérieur de sa housse et formant des plis. Ainsi pour la création du modèle de ML, les données ont été sélectionnées manuellement afin de s'assurer qu'elles n'incluaient pas d'erreurs de mesures.

Les données ont été coupées en deux jeux de données, un pour la création du modèle et un autre permettant de le tester chez une population particulière. Le premier jeu de données est issu du groupe de participants suivants : 38 participants valides, 27 femmes et 11 hommes, $35,1 \pm 11,8$ ans, $168,7 \pm 8,1$ cm and $63,4 \pm 10,3$ kg). La réduction des données due aux erreurs de mesure de la nappe de pression du dossier a nettement impacté la diversité initiale des participants valides recrutés : les participants de ce groupe avaient des caractéristiques, poids et taille, de même ordre de grandeur (faible écart type : 10,3 kg et 8,1 cm). En dépit de ce constat, nous avons choisi d'inclure uniquement des participants valides pour la création du modèle. Ceci afin que le modèle ne soit pas dépendant de la caractéristique de la pathologie et puisse s'adapter au plus grand nombre d'utilisateurs de FR. Ce choix sera discuté par la suite.

Le deuxième jeu de données a permis de tester la capacité du modèle à s'adapter à des participants ayant des caractéristiques différentes comme une paraplégie. Ces données sont issues de mesures sur le groupe de participants suivant : 17 participants paraplégiques ; 16 blessés médullaires et 1 sclérose en plaque ; comprenant 1 femme et 16 hommes ; $39,9 \pm 10,8$ ans, $177,5 \pm 7,8$ cm et $79,8 \pm 16,3$ kg.

3 Modèle de Machine Learning (ML) : Prédiction de l'effort tangentiel global en statique

En préambule à la création de modèle de ML, nous avons testé l'adaptation de l'équation de Kobara et al. (KAE) permettant le calcul de l'effort tangentiel global sur les participants valides et paraplégiques. Son erreur moyenne absolue (MAE, Équation 3) était respectivement de 18,1 N et de 473 N (sur des efforts moyens de $66,8 \pm 15,7$ N soit 27 % et 708 %). Même si aucune norme ou référence n'existe sur l'erreur de mesure pour les efforts tangentiel, cette erreur nous a semblé importante, et nous avons choisi de créer un modèle de ML dans l'objectif d'obtenir une meilleure prédiction de l'effort tangentiel.

Pour la création du modèle de ML supervisé, nous avons repris la méthodologie décrite par Pedregosa et al. (Pedregosa et al. 2011). Elle consiste 1) à identifier des paramètres d'entrée, 2) à identifier l'algorithme le plus adapté aux données et à ensuite l'optimiser.

Pour la création et la validation du modèle, nous avons subdivisé notre jeu de donnée servant à la création du modèle en deux, une partie de donnée servant à l'entraînement du modèle et l'autre servant à sa validation.

3.1 Choix des paramètres d'entrée

Pour le choix des paramètres d'entrée, nous avons utilisé les variables d'intérêts (Tableau 16) extraites de l'expérimentation. Nous avons étudié leur relation statistique, afin de les sélectionner. En effet, les paramètres d'entrée ne doivent pas avoir de fortes relations statistiques entre eux (corrélations significatives ($p < 0,05$) ou test de Chi2 significatif ($p < 0,05$)).

Suite à ce contrôle, les 12 variables d'intérêts retenues pour la création du modèle sont les suivantes : la force totale du dossier (F_d), la force totale de l'assise (F_a), la surface de contact de l'assise, la surface de contact du dossier, la pression moyenne spatiale de l'assise, la

profondeur de contact, la distance CoPs-PPI, KAE, la localisation du CoP du dossier (CoPb), la localisation du CoP de l'assise et la force totale sous les pieds.

Dans notre situation, il existe un risque important, en situation clinique, d'erreur de mesure dépendante des nappes de pression (i.e. un capteur qui est activé par un élément extérieur comme un élément du FR) (Wininger et Crane 2015). Nos variables cibles étant calculées à partir des nappes de pression, ces erreurs peuvent prendre de l'importance. Ainsi, pour notre modèle final, nous avons minimiser le nombre de paramètre. C'est pourquoi, lors de sa création, nous avons regardé à la fois l'erreur et le nombre de paramètres d'entrée. Les résultats de cette seconde sélection sont décrits au paragraphe 3.3.2.

3.2 Choix de l'algorithme et optimisation

Pour choisir l'algorithme adapté à nos données, nous avons regardé l'erreur du modèle créé de deux manières : la valeur de l'erreur sur les données de validation mais aussi la différence entre l'erreur sur les données d'entraînement et sur les données de validation. Une erreur similaire entre les données d'entraînement et les données de validation correspond à un type d'algorithme non adapté au jeu de données (Pedregosa et al. 2011) car le modèle prédit une valeur médiane pour toutes les prédictions.

Le but de notre modèle de ML étant de trouver une valeur, nous nous sommes intéressés à trois familles d'algorithmes de régressions :

1. Le modèle de régression linéaire, qui est un modèle statistique basé sur la corrélation des données et leur droite de régression.
2. Le modèle SVR (« support Vector machine Regression »), qui consiste à trouver la ligne minimisant la distance entre la valeur prédite et la valeur de référence (Platt 1999)
3. Le modèle de forêt d'arbres décisionnels (RFR), qui consiste à créer plusieurs arbres décisionnels construit en minimisant la variance entre la valeur prédite et la valeur de référence (Breiman 2001) (cheminement d'un arbre) puis à l'associer à un système de vote pour le meilleur arbre décisionnel. Le système de vote est basé sur la probabilité d'être le meilleur arbre.

Pour la construction du modèle et son évaluation, nous avons choisi la métrique de l'erreur absolue moyenne (MAE). Son équation est Équation 3:

$$MAE = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^n |y_{pred} - y_{mesuré}|$$

Équation 3 : Erreur moyenne absolue (MAE), y_{pred} représentant la valeur prédite et $y_{mesuré}$ la valeur mesurée.

Une optimisation des hyperparamètres (caractéristiques/paramètres propres à l'algorithme) et un ajustement du nombre de paramètres d'entrée ont été menés avec l'algorithme choisi.

Comme l'erreur de mesure des nappes de pression est forte (Wininger et Crane 2015), nous avons considéré qu'une MAE comprise entre 10 N et 15 N était acceptable. KAE a une erreur de 18,1N chez des participants valides et l'iShear a une erreur de 8,8 N testé avec une charge inerte de 75 Kg et se place sous le coussin (Chapitre 1 3.2) (Redwood-Thomas et al. 2020).

3.3 Résultats

3.3.1 Choix de l'algorithme

Les erreurs de mesure obtenues avec les différents algorithmes de ML sont présentées dans le tableau 2. L'algorithme de type RFR est l'algorithme le plus adapté à nos données (Tableau 17). En effet, en prenant en compte son entraînement et sa validation, il a la meilleure MAE.

Algorithme de régression	MAE (N)	
	Données d'entraînement	Données de validation
Régression linéaire	6,3 ($\pm 0,35$)	8,5 ($\pm 1,3$)
SVR	12,4 ($\pm 0,88$)	12,8 ($\pm 3,6$)
RFR	3,47 ($\pm 0,3$)	9,25 ($\pm 2,2$)

Tableau 17 : MAE des 3 modèles de régression

3.3.2 Choix du nombre de paramètres

Nous avons affiné le choix des paramètres d'entrée et validé les hyperparamètres de l'algorithme. Ceci a donc été conduit sur l'algorithme de type RFR. Compte tenu du risque important d'erreur de mesure, nous avons choisi le modèle comprenant le minimum de paramètres d'entrée n'altérant pas la performance du modèle. Pour cela nous avons supprimé les paramètres peu importants : ceux responsables de moins de 5% dans la création du modèle, puis ceux responsables de 5 et 7 % de la construction du modèle. Nous avons donc obtenu 3 modèles, un premier modèle avec 12 paramètres, un second avec 6 paramètres et le troisième avec 4 paramètres (Tableau 18). Les erreurs étant similaires entre le modèle à 6 paramètres ($9,32 \text{ N} \pm 1,22 \text{ N}$) et celui à 12 paramètres ($9,64 \text{ N} \pm 1,19 \text{ N}$) et inférieur au modèle avec 4 paramètres ($10,72 \text{ N} \pm 1 \text{ N}$), notre modèle final comprend 6 paramètres d'entrée (Tableau 18 et Figure 28). Ces 6 paramètres sont : la force totale du dossier, KAE, la force totale sous les pieds, la force totale de l'assise, la position de CoPb, la surface de contact du dossier. Son erreur est de $9,32 \text{ N} (\pm 1,22 \text{ N})$ sur les données de validation et de $3,3 \text{ N} (\pm 0,18 \text{ N})$ sur les données d'entraînement.

	MAE en N	
	Données d'entraînement	Données de validation
RFR avec les 12 paramètres d'entrée	3,42 ($\pm 0,18$)	9,64 ($\pm 1,19$)
RFR avec 6 paramètres d'entrée sélectionnés	3,33 ($\pm 0,18$)	9,32 ($\pm 1,22$)
RFR avec 4 paramètres d'entrée sélectionnés	3,54 ($\pm 0,25$)	10,72 (± 1)

Tableau 18 : Résultat de la MAE pour les 3 modèles en fonction des paramètres d'entrée

L'effort tangentiel prédit sur les participants valides issu des données de validation est de $66,7 \text{ N} \pm 9,7 \text{ N}$ contre $68,44 \text{ N} \pm 21,9 \text{ N}$ mesuré (Figure 29).

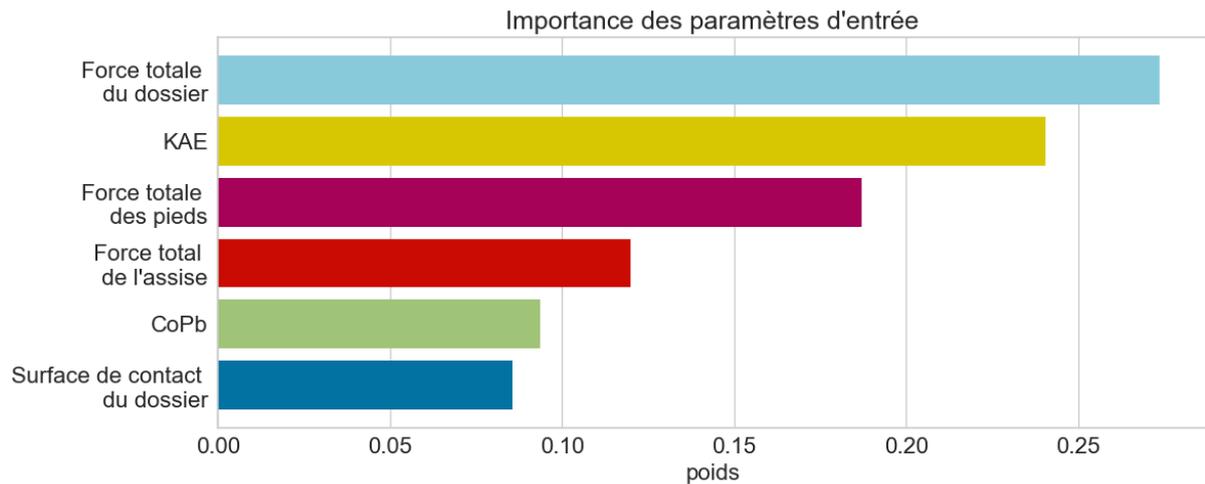


Figure 28 : Le poids des chacun des 6 paramètres d'entrée dans la création du modèle RFR.

3.3.3 Capacité du modèle à se généraliser chez des participants paraplégiques

En appliquant le modèle aux participants paraplégiques, on obtient en moyenne un effort tangentiel statique prédit de $84,8 \text{ N} \pm 12 \text{ N}$ contre $70,4 \text{ N} \pm 34,8 \text{ N}$ mesuré (Figure 29). L'erreur de prédiction du model ML est donc de $25,9 \text{ N} \pm 24,7 \text{ N}$ (Figure 29) chez les participants paraplégiques.

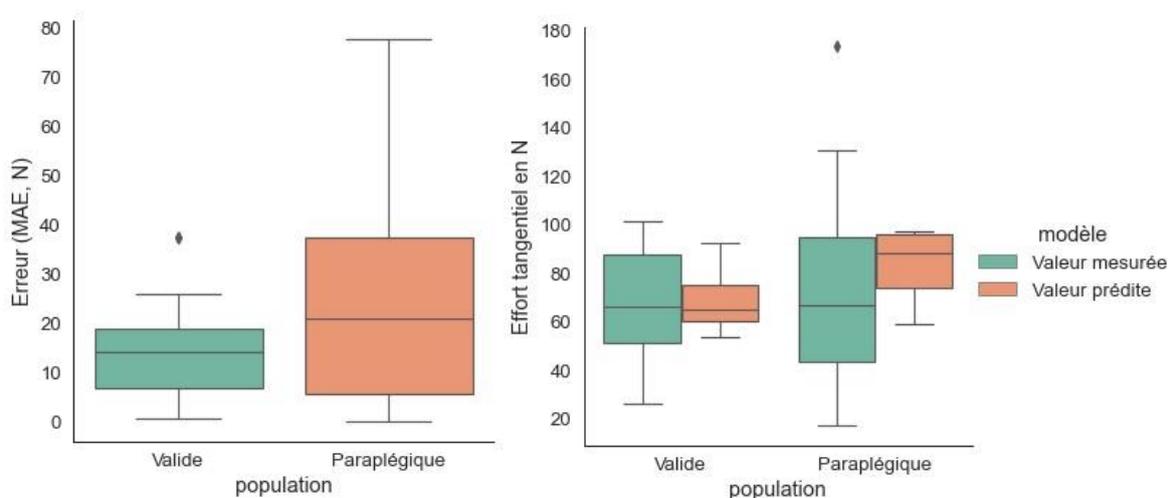


Figure 29 : Répartition de l'erreur absolue en N chez les participants paraplégiques et participants valides (issue des données de validation) (médiane et écart type) sur la gauche et répartition de la force tangentielle en statique, prédite et mesurée, chez les participants valides et paraplégiques (médiane et écart type).

3.4 Discussion

3.4.1 Choix de l'algorithme

Un algorithme est performant lorsqu'il peut à la fois s'adapter au jeu de données sur lequel il s'entraîne, et se généraliser à d'autres données. Dans le jargon du ML, on parle de notion « d'Overfitting » ou « d'Underfitting ». Les algorithmes SVR et de régression linéaire obtenant des erreurs similaires entre les données d'entraînement et les données test sont des algorithmes qui sont en condition « d'Underfitting ». Ils n'arrivent pas à s'ajuster aux données

et prédisent une valeur moyenne aléatoire. Concernant l'algorithme RFR, la différence modérée d'erreur entre les données d'entraînement et les données test (6 N) nous laisse penser que cet algorithme n'est ni en condition « d'Overfitting » ni en condition « d'Underfitting ». Sa capacité de généralisation sera discutée par la suite.

3.4.2 *Choix du nombre de paramètre*

Tout d'abord, on peut se poser la question du choix du nombre de paramètres d'entrée. Le modèle de ML, construit avec 6 paramètres, a une erreur (MAE) sensiblement identique à un modèle de ML construit avec tous les paramètres (9,32 N contre 9,64 N). Cette erreur nous semble acceptable (en dessous du seuil de 15 N). Nous avons choisi de conserver le modèle comprenant le moins de paramètres d'entrée, ce qui limite les potentielles erreurs liées à leur mesure.

3.4.3 *Capacité du modèle à se généraliser chez des participants paraplégiques*

On peut rappeler que la population de participants valides est peu diversifiée, (l'écart-type du poids et de la taille de cette population est faible) ceci est une limite majeure à la construction de l'algorithme, le modèle d'apprentissage automatique a moins de diversité pour s'entraîner mais aussi pour sa validation. Ce manque de diversité semble pénaliser la généralisation du modèle à des participants plus variés. En effet :

1) La disparité des valeurs prédites est plus faible que celle des valeurs mesurées (l'écart type des valeur prédites chez les participants valides et paraplégiques est respectivement de 9,7 N et 12 N contre 21,9 N et 34,8 N pour les valeurs mesurées). Ce qui signifie que le modèle a tendance à prédire une valeur moyenne pour tous les participants plutôt que de s'adapter à chaque participant.

2) Comme nous pouvions nous y attendre, l'erreur de mesure est supérieure chez les participants paraplégiques ($25,9 \text{ N} \pm 24,7 \text{ N}$) par rapport aux participants valides ($9,32 \text{ N} \pm 1,22 \text{ N}$) ayant permis la construction du modèle. Pour pallier cet obstacle, outre l'éventuel manque de participants (le modèle actuel n'apprend pas plus en augmentant le nombre de participants ayant les mêmes caractéristiques), il faudrait surtout réentraîner le modèle avec des participants aux morphologies plus disparates (en termes de poids et taille).

Nous nous sommes questionnés sur la pertinence de l'ajout des données des 17 participants paraplégiques lors de la création du modèle. Il nous semble que cela orienterait l'algorithme sur les caractéristiques propres (i.e. la paraplégie) à ces 17 participants, et ne nous permettrait pas de quantifier réellement l'erreur pour une application clinique (Chapitre 5). D'autant plus que leurs données morphologiques (poids, taille) étaient du même ordre de grandeur que celles des participants valides (Chapitre 3, paragraphe 2.2).

3) Nous notons une très grande variabilité de l'erreur chez les participants paraplégiques (Figure 29), ceci pourrait être lié à l'échantillon plus important (seuls 10 participants valides sont représentés dans le graphique, les autres participants ayant servis à l'entraînement du modèle) et/ou à leur différence (paraplégique vs valide).

3.4.4 Les dessous du modèle ML de prédiction des efforts tangentiels en statique

Le fonctionnement d'un algorithme de ML de type RFR étant peu intelligible, il est important d'analyser son fonctionnement a posteriori. Pour cela, nous avons utilisé la méthode SHAP (Kuo 2022). La méthode SHAP vient de SHapley Additive exPlanation. La méthode consiste à calculer la valeur de Shapley (qui provient de la théorie des jeux) pour toutes les variables et à chaque combinaison du jeu de données (Shapley 1953). Cette approche explique la sortie d'un modèle par la somme des effets de chaque paramètre d'entrée. L'idée est de moyenner l'impact qu'un paramètre d'entrée a pour toutes les combinaisons possibles.

Concrètement, cette analyse, 1) identifie les paramètres ayant le plus de poids pour la prédiction de l'effort tangential en statique. Ici, les deux paramètres : KAE calculé et la force totale du dossier, sont les plus importants (Figure 28).

Et 2), elle permet de comprendre l'implication de chaque paramètre dans la création du modèle. Ici, l'implication des paramètres est la suivante (Figure 30) :

- 1) Le paramètre calculé KAE : sa dispersion est centrée sur la valeur de référence, ceci implique que sa valeur guide le modèle vers la valeur de référence de l'effort tangential. Ce résultat confirme les travaux de Kobara et al. qui ont trouvé une forte corrélation ($r^2 = 0,80$) entre leur modèle et l'effort tangential mesuré (Kobara et al. 2008).
- 2) La force totale du dossier représente les efforts normaux exercés sur le dossier : on constate que plus sa valeur est importante, plus l'effort tangential est élevé. Ce constat est en accord avec les connaissances empiriques. En effet, en position assise, lorsque l'on souhaite glisser vers l'avant, on pousse sur le dossier (à la limite du glissement, les forces tangentielles sont maximales).
- 3) La force totale sous les pieds représente les efforts normaux exercés sur la plateforme pour les pieds : on constate que plus sa valeur est forte, plus l'effort tangential est élevé. Ce constat est en accord avec les connaissances empiriques. Plus nous avons tendance à glisser en avant, plus nous appuyons sur nos pieds pour nous retenir.
- 4) La force totale de l'assise représente les efforts normaux exercés sur l'assise : on constate que plus sa valeur est faible, plus l'effort tangential est faible. Ainsi, il semble pertinent que la valeur de l'effort tangential prédite par le modèle évolue dans le même sens que cette force totale.
- 5) Quant à l'apport de la position du CoPb : l'explication de l'apport de ce paramètre au modèle par la méthode SHAP reste encore pour nous inintelligible. On constate que plus le CoPb est haut, plus le modèle prédit une valeur élevée.
- 6) La surface de contact du dossier a un impact plus mitigé sur la valeur de l'effort tangential prédit. Pour, pour les prédictions pour lesquelles l'impact de la surface est fort (valeur SHAP de -5 ou 3-4) : plus la surface de contact sur le dossier est grande plus l'effort est important. En revanche, pour les prédictions où l'impact de la surface est plus faible (valeur SHAP autour de 0), une faible ou grande surface de contact impacte la prédiction de manière similaire (les points roses et bleus sont dispersés de chaque côté de la valeur SHAP central).

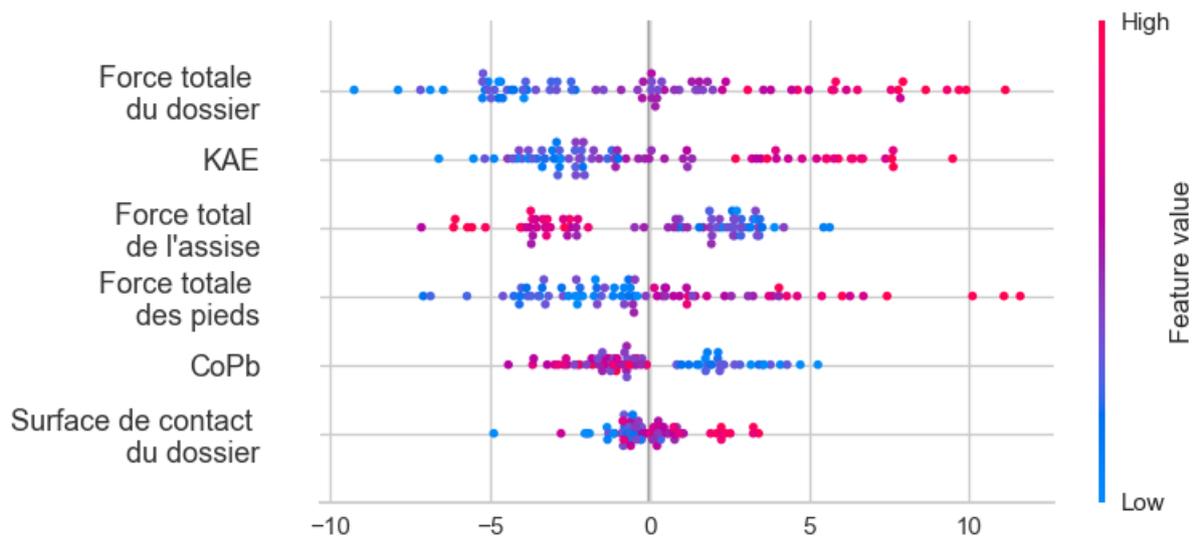


Figure 30 : Impact de chaque paramètre d'entrée sur la valeur prédite avec la méthode SHAP. Pour chaque paramètre, un point correspond à un seul participant. La position d'un point le long de l'axe des x (c'est-à-dire la valeur SHAP) représente l'impact de ce paramètre sur la valeur prédite pour ce participant. Mathématiquement, la valeur SHAP représente l'effort tangentiel. L'échelle de couleur indique l'intensité de la valeur de référence mesurée.

3.5 Implication clinique

Il nous a apparu important de regarder si notre modèle conservait la notion de hiérarchisation des valeurs. C'est-à-dire, est ce que notre modèle prédit des efforts élevés chez les participants dont la mesure des efforts est également élevée. Pour une application clinique, cela signifie qu'il serait possible de classer les participants en fonction de la sévérité de leur valeur prédite (Figure 31). Les graphiques montrent que la hiérarchisation est globalement respectée chez les participants valides à une exception près. En revanche elle n'est globalement respectée chez les participants paraplégiques que pour des efforts mesurés supérieurs à 60 N.

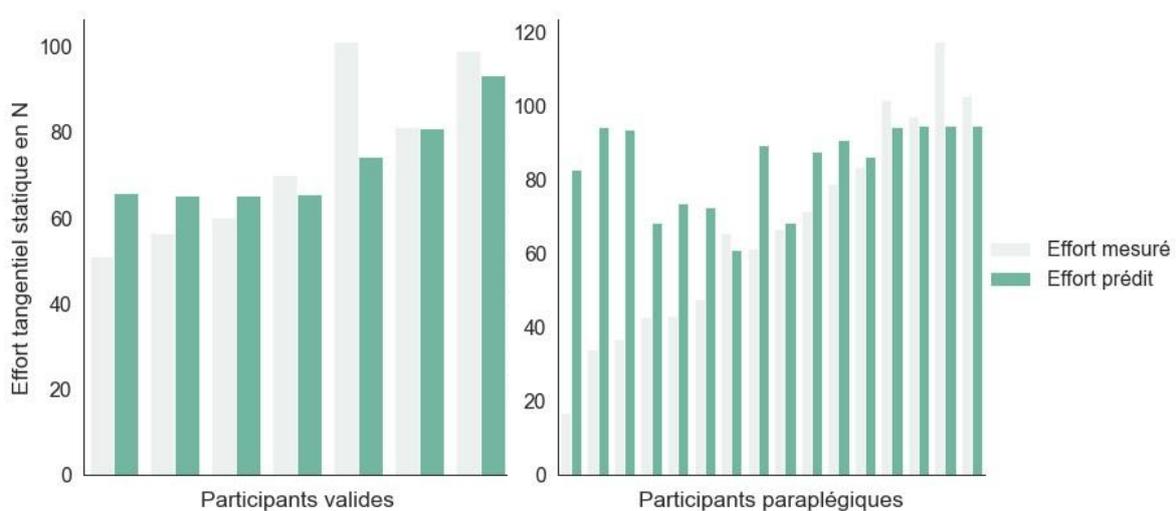


Figure 31 : L'effort tangentiel global statique mesuré et prédit pour chaque participant, classé en fonction de leur valeur mesurée.

4 Pour du dynamique

En chapitre 2, nous avons pu mettre en évidence que les efforts tangentiels maximaux lors d'une activité de « pédalage » étaient supérieurs à la moyenne des efforts tangentiels lors d'une activité statique (130 % de la moyenne en statique). Compte tenu de la forte variation des efforts tangentiels lors d'une activité cyclique des membres supérieurs, la prédiction du maximum de l'enregistrement de cet effort en condition dynamique en plus de la prédiction de l'effort en condition statique nous semble importante.

En préambule, lors d'une activité dynamique, 1) la nappe de pression placée sur le dossier n'est pas compatible avec un grand nombre d'utilisateur de FR qui lors de la propulsion décolle leur dos de dossier. 2) nos tentatives de créer un algorithme de ML en dynamique n'utilisant pas de nappe de dossier ont été infructueuses. Et 3) Comme cela a été vu précédemment, il existe des relations statistiques fortes permettant de passer d'une valeur statique des efforts tangentiels à une valeur dynamique (moyenne de l'enregistrement et maximum de l'enregistrement) (Chapitre 2 3.4.4).

En effet, il existe :

- 1) Une corrélation entre la moyenne de l'effort tangentiel global (FTG) en statique et la moyenne de cet effort en dynamique : $r^2 = 0,69$ et $p < 0,001$ (Figure 24, Chapitre 2) dont la relation linéaire indique que ces 2 valeurs sont très proches.
- 2) Une très bonne corrélation entre l'amplitude de variation de l'effort tangentiel (moyenne - maximum) mesurée en dynamique puis normalisée (par la méthode Box-Cox (Box et Cox 1964), Équation 4) et le déplacement maximal antéro-postérieur du CoP normalisé (par la méthode Box-Cox), $r^2 = 0,98$ et $p < 0,001$ (Chapitre 2 4.3.1, Figure 25).

$$y(\lambda) = \begin{cases} \frac{y^\lambda - 1}{\lambda}, & \lambda \neq 0 \\ \log y, & \lambda = 0 \end{cases}$$

Équation 4 : Formule de normalisation des données par la méthode Box-Cox avec le coefficient de transformation λ qui varie entre -5 et 5

Nous pouvons donc prédire les maxima de l'enregistrement de l'effort tangentiel en dynamique, en utilisant les prédictions statique à l'aide de notre modèle de ML (prédiction des efforts tangentiels statiques à partir de différents paramètres venant pour certains de mesure de nappes de pression) et y ajoutant cette dernière relation statistique liant le déplacement maximal antéro-postérieur normalisé du CoPs et la variation des efforts tangentiels lors d'une activité dynamique (Équation 5, Figure 24 et Figure 25 au Chapitre 2) :

$$FTG \max = FTG_{pred(ML \text{ en statique})} + \left(\left(0,88 * \left(\frac{CoPs_{max}^\lambda - 1}{\lambda} \right) - 0,39 \right) * \lambda + 1 \right)^{1/\lambda}$$

Équation 5 : Modèle statistique de prédiction des maxima de l'enregistrement avec $CoPs_{max}$, le déplacement maximal antéro-postérieur du CoPs pendant l'enregistrement et λ le coefficient de transformation

4.1 Prédiction de FTG max chez les participants valides et paraplégiques : résultats
 Afin d'appliquer le modèle de prédiction des maxima temporels des efforts tangentiels en dynamique (FTG max), nous avons utilisé les données de la procédure expérimentale (Chapitre 2, paragraphe Chapitre 2 2.1) des 10s de « pédalage » sur une assise plate chez les participants paraplégiques et valides. Les participants valides sélectionnés ($N = 12$, $34,1 \text{ ans} \pm 14$, $66 \text{ Kg} \pm 10$, $174,6 \text{ cm} \pm 13$) sont ceux dont les données ont servi à la validation du modèle de ML.

Nous obtenons, chez les participants valides, un effort maximal temporel tangentiel prédit de $88 \text{ N} \pm 9,5 \text{ N}$ contre $86,3 \text{ N} \pm 21,5 \text{ N}$ mesuré ; soit une erreur absolue moyenne de $12,86 \text{ N} \pm 10 \text{ N}$. Et chez les participants paraplégiques, un effort maximal temporel prédit de $99,5 \text{ N} \pm 15,3 \text{ N}$ contre $77,24 \text{ N} \pm 35 \text{ N}$ mesuré ; soit une erreur absolue moyenne de $30 \text{ N} \pm 27,8 \text{ N}$.

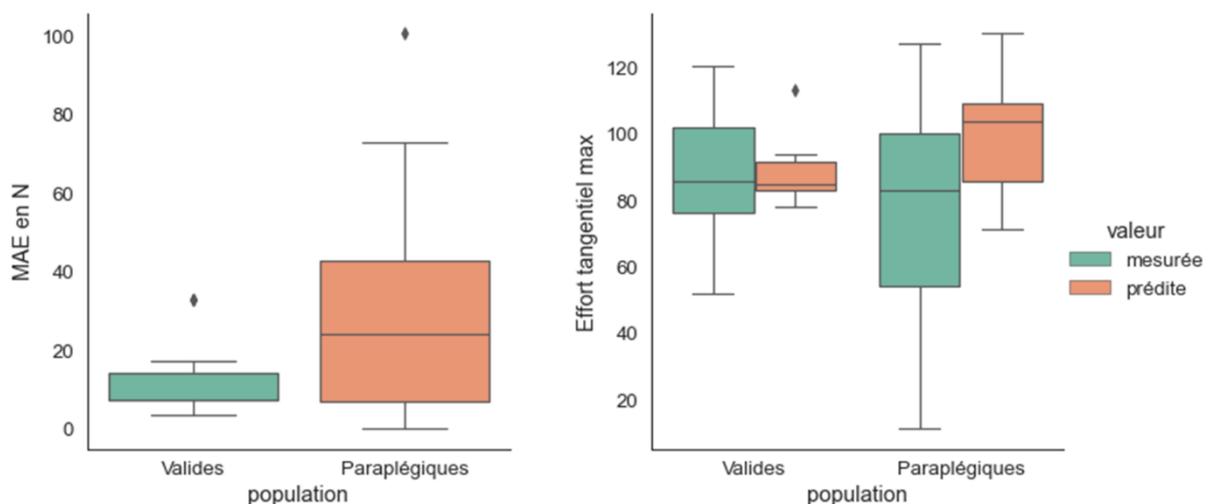


Figure 32 : MAE (à gauche) et les efforts tangentiels maximaux mesuré et prédits à droite chez les deux populations.

4.2 Prédiction de FTG max chez les participants valides et paraplégiques : discussion
 Il faut rappeler une limite importante de ce travail qui a déjà été explicitée en chapitre 2 : l'activité dynamique choisie, le « pédalage », reste différente de celle de la propulsion bimanuelle. La seconde limite est la précision du déplacement maximal antéro-postérieur du CoPs qui est dépendante de la résolution de la nappe de pression, dans notre étude, elle est de 1 cm.

Le modèle de prédiction de FTG max permet-il d'obtenir un aperçu de l'effet de l'activité sur les efforts tangentiels globaux maximaux ? Les résultats obtenus ci-dessus sont-ils encourageants ?

1) On retrouve respectivement, une MAE de de $12,9 \text{ N} \pm 10 \text{ N}$ chez les participants valides et de $30 \text{ N} \pm 27,8 \text{ N}$ chez les participants paraplégiques, proche des MAE du modèle de ML ($9,32 \text{ N} \pm 1,22 \text{ N}$ et $25,9 \text{ N} \pm 24,7 \text{ N}$). Cela semble cohérent car ce modèle de prédiction de FTG max accumule à la fois l'erreur du modèle de prédiction du ML et l'erreur du modèle statistique.

2) Le deuxième point important est que, comme pour le modèle de prédiction des efforts statique, la hiérarchisation des participants est globalement conservée avec la même limite concernant les efforts tangentiels maximaux mesurés inférieurs à 60 N (Figure 33).

Compte tenu de la différence d'activité entre le « pédalage » et la propulsion bimanuelle, les modèles dynamiques pourront-ils hiérarchiser des situations cliniques lors de la propulsion ?

Du point de vue de la disparité des valeurs prédites, comme pour le modèle de ML, on constate que les écarts types des efforts mesurés (21,5 N chez les participants valides et 35 N chez les participants paraplégiques) sont supérieurs aux écart types des efforts prédits (9,5 N chez les participants valides et 15,3 N chez les participants paraplégiques) (Figure 32). Ceci est sans doute lié au manque de diversité des participants valides ayant permis la construction du modèle de ML (FTG statique) (paragraphe 3.4.3). Le résultat est encourageant, une amélioration du modèle de prédiction de FTG en statique permettra également l'amélioration de la prédiction du maximum temporel de l'effort tangential en dynamique. En attendant, il est possible de se focaliser sur la seconde partie de l'équation correspondant à la variation de l'effort tangential entre sa moyenne et son maximum temporel au cours de l'activité.

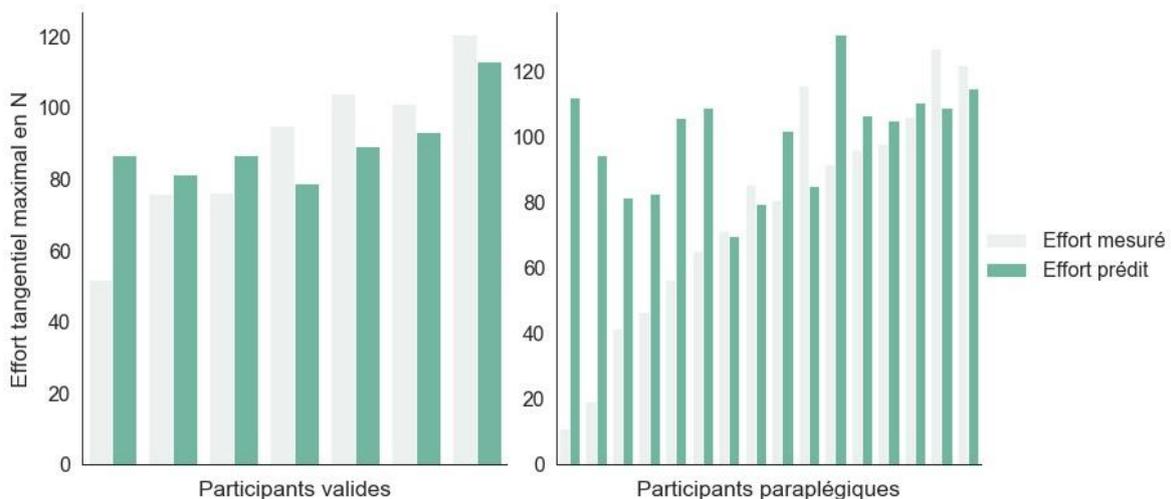


Figure 33 : L'effort tangential global maximal mesuré et prédit pour chaque participant, classé en fonction de leur valeur mesurée

5 Conclusion

Nous avons pu montrer dans ce chapitre comment nous avons créé notre modèle de prédiction des efforts tangentiels globaux en condition statique à partir du ML. Nous avons également pu exploiter la relation statistique forte trouvée en Chapitre 2, paragraphe Chapitre 2 3.4.4 entre le déplacement maximal antéro-postérieur du CoPs et l'augmentation des efforts tangentiels globaux pendant l'activité (moyenne-maximum), pour créer un modèle de prédiction des efforts tangentiels maximaux.

Lors de la création d'un nouvel outil de mesure, il faut évaluer plusieurs dimensions : la dimension conceptuelle (capacité de l'outil à mesurer ce qu'il doit mesurer et les concepts théoriques sous-jacents) (Chapitre actuel), la dimension pragmatique (capacité de l'outil à

distinguer les personnes entre elles (chapitre actuel : paragraphes 3.5 et 4.2), leur reproductibilité et leur sensibilité au changement. Le chapitre 5 permettra d'étudier, en situation clinique « écologique », les modèles autour des deux axes suivants : reproductibilité et sensibilité au changement.

Les résultats de ce chapitre ont fait l'objet de plusieurs présentations : au 47^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique (Monastir, octobre 2022) (Paquin et al. 2022) aux 16^{èmes} journées nationales de l'Escarre (Nantes, 2022) et au 37^{ème} congrès de la SOFMER (Rennes, décembre 2022).

A retenir :

La valeur de référence est difficilement connue : les données prédites, par le modèle de ML en statique et par le modèle de prédiction de l'effort tangentiel maximum au cours de l'enregistrement lors d'une activité dynamique sont en moyenne supérieures aux valeurs mesurées. Le modèle a du mal à prédire les faibles valeurs d'efforts tangentiels (< 60 N).

Application clinique :

Les 2 modèles créés permettent de hiérarchiser des situations cliniques (même si la valeur prédite peut être éloignée de la valeur mesurée).

Le modèle de prédiction des efforts tangentiels maximaux créé à partir du déplacement maximal antéro-postérieur du CoPs permet d'objectiver l'augmentation des efforts tangentiels lors de l'activité.

Chapitre 4 Les efforts sur l'assise lors d'un déplacement en FR chez des utilisateurs de FR

1 Introduction

La revue de littérature portant sur les efforts au niveau de l'assise lors de la propulsion en FR (Chapitre 1 4.2 (Paquin et al. 2023)) a mis en évidence un manque d'études et donc un manque de données en termes d'efforts normaux en condition statique et en condition dynamique. Dans le chapitre 2, nous avons pu exposer l'effet d'une activité cyclique de type « pédalage » avec les bras sur ces efforts, ainsi que sa différence avec une condition d'assise statique.

Nous allons dans ce chapitre nous intéresser au déplacement en FR (propulsion bimanuelle et propulsion motorisée) chez une population de participants para et tétraplégiques. Il sera question dans ce chapitre de l'analyse des mesures issues d'une nappe de pression sur l'assise.

Ce chapitre a plusieurs objectifs :

- 1) Documenter les efforts normaux sur un FR en activité de déplacement (propulsion bimanuelle et propulsion motorisée) chez une population d'utilisateurs de FR, (Paquin et al. 2023)(Paquin et al. 2023)Chapitre 1 4.2.
- 2) Effectuer des comparaisons des efforts normaux :
 - a. entre une condition statique et une condition dynamique de déplacement (accélération et maintien de la vitesse sur un sol lisse d'intérieur) pour une population donnée (utilisateur de FR).
 - b. entre différentes activités de déplacements, comprenant un arrêt/redémarrage du FR toujours sur sol lisse d'une part et sur sol non lisse (plus proche d'un déplacement extérieur) d'autre part.
 - c. entre la propulsion bimanuelle et la propulsion motorisée.
- 3) La revue de la littérature (Chapitre 1 4.2, (Paquin et al. 2023)) ayant mis en évidence l'influence de la pathologie et des réglages du FR sur les efforts à l'interface homme – siège, notre 3^{ème} objectif est de les étudier à travers notre protocole d'activité.

Ce chapitre ayant 3 objectifs, nous allons, après avoir exposé notre méthode, traiter chacun des objectifs (résultats et discussion) indépendamment.

2 Matériel et méthode

2.1 Protocole expérimental

Le protocole, après avoir été accepté par le CRPH (Comité pour les Recherches impliquant la Personne Humaine) de l'université Gustave Eiffel, a été validé par le CPP (comité de protection des personnes) (Ouest III) le 11 mars 2022 sous le numéro SIRIPH 2G 21.04350.000068. Dans ce chapitre, il est question de la partie écologique du protocole.

Pour l'étude des efforts normaux, nous avons utilisé une nappe de pression Texicare® (TexiSense, Torcy, France). Cette nappe est composée des mêmes capteurs que ceux utilisés pour l'expérimentation du chapitre 2. Elle a la particularité de pouvoir se placer comme une housse sur un coussin de FR et d'être connectée à l'ordinateur par Bluetooth. Sa fréquence

d'acquisition est au maximum de 10 Hz mais peut varier en fonction de la qualité de la connexion Bluetooth.

2.1.1 Population

La population recrutée devait être majeure, utilisatrice de FR (manuel ou électrique) et para ou tétraplégique. Elle a été recrutée dans deux centres (Hôpital Henry Gabriel, Lyon, France et Centre mutualiste Propara, Montpellier, France).

2.1.2 Procédure

Les participants ont été inclus par un médecin spécialisé en médecine physique et de réadaptation (MPR), qui a récolté les données médicales. Le jour de l'expérimentation, le kinésithérapeute expérimentateur a récolté des observations concernant les informations cliniques et la posture en position assise pour chaque participant d'une part et le FR personnel d'autre part. Le détail de ces données collectées est décrit ci-dessous et dans le cahier d'observation (paragraphe 2.2.1 et ANNEXE 2 : cahier d'observation).

La nappe Texicare® a été placée sur le coussin personnel du participant.

Le transfert hors et vers leur FR personnel était effectué soit de manière autonome soit par l'intermédiaire d'un lève-personne. Une fois la nappe installée, les participants devaient se réinstaller de façon à avoir une station assise au fond de leur FR. Les tâches demandées ensuite consistaient à se déplacer sur 10 m (correspondant en moyenne à une activité de 10 s) en propulsion bimanuelle ou par motorisation en gardant leur dos en contact de leur dossier dans 3 conditions différentes (Figure 34) :

- Une ligne droite sur un sol lisse, départ arrêté et fin à allure de croisière (C1).
- Une ligne droite sur un sol lisse, départ arrêté, fin à allure de croisière, comprenant un arrêt au milieu sur commande orale (C2).
- Une ligne droite sur un sol non lisse (rugueux et bosselé, matérialisé par un tapis en jonc avec des baguettes de 5mm en plastique placé sous le tapis à intervalle régulier (Figure 34), départ arrêté et fin à allure de croisière (C3).

Les 3 conditions étaient randomisées. Des mesures cliniques posturales étaient récoltées avant et après chaque condition (ANNEXE 2 : cahier d'observation). Un enregistrement statique de 5s a été mené avant les enregistrements dynamiques.

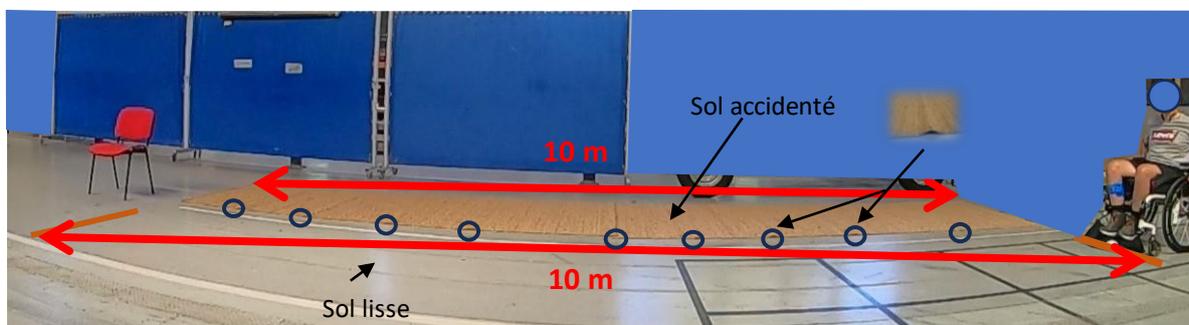


Figure 34 : Participant au départ de la condition sur sol lisse, en arrière, le sol non lisse. Les ronds noirs indiquant l'emplacement de chaque baguette plastique

2.2 Méthodologie de traitement de données

La synchronisation du début de l'enregistrement avec l'activité a été faite manuellement à partir d'un marquage au sol, l'expérimentateur commençait l'enregistrement quand les roues avant du FR dépassaient la ligne de départ et l'arrêtait une fois que les roues arrière du FR passaient la ligne d'arrivée.

Pour les analyses nous avons séparé les participants se déplaçant en fauteuil roulant manuel (FRM) des participants se déplaçant en fauteuil roulant électrique (FRE). Ces derniers étaient tous issus du recrutement réalisé à Propara. En effet, l'ergonomie des deux FR est très différente, ainsi que l'activité motrice nécessaire pour le déplacement.

2.2.1 Variables d'intérêt

Les efforts à l'interface homme – siège pouvant dépendre de plusieurs facteurs (morphologique, de pathologie et/ou de réglage de FR) (J. A. Damiao 2020; Michael, Porter, et Pountney 2007; Reenalda et al. 2009; Sharon E. Sonenblum et al. 2020), nous avons récolté en plus des données morphologiques (âge, sexe, taille, poids) :

- Le type de lésion (Blessés médullaires ou autre)
- L'origine de la lésion (Traumatique ou médicale)
- Le grade AIS (Roberts, Leonard, et Cepela 2017)
- Le niveau lésionnel pour classer les participants en 3 groupes, conservant une motricité normale des membres supérieurs et du tronc (T11-L2), conservant une motricité normale des membres supérieurs (T1-T10) et les tétraplégiques (C4-C8).
- L'existence d'antécédent d'escarre sur la région pelvienne (ischions et sacrum)
- Type de lésion motrice (lésion motrice complète ou incomplète)
- Présence de spasticité en position assise dans le FR (Bohannon et Smith 1987)
- Type de FR
- Type de dossier
- Type de coussin
- Angle de bascule d'assise du FR mesuré à l'aide d'un goniomètre
- Angle tronc cuisse en position assise mesuré à l'aide d'un goniomètre
- Angle d'anté-rétroversion de bassin mesuré à l'aide de l'échelle MCPAA 2.0 (B. Gagnon, Lemelin, et Guerette 2008).

- Prédicteurs :

Parmi les variables d'intérêts, nous avons identifié à l'aide de la littérature (Mendes et al. 2019; Michael, Porter, et Pountney 2007; Sharon E. Sonenblum et al. 2020) et de l'expertise des cliniciens un certain nombre de prédicteurs potentiels des efforts, parmi les données listées ci-dessus : le niveau lésionnel (C4C8, T1T10 ou T11L2), le type de lésion motrice (complète ou incomplète), le type de dossier (toile ou rigide), le type de coussin (à base mousse ou à base air), l'angle de bascule d'assise du FR (0°10° ou 15°25°), l'angle tronc cuisse (90°100° ou 105°120°), angle d'anté-rétroversion de bassin (neutre ou rétroversé) et les antécédents d'escarres (oui ou non).

- Paramètre cibles

La récupération des paramètres cibles a été exécutée à l'aide des mêmes programmes créés en langage Python pour l'expérimentation du chapitre 2. Ils sont : la localisation du CoP, les localisations des PPI (Chapitre 1 3.1) droit et gauche, le PPI max (valeur), la pression moyenne spatiale (Chapitre 1 3.1) et la force normale globale (mesurée (Chapitre 1 3.1) et normalisée par rapport au poids du participant).

Concernant les valeurs, en statique, nous avons calculé la moyenne sur les 5s de l'enregistrement. En dynamique, nous avons utilisé la moyenne de l'enregistrement, le maximum de l'enregistrement et l'amplitude de variation (minimum-maximum) de l'enregistrement en unité de mesure et normalisés par rapport à la valeur statique (Chapitre 2 2.2.1).

Pour l'études des différences de localisation de variables tels que le CoP et la localisation des PPI, nous avons calculé la distance entre les deux points (position statique et position moyenne en dynamique).

2.2.2 Statistiques

Les analyses statistiques ont été menées avec la librairie Pingouin (version 0.5.1) du langage Python.

Comme expliqué précédemment, nous avons séparé les données issues des participants utilisateurs de FRM de ceux utilisateurs de FRE.

Au préalable de chaque test statistique, nous avons testé la normalité des données au test de Shapiro-Wilk afin d'appliquer les tests statistiques adaptés à nos données.

Deux types d'analyses statistiques ont été menées. Les premières consistent à effectuer une comparaison (statique vs dynamique, effet de l'arrêt et effet du terrain et effet de la propulsion) afin de mettre en évidence l'existence de similitudes ou de différences. Et les secondes consistent à mettre en évidence un effet éventuel des prédicteurs.

- Analyse de comparaisons : Pour chaque mode de propulsion ; (statique vs dynamique) ; (ligne droite sol lisse vs ligne droite sol lisse avec arrêt) et (ligne droite sol lisse vs ligne droite sol non lisse) ; et entre les modes de propulsions (bimanuelle vs motorisée)

Pour les comparaisons entre les paramètres obtenus en statique et en dynamique les données étaient appariées (nos échantillons comprenant les mêmes participants). Nous avons utilisé le test de Student pour échantillons appariés lorsque les deux jeux de données étaient paramétriques. Si un des deux jeux de données étaient non paramétriques, nous avons utilisé le test de Wilcoxon.

Concernant les comparaisons des paramètres ayant un échantillon non apparié, nous avons utilisé le test de Student pour échantillons indépendants lorsque les deux jeux de données étaient paramétriques. Dans le cas contraire, nous avons utilisé le test de Mann-Whitney U pour échantillons indépendants.

- Analyse de l'effet des prédicteurs

Pour commencer, nous avons étudié les liens entre les prédicteurs (le niveau lésionnel (C4C8, T1T10 ou T11L2), le type de lésion motrice (complète ou incomplète), le type de dossier (toile ou rigide), le type de coussin (à base mousse ou à base air), l'angle de bascule d'assise du FR (0°10° ou 15°25°), l'angle tronc cuisse (90°100° ou 105°120°), angle d'anté-rétroversion de bassin (neutre ou rétroversé) et les antécédents d'escarres (oui ou non)) sur chaque population (utilisateur de FRM et utilisateur de FRE). Les prédicteurs étant des variables catégoriques, nous avons utilisé le test de dépendance Chi2. Lorsque le test Chi2 était non significatif entre les deux variables, nous avons considéré que ces variables étaient indépendantes.

Puis nous avons effectué des tests univariés en fonction de chaque prédicteur. Pour ce faire, nous avons classé nos données en fonction des prédicteurs. Lorsque nous avons deux jeux de données, le test de Student pour échantillon indépendant a été utilisé quand les données étaient paramétriques et le test de Mann–Whitney U a été utilisé quand les données étaient non paramétriques. Pour les prédicteurs composés de plus de 2 jeux de données (par exemple le niveau neurologique : C1-C8, T1-T10 et T11-L5, Tableau 19), nous avons effectué une ANOVA pour les données paramétriques et un test de Kruskal-Wallis pour les données non paramétriques. Lorsque leur p-value étaient inférieure à 0,05, nous avons effectué une analyse post-hoc.

Nous avons complété cette analyse univariée par une analyse bivariée lorsque les prédicteurs avaient une p-value inférieure à 0,20, le nombre d'observations était supérieur à 5 fois le nombre de modalité et qu'il n'existait pas de dépendance entre les deux prédicteurs. Pour cette analyse bivariée, nous avons utilisé une ANOVA pour les données paramétriques et un test de Kruskal-Wallis pour les données non paramétriques suivies d'un post-hoc si la p-value était inférieure à 0,05.

Les analyses des effets des prédicteurs dans les conditions statiques ont été faites sur les paramètres cibles : PPI, pression moyenne spatiale, force normale globale normalisée.

Les analyses des effets des prédicteurs dans les conditions dynamiques ont été faites sur les valeur moyenne et maximale des données normalisée en pourcentage de la valeur statique des paramètres cibles (PPI, pression moyenne spatiale, force normale globale).

3 Résultats et discussions des trois objectifs

En premier lieu, voici les caractéristiques des participants recrutés : 35 participants ont été recrutés, tous utilisateurs au quotidien de FR suite à une lésion médullaire datant de plus de 3 mois. 22 utilisaient un FRM (19 hommes et 3 femmes, 41 ans \pm 11, 178 cm \pm 7 et 80 kg \pm 17) et avaient un niveau lésionnel compris entre C6 et L2. 13 utilisaient un FRE avec une commande par joystick à droite ou à gauche (8 hommes et 5 femmes, 51 ans \pm 14, 174 cm \pm 9 et 80 kg \pm 16) et avaient un niveau lésionnel compris entre C4 et T6 (Tableau 19).

Caractéristiques	Participants sur FRM N = 22		Participants sur FRE N = 13	
	Moyenne ($\pm 1SD$)	[Min-max]	Moyenne ($\pm 1SD$)	[Min-max]
Age (ans)	40,59 ($\pm 11,5$)	[21-60]	51,15 ($\pm 14,5$)	[21-67]
Age de la lésion (ans)	9,97 ($\pm 9,25$)	[0,8-30]	5,65 ($\pm 9,76$)	[0,20-35]
Sexe (masculin/féminin)	19/3		8/5	
Taille (m)	1,78 ($\pm 0,07$)	[1,55-1,87]	1,74 ($\pm 0,09$)	[1,62-1,90]
Poids (kg)	79,55 ($\pm 17,49$)	[55-110]	79,69 ($\pm 15,61$)	[62-118]
IMC (kg/m ²)	25,35 ($\pm 6,07$)	[16,98-39,54]	26,48 (± 6)	[18,99-41,81]
Niveaux neurologiques (plage)	C6-L2	C6-C8 : 3 (14%) T1-T10 : 13 (59%) T11-L2 : 6 (27%)	C4-T6	C4-C8 : 9 (69%) T1-T6 : 4 (31%)
Grade AIS :	A	14 (64%)	A	6 (46%)
	B	5 (23%)	B	3 (23%)
	C	1 (0,05%)	C	2 (15%)
	D	2 (9%)	D	2 (15%)
Antécédent d'escarre ischiatique ou sacré	Oui	13 (59%)	Oui	3 (23%)
	Non	9 (41%)	Non	10 (77%)
Origine de la lésion	Traumatique	19 (86%)	Traumatique	11 (85%)
	Médicale	2 (9%)	Médicale	2 (15%)
	Chirurgicale	1 (0,05%)		
Typologie motrice	Complet	19 (86%)	Complet	9 (69%)
	Incomplet	3 (14%)	Incomplet	4 (31%)
Type de coussin	Air	9 (41%)	Air	8 (62%)
	Mousse	13 (59%)	Mousse	5 (38%)
Type de dossier	Toile	15 (68%)	Toile	2 (15%)
	Rigide	7 (32%)	Rigide	11 (85%)
Angle tronc-cuisse	90°-100°	20 (91%)	90°-100°	4 (31%)
	105°-120°	2 (9%)	105°-120°	9 (69%)
Rétroversion de bassin	Neutre	11 (50%)	Neutre	1 (0,08%)
	Rétroversé	11 (50%)	Rétroversé	12 (99%)
Angle de bascule d'assise	0°-10°	19 (86%)	0°-10°	8 (62%)
	15°-25°	3 (14%)	15°-25°	4 (31%)
			30°-45°	1 (0,08%)

Tableau 19 : Caractéristiques des participants

3.1 Documenter les efforts normaux en activité sur un FR lors d'une activité de déplacement

Dans ce paragraphe, nous avons documenté les efforts, en condition statique et en conditions dynamiques, en FR manuel et électrique.

La fréquence d'acquisition de la nappe connectée en Bluetooth ayant variée pendant l'acquisition (en fonction de la qualité du signal) et étant relativement faible (au mieux 10 Hz), nous n'avons pas pu exploiter les cycles de propulsion bimanuelle.

3.1.1 Résultats

3.1.1.1 En fauteuil roulant manuel

- En statique

En statique, sur un FRM, les efforts normaux globaux sont en moyenne de 794 N \pm 236 N, la pression moyenne spatiale de 5,42 kPa \pm 1,23 kPa et le PPI de 14,31 kPa \pm 5,58 kPa (Tableau 20).

Paramètre (unité de mesure)	Participants	
	Moyenne (\pm 1SD)	[Min-max]
Force normale globale (N)	794 (\pm 236)	[416-1226]
Pression moyenne spatiale (kPa)	5,42 (\pm 1,24)	[3,58-7,7]
PPI (kPa)	14,30 (\pm 5,58)	[4,60-26,12]

Tableau 20 : Efforts (force normale globale, pression moyenne spatiale, PPI) en condition de statique sur FRM

- Les valeurs en dynamique

Lors de la propulsion bimanuelle en FRM sur un sol lisse (C1), les paramètres cibles (force normale, pression moyenne spatiale et PPI) sont en moyenne autour de leur valeur moyenne en statique (compris entre 94 % et 103 % de leur moyenne en statique) et leur maximum temporel est compris entre 104 % et 125 % de leur valeur statique. Leur amplitude minimum-maximum représente 27 % et 50 % de leur valeur statique (Tableau 21 et Figure 35).

Sur un sol lisse avec arrêt (C2), les paramètres cibles (force normale, pression moyenne spatiale et PPI) sont compris en moyenne entre 97 % et 103 % de leur moyenne statique et leur maximum temporel est compris entre (111 % et 133 % de leur valeur statique. Leur amplitude minimum-maximum représente 39 % et 63 % de leur valeur statique (Tableau 21 et Figure 35).

Et sur un sol non lisse (C3), les paramètres cibles (force normale, pression moyenne spatiale et PPI) sont compris en moyenne entre 89 % et 98 % et leur maximum temporel est compris entre 105 % et 123 % de leur valeur statique. Leur amplitude minimum-maximum représente 44 % et 62 % de leur valeur statique (Tableau 21 et Figure 35).

Moyenne de l'enregistrement						
Paramètre	Sol lisse (C1)		Sol lisse avec arrêt (C2)		Sol non lisse (C3)	
	Moyenne (±1SD)	% du Statique (±1SD)	Moyenne (±1SD)	% du statique (±1SD)	Moyenne (±1SD)	% du statique (±1SD)
Force normale globale	760 N (281 N)	94% (19)	780 N (279 N)	97% (23)	702 N (261 N)	89% (20)
Pression moyenne spatiale	5,29 kPa (1,43 kPa)	97% (13)	5,61 kPa (11,9 kPa)	103% (13)	5,03 kPa (12,88 kPa)	94% (14)
PPI	14,22 kPa (6,14 kPa)	103% (33)	15,01 kPa (6,04 kPa)	107% (26)	6,64 kPa (3,94 kPa)	98% (20)

Maximum de l'enregistrement						
Paramètre	Sol lisse (C1)		Sol lisse avec arrêt (C2)		Sol non lisse (C3)	
	Moyenne (±1SD)	% du Statique (±1SD)	Moyenne (±1SD)	% du statique (±1SD)	Moyenne (±1SD)	% du statique (±1SD)
Force normale globale	832 N (286 N)	104% (20)	877 N (269 N)	111% (21)	829 N (270 N)	105% (24)
Pression moyenne spatiale	5,76 kPa (1,42 kPa)	106% (14)	6,21 kPa (1,12 kPa)	114% (14)	5,82 kPa (1,24 kPa)	109% (14)
PPI	16,79 kPa (7,06 kPa)	125% (56)	18,53 kPa (7,22 kPa)	133% (38)	17,67 kPa (7,84 kPa)	123% (27)

Amplitude de variation de l'enregistrement (minimum-maximum)						
Paramètre	Sol lisse (C1)		Sol lisse avec arrêt (C2)		Sol non lisse (C3)	
	Moyenne (±1SD)	% du Statique (±1SD)	Moyenne (±1SD)	% du statique (±1SD)	Moyenne (±1SD)	% du statique (±1SD)
Force normale globale	218 N (90 N)	29% (15)	320 N (143 N)	43% (20)	360 N (95 N)	49% (17)
Pression moyenne spatiale	1,41 kPa (0,58 kPa)	27% (14)	2,03 kPa (0,90 kPa)	39% (19)	2,27 kPa (0,58 kPa)	44% (16)
PPI	6,22 kPa (5,75 kPa)	50% (60)	8,53 kPa (6,48 kPa)	63% (52)	9,1 kPa (6,24 kPa)	62% (34)

Tableau 21 : Efforts (force globale normale, pression moyenne spatiale, PPI) en condition de propulsion bimanuelle dans les 3 conditions : sol lisse, sol lisse avec arrêt et sol non lisse.

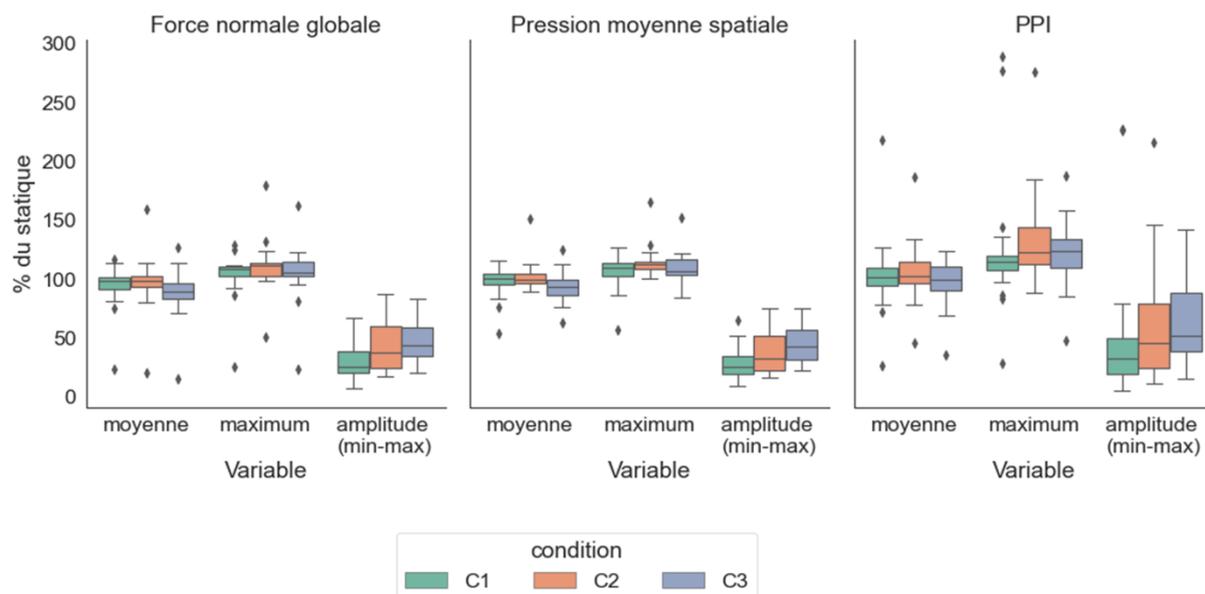


Figure 35 : Répartition des efforts dans les trois conditions de déplacement en pourcentage du statique sur FRM : sol lisse (C1), sol lisse avec arrêt (C2) et sol non lisse (C3)

- Positions statique et dynamique du CoP et des PPI

En préambule, il est important de préciser que les capteurs textiles ont un rayon de 0,9 cm, et une incertitude de l'ordre de 10 à 20%, les différences observées dans la suite sont donc à prendre avec précaution.

Les distances entre le CoP en condition statique et le CoP en condition dynamique varient de 7 mm à 26 mm en fonction des conditions dynamiques (moyenne) (Tableau 22).

Les distances entre la localisation des PPI (gauche et droit) en statique et celle en dynamique oscillent entre 28 mm et 43 mm en fonction des conditions dynamiques (moyenne) (Tableau 22).

	Sol lisse (C1)	Sol lisse avec arrêt (C2)	Sol non lisse (C3)
Paramètre (mm)	Moyenne ($\pm 1SD$)	Moyenne ($\pm 1SD$)	Moyenne ($\pm 1SD$)
COP	23 (17)	7 (5)	26 (19)
PPI droit	41 (43)	43 (37)	47 (67)
PPI gauche	31 (35)	28 (31)	36 (63)

Tableau 22 : Distance (en mm) entre la position moyenne de la variable en statique et en dynamique en FRM dans les 3 conditions : sol lisse, sol lisse avec arrêt et sol non lisse

3.1.1.2 En fauteuil roulant électrique

En statique, sur un FRE, les efforts normaux globaux sont en moyenne de 720 N \pm 171 N, la pression moyenne spatiale de 4,96 kPa \pm 0,92 kPa et le PPI max de 18,5 Pa \pm 6,57 kPa (Tableau 23).

Paramètre (unité de mesure)	Participants	
	Moyenne ($\pm 1SD$)	[Min-max]
Force normale globale (N)	720 (\pm 171)	[524-1049]
Pression Moyenne spatiale (Pa)	4,96 (\pm 0,92)	[3,66-6,57]
PPI (Pa)	18,5 (\pm 6,57)	[5,79-18,5]

Tableau 23 : Efforts (force globale normale, pression moyenne spatiale, PPI) en condition de statique sur FRE

Lors de la propulsion motorisée sur un sol lisse (C1), les paramètres cibles (force normale, pression moyenne spatiale et PPI) sont en moyenne et au maximum (de l'enregistrement) proche de leur valeur moyenne en statique (respectivement compris entre 103 % et 110 % et entre 105 % et 112 % de leur moyenne en statique). Leur amplitude minimum-maximum représente 6 % et 8 % de leur valeur statique (Tableau 24 et Figure 36).

Sur un sol lisse avec arrêt (C2), les paramètres cibles (force normale, pression moyenne spatiale et PPI) sont en moyenne et au maximum (de l'enregistrement) proches de leur valeur moyenne en statique (107 % à 111 % de leur moyenne en statique). Leur amplitude minimum-maximum représente 9 % et 13 % de leur valeur statique (Tableau 24 et Figure 36).

Et sur un sol non lisse (C3), les paramètres cibles (force normale, pression moyenne spatiale et PPI) sont en moyenne proche de leur valeur moyenne en statique (95 % et 101 % de leur moyenne en statique) et au maximum (de l'enregistrement) supérieur à leur moyenne en statique (105 % et 111 % de leur valeur statique). Leur amplitude minimum-maximum représente 29 % et 33 % de leur valeur statique (Tableau 24 et Figure 36).

Moyenne de l'enregistrement						
Paramètre	Sol lisse (C1)		Sol lisse avec arrêt (C2)		Sol non lisse (C3)	
	Moyenne (±1SD)	% du Statique (±1SD)	Moyenne (±1SD)	% du statique (±1SD)	Moyenne (±1SD)	% du statique (±1SD)
Force normale globale	747 N (245 N)	103% (28)	764 N (169 N)	107% (12)	697 N (253 N)	95% (27)
Pression moyenne spatiale	5,2 kPa (1,37 kPa)	104% (21)	5,27 kPa (0,91 kPa)	107% (10)	4,88 kPa (1,4 kPa)	97% (22)
PPI	12,5 kPa (4,61 kPa)	110% (27)	11,96 kPa (3,72 kPa)	107% (21)	11,45 kPa (4,07 kPa)	101% (22)

Maximum de l'enregistrement						
Paramètre	Sol lisse (C1)		Sol lisse avec arrêt (C2)		Sol non lisse (C3)	
	Moyenne (±1SD)	% du Statique (±1SD)	Moyenne (±1SD)	% du statique (±1SD)	Moyenne (±1SD)	% du statique (±1SD)
Force normale globale	760 N (246 N)	105% (28)	788 N (170 N)	110% (12)	761 N (257 N)	105% (29)
Pression moyenne spatiale	5,28 kPa (1,37 kPa)	106% (21)	5,42 kPa (0,92 kPa)	110% (10)	5,28 kPa (1,41 kPa)	106% (23)
PPI	12,76 kPa (4,64 kPa)	112% (29)	12,43 kPa (3,67 kPa)	111% (22)	12,56 kPa (4,2 kPa)	111% (24)

Amplitude de variation de l'enregistrement (minimum-maximum)

Paramètre	Sol lisse (C1)		Sol lisse avec arrêt (C2)		Sol non lisse (C3)	
	Moyenne (±1SD)	% du Statique (±1SD)	Moyenne (±1SD)	% du statique (±1SD)	Moyenne (±1SD)	% du statique (±1SD)
Force normale globale	43 N (20 N)	6% (4)	78 N (39 N)	11% (5)	232 N (121 N)	33% (17)
Pression moyenne spatiale	0,26 kPa (0,11 Pa)	6% (3)	0,46 kPa (0,24 kPa)	9% (4)	1,37 kPa (0,7 kPa)	29% (15)
PPI	0,79 kPa (0,66 kPa)	8% (7)	1,35 kPa (1,1 kPa)	13% (11)	3,7 kPa (2,66 kPa)	34% (25)

Tableau 24 : Efforts (force globale normale, pression moyenne spatiale, PPI) en condition de propulsion motorisé dans les 3 conditions : sol lisse, sol lisse avec arrêt et sol non lisse

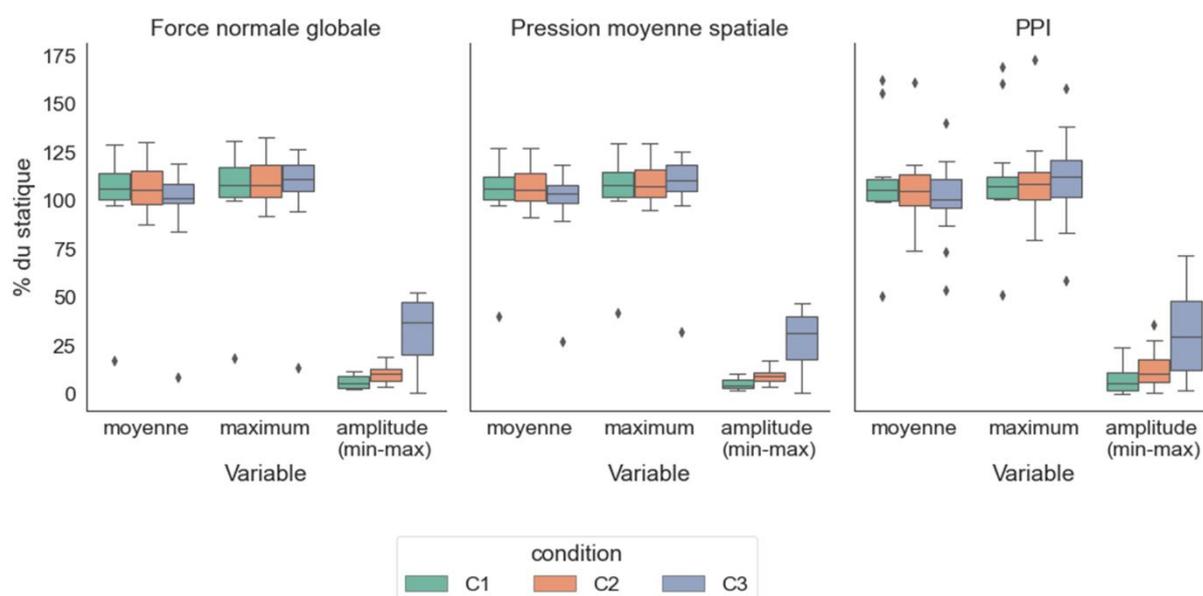


Figure 36 : Répartition des efforts dans les trois conditions de déplacement en pourcentage du statique sur FRE : sol lisse, sol lisse avec arrêt et sol non lisse

- Positions statique et dynamique du CoP et des PPI

Les distances entre le CoP en condition statique et le CoP en condition dynamique (moyenne de l'enregistrement) varient de 3 mm à 48 mm en fonction des conditions dynamique (Tableau 25).

Paramètre (mm)	Sol lisse (C1)	Sol lisse avec arrêt (C2)	Sol non lisse (C3)
	Moyenne (±1SD)	Moyenne (±1SD)	Moyenne (±1SD)
COP	48 (39)	3 (2)	34 (30)
PPI droit	27 (67)	42 (77)	56 (84)
PPI gauche	43 (71)	32 (54)	55 (63)

Tableau 25 : Distance (en mm) entre la position moyenne de la variable en statique et en dynamique en FRE dans les 3 conditions : sol lisse, sol lisse avec arrêt et sol non lisse

Les distances entre la localisation des PPI (gauche et droit) statique et dynamique (moyenne de l'enregistrement) oscille entre 27 mm et 56 mm en fonction des conditions dynamiques (Tableau 25).

3.1.2 Discussion : en comparaison avec la littérature

Notre étude a pu mettre en évidence que lors de la propulsion bimanuelle comme motorisée, les efforts dynamiques moyens sont proches de leur valeur statique (compris entre 94 % et 110 %). En revanche, pour la propulsion bimanuelle, le maximum de l'enregistrement du PPI en dynamique correspond à 125 % à 133 % de sa valeur statique, ce qui n'est pas le cas pour la propulsion motorisée pour laquelle le PPI est entre 111 % et 112 %. Nous avons pu voir que l'amplitude de variation des efforts augmente avec la difficulté de propulsion bimanuelle (2 accélérations dans la condition avec arrêt (C2) par rapport à 1 accélération dans la condition sur sol lisse (C1)) et avec les aspérités du sol en propulsion motorisée. La position moyenne des PPI en dynamique est à environ 40 mm en avant de la position des PPI en statique pour toutes les conditions de déplacement et pour chaque mode de propulsion.

Mergl et al. dans leurs travaux ont montré que pour une conduite automobile avec une pression d'assise « confortable », il ne fallait pas que les pics spatiaux de pression dépassent 20 kPa et la pression moyenne spatiale 5,5 à 6,5 kPa (Mergl et al. 2005). C'est pourquoi en prenant un point de vue ergonomique sans considérer la pathologie, on peut noter que nos participants sont assis dans leur fauteuil avec des pressions « confortables » (la pression moyenne spatiale est inférieure à 6,5 kPa et les PPI inférieurs à 20 kPa et ceci dans toutes les conditions : statique et dynamiques, Tableau 20, Tableau 21, Tableau 23 et Tableau 24).

Dans notre étude, lors de la propulsion bimanuelle, nous avons pu observer que le maximum de l'enregistrement de la pression moyenne spatiale était compris entre 97 % et 103 % de la pression moyenne spatiale statique en fonction des conditions de propulsion. Ce résultat est concordant avec les résultats de la littérature où l'on retrouve des valeurs autour de 92 % pour l'étude d'Andreoni et al. (2001), comprise entre 78 % et 100 % chez Hollington et al. (2013) et comprises entre 106 % et 112 % pour Mendes et al. (2019).

Nos résultats sur le maximum de l'enregistrement des PPI sont concordants avec la littérature utilisant des coussins d'assise. Nos PPI (maximum de l'enregistrement) sont compris entre 123 % et 133 % de leur valeur statique en fonction des conditions de propulsion. Dans la littérature, nous observons des valeurs comprises entre 97 % et 142 % en fonction des différents protocoles (Andreoni, Pedotti, et Ferrarin 2001; Thomas W. Kernozek et Lewin 1998; Mendes et al. 2019).

La force normale globale et le CoP n'ont pas été étudiés dans la littérature en condition statique et dynamique de propulsion bimanuelle.

Seule une étude s'est intéressée à la propulsion assistée (poussée) chez des tétraplégiques : Mendes et al. ont étudié la pression moyenne spatiale (moyenne de l'enregistrement) et le PPI (maximum de l'enregistrement). Leurs résultats sont concordants avec nos résultats, ils ont observé une pression moyenne spatiale de 109 % vs 97 % à 103 % dans notre protocole et un PPI maximum (de l'enregistrement) de 109 % vs 111 % à 112 % dans notre protocole. Cette

petite différence pourrait être liée au mode de propulsion assistée, dans l'étude de Mendes, les participants étaient poussés par une tierce personne alors que dans notre protocole, la propulsion est assistée par la motorisation du FR (Mendes et al. 2019). Elle pourrait également être liée à l'incertitude de mesure des nappes.

3.2 Effet de l'activité de propulsion sur les efforts normaux dans différentes conditions

Cette partie a pour objectif de répondre à nos objectifs correspondant à l'effet 1) de l'activité : (statique vs dynamique), 2) des différents types de déplacement dynamique (les 3 conditions : sol lisse, sol lisse avec arrêt et sol non lisse) en propulsion bimanuelle et motorisée et 3) du type de propulsion (bimanuelle vs motorisée).

3.2.1 Résultats

3.2.1.1 Chez les participants en propulsion bimanuelle (FRM)

- Statique vs propulsion bimanuelle sur sol lisse : valeurs des paramètres cibles

Sur sol lisse, nous avons trouvé que seule la pression moyenne spatiale maximale (temporelle) était supérieure de 360 Pa (soit 6 % de la valeur statique) à la pression moyenne spatiale en condition statique (Tableau 26).

- Effet de l'arrêt (sur sol lisse) sur les valeurs des paramètres cibles

Sur sol lisse avec arrêt, seules les amplitudes de variation (minimum-maximum) sont significativement supérieures dans la condition avec arrêt sur les 3 paramètres cibles par rapport à la condition de propulsion sur sol lisse sans arrêt ; force normale globale +102 N (+ 14 %, $p < 0,001$), pression moyenne spatiale + 0,62 kPa (+ 12 %, $p < 0,05$) et PPI + 2,31 kPa (+ 13 %, $p < 0,05$) (Tableau 26).

- Effet du terrain : lisse vs non lisse sur les valeurs des paramètres cibles

Sur sol non lisse, seules les amplitudes de variation (minimum-maximum) sont significativement supérieures sur les 3 paramètres cibles que dans la condition de propulsion sur sol lisse sans arrêt ; force normale globale + 142 N (+ 20 %, $p < 0,001$), pression moyenne spatiale + 0,86 kPa (+ 17 %, $p < 0,001$) et PPI + 3,08 kPa (+ 12 %, $p < 0,05$) (Tableau 26).

Moyenne de l'enregistrement			
Paramètre	Statique vs Sol lisse (C1)	Sol lisse avec arrêt (C2) vs sans arrêt (C1)	Sol lisse (C1) vs non lisse (C3)
Force normale globale	Statique +6% NS	C2 +3% NS	C3 +5% NS
Pression moyenne spatiale	Statique +3% NS	C2 +6% NS	C3 +3% NS
PPI	C1 +3% NS	C2 +4% NS	C3 +5% NS

Maximum de l'enregistrement

Paramètre	Statique vs Sol lisse (C1)	Sol lisse avec arrêt (C2) vs sans arrêt (C1)	Sol lisse (C1) vs non lisse (C3)
Force normale globale	C1 +4% NS	C2 +7% NS	C3 +1% NS
Pression moyenne spatiale	C1 +6% p<0,05	C2 +8% NS	C3 +3% NS
PPI	C1 +25% NS	C2 +8% NS	C1 +2% NS

Amplitude de variation

Paramètre	Sol lisse avec arrêt (C2) vs sans arrêt (C1)	Sol lisse (C1) vs non lisse (C3)
Force normale globale	C2 +14% p<0,001	C3 +20% p<0,001
Pression moyenne spatiale	C2 +12% p<0,05	C3 17% p<0,001
PPI	C2 13% p<0,05	C3 12% p<0,05

Tableau 26 : Différences liées à l'activité de propulsion bimanuelle dans différentes conditions avec leur significativité

- Localisations du CoP et des PPI

En prenant comme hypothèse nulle que les points sont superposés (la distance entre les points est de 0), nous n'avons pas trouvé de différences significatives de localisation du CoP et des PPI entre les positions moyennes en statique et en dynamique pour les 3 conditions de propulsion bimanuelles.

3.2.1.2 Chez les participants en propulsion motorisée (FRE)

- Statique vs propulsion motorisée sur sol lisse : valeurs des paramètres cibles

Sur sol lisse nous avons trouvé que les maxima temporels des efforts en dynamique étaient supérieurs aux efforts en condition statique : force normale globale + 27 N (+ 5 % de la valeur statique, $p < 0,05$) ; pression moyenne spatiale + 230 Pa (+ 6 % de la valeur statique, $p < 0,05$) et PPI + 4 kPa (+ 12 % de la valeur statique, $p < 0,05$) (Tableau 27).

- Effet de l'arrêt (sur sol lisse) sur les valeurs des paramètres cibles

Sur sol lisse avec arrêt, seules les amplitudes de variation (minimum-maximum) sont significativement supérieures dans la condition avec arrêt sur les 3 paramètres cibles : force normale globale + 35 N (+ 5 %, $p < 0,05$), pression moyenne spatiale + 0,20 kPa (+ 3 %, $p < 0,05$) et PPI + 0,56 kPa (+ 5 %, $p < 0,05$) (Tableau 27).

- Effet du terrain : lisse vs non lisse sur les valeurs des paramètres cibles

Sur sol non lisse, seules les amplitudes de variation (minimum-maximum) sont significativement supérieures sur les 3 paramètres cibles lors de la condition sur sol non lisse ; force normale globale + 189 N (+ 27 % ; $p < 0,001$), pression moyenne spatiale + 1,11 kPa (+ 23 %, $p < 0,001$) et PPI + 2,91 kPa (+ 26 %, $p < 0,001$) (Tableau 27).

Moyenne de l'enregistrement			
Paramètre	Statique vs Sol lisse (C1)	Sol lisse avec arrêt (C2) vs sans arrêt (C1)	Sol lisse (C1) vs non lisse (C3)
Force normale globale	C1 +3% NS	C2 +4% NS	C1 +8% NS
Pression moyenne spatiale	C1 +4% NS	C2 +3% NS	C1 +7% NS
PPI	C1 +10% NS	C1 +3% NS	C1 +9% NS

Maximum de l'enregistrement			
Paramètre	Statique vs Sol lisse (C1)	Sol lisse avec arrêt (C2) vs sans arrêt (C1)	Sol lisse (C1) vs non lisse (C3)
Force normale globale	C1 +5% p<0,05	C2 +5% NS	+0% NS
Pression moyenne spatiale	C1 +6% p<0,05	C2 +4% NS	+0% NS
PPI	C1 +12% p<0,05	C1 +1% NS	C1 +1% NS

Paramètre	Sol lisse avec arrêt (C2) vs sans arrêt (C1)	Sol lisse (C1) vs non lisse (C3)
Force normale globale	C2 +5% p<0,05	C3 +27% p<0,001
Pression moyenne spatiale	C2 +3% p<0,05	C3 +23% p<0,001
PPI	C2 +5% p<0,05	C3 26% p<0,001

Tableau 27 : Différences liées à l'activité de propulsion motorisée dans différentes conditions avec leur significativité

- Localisations du CoP et des PPI

En prenant comme hypothèse nulle que les points sont superposés (la distance entre les points est de 0), nous n'avons pas trouvé de différences significatives de localisation du CoP et des PPI entre les positions moyennes en statique et en dynamique pour les 3 conditions de propulsion motorisée.

3.2.1.3 Comparaison des efforts entre la propulsion bimanuelle et motorisée

Nous n'avons pas trouvé de différences significatives entre les deux types de FR en statique et concernant le maximum de l'enregistrement lors de la propulsion ($p > 0,05$) sur sol lisse. Nous avons trouvé une amplitude de variation (minimum-maximum) significativement supérieure en propulsion bimanuelle par rapport à la propulsion motorisée pour les 3 paramètres (force normale globale, pression moyenne spatiale et PPI) lors de la condition sur sol lisse. En enlevant l'effet lié à la propulsion sur sol lisse (nous avons soustrait l'effet de la propulsion sur sol lisse aux autres conditions à partir des paramètres normalisés en pourcentage du statique), nous ne trouvons pas de différences significatives entre les deux types de propulsion si on ajoute un arrêt et sur un sol non lisse (Tableau 28).

Paramètre	Sol lisse (C1) (en % du statique)	Sol lisse avec arrêt (C2) (en % du statique sans l'effet C1)	Sol non lisse (C3) (en % du statique sans l'effet C1)
Force normale globale	p < 0,001 FRM + 18 %	NS FRM + 10 %	NS FRE + 8 %
Pression moyenne spatiale	p < 0,001 FRM + 18 %	NS FRM + 7,8 %	NS FRE + 6,2 %
PPI	p < 0,001 FRM + 37 %	NS FRM + 6 %	NS FRM + 14 %

Tableau 28 : Différences significatives sur l'amplitude de variation des efforts (minimum-maximum) entre la propulsion bimanuelle et motorisée dans les 3 conditions de déplacement (sol lisse, sol lisse avec arrêt et sol non lisse).

3.2.2 Discussion : Effet de l'activité

3.2.2.1 Lors de la propulsion bimanuelle en FRM

Comme pour l'activité de « pédalage », en moyenne les efforts lors de la propulsion bimanuelle sont similaires aux efforts en situation statique (Tableau 21) (Chapitre 2 3.2.1.1).

Il a été montré dans les résultats que l'activité de propulsion bimanuelle pouvait faire varier les maxima temporels des efforts sur l'assise en moyenne de 4 % ± 19 % (force normale globale) à 25 % ± 56 % (PPI) (Tableau 21) en fonction des paramètres cibles. Ces résultats concordent avec ceux trouvés dans la littérature (97 % à 142 % du statique en fonction des paramètres et des études) (Chapitre 1 4.2, (Paquin et al. 2023)).

L'arrêt sur sol lisse n'entraîne pas de grosses modifications des efforts par rapport à une ligne droite sans arrêt, seule l'amplitude de variation (minimum-maximum) est significativement ($p < 0,05$) augmentée par l'arrêt (+14 % pour la force normale globale, + 12 % pour la pression moyenne spatiale et + 13 % pour le PPI) (Tableau 21). L'effet du type de terrain ne se manifeste également significativement ($p < 0,001$) que sur l'amplitude de variation (minimum-maximum), celle-ci augmente sur sol non lisse (+20 % pour la force normale globale, + 17 % pour la pression moyenne spatiale et + 12 % pour le PPI) (Tableau 21). Les maxima temporels des efforts en dynamique étant similaire pour chaque condition, ce sont les minimums qui sont modifiés, pour les condition avec arrêt (C2) et sur sol non lisse (C3), les minimums sont inférieurs à ceux de la condition sur sol lisse (C1). Pour la condition avec arrêt, cela pourrait être liée à la décélération du fauteuil qui allègerait les efforts sur l'assise. Pour la condition sur sol non lisse, cela pourrait être liée également à l'allègement entraîné par le passage d'obstacle (chaque obstacle freinant le FR), comme un « petit » saut. Ce résultat implique qu'en fonction des habitudes de déplacement des utilisateurs de FR (type de terrain et/ou arrêt fréquent), ils pourraient être plus ou moins sujet à des variations d'efforts sur leur assise. De futurs travaux sur l'effet des variations d'efforts sur l'assise ont besoin d'être menés pour connaître l'effet de la variation des efforts au cours de l'activité (effet neutre, délétère ou protecteur) sur les risques de lésions cutanées.

Nous n'avons pas trouvé de différences significatives de localisation du CoP et des PPI entre la condition statique et les conditions dynamiques, ce qui concorde avec les résultats que nous avons obtenu lors de notre expérimentation de « pédalage » (Chapitre 2 3.1.3.2). Ce résultat a une importance clinique majeure, cela signifie que lors de l'attribution et/ou le façonnage

de coussin, une analyse de la localisation des PPI statique est suffisante pour localiser les tubérosités ischiatiques quelle que soit l'activité (à condition que la personne ne se déplace pas dans son dispositif pendant l'activité).

3.2.2.2 Lors de la propulsion motorisée en FRE

Comme pour la propulsion bimanuelle, la moyenne des efforts en dynamique est similaire aux efforts en statique. Les maxima temporels sont significativement ($p < 0,05$) supérieurs aux efforts de la condition statique de $5 \% \pm 28$ (force normale globale) à $12 \% \pm 29$ (PPI) (Tableau 24).

Lors de la propulsion motorisée, l'arrêt sur sol lisse et la propulsion sur sol non lisse n'entraînent pas de modification significative de la moyenne et du maximum de l'enregistrement. L'amplitude de variation (minimum-maximum) est significativement différente dans les conditions, avec arrêt ($p < 0,05$; +5 % pour la force normale globale, + 3 % pour la pression moyenne spatiale et + 7 % pour le PPI) (Tableau 24) et sur sol non lisse ($p < 0,001$; +27 % pour la force normale globale, + 23 % pour la pression moyenne spatiale et + 26 % pour le PPI) (Tableau 24). Comme pour la propulsion bimanuelle, les minimums sont inférieurs lors des conditions avec arrêt et sur sol non lisse.

3.2.2.3 Les efforts entre la propulsion bimanuelle et motorisée

Sur sol lisse, l'amplitude de variation (minimum-maximum) des efforts lors de la propulsion bimanuelle est significativement plus grande que lors de la propulsion motorisée. Ce résultat conforte l'idée que la gestuelle de propulsion par l'appui cyclique sur les mains courantes est responsable de la variation des efforts (Chapitre 2 4.1) (Andreoni, Pedotti, et Ferrarin 2001).

Les différences non significatives trouvées dans les deux autres conditions (avec arrêt C2 et sur sol non lisse C3) montrent que dès que les conditions de déplacement sont soumises à des forces extérieures importantes comme un arrêt brusque ou un sol non lisse, le mode propulsion n'influence plus l'amplitude de variation des efforts. En pratique clinique, cela confirme le besoin de connaître les habitudes de vie des patients (Sharon E Sonenblum, Sprigle, et Lopez 2012) pour comprendre à quels efforts normaux (à l'interface de l'assise), ils sont soumis.

3.3 Effets des prédicteurs

Pour continuer, cette partie a permis de mettre en lumière une certaine relation entre certains prédicteurs et les efforts à l'interface homme – siège, en statique et en dynamique et pour les deux types de propulsions (bimanuelle et motorisé). Comme nous avons trouvé une différence significative sur les efforts en propulsion sur sol lisse entre le FRM et le FRE, nous avons analysé les effets des prédicteurs (type de lésions, réglages du FR, etc.) pour chaque type de FR.

3.3.1 Résultats

Le détail des résultats incluant les effets proches de la significativité sont résumés dans les Tableau 29, Tableau 30 et Tableau 31 et les graphiques représentant la répartition des efforts en fonction des prédicteurs en ANNEXE 3.

3.3.1.1 En fauteuil roulant manuel

Nous n'avons pas trouvé de dépendance au test de Chi 2 concernant tous les prédicteurs : antécédent d'escarre, niveau lésionnel, typologie motrice, type de coussin, type de dossier, angle tronc-cuisse, rétroversion de bassin et angle de bascule d'assise, il a donc été possible d'effectuer des tests bivariés en combinant les prédicteurs ayant une p-value inférieure à 0,20.

- En statique

En analyse univariée, la force normale globale (en pourcentage de la valeur statique) est significativement influencée par le type de dossier. Les autres paramètres ne présentent pas de influences significatives. La pression moyenne spatiale est influencée significativement par le niveau lésionnel (T1-T10 – T11-L2) l'angle tronc cuisse et la bascule d'assise (Tableau 29).

Les analyses bivariées (Tableau 30) sur les combinaisons des prédicteurs ayant une p-value inférieure à 0,20 ont révélé que l'association *type de dossier + niveau lésionnel* influençait significativement ($p < 0,05$) la force normale globale normalisée et la pression moyenne spatiale ; le PPI était influencé significativement ($p < 0,05$) par l'association *type de dossier + rétroversion de bassin*. Concernant la pression moyenne spatiale, la taille de notre échantillon de participants ne nous permet pas de préciser plus spécifiquement l'effet des prédicteurs avec une analyse multivariée complète, mais on peut préciser qu'elle était significativement ($p < 0,05$) influencée par les associations : *niveau lésionnel + type de coussin*, *niveau lésionnel + angle tronc cuisse*, *niveau lésionnel + angle de bascule d'assise* et *type de coussin + angle de bascule d'assise*.

- Propulsion bimanuelle en FRM sur sol lisse

Lors de la propulsion sur sol lisse, seul le maximum temporel du PPI est significativement ($p < 0,05$) influencé par la rétroversion de bassin.

- Propulsion bimanuelle en FRM sur sol lisse avec arrêt

Le maximum temporel de la pression moyenne spatiale est significativement ($p < 0,05$) influencé individuellement par le type de coussin, l'angle tronc cuisse et l'angle de bascule d'assise (Tableau 29). Mais aussi par l'effet combiné ($p < 0,05$) de *l'angle de bascule d'assise + l'angle tronc cuisse* (Tableau 30).

- Propulsion bimanuelle en FRM sur sol non lisse

Lors de la propulsion sur sol non lisse, seul le maximum temporel du PPI est influencé par des prédicteurs : le type de dossier ($p < 0,05$) (Tableau 29) et les combinaisons : *type de dossier + angle tronc cuisse* ($p < 0,05$), *type de dossier + angle de bascule d'assise* ($p < 0,05$) et *angle tronc cuisse + angle de bascule d'assise* ($p < 0,05$) (Tableau 30).

3.3.1.2 En fauteuil roulant électrique

Nous avons trouvé une dépendance au test de Chi 2 concernant les prédicteurs : le niveau lésionnel avec le type de coussin ($p < 0,05$) d'une part et l'angle de bascule d'assise avec la position du bassin dans le plan sagittal ($p < 0,05$) d'autre part. Il n'y a pas de dépendance significative entre les autres prédicteurs. Les effectifs des participants en FRE ne nous a pas permis d'effectuer des tests bivariés pour tester les éventuels effets combinés.

- En statique sur FRE

En condition statique sur un FRE, nous avons observé une influence significative du type de dossier sur la force normale globale normalisée ($p < 0,05$). Le niveau lésionnel et le type de coussin ont un effet significatif ($p < 0,05$) sur la pression moyenne spatiale.

- En propulsion motorisée (FRE)

Aucun des prédicteurs n'influencent significativement ($p > 0,05$) les conditions sur sol lisse avec et sans arrêt (C1 et C2). Seul le maximum temporel de la pression moyenne spatiale est influencé significativement ($p < 0,05$) par le niveau lésionnel (Tableau 31).

Prédicteurs		Niveau lésionnel			Typologie motrice		Antécédent d'escarre		Type de coussin		Type de dossier		Angle tronc-cuisse		Rétroversion de bassin		Angle de bascule d'assise	
		C6-C8	T1-T10	T11-L2	Complet	Incomplet	Oui	Non	Air	Mousse	Toile	Rigide	90°-100°	105°-120°	Neutre	Rétroversé	0°-10°	15°-25°
Condition	Effectif	3	13	6	19	3	13	9	9	13	15	7	20	2	11	11	19	3
Statique	FNG normalisé										p < 0,05 ; toile > rigide 1,01 vs 0,94							
	PMS		p < 0,05 ; T11-L2 > T1-T10 6,72 kPa vs 4,61 kPa										p < 0,05 ; 105°-120° > 90°-100° 6,05 kPa vs 5,36 kPa				p < 0,05 ; 0°-10° > 15°-25° 5,85 kPa vs 3,79 kPa	
C1 maximum	PPI												p < 0,05 ; rétroversé > neutre 136 % vs 114 %					
C2 moyenne	PMS																p = 0,06 ; 15°-25° > 0°-10° 128 % vs 99 %	
	PPI						p = 0,05 ; oui > non 109 % vs 100 %											
C2 maximum	PMS								p < 0,05 ; air > mousse 115 % vs 110 %				p < 0,05 ; 90°-100° > 105°-120° 113 % vs 102 %				p < 0,05 ; 15°-25° > 0°-10° 142 % vs 112 %	
	PPI				p = 0,09 ; Complet > Incomplet 128 % vs 108 %				p = 0,06 ; air > mousse 138 % vs 115 %									
C3 maximum	PMS										p = 0,07 ; rigide > toile 116 % vs 104 %		p = 0,05 ; 90°-100° > 105°-120° 107 % vs 90 %					
	PPI										p < 0,05 ; rigide > toile 118 % vs 104 %		p = 0,05 ; 90°-100° > 105°-120° 108 % vs 90 %				p = 0,05 ; 15°-25° > 0°-10° 121 % vs 105 %	

Tableau 29 : Effet des prédicteurs en FRM sur la force normale globale (FNG), la pression moyenne spatiale (PMS) et le PPI en condition statique et dans les 3 conditions dynamique (moyenne et maximum de l'enregistrement) (sol lisse (C1), sol lisse avec arrêt (C2) et sol non lisse (C3)) ; la p-value et les médianes des différents groupes.

Prédicteur	Condition	Effectif	Statique			C2 maximum	C3 maximum
			FNG normalisée	PMS	PPI	PMS	PPI
Dossier + niveau lésionnel	a : T11-L2/rigide	4	p < 0,05 ; c > b : 1,2 vs 0,76	p < 0,001 ; p < 0,05, a > b : 5,93 kPa vs 3,69 kPa p < 0,05, c > d : 7,35 kPa vs 5,23 kPa p < 0,001, c > b : 7,35 kPa vs 3,69 kPa			
	b : T1-T10/rigide	9					
	c : T11-L2/toile	2					
	d : T1-T10/toile	4					
Dossier + rétroversion	a : rigide/neutre	4			p < 0,05 ; a > b : 15,9 kPa vs 7,5 kPa d > b : 16,6 kPa vs 15,9 kPa d > a : 12,9 kPa vs 7,5 kPa		
	b : rigide/rétroversé	3					
	c : toile/neutre	7					
	d : toile/rétroversé	8					
Coussin + bascule d'assise	a : 0°-10°/air	6		p < 0,05 ; b > c : 5,85 kPa vs 3,79 kPa			
	b : 0°-10° /mousse	13					
	c : 15°-25° /air	3					
Niveau lésionnel + coussin	a : T1-T10 /air	6		p < 0,05 ; c > a : 7,7kPa vs 4,3 kPa c > b : 7,7 kPa vs 5,85 kPa			
	b : T1-T10 /mousse	7					
	c : T11-L2 /air	1					
	d : T11-L2 /mousse	5					
Niveau lésionnel + angle tronc cuisse	a : T1-T10/105°-120°	1		p < 0,05 ; c > b : 6,72 kPa vs 4,61 kPa			
	b : T1-T10/90°-100°	12					
	c : T11-L2 /90°-100°	6					
Niveau lésionnel + bascule d'assise	a : T1-T10/0°-10°	10		p < 0,05 ; p < 0,001, c > b : 6,72 kPa vs 3,79 kPa p < 0,05, c > a : 6,72 kPa vs 5,23 kPa			
	b : T1-T10 /15°-25°	3					
	c : T11-L2 /0°-10°	6					
Angle tronc cuisse + bascule d'assise	a : 105°-120° / 0°-10°	2			p < 0,05 ; c > b : 143 % vs 113 % c > a : 142 % vs 102 %	p < 0,05 ; c > b : 121 % vs 106 % c > a : 121 % vs 90 %	
	b : 90°-100° /0°-10°	17					
	c : 90°-100° /15°-25°	2					
Dossier + angle tronc cuisse	a : rigide /90°-100°	7				p < 0,05 ; a > b : 118 % vs 90 %	
	b : toile /105°-120°	2					
	c : toile /90°-100°	13					
Dossier + bascule d'assise	a : rigide /0°-10°	4				p < 0,05 ; b > c : 121 % vs 104 %	
	b : rigide /15°-25°	3					
	c : toile/0°-10°	15					

Tableau 30 : Effet des prédicteurs combinés en FRM sur la force normale globale (FNG), la pression moyenne spatiale (PMS) et le PPI en condition statique et dans les 3 conditions dynamique (moyenne et maximum de l'enregistrement) (sol lisse (C1), sol lisse avec arrêt (C2) et sol non lisse (C3)) ; la p-value et les médianes des différents groupe

Prédicteur Condition		Niveau lésionnel		Typologie motrice		Type de coussin		Type de dossier		Angle tronc-cuisse	
		C4-C8	T1-T6	Complet	Incomplet	Air	Mousse	Toile	Rigide	90°-100°	105°-120°
	Effectifs	9	4	9	4	8	5	2	11	4	9
Statique	FNG	p = 0,07 ; T1-T6 > C4-C8 0,99 vs 0,85						p < 0,05 ; toile > rigide 1,04 vs 0,86			
	PMS	p < 0,05 ; T1-T6 > C4-C8 5,98 kPa vs 4,35 kPa				p < 0,05 ; mousse > air 5,54 kPa vs 4,59 kPa					
C1 moyenne	FNG			p = 0,05 ; incomplet > complet 121 % vs 106 %						p = 0,05 ; 105°-120° > 90°-100° 114 % vs 101 %	
	PMS			p = 0,08 ; incomplet > complet 120 % vs 106 %						p = 0,08 ; 105°-120° > 90°-100° 112 % vs 101 %	
	PPI			p = 0,08 ; incomplet > complet 134 % vs 105 %						p = 0,08 ; 105°-120° > 90°-100° 110 % vs 101 %	
C1 maximum	FNG			p = 0,08 ; incomplet > complet 123 % vs 108 %						p = 0,05 ; 105°-120° > 90°-100° 115 % vs 102 %	
	PMS			p = 0,08 ; incomplet > complet 123 % vs 108 %						p = 0,08 ; 105°-120° > 90°-100° 113 % vs 102 %	
	PPI			p = 0,07 ; incomplet > complet 136 % vs 107 %						p = 0,05 ; 105°-120° > 90°-100° 112 % vs 103 %	
C3 maximum	FNG	p = 0,05 ; C4-C8 > T1-T10 112 % vs 105 %									
	PMS	p < 0,05 ; C4-C8 > T1-T10 113 % vs 105 %									

Tableau 31 : Effet des prédicteurs en FRE sur la force normale globale (FNG), la pression moyenne spatiale (PMS) et le PPI en condition statique et dans les 3 conditions dynamique (moyenne et maximum de l'enregistrement) (sol lisse (C1), sol lisse avec arrêt (C2) et sol non lisse (C3)).

3.3.2 Discussion : Effet des prédicteurs

En préambule, il est important de préciser que nos échantillons de populations n'étant pas grands, les résultats que nous apportons ici montrent une tendance et devront être validés par de futurs travaux de recherche plus ciblés sur cette question.

3.3.2.1 En fauteuil roulant manuel

- En condition statique

Dans notre population, les analyses statistiques ont montré que la force normale globale normalisée sur le poids était dépendante ($p < 0,05$) du type de dossier : avec un dossier toile, la force normale globale normalisée est de 1,05 fois le poids en N contre 0,9 fois avec un dossier rigide (Tableau 29). Ceci implique que les participants ayant un dossier rigide mettent plus de poids dans leur dossier que ceux ayant un dossier toile en condition d'assise statique. En effet, nous ne retrouvons pas de différences significatives en fonction de l'angle tronc-cuisse du participant ($p > 0,05$) ni en fonction de la bascule d'assise du FR ($p > 0,05$). Les analyses bivariées ont montré que cet effet était accentué par leur niveau lésionnel, plus leur niveau

lésionnel était bas (T11-L2) ($p < 0,05$, Tableau 30) plus la force normale globale normalisée était élevée. Les participants équipés de dossier toile et de niveau lésionnel bas, ont souvent des dossiers très courts qui ne leur permettent pas de basculer une partie de leur poids du corps dans leur dossier, ce qui pourrait expliquer l'influence du type de dossier sur la force normale globale normalisée.

Quant à la pression moyenne spatiale, elle est dépendante du niveau lésionnel : elle est significativement ($p < 0,05$) supérieure (+ 1800 Pa) chez les participants ayant une lésion T11-L2 par rapport aux participants ayant une lésion T1-T10 (Tableau 29). Cette observation reste vraie quel que soit le type de coussin ($p < 0,05$ Tableau 30), le type de dossier ($p < 0,05$, Tableau 30), l'angle tronc-cuisse ($p < 0,05$ Tableau 29, Tableau 30) et l'angle de bascule d'assise ($p < 0,001$, Tableau 30). La pression moyenne spatiale dépend faiblement en valeur ($p < 0,05$) de l'angle tronc-cuisse : plus l'angle est ouvert (105° - 120°) plus l'effort est important (+ 500 Pa) (Tableau 30). L'angle de bascule d'assise joue également un rôle ($p < 0,05$) ; un angle de bascule d'assise de 15° - 25° soulage la pression moyenne spatiale (-1800 Pa), l'effet de l'angle de bascule d'assise reste significatif quel que soit le niveau lésionnel ($p < 0,05$, Tableau 30). Il est important de noter que les échantillons des participants répartis en fonction de l'angle tronc-cuisse et de l'angle de bascule d'assise sont très hétérogènes, ce qui pourrait influencer les résultats. Nous pouvons noter qu'il nous paraît réaliste (d'un point de vue empirique) et conforme à la littérature (Michael, Porter, et Pountney 2007) que la bascule arrière de l'assise (15° - 25°) permette de soulager la pression sur l'assise, elle favorise l'appui du haut du corps dans le dossier. Le fait que nous observons un effet à la fois du niveau lésionnel et de la bascule d'assise renforce notre hypothèse sur le plus faible transfert de poids (et donc de force) dans le dossier lorsque les participants ont un niveau lésionnel bas et/ou peu de bascule d'assise.

Aucun des prédicteurs seul n'influence significativement le PPI ($p > 0,05$). Ce résultat est surprenant, on aurait pu penser que la présence d'un coussin à base d'air permette un soulagement des PPI. Il est également en contradiction avec les résultats de la littérature existant (Hosking 2017) qui ont montré une diminution du PPI sur des supports épousant la morphologie des fesses comme les coussins à base d'air. Ce résultat pourrait être lié au type de coussin à air utilisé et à leur réglage, un coussin à air surgonflé ne peut plus épouser la forme des fesses. Ceci met en évidence une limite de notre étude : l'utilisation du matériel propre au participant sans savoir si celui-ci lui est bien adapté. En revanche, l'effet combiné (type de dossier et rétroversion de bassin) trouvé sur le PPI est concordant avec les études de Samuelson et al. dans le domaine du FR (Samuelsson et al. 2009) et Makhsous et al. dans le domaine de l'ergonomie assise (Makhsous et al. 2003). Ils ont montré respectivement dans leurs études que pour diminuer le PPI, on pouvait travailler sur la position de bassin (anté-rétroversion) par l'intermédiaire de formes d'assise et de dossiers spécifiques. Ici, nous avons pu mettre en évidence un PPI supérieur chez les participants rétroversés équipés d'un dossier toile (+7,7 kPa) (Tableau 30) par rapport aux participants équipés d'un dossier rigide. Le côté rigide du dossier permet sans doute de mieux contrôler le bassin. Un dossier rigide associé à son coussin permet de soulager les tubérosités ischiatiques et ainsi de diminuer le PPI.

- En condition de propulsion bimanuelle sur sol lisse

Lors de la propulsion bimanuelle, seul le PPI (maximum de l'enregistrement) augmente significativement différemment en fonction de la rétroversion de bassin ($p < 0,05$). Nous avons pu observer que lorsque le bassin était rétroversé l'augmentation maximale était de 136 % de la valeur statique vs 114 % pour les participants ayant un bassin en position neutre (Tableau 29, Tableau 30). En position neutre de bassin, les participants retrouvent leurs courbures physiologiques du tronc, l'effort des membres supérieurs pour la propulsion est donc directement utilisé pour le déplacement du FR. En revanche, en rétroversion de bassin, les courbures sont effacées, on parle de courbures « déverrouillées » qui ne permettent pas la transmission directe de la force des membres supérieurs pour le déplacement du FR, un jeu de « gainage » du tronc se met en place (plus ou moins efficace en fonction du niveau lésionnel et du type de lésion), ce « gainage » pourrait être à l'origine d'une plus grande augmentation des PPI dont la localisation représente le point d'ancrage des fesses sur le FR.

En clinique dans un objectif de prévention des surcharges ischiatiques il nous paraît important lors du réglage et de l'attribution des aides techniques au positionnement de prendre en considération à la fois la valeur du PPI statique et la position du bassin dans le plan sagittal ; notre expérimentation ayant montrée une plus grande augmentation de force sur les PPI lors de la propulsion (ici, faible distance avec peu d'intensité) quand le bassin est rétroversé.

- En condition de propulsion bimanuelle sur sol lisse avec arrêt

Les prédicteurs n'influencent pas la force normale globale et le PPI (moyenne et maximum de l'enregistrement). La pression moyenne spatiale (moyenne de l'enregistrement) est influencée par l'angle de bascule du FR (Tableau 29), une bascule de 15°-25° entraîne une augmentation de l'effort moyen de 30 % alors qu'avec une faible bascule de 0°-10°, l'effort moyen est similaire à l'effort en statique. Même si l'échantillon de participants ayant une bascule de 15°-25° est faible, ce résultat nous paraît concordant avec ce que l'on observe lors d'un arrêt brusque : un déplacement antérieur du poids, du dossier à l'assise (jusqu'au décollement du dos du dossier), causé par la décélération. Plus le FR est réglé avec une forte bascule d'assise (plus le poids initial dans le dossier est important), et plus le surpoids antérieur engendré par la décélération augmente la pression moyenne spatiale sur l'assise.

Sur le maximum de l'enregistrement, le type de coussin influence la pression moyenne spatiale ($p < 0,05$), lorsque les participants sont équipés d'un coussin à air, la pression moyenne spatiale maximale est supérieure (125 % vs 110 %) (Tableau 29), ceci pourrait être lié à la caractéristique des coussins à air des participants, ils étaient majoritairement mono-valve, ce qui signifie que l'air est libre de circuler dans les différentes cellules pneumatiques sur toute la surface du coussin. Lors de l'arrêt, le surpoids antérieur engendré par la décélération entraînerait une plus grande déformation du coussin et ainsi augmenterait plus la pression moyenne spatiale que pour un coussin mousse.

- En condition de de propulsion bimanuelle sur sol non lisse

Sur sol non lisse, nous observons un effet du type de dossier sur la force normale globale (limite de la significativité, $p = 0,06$, rigide 120 % vs toile 100 %, Tableau 29, Tableau 30) et la pression moyenne spatiale (significatif, $p < 0,05$, rigide 100 % vs toile 90 %, Tableau 29) sur le maximum de l'enregistrement. Le dossier rigide, de par sa constitution ne peut pas absorber

les forces de réactions du sol liées aux obstacles, ce résultat nous paraît donc pertinent. L'absence de significativité entre les deux types de dossier lorsque les participants ont moins de poids dans leur dossier (angle tronc-cuisse de 90°-100°, Tableau 30 ou angle de bascule d'assise de 0°-10°, Tableau 30) confirme notre hypothèse de transmission de force sur l'assise liée au type de dossier exposée dans le paragraphe précédent sur l'effet de l'arrêt.

3.3.2.2 En fauteuil roulant électrique

- En condition statique

Nous avons pu observer un effet du type de dossier sur la force normale globale normalisée sur le poids. Les participants équipés d'un dossier toile ont plus de force sur leur assise ($p < 0,05$, 1,05 fois le poids du corps en N vs 0,88, Tableau 31). Ce résultat nous paraît concordant avec la caractéristique des FRE équipés d'un dossier toile, ils n'ont pas ou peu de possibilité de bascule postérieur et sont adaptés aux utilisateurs ayant de bonnes capacités de posture assise (équilibre et tonus), ainsi les utilisateurs de FRE avec dossier toile s'appuient moins dans leur dossier.

Nous avons pu également mettre en évidence un effet du type de coussin sur la pression moyenne spatiale ($p < 0,05$), un coussin à air diminue la pression moyenne spatiale (-1,2 kPa, Tableau 31). Ce résultat est concordant avec la littérature, un coussin à air ayant pour objectif de diminuer la pression d'interface (Pipkin et Sprigle 2008).

Le niveau lésionnel influence également la force normale globale normalisée ($p = 0,07$, T1-T10 1 fois le poids du corps en N vs C4-C8 0,87 fois, Tableau 31) et la pression moyenne spatiale ($p < 0,05$, T1-T6 +1500 Pa, Tableau 31). Plus les participants ont un niveau lésionnel haut moins ils ont la possibilité de tenir assis (mauvais équilibre et/ou peu de tonus du tronc), et plus ils mettent du poids dans leur dossier pour tenir assis ; ils ont donc moins d'efforts sur leur assise (force normale globale et pression moyenne spatiale).

Comme pour le FRM, nous n'avons pas trouvé d'influence significative des prédicteurs sur le PPI ($p > 0,05$). Ce qui nous surprend pour les mêmes raisons (paragraphe 2.3.1 3.3.2.1), Tableau 31) surtout que nous avons trouvé une influence du type de coussin sur la pression moyenne spatiale.

- En condition de propulsion motorisée sur sol lisse

Sur sol lisse, le type de lésion influence la moyenne et le maximum de l'enregistrement des 3 paramètres cibles : force normale globale ($p < 0,08$), pression moyenne spatiale ($p < 0,08$) et PPI ($p < 0,08$). Lorsque la lésion est incomplète, on ne constate pas d'augmentation de l'effort lors du déplacement. En revanche lorsque la lésion est complète, l'effort est augmenté de 20 à 36 % (Tableau 31). Un tétra-paraplégique ayant une lésion motrice complète n'a pas la possibilité de mettre en place les ajustements posturaux automatiques liés aux déstabilisations causées par l'activité, ici l'accélération motorisée du FRE ; ce qui a pour effet d'augmenter les 3 paramètres cibles. Concernant l'effet de l'angle tronc-cuisse sur les 3 paramètres cibles : force normale globale ($p < 0,05$), pression moyenne spatiale ($p < 0,08$) et PPI ($p < 0,08$), deux scénarios ressortent. Lorsque l'angle tronc-cuisse est « fermé » (90°-100°), on observe une diminution des efforts (maximum de l'enregistrement) de 5 à 20 % lors du déplacement, en revanche lorsque l'angle tronc-cuisse est « ouvert » (105°-120°), les efforts

(maximum de l'enregistrement) augmentent de 15 à 20 % (Tableau 31). Ceci pourrait être lié à l'effet du tronc sur l'assise lors de l'accélération motorisée, un participant assis en « fermeture » d'angle a initialement peu de poids dans son dossier, l'accélération déplace du poids de l'assise dans le dossier. A contrario, un participant assis en « ouverture » d'angle appui initialement beaucoup dans son dossier, l'accélération augmente donc toute les forces (assise et dossier).

- En condition de propulsion motorisée sur sol non lisse

Sur sol non lisse, seul le niveau lésionnel a un effet sur le maximum de l'enregistrement de la force normale globale ($p < 0,05$) et la pression moyenne spatiale ($p < 0,05$). On observe en contradiction avec la condition statique, une plus grande augmentation des efforts pour les niveaux lésionnels hauts (C4C8 : 112 % vs T1T6 : 105 %, Tableau 31). Cela signifie que les tétraplégiques subissent plus la répercussion des forces extérieures (forces dues à l'activité : accélération et terrain accidenté) sur l'assise que les paraplégiques. Cette répercussion plus importante chez les tétraplégiques est limitée puisque leurs efforts (force normale globale normalisée et pression moyenne spatiale) initiaux (statique) sont moins importants.

Pour la propulsion motorisée, Choi et al. (2023) ont montré un effet de l'épaisseur des coussins à base mousse sur les pics de vibrations, il aurait été intéressant d'étudier en plus de l'effet de la composition des coussins, l'effet de leur épaisseur. Malheureusement, la taille de notre échantillon ne nous l'a pas permis.

Pour conclure, il faut préciser que cette partie comportent plusieurs limites :

- ✓ Nous avons identifié (à l'aide de la littérature et de l'expériences de cliniciens) un certain nombre de prédicteurs qui de notre opinion pourrait interagir avec les efforts. Mais, il pourrait en exister d'autres.
- ✓ Il existe une hétérogénéité des échantillons de participants pour certains prédicteurs qui pourrait largement influencer les résultats.

A retenir :

- Assis sur leur FR personnel, les usagers sont soumis à des pressions « confortables », pression moyenne spatiale inférieure à 6,5 kPa et PPI inférieur à 20 kPa, seuils proposés par Mergl et al (Mergl et al. 2005).
- Lors de la propulsion bimanuelle ou motorisée dans les conditions proposées dans notre plan expérimental, les efforts moyens (force normale globale, pression moyenne spatiale et PPI) sont similaires aux efforts en statique ; les efforts maximaux sembleraient être supérieurs d'environ 6 à 12 % par rapport à leur moyenne statique.
- Lors de la propulsion bimanuelle proposée dans notre étude, il semblerait que ce soit la difficulté de propulsion (i.e. plusieurs accélérations, sol non lisse) qui augmente la valeur des efforts à l'interface homme – siège. En revanche, lors de la propulsion motorisée, il semblerait que cela soit les caractéristiques du sol (lisse ou non lisse) qui augmentent la valeur des efforts à l'interface homme – siège.

Application clinique :

- Dans notre étude, les positions moyennes des CoP et des PPI sont identiques entre la condition statique et les conditions dynamiques et ceci pour les deux types de propulsions (bimanuelle et motorisée). Ainsi, dans un objectif de préconisation d'installation assise, la localisation des tubérosités ischiatiques pourrait se faire lors d'une évaluation en condition statique. Celle-ci n'étant pas significativement différente lors de la propulsion bimanuelle.
- Dans un objectif de prévention des surcharges mécaniques ischiatiques, chez un utilisateur propulsant en bimanuel, il semble important de regarder à la fois la valeur du PPI statique mais aussi la position du bassin dans le plan sagittal. Une bonne immersion des tubérosités ischiatiques dans un coussin associé à un contrôle de la rétroversion du bassin par l'ajout et/ou le réglage d'un dossier pourrait diminuer les surcharges mécaniques ischiatiques lié à l'activité de propulsion bimanuelle.
- Malgré de plus fortes amplitudes de variations (minimum-maximum) des efforts (force normale globale, pression moyenne spatiale et PPI) sur un sol non lisse, chez les utilisateurs de FRE, le plus fort appui initial qu'ils ont dans leur dossier semblerait les protéger des surcharges mécaniques supplémentaires liées aux aspérités du sol.

Chapitre 5 Prédiction des forces tangentielles globales en condition écologique

1 Introduction

Au cours de ce travail, nous avons **1)** effectué un état de l'art des efforts tangentiels à l'interface homme – siège (Chapitre 1 3.2), **2)** mesurer ces efforts sur un siège expérimental en statique mais aussi en condition d'activité cyclique des membres supérieurs (« pédalage ») chez deux populations, une population valide et une population paraplégique (Chapitre 2). Ce qui nous a conduit à **3)** la création d'un modèle en ML pour la prédiction des efforts tangentiels globaux en statique à partir de données majoritairement issues d'une nappe de pression et d'un modèle de prédiction de l'effort tangentiel global maximal au cours d'une activité cyclique à partir du déplacement maximal antéro-postérieur du CoP (Chapitre 3).

Nous allons dans ce chapitre utiliser ces modèles en condition écologique sur un FR chez une population de personnes tétra-paraplégiques afin de **1)** poursuivre l'évaluation des modèles, **2)** documenter les efforts tangentiels sur un FR et lors de la propulsion (à l'aide des modèles) **3)** identifier les différences statistiques liées à l'activité sur les efforts tangentiels et **4)** étudier les éventuels liens des prédicteurs avec les efforts tangentiels.

- 1) Poursuite de l'évaluation du modèle de prédiction des efforts tangentiels en statique : Pour être utile en clinique, un outil d'évaluation a besoin d'être évalué sur plusieurs dimensions : la dimension conceptuelle (capacité de l'outil à mesurer ce qu'il doit mesurer et les concepts théoriques sous-jacents), la dimension pragmatique (capacité de l'outil à distinguer les personnes entre elles), la répétabilité et la sensibilité au changement (Fermanian 2005). Les dimensions conceptuelles et pragmatiques ont été exposées au Chapitre 3 : notre démarche théorique (dimension conceptuelle) nous a amené à créer deux modèles de prédictions dont les erreurs de mesure, chez des participants paraplégiques, sont de $25,9 \text{ N} \pm 24,7 \text{ N}$ et $30 \text{ N} \pm 27,8 \text{ N}$ respectivement pour la prédiction des efforts tangentiels globaux en statique et pour la prédiction des maxima temporels des efforts tangentiels globaux en dynamique (Figure 32). Concernant la dimension pragmatique, nos modèles permettent globalement de distinguer chaque participant à condition que leurs efforts mesurés soient supérieurs à 60 N (Figure 33). La répétabilité et la sensibilité au changement seront traitées en 1^{ère} partie de ce chapitre. Pour poursuivre l'évaluation de la validité conceptuelle, nous avons également comparé notre modèle avec l'instrument de mesure iShear (Chapitre 1 3.2) qui se place sous le coussin.
- 2) Documenter les efforts prédits dans des conditions écologiques à l'aide des modèles, notre objectif majeur.
- 3) Identifier les différences statistiques éventuelles qui pourraient être liées à i) l'activité (statique vs dynamique), ii) aux conditions de l'activité (effet d'un arrêt et d'un sol non lisse) et iii) au type de déplacement (propulsion bimanuelle vs propulsion motorisée).
- 4) Le dernier objectif de ce chapitre est d'étudier l'éventuel lien des prédicteurs identifiés en Chapitre 4 3.3 sur les prédictions des efforts tangentiels (statiques et maximaux lors d'une activité).

2 Méthodologie

Dans ce chapitre, nous utilisons des données issues de l'expérimentation de laboratoire (Chapitre 2 2.1) et de l'expérimentation écologique (Chapitre 4 2.1 et Figure 34).

Le recrutement et l'inclusion des participants est identique à ceux décrit en Chapitre 2 2.1 et Chapitre 4 2.1.

Pour les expérimentations sur le siège expérimental, nous avons utilisé la même procédure expérimentale que celle décrite en Chapitre 2 2.1. Sur le siège expérimental, nous avons utilisé les enregistrements statiques dont la synchronisation pour le traitement de données a pu se faire via l'horloge de l'ordinateur.

Pour les expérimentations sur FR, nous avons utilisé la même procédure expérimentale que celle décrite en Chapitre 4 2.1. Nous avons utilisé en plus des données issues de la Texicare® (TexiSense, Torcy, France), les données d'instruments de mesures supplémentaires : deux nappes de pression TexiMat® (TexiSense, Torcy, France) sur le dossier et le cale-pied du FR branchées en filaire (fréquence d'acquisition de 10 Hz), et l'iShear®, Vicair (Wormer, The Netherlands) (Chapitre 1 3.2) sous le coussin, sa fréquence d'acquisition est de 0,4 Hz en connexion Bluetooth.

Sur FR, en plus des enregistrements dynamiques décrits en Chapitre 4 2.1.2, 3 enregistrements statiques de 5 s ont été effectués. Entre chaque enregistrement, il a été demandé aux participants de bouger sur l'assise, puis la procédure de calibration de l'iShear (« User Manual iShear » 2020) a été effectuée et les participants devaient se mettre à nouveau dans leur position habituelle, i.e. redressés dans le FR avec le dos au contact du dossier).

La synchronisation des enregistrements entre les nappes a pu se faire via l'horloge de l'ordinateur et la synchronisation avec l'iShear s'est faite manuellement en appuyant simultanément sur les deux boutons d'enregistrements pour les conditions statiques et par l'intermédiaire du marquage au sol pour les conditions dynamiques (Chapitre 4 2.2)

Le traitement de données pour les deux expérimentations a été effectué avec les mêmes programmes que ceux utilisés précédemment (Chapitre 2 2.2 et Chapitre 4 2.2). Les variables exportées issues des 3 nappes de pression sont d'une part 1/ en statique, les 6 variables permettant de prédire les efforts tangentiels globaux en statique (la force totale du dossier, le paramètre calculé KAE, la force totale sous les pieds, la force totale de l'assise, la position de CoP du dossier et la surface de contact du dossier), et d'autre part 2/ en dynamique, le déplacement maximal antéro-postérieur du CoP de l'assise permettant de prédire l'effort tangential global maximal pendant l'activité.

Les efforts tangentiels globaux statiques prédits ont été créés à partir de l'enregistrement statique des paramètres d'entrée sur 5s (moyenne de l'enregistrement) et du modèle de ML (Chapitre 3 3). Et les efforts tangentiels globaux maxima (de l'enregistrement) à partir des efforts prédits en statique et du déplacement maximal antéro-postérieur du CoP de l'assise (Équation 5).

3 Evaluation de l'outil prédiction des efforts tangentiels globaux en statique (modèle ML) pour une application clinique

Cette première partie a pour objectif de poursuivre la construction de notre modèle de prédiction des efforts tangentiels globaux en condition statique par la poursuite de son évaluation.

3.1 Modèle de ML avec calcul de la force des pieds

Le modèle de ML permettant la prédiction de l'effort tangentiel global en condition statique a notamment comme paramètre d'entrée la force totale des pieds. Du point de vue expérimental comme en pratique clinique, l'ajout d'une nappe de pression et/ou de capteurs sous les pieds sur un FR est complexe. En effet, les cale-pieds ont des formes différentes et présentent fréquemment des aspérités, ce qui pourrait engendrer des données erronées. Comme les participants paraplégiques n'ont pas de motricité fonctionnelle des membres inférieurs, on peut considérer que la force qu'ils appliquent sur leurs cale-pieds correspond environ au poids des demi-jambes et des pieds, c'est-à-dire 8,66% du poids du corps pour les deux segments jambiers (de Leva 1996). Il nous a donc apparut important de tester notre modèle en remplaçant la force des pieds mesurée par la force des pieds estimée pour évaluer son applicabilité clinique.

Nous avons donc à nouveau évalué la validité du modèle de ML sur le siège expérimental chez les participants paraplégiques du Chapitre 3 3.3.3 en remplaçant la force des pieds mesurée par la plateforme de force du siège expérimental par la force des pieds estimée par la formule de De Leva (1996). Nous avons obtenu des prédictions des efforts tangentiels en statique avec une erreur moyenne absolue et un plus faible écart type ($22,57 \text{ N} \pm 14,6 \text{ N}$) que celle du modèle de ML avec la force des pieds mesurée ($25,9 \text{ N} \pm 24,7 \text{ N}$). La différence d'erreur moyenne absolue entre les deux méthodes pourrait s'expliquer par le fait que certains participants blessés médullaires avaient une lésion motrice incomplète. Cela signifie que la force exercée sur les cale-pieds pouvait ne pas correspondre à la force estimée sur les cale-pieds. Avec la méthode d'estimation de la force des pieds, le modèle perd en variabilité (l'écart type est plus faible).

Comme d'une part, en moyenne le résultat est similaire entre les deux méthodes de « mesure » de la force totale des pieds, et d'autre part qu'en pratique les erreurs de mesures seront plus nombreuses avec la nappe de pression ; nous avons utilisé la valeur estimée de la force des pieds pour la suite des résultats.

3.2 Comparaison avec outil de mesure existant : iShear® :

Afin d'évaluer les valeurs prédites par notre modèle de prédiction des efforts tangentiels globaux en condition statique avec l'outil de mesure existant : l'iShear®. L'outil de mesure iShear® (pour rappel seul outil utilisable en situation écologique) se plaçant sous le coussin et n'ayant pas été validé chez une population utilisatrice de FR, nous prendrons nos résultats avec précaution. Nous avons émis l'hypothèse d'une similitude (par des tests de comparaison statistique pour échantillon apparié (test de Student pour échantillon apparié ou Wilcoxon)) et d'une corrélation (Pearson ou Spearman), entre les deux. Nous pouvons rappeler que la relation de corrélation en médecine est faible, lorsque que la valeur absolue du coefficient de

corrélation r ou ρ , est compris entre 0 et 0,2, mitigée entre 0,2 et 0,4, modérée entre 0,4 et 0,6, très forte entre 0,7 et 0,9 et parfaite entre 0,9 et 1 (Akoglu 2018).

Les données ayant permis ces analyses proviennent d'un échantillon de 29 participants (46 ans \pm 13 ; 80 kg \pm 17 ; 175 cm \pm 7 ; IMC 26,2 kg/m² \pm 5,5 kg/m²) (Tableau 32) pour lesquels nous avons des données de l'iShear en statique.

Caractéristiques	Moyenne (\pm 1SD)
Nombre	29
Centre d'inclusion (Propara/Henry Gabrielle)	18/11
Age (ans)	46 (\pm 13)
Sexe (masculin/féminin)	22/7
Taille (m)	1,75 (\pm 0,07)
Poids (kg)	80 (\pm 17)
IMC (kg/m ²)	26,2 (\pm 5,5)
Niveaux neurologiques (plage)	C6-C8 : 11 T1-T10 : 13 T11-L2 : 5
Grade AIS :	
A	18
B	7
C	2
D	2
Type de FR (FRM/FRE)	18/11

Tableau 32 : Caractéristiques des participants pour la comparaison avec l'iShear

Nous avons observé que le modèle de prédiction des efforts tangentiels globaux en statique prédisait une force significativement ($p < 0,05$) supérieure à celle mesurée par l'iShear (+13,1 N \pm 31,1 N). Les corrélations ne sont pas significatives (Tableau 33).

	Coefficient de corrélation	p-value de la corrélation	p-value de la différence significative
Tous	$\rho = 0,01$	$p = 0,60$	$p < 0,05$
Avec coussin mousse	$\rho = 0,08$	$p = 0,77$	$p > 0,05$
Avec coussin air	$\rho = 0,13$	$p = 0,68$	$p < 0,05$

Tableau 33 : Corrélation de Spearman et différences de Wilcoxon entre les valeurs mesurées par l'iShear et prédites par le modèle.

Une des différences majeures entre notre modèle de prédiction et l'iShear[®] est son emplacement. En effet, l'iShear[®] se plaçant sous le coussin, il mesure les efforts entre l'assise du FR et le coussin, alors que notre modèle de par sa conception (Chapitre 3 3) mesure les efforts entre le coussin et le participant. Nous avons donc testé notre modèle dans la condition favorable sur un coussin à base de mousse qui retransmet mieux les efforts entre l'assise du FR et l'interface homme – coussin. Ainsi, sur un coussin à base de mousse (16 participants)

nous n'avons pas trouvé de différences significatives ($p > 0,05$) ni de corrélation ($p > 0,05$) entre les efforts mesurés par l'iShear® ($65,26 \text{ N} \pm 27,9 \text{ N}$) et ceux prédits par le modèle ($67,02 \text{ N} \pm 3,7 \text{ N}$) (Tableau 33). En revanche, il est important de noter que sur un coussin à base d'air (13 participants) dont le matériau a pour objectif de créer une grosse interface entre le siège et l'homme, nous avons trouvé une différence significative ($p < 0,05$) avec des efforts plus importants prédits avec le modèle ($+27 \text{ N} \pm 30 \text{ N}$) (Tableau 33). Ce qui signifie qu'une partie des efforts pourrait être absorbée par le coussin.

L'absence de corrélation entre les valeurs mesurées par l'iShear et les valeurs prédites par le modèle est une limite concernant l'évaluation de notre modèle. Cependant, comme 1) le rôle d'un coussin sur les efforts tangentiels n'a pas été étudié dans la littérature, 2) les participants avaient tous des coussins différents (leur coussin personnel), et 3) l'iShear n'a pas été validé chez des participants paraplégiques, il est difficile de dire si cette limite vient de notre modèle, de la présence d'un coussin ou de l'iShear. L'absence de différences significatives entre la mesure de l'iShear® et le modèle sur un coussin absorbant peu les efforts nous amène à penser que la limite pourrait venir de la présence d'un coussin. Ceci est encourageant sur la signification de la valeur des mesures de prédiction de notre modèle puisqu'il n'y aurait pas de différences entre un outil mesurant les efforts sous le coussin et un outil prédisant les efforts sur un coussin moins absorbant.

3.3 Evaluation de la répétabilité du modèle de ML

Afin de tester la répétabilité de notre modèle, un échantillon de 14 participants ($42 \text{ ans} \pm 10,5$, $82 \text{ Kg} \pm 18$, $179 \text{ cm} \pm 5$ et $\text{IMC } 25,7 \text{ kg/m}^2 \pm 5$) a été sélectionné. Ils correspondent aux participants qui ont pu effectuer la manœuvre de calibration de l'iShear (« User Manual iShear » 2020) (Tableau 34). Nous en avons profité pour tester également la reproductibilité des mesures de l'iShear® (ANNEXE 4).

Caractéristiques	Moyenne ($\pm 1SD$)
Nombre	14
Centre d'inclusion (Propara/Henry Gabrielle)	5/9
Age (ans)	42 (± 11)
Sexe (masculin/féminin)	12/2
Taille (m)	1,79 ($\pm 0,05$)
Poids (kg)	82 (± 18)
IMC (kg/m ²)	25,7 (± 5)
Niveaux neurologiques (plage)	C4-C8 : 3 T1-T10 : 6 T11-L2 : 5
Grade AIS :	
A	8
B	2
C	1
D	3
Type de FR (FRM/FRE)	12/2

Tableau 34 : Caractéristiques des participants ayant pu effectuer le test de répétabilité

Les participants étaient installés sur leur FR depuis plus de 10 min pour permettre une bonne immersion dans le coussin (Stinson, Porter-Armstrong, et Eakin 2003). 3 enregistrements statiques de 5s ont été réalisés. Avant chaque enregistrement, la procédure de calibration (« User Manual iShear » 2020) de l'iShear a été effectuée puis les participants devaient se repositionner en « bonne » posture pour l'enregistrement.

La répétabilité du modèle a été mesurée par la mesure du coefficient de corrélation intra-classe. Le coefficient de corrélation intra-classe et son intervalle de confiance (95 %) a été calculé à partir du package python Pingouin version 0.5.1 basé sur le modèle à deux facteurs à effets mixtes (ICC3). Pour une valeur du coefficient de corrélation intra-classe inférieure à 0,5, la répétabilité est considérée comme mauvaise, une valeur comprise entre 0,5 et 0,75 la répétabilité est considérée comme modérée, une valeur comprise entre 0,75 et 0,9 la répétabilité est considérée comme bonne et une valeur de plus de 0,9 la répétabilité est considérée comme très bonne (Terry K. Koo et Li 2016).

Nous avons pu observer que la répétabilité du modèle de prédiction des efforts tangentiels globaux en statique (ML) était modérée (se rapprochant de bonne) avec un ICC3 de 0,73 (intervalle de confiance compris entre 0,47 et 0,89).

3.4 Evaluation de la sensibilité au changement

La sensibilité au changement est une dimension importante lorsque nous évaluons l'installation assise en FR car dans la plupart des situations, elle sert à comparer deux situations (i.e. réglage de FR, type de coussin ...). Son résultat permet d'aider les cliniciens à prendre des décisions.

Pour tester la sensibilité au changement du modèle de ML pour la prédiction des efforts tangentiels globaux en statique, nous avons utilisé les données de 12 participants (41 ans \pm 9 ; 83,5 kg \pm 17 ; 179 cm \pm 5 et d'IMC 26,5 kg/m² \pm 5) qui ont effectué à la fois l'expérimentation sur le siège expérimental et sur leur FR (Tableau 35).

Caractéristiques	Moyenne (\pm 1SD)
Nombre	12
Centre d'inclusion (Propara/Henry Gabrielle)	0/12
Age (ans)	41 (\pm 9)
Sexe (masculin/féminin)	12/0
Taille (m)	1,79 (\pm 0,05)
Poids (kg)	84 (\pm 17)
IMC (kg/m ²)	26,5 (\pm 5)
Niveaux neurologiques (plage)	C4-C8 : 2 T1-T10 : 6 T11-L2 : 4
Grade AIS :	
A	6
B	4
C	1
D	1
Type de FR (FRM/FRE)	12/0

Tableau 35 : Caractéristiques des participants ayant participé au test de sensibilité au changement du modèle

Pour tester la sensibilité au changement, nous avons calculé la réponse moyenne standardisée qui correspond à la moyenne des différences entre les deux conditions (sur FRM et sur le siège expérimental) divisée par son écart-type. Selon le classement de Cohen, la réponse moyenne standardisée représentant la sensibilité au changement est faible lorsque sa valeur est inférieure à 0,50, est modérée si sa valeur est comprise entre 0,51 et 0,80 et est bonne si sa valeur est supérieure à 0,80 (Fermanian 2005). Nous avons obtenu une réponse moyenne standardisée modérée (0,71), proche de bonne.

Comme l'évaluation de la sensibilité au changement n'est pas encore standardisée (Fermanian 2005), en plus de l'analyse des différences, nous avons d'une part comparé 3 situations, l'assise statique sur le FR du participant, l'assise statique sur le siège expérimental en position d'assise plate et l'assise statique sur le siège expérimental en position dite « ergonomique » (Chapitre 3 2) (Tableau 36).

	Force tangentielle globale en N		
	Fauteuil roulant	Siège expérimental à plat	Siège expérimental en position ergonomique
Prédit (ML)	68,5 (\pm 1,22)	67,6 (\pm 0,12)	67 (\pm 0,31)
Mesuré par le siège expérimental		66,6 (\pm 27,42)	70 (\pm 40,4)

Pour évaluer la sensibilité au changement, nous avons testé à la fois 1/ des conditions qui n'ont pas de différences significatives lorsque l'on mesure les efforts tangentiels en statique : sur le siège expérimental en assise à plat et sur le siège expérimental en assise ergonomique (test de Student pour échantillons appariés : $p = 0,48$). Et 2/ des conditions qui sont très différentes en termes d'assise (i.e. hauteur de dossier, type de dossier, angle assise-dossier ...) et de postures (i.e. angle tronc-cuisse, attitude cyphotique ...) : FRM et siège expérimental (dans les deux conditions d'assise). Pour effectuer ce test, nous avons étudié la normalité des données, effectué un test de comparaison à 3 facteurs pour mesures répétées (RANOVA ou test de Friedman). Puis nous avons étudié les différences significatives à l'aide d'un test post-hoc si le test de comparaison à 3 facteurs était significatif ($p < 0,05$).

Concernant les efforts (normaux et tangentiels), aucune différence significative n'a été trouvée entre les deux types d'assises du siège expérimental ($p > 0,05$).

Des différences significatives (Test de Friedman : $p < 0,001$) ont été trouvées entre les prédictions d'efforts tangentiels globaux en statique (ML) en condition d'assise sur FRM et en conditions d'assise sur le siège expérimental ($p < 0,001$).

Comme l'évaluation de la sensibilité au changement n'est pas encore standardisé, en plus de de l'analyse des différences, nous avons également testé la réponse moyenne standardisée qui correspond à la moyenne des différences entre les deux conditions (sur FRM et sur le siège expérimental) divisée par son écart-type. Selon le classement de Cohen, la réponse moyenne standardisée représentant la sensibilité au changement est faible lorsque sa valeur est inférieure à 0,50, est modérée si sa valeur est comprise entre 0,51 et 0,80 et est bonne si sa valeur est supérieure à 0,80 (Fermanian 2005). Nous avons obtenu une réponse moyenne standardisée modérée (0,71), proche de bonne.

Ces résultats semblent montrer que le modèle de prédiction des efforts tangentiels globaux statique est sensible au changement. L'identification de différences par notre modèle, lorsque cliniquement la situation est différente, nous autorise à penser que l'application en clinique de notre modèle pourrait être pertinente.

3.5 Conclusion

L'évaluation du modèle de prédiction des efforts tangentiels en statique a permis de montrer que les valeurs prédites ne sont pas différentes des valeurs mesurées par l'iShear lorsque le FR est équipé d'un coussin à base de mousse. Le modèle est proche d'une bonne répétabilité et sensible au changement. L'application clinique de notre modèle de prédiction des efforts tangentiels globaux en statique (ML) nous paraît donc possible et fait l'objet des paragraphes 4 et 5 de ce chapitre.

4 Efforts tangentiels en condition écologique

4.1 Méthodologie

Ce travail de thèse s'intéressant aux efforts pendant l'activité, nous avons donc utilisé le modèle de prédiction de l'effort tangentiel global maximal dans une situation écologique. Nous avons utilisé le plan expérimental décrit en Chapitre 4 2.1.

Pour les comparaisons entre les efforts tangentiels prédits en statique et en dynamique les données étaient appariées (nos échantillons comprenant les mêmes participants). Nous avons utilisé le test de Student pour échantillons appariés lorsque les deux jeux de données étaient paramétriques. Si un des deux jeux de données étaient non paramétriques, nous avons utilisé le test de Wilcoxon.

Concernant les comparaisons des paramètres pour lesquels les échantillons étaient de taille différente, nous avons utilisé le test de Student pour échantillons indépendants lorsque les deux jeux de données étaient paramétriques. Dans le cas contraire, nous avons utilisé le test de Mann-Whitney U pour échantillons indépendants.

Nous faisons l'hypothèse que l'activité motrice des membres supérieurs lors de la propulsion bimanuelle favoriserait une augmentation des efforts tangentiels pendant l'activité, nous ne pensons de pas retrouver cette augmentation lors de la propulsion motorisée. Nous faisons une seconde hypothèse concernant la transmission des forces du sol sur un sol non lisse, celles-ci pourraient être à l'origine d'une augmentation des efforts tangentiels.

Nous avons donc comparé (statique vs propulsion sur sol lisse), (propulsion avec vs sans arrêt), propulsion sur (sol lisse vs non lisse) et propulsion (bimanuelle vs motorisée).

4.2 Résultats

4.2.1 *Description de la population étudiée*

Nous avons utilisé les données des même 22 participants (40,6 ans \pm 11,5, 79,6 Kg \pm 17, 178 cm \pm 8 et d'IMC 25,4 kg/m² \pm 6) ayant propulsé leur FR en bimanuelle (Tableau 37), et des même 13 participants, (51 ans \pm 14,5, 79,7 Kg \pm 15,6, 174 cm \pm 9 et d'IMC 26,5 kg/m² \pm 6) ayant propulsé leur FR par motorisation (Tableau 37), que pour les résultats exploités en chapitre 4.

Caractéristiques	Participants sur FRM N = 22		Participants sur FRE N = 13	
	Moyenne (±1SD)	[Min-max]	Moyenne (±1SD)	[Min-max]
Age (ans)	40,59 (± 11,5)	[21-60]	51,15 (± 14,5)	[21-67]
Age de la lésion (ans)	9,97 (± 9,25)	[0,8-30]	5,65 (± 9,76)	[0,20-35]
Sexe (masculin/féminin)	19/3		8/5	
Taille (m)	1,78 (± 0,07)	[1,55-1,87]	1,74 (± 0,09)	[1,62-1,90]
Poids (kg)	79,55 (± 17,49)	[55-110]	79,69 (± 15,61)	[62-118]
IMC (kg/m ²)	25,35 (± 6,07)	[16,98-39,54]	26,48 (± 6)	[18,99-41,81]
Niveaux neurologiques (plage)	C6-L2	C6-C8 : 3 T1-T10 : 13 T11-L2 : 6	C4-T6	C4-C8 : 9 T1-T6 : 4
Grade AIS :				
A	14		6	
B	5		3	
C	1		2	
D	2		2	
Antécédent d'escarre ischiatique ou sacré	Oui : 13 Non : 9		Oui : 3 Non : 10	
Origine de la lésion :				
Traumatique	19		11	
Médicale	2		2	
Chirurgicale	1		0	

Tableau 37 : Caractéristique des participants en FRM et FRE qui ont effectué l'expérimentation écologique de déplacement

4.2.2 Propulsion bimanuelle

Les efforts tangentiels globaux en FRM sont compris entre 66,4 N et 69,1 N en fonction des différentes conditions : statique, propulsion sur sol lisse, avec arrêt et sur sol non lisse (Tableau 37).

	Statique	Propulsion sur sol lisse (max) C1	Propulsion avec arrêt (max) C2	Propulsion sur sol non lisse (max) C3
FRM	66,45	68,13	69,06	69,07
Effort tangential en N	(± 3,87)	(± 5,83)	(± 5,73)	(± 5,87)
FRM		102,47	103,49	103,89
Effort tangential maximal normalisé (%) sur le statique		(± 5,26)	(± 5,26)	(± 5,2)

Tableau 38 : Les efforts tangentiels prédits en N et % du statique chez les utilisateurs de FRM pour les 4 conditions, statique, propulsion sur sol lisse, propulsion sur sol lisse avec arrêt et propulsion sur sol non lisse.

On constate une augmentation ($p < 0,001$) de 2 % des efforts maximaux entre la position statique et la propulsion. L'arrêt du FR et le sol non lisse augmente légèrement ($p < 0,001$) les efforts maximaux de respectivement 1 % et 1,5 % (Tableau 38).

4.2.3 Propulsion motorisée

Les efforts tangentiels en FRE sont compris entre 65,1 N et 66,7 N (Tableau 39).

	Statique	Propulsion sur sol lisse (max) C1	Propulsion avec arrêt (max) C2	Propulsion sur sol non lisse (max) C3
FRE	66,66	65,06	65,11	66,07
Effort tangentiel en N	(± 4,4)	(± 4,35)	(± 4,47)	(± 4,47)
FRE		100,64	100,69	102,20
Effort tangentiel maximal normalisé (%) sur le statique		(± 0,79)	(± 0,41)	(± 1,45)

Tableau 39 : Les efforts tangentiels prédits en N et % du statique chez les utilisateurs de FRE pour les 4 conditions, statique, propulsion sur sol lisse, propulsion sur sol lisse avec arrêt et propulsion sur sol non lisse.

On constate une augmentation ($p < 0,001$) de 2 % des efforts maximaux entre la propulsion sur sol lisse et celle sur sol non lisse. L'effet de la propulsion comme celui de l'arrêt du FR même s'ils sont significatifs ($p < 0,001$) restent marginales (< à 1% de l'effort statique) (Tableau 40).

Ces deux résultats nous paraissent cohérents en regard de la méthode de construction du modèle de prédiction des efforts tangentiels maximaux qui ajoute aux efforts prédits en statique le déplacement maximal antéro-postérieur du CoP.

Condition \ Paramètre		FNG (maximum)	PMS (maximum)	PPI (maximum)	FTG (maximum)
		Statique vs sol lisse (C1)	FRM	Non significatif	p < 0,05 C1 > statique +6 %
FRE	p < 0,05 C1 > statique +5 %		p < 0,05 C1 > statique +6 %	p < 0,05 C1 > statique +12 %	Non significatif
Sol lisse sans vs avec arrêt (C2)	FRM	Non significatif	Non significatif	Non significatif	p < 0,05 C2 > C1 +1 %
	FRE	Non significatif	Non significatif	Non significatif	p < 0,05 C2 > C1 +0,07 %
Sol lisse vs sol non lisse (C3)	FRM	Non significatif	Non significatif	Non significatif	p < 0,05 C3 > C1 +1 %
	FRE	Non significatif	Non significatif	Non significatif	p < 0,05 C3 > C1 +2 %
Bimanuelle vs motorisé	Statique	Non significatif	Non significatif	Non significatif	Non significatif
	C1	Non significatif	Non significatif	Non significatif	p < 0,05 FRM > FRE +3 %
	C2	Non significatif	Non significatif	Non significatif	p < 0,05 FRM > FRE +1,5 %
	C3	Non significatif	Non significatif	Non significatif	Non significatif

Tableau 40 : Différences statistiques entre les différentes conditions : (statique vs propulsion sur sol lisse), (propulsion avec vs sans arrêt), propulsion sur (sol lisse vs non lisse) et propulsion (bimanuelle vs motorisée) pour les 4 paramètres cibles : force normale globale (FNG), pression moyenne spatiale (PMS), PPI et force tangentiel global (FTG) en statique et le maximum de l'enregistrement dans chaque conditions de déplacements : par propulsion (bimanuelle et motorisation) sur sol lisse (C1), avec arrêt (C2) et sur sol non lisse(C3)

4.2.4 Propulsion bimanuelle vs motorisée

Pour cette partie nous avons utilisé les données des 22 participants sur FRM et 13 participants sur FRE.

Nous n'avons pas trouvé de différences significatives ($p > 0,05$) sur la moyenne des efforts tangentiels globaux provenant d'une assise statique en FRM et provenant d'une assise statique en FRE. Les maxima (de l'enregistrement) de l'effort tangentiel prédits lors de la propulsion bimanuelle sur sol lisse et ceux prédits avec l'arrêt sur sol lisse sont significativement différents des maxima (de l'enregistrement) de l'effort tangentiel prédits

(statistiquement, mais de valeur marginale) lors de la propulsion motorisée ($p < 0,05$ pour sol lisse et $p < 0,001$ pour l'arrêt).

Nous ne trouvons pas de différences significatives entre les propulsions bimanuelle et motorisée en termes concernant les maxima temporels de l'effort tangentiel lors de la propulsion sur sol non lisse (Tableau 40).

4.3 Discussion

Dans notre étude, nous avons pu mettre en évidence que l'activité de propulsion bimanuelle augmentait les efforts tangentiels maximaux par rapport à la moyenne des efforts en statique, et ce d'autant plus que le déplacement était difficile (arrêt (C2) et sol non lisse (C3)). Pour la propulsion motorisée, notre étude a montré que les efforts tangentiels maximaux étaient augmentés par les forces externes subies par le FR (décélération lors des arrêts (C2) et aspérité du sol (C3))

Lors de la propulsion bimanuelle, pour que le complexe moteur du membre supérieur (scapula, humérus, radius, poignet et main) puisse permettre un mouvement de la roue du FR sur le sol par l'intermédiaire de la main courante, il faut que ce complexe soit relié à un ou des points fixes dans le repère fauteuil. Les deux points "d'accroche" dans le FR sont le bassin (via le tronc) sur l'assise d'une part et le tronc avec le dossier du FR (d'autre part) (Chapitre 1 1.3). Le bassin est en contact avec l'assise par l'intermédiaire des tubérosités ischiatiques (Chapitre 1 1.3). Comme évoqué en chapitre 1 le bassin en position assise a tendance à rétroverser et donc exercer des efforts vers l'avant. L'activité des membres supérieurs et le verrouillage nécessaire entre le complexe moteur du membre supérieur et le bassin au bénéfice du déplacement en propulsion bimanuelle augmente cette tendance (Tam et al. 2003; Paquin et al. 2023). Il nous paraît donc cohérent de constater une augmentation des maxima des efforts tangentiels lors de la propulsion bimanuelle (comprenant une accélération) et une plus forte augmentation des maxima des efforts tangentiels dans la condition avec arrêt qui comprend deux accélérations. A contrario, en FRE, la propulsion étant motorisée, la tendance vers la rétroversion reste la même qu'en condition statique (le point de fixation du « moteur humain » se faisant entre l'avant-bras sur l'accoudoir et la main sur le joystick). La différence marginale trouvée entre les efforts tangentiels maximaux lors du déplacement sur sol lisse, avec et sans arrêt, avec les efforts tangentiels statique nous paraît donc cohérente.

En condition de propulsion sur sol non lisse, les choses sont différentes, les efforts à l'interface ne dépendent plus seulement de l'utilisateur du FR mais aussi du contact du FR sur le sol. Comme le FR et ses éléments sont peu déformables, les forces provenant du sol se répercutent sur l'assise à l'interface avec l'utilisateur. Les deux types de FR et leurs accessoires pouvant être considérés comme similaires du point de vue de leur déformabilité, il nous paraît cohérent de ne pas retrouver de différences significatives sur l'augmentation de l'effort tangentiel maximal dans la condition de propulsion sur sol non lisse entre la propulsion bimanuelle et par motorisation.

5 Effet des prédicteurs

5.1 Méthodologie

Comme pour les efforts normaux en chapitre 4, nous avons étudié les éventuelles relations entre les prédicteurs et l'effort tangentiel prédit (effort tangentiel moyen en statique et effort tangentiel maximal en dynamique). Nous avons utilisé le même protocole et le même traitement de données statistique que décrit en Chapitre 4 2.2.2.

Au préalable, il est important de noter que nos modèles de prédiction ont tendance à rassembler les données autour d'une valeur (l'écart type des valeurs prédites par nos modèles est inférieur à l'écart type des valeurs mesurées par le siège expérimental), Chapitre 3 3.4.3), ce qui pourrait peut-être minimiser l'effet de certains prédicteurs et montrer des effets de faibles amplitudes.

Il est également important, comme pour les efforts normaux (Chapitre 4 3.3.2) que nos résultats montrent des tendances et devront être validés par des études plus ciblées.

Le détail des résultats incluant les effets proches de la significativité sont résumés dans les Tableau 41, Tableau 42 et Tableau 43 et les graphiques représentant la répartition des efforts en fonction des prédicteurs en ANNEXE 3.

5.2 Effet de prédicteurs en FRM : statique et propulsion bimanuelle

En condition statique, on retrouve un effet significatif de l'angle de bascule d'assise ($p < 0,05$). L'analyse bivariée de l'angle de bascule d'assise associé au type de dossier ($p = 0,07$) au test de Kruskal-Wallis est significatif : avec un dossier toile et un angle de bascule d'assise faible, les efforts tangentiels globaux sont plus élevés (en médiane, 70,5 N vs 59,3 N) (Tableau 42). L'effort tangentiel statique est supérieur quand l'angle de bascule d'assise est de 0° - 10° (en médiane, 70,5 N vs 59,3 N) (Tableau 41). Ce résultat concorde avec la littérature, Hobson et al. ont montré une diminution des efforts tangentiels lorsque le FR était basculé vers l'arrière (Hobson 1992). L'effort tangentiel global supérieur quand l'assise est proche de l'horizontal peut s'expliquer par la tendance à la rétroversion de bassin (paragraphe 4.3) en station assise. Une assise légèrement basculée vers l'arrière (15° - 25°) minimiserait cet effet.

En condition de propulsion sur sol lisse, l'effort tangentiel maximal normalisé est significativement ($p < 0,05$) supérieur quand les utilisateurs utilisent un coussin à base d'air (en médiane, 101,2 % vs 100,8 %) par rapport à un coussin à base de mousse. Comme évoqué précédemment (Chapitre 42.3.2 Chapitre 4 3.3.2.1), la majorité des coussins à air, des participants de notre expérimentation, étaient mono-valve, cela signifie que l'air est libre de circuler en fonction des forces reçues par le coussin (intensité et orientation) et que le point de contact des tubérosités ischiatiques dans le coussin est moins marqué. Nous avons également pu observer (paragraphe 4.3) que la propulsion bimanuelle augmentait l'effort tangentiel global maximal. On peut légitimement se demander si le fait que les tubérosités ischiatiques soient moins stabilisées dans le coussin augmenterait plus l'effort tangentiel global ; il y aurait plus de retransmission d'effort tangentiels à l'interface chez les utilisateurs moins « calés » dans leur assise.

L'effort tangentiel maximal normalisé est également supérieur ($p < 0,05$) lorsque l'angle tronc-cuisse est plus fermé (en médiane, 101 % vs 100,3 %) (Tableau 41). Ce résultat est à considérer avec précaution car seuls deux participants avaient un angle ouvert (105° - 120°).

En prenant en compte à la fois le type de coussin ($p < 0,05$) et l'angle tronc-cuisse ($p < 0,05$), nous confirmons l'effet du type de coussin lorsque l'angle tronc-cuisse est de 90° - 100° (effet combiné des prédicteurs : Kruskal-Wallis $p < 0,05$, post-hoc $p < 0,05$) (Tableau 42). L'absence d'effet significatif entre les deux angles tronc-cuisse sur un coussin mousse confirme que l'effet significatif de l'angle tronc-cuisse est à relativiser, il faudrait une autre étude pour le confirmer ou l'infirmer.

En propulsion bimanuelle, nous observons un effet significatif du niveau lésionnel ($p < 0,05$), l'effort tangentiel est supérieur chez les participants ayant un niveau lésionnel T1-T10, lors de l'arrêt sur sol lisse (en médiane, 102,1 % vs 101,1 %) et sur sol non lisse (en médiane, 102,7 % vs 101,6 %) (Tableau 41). Ceci pourrait confirmer notre hypothèse décrite ci-dessus (paragraphe 4.3) : l'activité des membres supérieurs et le verrouillage nécessaire entre le complexe moteur du membre supérieur et le bassin au bénéfice du déplacement génère des efforts tangentiels, en effet les usagers de FR de niveau T1-T10 n'ont pas la possibilité de verrouiller activement leur complexe moteur, ils produisent donc plus d'efforts tangentiels pour se stabiliser.

Pour la condition de propulsion bimanuelle sur sol non lisse, nous observons un effet significatif du type de coussin ($p < 0,01$). L'effort tangentiel maximal est supérieur sur un coussin à base d'air (en médiane, 103,1 % vs 102,3 %) (Tableau 41). Un coussin à air (mono-valve) étant considéré par les usagers et cliniciens comme instable (cf. explication en amont dans le paragraphe), une augmentation plus importante des efforts tangentiels maximaux lors de la propulsion sur sol non lisse nous semble être un résultat cohérent et justifie les impressions des usagers et cliniciens.

Prédicteurs		Niveau lésionnel			Typologie motrice		Antécédent d'escarre		Type de coussin		Type de dossier		Angle tronc-cuisse		Rétroversion de bassin		Angle de bascule d'assise	
		C6-C8	T1-T10	T11-L2	Complet	Incomplet	Oui	Non	Air	Mousse	Toile	Rigide	90°-100°	105°-120°	Neutre	Rétroversé	0°-10°	15°-25°
Condition																		
nombre		3	13	6	19	3	13	9	9	13	15	7	20	2	11	11	19	3
Statique	FNG normalisé										p < 0,05 ; toile > rigide 1,01 vs 0,94							
	PMS	p < 0,05 ; T11-L2 > T1-T10 6,72 kPa vs 4,61 kPa											p < 0,05 ; 105°-120° > 90°-100° 6,05 kPa vs 5,36 kPa				p < 0,05 ; 0°-10° > 15°-25° 5,85 kPa vs 3,79 kPa	
	FTG										p = 0,07 toile > rigide 70,5 N vs 66,9 N						p < 0,05 0°-10° > 15°-25° 70,5 N vs 59,3 N	
C1 maximum	PPI														p < 0,05 ; rétroversé > neutre 136 % vs 114 %			
	FTG								p < 0,05 air > mousse 101,2 % vs 100,8 %				p < 0,05 ; 90°-100° > 105°-120° 101 % vs 100,3 %					
C2 moyenne	PMS																p = 0,06 ; 15°-25° > 0°-10° 128 % vs 99 %	
	PPI						p = 0,05 ; oui > non 109 % vs 100 %											
C2 maximum	PMS								p < 0,05 ; air > mousse 115 % vs 110 %				p < 0,05 ; 90°-100° > 105°-120° 113 % vs 102 %				p < 0,05 ; 15°-25° > 0°-10° 142 % vs 112 %	
	PPI				p = 0,09 ; Complet > Incomplet 128 % vs 108 %				p = 0,06 ; air > mousse 138 % vs 115 %									
	FTG	p < 0,05 ; T1-T10 > T11-L2 102,1 % vs 101,1 %																
C3 maximum	PMS										p = 0,07 ; rigide > toile 116 % vs 104 %		p = 0,05 ; 90°-100° > 105°-120° 107 % vs 90 %					
	PPI										p < 0,05 ; rigide > toile 118 % vs 104 %		p = 0,05 ; 90°-100° > 105°-120° 108 % vs 90 %				p = 0,05 ; 15°-25° > 0°-10° 121 % vs 105 %	

FTG		p < 0,05 ; T1-T10> T11-L2 102,7 % vs 101,6 %			p < 0,05 air > mousse 103,1 % vs 102,3 %				
-----	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Tableau 41 : Effet des prédicteurs en FRM sur la force normale globale (FNG), la pression moyenne spatiale (PMS), le PPI et l'effort tangentiel global (FTG) en condition statique et dans les 3 conditions dynamique (maximum de l'enregistrement) (sol lisse (C1), sol lisse avec arrêt (C2) et sol non lisse (C3)) ; la p-value et les médianes des différents groupes.

Prédicteur	Condition	nombre	Statique				C1 maximum	C2 maximum	C3 maximum
			FNG normalisé	PMS	PPI	FTG	FTG	PMS	PPI
Dossier + niveau lésionnel	a : T11-L2/rigide	4	p < 0,05 ; c > b : 1,2 vs 0,76	p < 0,001 ; p < 0,05, a > b : 5,93kPa vs 3,69kPa p < 0,05, c > d : 7,35kPa vs 5,23kPa p < 0,001, c > b : 7,35kPa vs 3,69kPa					
	b : T1-T10/rigide	9							
	c : T11-L2/toile	2							
	d : T1-T10/toile	4							
Dossier + rétroversion	a : rigide/neutre	4		p < 0,05 ; a > b : 15,9kPa vs 7,5kPa d > b : 16,6 kPa vs 15,9 kPa d > a : 12,9 kPa vs 7,5 kPa					
	b : rigide/rétroversé	3							
	c : toile/neutre	7							
	d : toile/rétroversé	8							
Coussin + bascule d'assise	a : 0°-10°/air	6	p < 0,05 ; b > c : 5,85kPa vs 3,79kPa						
	b : 0°-10° /mousse	13							
	c : 15°-25° /air	3							
Niveau lésionnel + coussin	a : T1-T10 /air	6	p < 0,05 ; c > a : 7,7kPa vs 4,3 kPa c > b : 7,7 kPa vs 5,85 kPa						
	b : T1-T10 /mousse	7							
	c : T11-L2 /air	1							
	d : T11-L2 /mousse	5							
Niveau lésionnel + angle tronc cuisse	a : T1-T10/105°-120°	1	p < 0,05 ; c > b : 6,72 kPa vs 4,61 kPa						
	b : T1-T10/90°-100°	12							
	c : T11-L2 /90°-100°	6							
Niveau lésionnel + bascule d'assise	a : T1-T10/0°-10°	10	p < 0,05 ; p < 0,001, c > b : 6,72 kPa vs 3,79 kPa p < 0,05, c > a : 6,72 kPa vs 5,23 kPa						
	b : T1-T10 /15°-25°	3							
	c : T11-L2 /0°-10°	6							
	a : 105°-120°/ 0°-10°	2							

Angle tronc cuisse + bascule d'assise	b : 90°-100° /0°-10°	17						p < 0,05 ; c > b :	p < 0,05 ; c > b :
	c : 90°-100° /15°-25°	2						143 % vs 113 % c > a :	121 % vs 106 % c > a :
Dossier + angle tronc cuisse	a : rigide /90°-100°	7							
	b : toile /105°-120°	2							p < 0,05 ; a > b :
	c : toile /90°-100°	13							118 % vs 90 %
Dossier + bascule d'assise	a : rigide /0°-10°	4							
	b : rigide /15°-25°	3						p < 0,05 c > b :	p < 0,05 ; b > c :
	c : toile/0°-10°	15						70,5 N vs 59,3 N	121 % vs 104 %
Coussin + angle tronc cuisse	a : air /90°-100°	7							
	b : mousse /105°-120°	2							p < 0,05 a > c :
	c : mousse /90°-100°	10							103,1 % vs 102,1 %

Tableau 42 : Effet des prédicteurs combinés en FRM sur la force normale globale (FNG), la pression moyenne spatiale (PMS), le PPI et l'effort tangentiel global (FTG) en condition statique et dans les 3 conditions dynamique (maximum de l'enregistrement) (sol lisse (C1), sol lisse avec arrêt (C2) et sol non lisse (C3)) ; la p-value et les médianes des différents groupes.

5.3 Effet des prédicteurs en FRE : statique et propulsion motorisée

En condition statique, avec un FRE, nous n'avons pas trouvé d'effet des prédicteurs sur les efforts tangentiels prédits. En condition de propulsion sur sol lisse sans et avec arrêt, nous trouvons comme pour le FRM, un effet significatif ($p < 0,05$) du type de coussin. Sur un coussin à air, l'effort maximal normalisé augmente légèrement plus que sur un coussin à base de mousse (en médiane, 102,3 % vs 101,7 % pour la condition de propulsion sur sol lisse) (Tableau 43). Ce résultat concorde avec nos hypothèses exposées au paragraphe précédent supposant une moins bonne stabilité sur un coussin à base d'air (paragraphe 5.2).

Concernant la propulsion motorisée sur sol non lisse, nous avons trouvé un effet significatif de l'angle de bascule d'assise ($p < 0,05$) entre une assise à 0°-10° et une assise à 15°-25°. Une bascule de 15°-25° semble augmenter les efforts tangentiels maximaux (en médiane, 102,9 % vs 101,7 %) (Tableau 43).

Condition	Prédicteur	Niveau lésionnel		Typologie motrice		Type de coussin		Type de dossier		Angle tronc-cuisse		Angle de bascule d'assise	
		C4-C8	T1-T6	Complet	Incomplet	Air	Mousse	Toile	Rigide	90°-100°	105°-120°	0°-10°	15°-25°
	nombre	9	4	9	4	8	5	2	11	4	9	7	4
Statique	FNG	p = 0,07 ; T1-T6 > C4-C8 0,99 vs 0,85						p < 0,05 ; toile > rigide 1,04 vs 0,86					
	PMS	p < 0,05 ; T1-T6 > C4-C8 5,98kPa vs 4,35kPa				p < 0,05 ; mousse > air 5,54kPa vs 4,59kPa							
	FTG												
C1 maximum	FNG			p = 0,08 ; incomplet>complet 123 % vs 108 %						p = 0,05 ; 105°-120° > 90°-100° 115 % vs 102 %			
	PMS			p = 0,08 ; incomplet>complet 123 % vs 108 %						p = 0,08 ; 105°-120° > 90°-100° 113 % vs 102 %			
	PPI			p = 0,07 ; incomplet>complet 136 % vs 107 %						p = 0,05 ; 105°-120°>90°- 100° 112 % vs 103 %			
	FTG					p < 0,05 ; air > mousse 102,3 % vs 101,7 %							
C2 maximum	FTG	p < 0,05 ; C4-C8 > T1-T10 100,7 % vs 100,4 %				p = 0,07 ; air > mousse 100,7 % vs 100,4 %							
C3 maximum	FNG	p = 0,05 ; C4-C8 > T1-T10 112 % vs 105 %											
	PMS	p < 0,05 ; C4-C8 > T1-T10 113 % vs 105 %											
	FTG											p < 0,05 15°25° > 0°- 10° 102,9 % vs 101,7 %	

Tableau 43 : Effet des prédicteurs en FRE sur la force normale globale (FNG), la pression moyenne spatiale (PMS), le PPI et l'effort tangentiel global (FTG) en condition statique et dans les 3 conditions dynamique (maximum de l'enregistrement) (sol lisse (C1), sol lisse avec arrêt (C2) et sol non lisse (C3)).

A retenir

Sur le modèle de prédiction des efforts tangentiels globaux en statique :

- La répétabilité (évalué par le coefficient de corrélation intra-classe) du modèle de prédiction des efforts tangentiels statique est proche d'être bonne, son ICC3 est de 0,73.
- Le modèle de prédiction des efforts tangentiels statique est sensible au changement.

Sur le modèle de prédiction des efforts tangentiels globaux maximaux en activité :

- Les différences observées entre la moyenne de l'effort tangentiels statique et le maximum des efforts tangentiels dynamique sont de faibles amplitudes, ceci pourrait être dû à la caractéristique de nos modèles (modèle de prédiction des efforts tangentiels statique (ML)) qui rassemble les données autour d'une valeur. Cela reste une limite pour les résultats de comparaisons.
- Il semblerait que l'effort tangentiel maximal augmente avec la difficulté de propulsion (i.e. plusieurs accélérations, sol non lisse, niveau lésionnel plus haut ...).
- L'activité de propulsion bimanuelle sur sol lisse augmente plus les efforts tangentiels maximaux que l'activité de propulsion motorisée ($p < 0,05$).
- En dynamique, les différences liées au mode de propulsion sur le maximum temporel de l'effort tangentiel s'effacent sur un sol non lisse.

Application clinique :

- Un coussin à base d'air (mono-valve) contribue à l'augmentation des forces tangentielles causées par la propulsion bimanuelle et/ou par les aspérités d'un sol non lisse.

Conclusion et perspectives

Rappel de la problématique

Dans ce travail de thèse, nous nous sommes intéressés aux efforts à l'interface homme-siège lors de la propulsion chez des usagers en fauteuil roulant.

Les utilisateurs de fauteuil roulant et en particulier les blessés médullaires sont des personnes plus à risque de développer des lésions cutanées comme les escarres. Dans cette thèse, nous nous sommes intéressés aux deux types d'efforts (normaux et tangentiels) à l'interface homme-siège faisant partie du mécanisme physiopathologique de l'escarre. Les efforts normaux chez les utilisateurs de fauteuil roulant ont été largement étudiés dans la littérature en condition statique par l'intermédiaire de nappes de pression. En revanche peu d'études les ont étudiés en condition dynamique. Concernant les efforts tangentiels, l'absence d'outils de mesure utilisables facilement sur des fauteuils roulants et/ou avec des utilisateurs de fauteuil roulant a peu permis leur étude en condition statique et pas permis leur étude en condition dynamique.

Ainsi, ce travail de thèse a eu pour objectif d'enrichir les données de la littérature sur les efforts normaux et tangentiels à l'interface homme-siège lors d'activités comme la propulsion en fauteuil roulant ou le « handcycling ». En amont de l'étude des efforts tangentiels en condition écologique, des modèles de prédictions ont été créés 1/ à partir de nappes de pressions basés sur des algorithmes de Machine Learning et 2/ à partir de relations statistiques.

Conclusion issue des expérimentations

Sur un siège expérimental en laboratoire

Grâce à un siège expérimental équipé d'une matrice de 52 vérins comportant chacun un capteur de force mesurant les efforts dans les 3 dimensions, nous avons pu mettre en place une expérimentation innovante permettant la mesure des efforts normaux et tangentiels (antéro-postérieur), globaux et localisés, pendant une activité de « handcycling ». Nous avons pu montrer que la moyenne des efforts tangentiels globaux est 10 fois moins importante que celle des efforts normaux en condition statique comme en condition dynamique. Cela confirme que la principale origine des surcharges mécaniques à l'interface homme-siège provient des efforts normaux.

Même si notre expérimentation a montré qu'une activité dynamique de type « handcycling » soulageait en moyenne les efforts tangentiels, les maxima temporels sont nettement supérieurs (39 %) à la moyenne des efforts tangentiels statiques. Il est possible à partir de ce résultat d'émettre l'hypothèse que cette forte augmentation des maxima temporels des efforts tangentiels pourrait être à l'origine d'une surcharge mécanique génératrice d'une escarre. Ainsi, lorsque l'on s'intéresse à la genèse des escarres, il nous semble important de prendre en considération les fortes variations des efforts tangentiels liées à une activité.

Du côté des efforts normaux durant l'activité, ils sont en moyenne inférieurs à la moyenne des efforts en statique et au maximum (temporel) supérieurs de 5% de la moyenne en statique avec un décalage de l'amplitude de variation maximale (minimum-maximum) vers le bas par

rapports à la moyenne temporelle. Cette donnée est intéressante et montre que l'activité pourrait être protectrice du point de vue des lésions cutanées à condition que les maxima temporels tangentiels ne soient pas délétère. Ceci à condition que la variation des efforts au cours de l'activité ne soit pas elle-même génératrice de contraintes internes.

La variation de la valeur des pics spatiaux (normaux et tangentiels) au cours de l'activité est corrélée à la variation de la valeur des efforts globaux. D'un point de vue spatiale, nous avons pu montrer que les reliefs osseux (i.e. tubérosités ischiatiques, matérialisées par la localisation du peak pressure index) semblaient rester (en moyenne) à la même position dans les conditions statique et dynamique. Nous avons également pu mettre en évidence que les pics spatiaux des efforts normaux et tangentiels se situaient aux mêmes endroits. Ces trois points sont importants en clinique, ils signifient 1/ qu'avec une nappe de pression il est possible de localiser les pics spatiaux tangentiels et 2/ en mesurant l'effort tangentiel global au cours de l'activité et en étudiant sa variation, on peut suivre la variation de la valeur des pics spatiaux tangentiels.

Les différences entre les blessés médullaires et les participants valides semblent se manifester sur des paramètres sensibles à la morphologie (comme le peak pressure index) et aux capacités d'équilibre (comme le centre des pressions). Les efforts tangentiels semblent non dépendants de la morphologie et sont similaires dans les deux populations

En vue de la création de modèle de prédiction, nous avons étudié les relations statiques entre les efforts et n'avons pas trouvé de lien statistique entre les efforts normaux et les efforts tangentiels. En revanche, il existe une forte corrélation entre le déplacement antéro-postérieur maximal du centre des pressions et l'amplitude maximale de variation de l'effort tangentiel pendant l'activité entre la moyenne de l'enregistrement et le maximum de l'enregistrement. Nous avons donc utilisé cette relation statistique dans la création de nos modèles de prédictions.

Sur un fauteuil roulant en condition écologique

Une seconde expérimentation écologique a permis de confronter les résultats obtenus en condition de laboratoire à une condition plus écologique de propulsion sur un fauteuil roulant.

D'un point de vue général, nous avons pu montrer que les pics spatiaux des efforts normaux sont de l'ordre de 16 kPa chez les utilisateurs de fauteuil roulant, assis dans leur fauteuil personnel (réglage du fauteuil et produits d'assistance à la posture adaptés). Nous avons pu confirmer les résultats issus de la littérature sur l'influence des réglages et adjonctions sur la minimisation des efforts en condition statique mais également lors de l'activité.

Au maximum la moyenne des efforts normaux en dynamique est légèrement supérieure (6 à 12 %) à la moyenne des efforts statique. Ce qui confirme notre expérimentation en laboratoire ainsi que la littérature indiquant qu'une activité de propulsion (bimanuelle et motorisée) soulage en moyenne les efforts normaux. Nous avons pu mettre en évidence que les amplitudes de variation des efforts normaux pendant l'activité de déplacement sont plus importantes lors de la propulsion bimanuelle que lors de la propulsion motorisée lorsque le

sol est lisse. Ceci implique que la gestuelle cyclique des membres supérieurs fait varier les efforts normaux.

Au cours de la propulsion bimanuelle, il semble que l'effort normal en regard des tubérosités ischiatiques soit augmenté par l'activité lorsque le bassin est en position de rétroversion. En outre, les positions spatiales moyennes des pics restent inchangées dans les conditions statique et dynamique. Ainsi, lors du réglage du fauteuil roulant et de ses adjonctions, il est possible d'évaluer les efforts uniquement en condition statique, mais en tenant compte de l'angle anté-rétroversion du bassin.

Comme, les aspérités du sol et/ou un arrêt supplémentaire n'entraînent pas de différences sur la mesure des efforts pour les deux modes de propulsion, les évaluations effectuées dans un cadre privilégié (sol lisse d'un hôpital) ne devraient pas trop différer dans la réalité pour une même activité.

Les modèles de prédictions et leur applications

Comme on ne peut pas mesurer les efforts tangentiels, mais qu'ils sont en partie source de lésion cutanée, les modèles de prédictions sont une alternative. Ainsi ce travail, nous a permis de créer un modèle de prédiction (Machine Learning) des efforts tangentiels globaux en statique à partir de nappes de pression sur le dossier et sur le siège. Nous avons obtenu un modèle ayant une erreur moyenne absolue de 25,9 N chez des participants paraplégiques soit 37 % de la valeur mesurée et de 9,3 N chez des participants valides soit 14 % de la valeur mesurée. Il est important de préciser que notre modèle a une grande limite qui est la faible hétérogénéité des participants ayant permis sa construction. Nous pensons que cette limite est responsable de la grosse différence d'erreur entre les participants paraplégiques et les participants valides. Le plus faible écart-type trouvé sur les données prédites par rapport aux données mesurées pourrait également être causé par la faible hétérogénéité des participants. Malgré cette limite, le modèle est capable de classer les prédictions des efforts par intensité. Par contre, nous pensons qu'il ne pourra pas être utilisé tel quel pour tenter de définir des seuils d'inconforts et/ou lésionnels, car il est trop imprécis.

Grâce au modèle de prédiction des efforts tangentiels en statique et des relations statistiques forte trouvée entre l'amplitude de variation des efforts tangentiels et le déplacement maximal antéro-postérieur du centre des pressions, trouvé dans notre expérimentation de laboratoire, nous avons été capable de prédire le maximum temporel des efforts tangentiels et de l'exploiter dans cette thèse lors de la propulsion en fauteuil roulant. Ainsi, pour les deux types de propulsions (bimanuelle et motorisée) les aspérités du sol semblent être la principale cause d'une intensité plus importante des efforts tangentiels lors de l'activité. Ceci d'autant plus que les participants sont équipés d'un coussin à air mono-valve.

Perspectives

Pour une application clinique de notre modèle de prédiction des efforts tangentiels en statique, il serait important de l'enrichir par un recrutement de participants plus hétérogènes. En attendant, en clinique, lors d'évaluation dynamique, le suivi du déplacement antéro-postérieur du centre des pressions pendant l'activité pourrait suffire. Il est un excellent indicateur de l'augmentation des efforts tangentiels pendant l'activité.

Pour de futurs travaux d'analyse des efforts de contact en lien avec le mouvement cyclique de propulsion bimanuelle, il faudrait des outils de mesures ayant une fréquence d'acquisition plus élevée que celle actuelle de l'iShear (actuellement 4 Hz) et/ou la Texicare (actuellement au mieux 10 Hz). En revanche, les fréquences d'acquisitions actuelles semblent adaptées pour le suivi des efforts en lien avec les risques d'escarre.

Concernant la prévention des escarres, au terme de ce travail, nous pouvons affirmer que pour les déplacements ressemblant aux déplacements quotidiens des usagers de FR (courts et brefs), les variations des efforts normaux ne permettent pas un soulagement d'appui sur l'assise. Il faudrait un vrai déplacement du poids du corps qui n'a pas été trouvé dans les activités expérimentées ici. Par contre, nous avons pu mettre en évidence des variations des efforts tangentiels importantes au cours de l'activité. Il serait intéressant de poursuivre l'étude de ces variations d'efforts en fonction des activités et de les mettre en lien avec les déformations tissulaires internes afin de comprendre leur rôle dans la prévention ou le risque de lésion cutanée. Etant donné que les efforts tangentiels sont moins sensibles à la morphologie, de l'imagerie et/ou de la modélisation en éléments finis pourraient peut-être aider à la compréhension générale de l'effet de ces efforts (allègement/surcharge, protection/lésion, confort/inconfort ...) chez tous les utilisateurs de fauteuil roulant.

Références

- « 20170524-User-Manual-iShear-080000-REV05-2017-LR.pdf ». s. d. Consulté le 30 juin 2023. <https://ishear.com/wp-content/uploads/2020/04/20170524-User-Manual-iShear-080000-REV05-2017-LR.pdf>.
- Aissaoui, Rachid, Claude Kauffmann, Julie Dansereau, et Jacques A. De Guise. 2001. « Analysis of pressure distribution at the body-seat interface in able-bodied and paraplegic subjects using a deformable active contour algorithm. » *Medical engineering & physics* 23 (6): 359-67. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(01\)00052-2](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(01)00052-2).
- Akins, Jonathan S., Patricia E. Karg, et David M. Brienza. 2011. « Interface Shear and Pressure Characteristics of Wheelchair Seat Cushions ». *Journal of Rehabilitation Research & Development* 48 (3): 225.
- Akoglu, Haldun. 2018. « User's Guide to Correlation Coefficients ». *Turkish Journal of Emergency Medicine* 18 (3): 91-93. <https://doi.org/10.1016/j.tjem.2018.08.001>.
- Andreoni, Giuseppe, Antonio Pedotti, et Maurizio Ferrarin. 2001. « Pressure distribution on wheelchair cushions in static sitting and during manual propulsion ». *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 01 (01): 33-44. <https://doi.org/10.1142/S0219519401000076>.
- Arksey, Hilary, et Lisa O'Malley. 2005. « Scoping studies: towards a methodological framework ». *International Journal of Social Research Methodology* 8 (1): 19-32. <https://doi.org/10.1080/1364557032000119616>.
- Bader, Dan L., et M. B. Hawken. 1990. « Ischial Pressure Distribution Under the Seated Person ». In *Pressure Sores - Clinical Practice and Scientific Approach*, édité par Dan L. Bader, 223-33. London: Macmillan Education UK. https://doi.org/10.1007/978-1-349-10128-3_17.
- Bader, Dan L., et Peter R. Worsley. 2018. « Technologies to monitor the health of loaded skin tissues ». *BioMedical Engineering OnLine* 17 (1): 40. <https://doi.org/10.1186/s12938-018-0470-z>.
- Barrois, Brigitte, Denis Colin, et François-André Allaert. 2018. « Prevalence, characteristics and risk factors of pressure ulcers in public and private hospitals care units and nursing homes in France ». *Hospital Practice* 46 (1): 30-36. <https://doi.org/10.1080/21548331.2018.1418139>.
- Bennett, L., D. Kavner, B. K. Lee, et F. A. Trainor. 1979. « Shear vs Pressure as Causative Factors in Skin Blood Flow Occlusion ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 60 (7): 309-14.
- Beurier, Georges, Michelle Cardoso, et Xuguang Wang. 2017. « A New Multi-Adjustable Experimental Seat for Investigating Biomechanical Factors of Sitting Discomfort ». SAE Technical Paper 2017-01-1393. Warrendale, PA: SAE International. <https://doi.org/10.4271/2017-01-1393>.
- Bohannon, R. W., et M. B. Smith. 1987. « Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity ». *Physical Therapy* 67 (2): 206-7. <https://doi.org/10.1093/ptj/67.2.206>.
- Bourahmoune, Katia, Karlos Ishac, et Toshiyuki Amagasa. 2022. « Intelligent Posture Training: Machine-Learning-Powered Human Sitting Posture Recognition Based on a Pressure-Sensing IoT Cushion ». *Sensors* 22 (14): 5337. <https://doi.org/10.3390/s22145337>.
- Box, G. E. P., et D. R. Cox. 1964. « An Analysis of Transformations ». *Journal of the Royal Statistical Society. Series B (Methodological)* 26 (2): 211-52.

- Breiman, Leo. 2001. « Random Forests ». *Machine Learning* 45 (1): 5-32. <https://doi.org/10.1023/A:1010933404324>.
- Brienza, D. M., P. E. Karg, M. J. Geyer, S. Kelsey, et E. Trefler. 2001. « The Relationship between Pressure Ulcer Incidence and Buttock-Seat Cushion Interface Pressure in at-Risk Elderly Wheelchair Users ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 82 (4): 529-33. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.21854>.
- Brienza, D.M., K.-C. Chung, C.E. Brubaker, et R.J. Kwiatkowski. 1993. « Design of a computer-controlled seating surface for research applications ». *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 1 (1): 63-66. <https://doi.org/10.1109/86.242410>.
- Caggiari, Silvia, Peter R. Worsley, Yohan Payan, Marek Bucki, et Dan L. Bader. 2020. « Biomechanical Monitoring and Machine Learning for the Detection of Lying Postures ». *Clinical Biomechanics* 80 (décembre): 105181. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.105181>.
- Candadai, Ramesh S., et Narender P. Reddy. 1992. « Stress Distribution in a Physical Buttock Model: Effect of Simulated Bone Geometry ». *Journal of Biomechanics* 25 (12): 1403-11. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90054-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90054-5).
- Ceelen, K.K. 2003. « Aetiology of pressure ulcers, a literature review. » Eindhoven: Eindhoven University of Technology. <https://pdfs.semanticscholar.org/7ff7/f8f83ac2c83788629d5b7c1868dca546a746.pdf>.
- Cetisli Korkmaz, Nilufer, Tuba Can Akman, Gonul Kilavuz Oren, et Levent Sinan Bir. 2018. « Trunk Control: The Essence for Upper Limb Functionality in Patients with Multiple Sclerosis ». *Multiple Sclerosis and Related Disorders* 24 (août): 101-6. <https://doi.org/10.1016/j.msard.2018.06.013>.
- Chen, Pin-Wei B, et Kerri Morgan. 2018. « Toward Community-Based Wheelchair Evaluation with Machine Learning Methods ». *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering* 5 (janvier): 2055668318808409. <https://doi.org/10.1177/2055668318808409>.
- Choi, Ahnryul, Hyunwoo Jung, Ki Young Lee, Sangsik Lee, et Joung Hwan Mun. 2019. « Machine Learning Approach to Predict Center of Pressure Trajectories in a Complete Gait Cycle: A Feedforward Neural Network vs. LSTM Network ». *Medical & Biological Engineering & Computing* 57 (12): 2693-2703. <https://doi.org/10.1007/s11517-019-02056-0>.
- Conine, T. A., C. Hershler, D. Daechsel, C. Peel, et A. Pearson. 1994. « Pressure Ulcer Prophylaxis in Elderly Patients Using Polyurethane Foam or Jay Wheelchair Cushions ». *International Journal of Rehabilitation Research. Internationale Zeitschrift Fur Rehabilitationsforschung. Revue Internationale De Recherches De Readaptation* 17 (2): 123-37. <https://doi.org/10.1097/00004356-199406000-00003>.
- Crawford, Shelley A., May D. Stinson, Deirdre M. Walsh, et Alison P. Porter-Armstrong. 2005. « Impact of Sitting Time on Seat-Interface Pressure and on Pressure Mapping With Multiple Sclerosis Patients ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 86 (6): 1221-25. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.08.010>.
- Dabnichki, P., et D. Taktak. 1998. « Pressure Variation under the Ischial Tuberosity during a Push Cycle. » *Medical Engineering & Physics* 20 (4): 242-56. [https://doi.org/10.1016/s1350-4533\(98\)00018-6](https://doi.org/10.1016/s1350-4533(98)00018-6).
- Damiao, John A. 2020. « A Review of Factors, Seating Design, and Shape Capture Methods for Reducing Pressure Injury Risk ». Virginia Commonwealth University. <https://scholarscompass.vcu.edu/etd/6467/>.

- Damiao, John, et Tony Gentry. 2021. « A Systematic Review of the Effectiveness of Pressure Relieving Cushions in Reducing Pressure Injury ». *Assistive Technology* 0 (ja): null. <https://doi.org/10.1080/10400435.2021.2010148>.
- Delcroix, Véronique, Karima Sedki, et François-Xavier Lepoutre. 2013. « A Bayesian Network for Recurrent Multi-Criteria and Multi-Attribute Decision Problems: Choosing a Manual Wheelchair ». *Expert Systems with Applications* 40 (7): 2541-51. <https://doi.org/10.1016/j.eswa.2012.10.065>.
- Desai, Raj, Anirban Guha, et P. Seshu. 2021. « Multibody Modeling of Direct and Cross-Axis Seat to Head Transmissibility of the Seated Human Body Supported with Backrest and Exposed to Vertical Vibrations ». In *Mechanism and Machine Science*, édité par Dibakar Sen, Santhakumar Mohan, et Gondi Kondaiah Ananthasuresh, 119-34. Lecture Notes in Mechanical Engineering. Singapore: Springer Singapore. https://doi.org/10.1007/978-981-15-4477-4_9.
- Dinsdale, S. M. 1974. « Decubitus Ulcers: Role of Pressure and Friction in Causation ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 55 (4): 147-52.
- Eckrich, K.M. 1991. « Dynamic Interface Pressure between Seated Users and Their Wheelchairs ». *International Journal of Industrial Ergonomics* 8 (1): 115-23. [https://doi.org/10.1016/0169-8141\(91\)90030-P](https://doi.org/10.1016/0169-8141(91)90030-P).
- Espagnacq, Maude. 2022. « Repérer les usagers de fauteuils roulants en France et calculer leur reste à charge à partir des données du Système national des données de santé (SNDS) de 2012 à 2019 ».
- Fang, Kwo-Ting, et Ching-Hsiang Ping. 2022. « Using Machine Learning to Explore the Crucial Factors of Assistive Technology Assessments: Cases of Wheelchairs ». *Healthcare (Basel, Switzerland)* 10 (11): 2238. <https://doi.org/10.3390/healthcare10112238>.
- Ferguson-Pell, Martin, et Mary D. Cardi. 1993. « Prototype Development and Comparative Evaluation of Wheelchair Pressure Mapping System ». *Assistive Technology* 5 (2): 78-91. <https://doi.org/10.1080/10400435.1993.10132213>.
- Fermanian, J. 2005. « Validation des échelles d'évaluation en médecine physique et de réadaptation : comment apprécier correctement leurs qualités psychométriques ». *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 48 (6): 281-87. <https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2005.04.004>.
- French, Brian, Asim Smailagic, Dan Siewiorek, Vishnu Ambur, et Divya Tyamagundlu. 2008. « Classifying Wheelchair Propulsion Patterns with a Wrist Mounted Accelerometer ». In *Proceedings of the 3rd International ICST Conference on Body Area Networks*. Tempe, Arizona, USA: ICST. <https://doi.org/10.4108/ICST.BODYNETS2008.2963>.
- Fryer, Sarah, Silvia Caggiari, Denise Major, Dan L. Bader, et Peter R. Worsley. 2022. « Continuous Pressure Monitoring of Inpatient Spinal Cord Injured Patients: Implications for Pressure Ulcer Development ». *Spinal Cord*, août, 1-8. <https://doi.org/10.1038/s41393-022-00841-7>.
- Fu, Jicheng, Maria Jones, et Yih-Kuen Jan. 2014. « Development of Intelligent Model for Personalized Guidance on Wheelchair Tilt and Recline Usage for People with Spinal Cord Injury: Methodology and Preliminary Report ». *Journal of Rehabilitation Research and Development* 51 (5): 775-88. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2013.09.0199>.
- Gagnon, Brigitte, Bruno Lemelin, et Chantai Guerette. 2008. « La Mesure du contrôle postural assis de l'adulte (MCPAA 2.0) : ses avantages dans un contexte d'évaluation clinique pour l'attribution d'un fauteuil roulant et d'une aide technique à la posture : Positionnement/installation ». *La Mesure du contrôle postural assis de l'adulte*

(MCPAA 2.0) : ses avantages dans un contexte d'évaluation clinique pour l'attribution d'un fauteuil roulant et d'une aide technique à la posture : Positionnement/installation, n° 37: 7-11.

- Gagnon, Dany, Mary Verrier, Kei Masani, Sylvie Nadeau, Rachid Aissaoui, et Milos Popovic. 2009. « Effects of Trunk Impairments on Manual Wheelchair Propulsion Among Individuals with a Spinal Cord Injury: A Brief Overview and Future Challenges ». *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation* 15 (2): 59-70. <https://doi.org/10.1310/sci1502-59>.
- Gefen, Amit. 2008. « Bioengineering Models of Deep Tissue Injury ». *Advances in Skin & Wound Care* 21 (1): 30-36. <https://doi.org/10.1097/01.ASW.0000305403.89737.6c>.
- Gefen, Amit, David M. Brienza, Janet Cuddigan, Emily Haesler, et Jan Kottner. 2022. « Our Contemporary Understanding of the Aetiology of Pressure Ulcers/Pressure Injuries ». *International Wound Journal* 19 (3): 692-704. <https://doi.org/10.1111/iwj.13667>.
- Geyer, Mary Jo, Elaine Trefler, Barbara Crane, et Patricia Karg. 2003. « Wheelchair Seating: A State of the Science Report ». *Assistive Technology* 15 (2): 120-28. <https://doi.org/10.1080/10400435.2003.10131896>.
- Gilsdorf, P., R. Patterson, S. Fisher, et N. Appel. 1990. « Sitting Forces and Wheelchair Mechanics ». *Journal of Rehabilitation Research and Development* 27 (3): 239-46. <https://doi.org/10.1682/jrrd.1990.07.0239>.
- Goossens, R. H. M. 2009. « Fundamentals of Pressure, Shear and Friction and Their Effects on the Human Body at Supported Postures ». In *Bioengineering Research of Chronic Wounds: A Multidisciplinary Study Approach*, édité par Amit Gefen, 1-30. Studies in Mechanobiology, Tissue Engineering and Biomaterials. Berlin, Heidelberg: Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-642-00534-3_1.
- Goossens, R. H. M., R. Zegers, G. A. Hoek van Dijke, et C. J. Snijders. 1994. « Influence of Shear on Skin Oxygen Tension ». *Clinical Physiology* 14 (1): 111-18. <https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.1994.tb00495.x>.
- Gutierrez, Elena M., Marie Alm, Claes Hultling, et Helena Saraste. 2004. « Measuring Seating Pressure, Area, and Asymmetry in Persons with Spinal Cord Injury ». *European Spine Journal* 13 (4): 374-79. <https://doi.org/10.1007/s00586-003-0635-7>.
- Hernandez, Vincent, Nasser Rezzoug, Philippe Gorce, et Gentiane Venture. 2018. « Wheelchair Propulsion: Force Orientation and Amplitude Prediction with Recurrent Neural Network ». *Journal of Biomechanics* 78 (septembre): 166-71. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.07.034>.
- Hobson, D. A. 1992. « Comparative Effects of Posture on Pressure and Shear at the Body-Seat Interface ». *Journal of Rehabilitation Research and Development* 29 (4): 21-31.
- Hobson DA, Crane B. 2001. « State of the Science White Paper on wheelchair seating comfort. » Conférence présenté à Wheelchair Seating: a state of the science conference on seating issues for persons with disabilities, FloridaConference ., Orlando.
- Hollington, James, et Susan J. Hillman. 2013. « Can Static Interface Pressure Mapping Be Used to Rank Pressure-Redistributing Cushions for Active Wheelchair Users? » *Journal of Rehabilitation Research & Development* 50 (1): 53-63.
- Hosking, J. 2017. « A Pilot Study Comparing Custom Contoured and Planar Support Surfaces for Pressure Ulcer Risk over the Heels for Night Time Postural Management Using Interface Pressure Mapping and Discomfort Scores ». *Journal of Tissue Viability* 26 (3): 189-95. <https://doi.org/10.1016/j.jtv.2017.04.004>.

- Hwang, E.-S., J.-H. Seo, et Y.-J. Kim. 2007. « A polymer-based flexible tactile sensor for both normal and shear load detections and its application for robotics ». *Journal of Microelectromechanical Systems* 16 (3): 556-63. <https://doi.org/10.1109/JMEMS.2007.896716>.
- Ike, Hiroyuki, Lawrence D. Dorr, Nicholas Trasolini, Michael Stefl, Braden McKnight, et Nathanael Heckmann. 2018. « Spine-Pelvis-Hip Relationship in the Functioning of a Total Hip Replacement ». *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 100 (18): 1606-15. <https://doi.org/10.2106/JBJS.17.00403>.
- Jaffery, Mujtaba Hussain, Muhammad Adil Ashraf, Ahmad Almogren, Hafiza Mahnoor Asim, Jehangir Arshad, Javed Khan, Ateeq Ur Rehman, et Seada Hussen. 2022. « FSR-Based Smart System for Detection of Wheelchair Sitting Postures Using Machine Learning Algorithms and Techniques ». Édité par Han Wang. *Journal of Sensors* 2022 (mai): 1-10. <https://doi.org/10.1155/2022/1901058>.
- Jordan, Kathleen, Sharon Sonenblum, Denise C Fyffe, et Xinwei Zhang. 2022. « Wheelchair Bout Mobility in and out of the Home ». Présenté à ACRM 99th Annual Conference, Chicago, IL, novembre 8. [Inkd.in/gy_-WNNa](https://doi.org/10.1155/2022/1901058).
- Kamegaya, Tadahiko. 2016. « Influence of sacral sitting in a wheelchair on the distribution of contact pressure on the buttocks and back and shear force on the ischial region ». *Journal of Physical Therapy Science* 28 (10): 2830-33. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.2830>.
- Karlaftis, M. G., et E. I. Vlahogianni. 2011. « Statistical Methods versus Neural Networks in Transportation Research: Differences, Similarities and Some Insights ». *Transportation Research Part C: Emerging Technologies* 19 (3): 387-99. <https://doi.org/10.1016/j.trc.2010.10.004>.
- Kaye, H Stephen, Taewoon Kang, et Mitchell P LaPlante. 2000. « Mobility Device Use in the United States », Disability Statistics Report, (14). Washington, D.C.: U.S. Department of Education, National Institute on Disability and Rehabilitation Research., .
- Kernozeq, T. W., et J. E. K. Lewin. 1998. « Dynamic Seating Interface Pressures during Wheelchair Locomotion: Influence of Cushion Type ». *Occupational Therapy Journal of Research* 18 (4): 182-92. <https://doi.org/10.1177/153944929801800404>.
- Kernozeq, Thomas W., et Jeff E. Lewin. 1998. « Seat Interface Pressures of Individuals with Paraplegia: Influence of Dynamic Wheelchair Locomotion Compared with Static Seated Measurements ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 79 (3): 313-16. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(98\)90012-0](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(98)90012-0).
- Kim, Yong Min, Youngdoo Son, Wonjoon Kim, Byungki Jin, et Myung Hwan Yun. 2018. « Classification of Children's Sitting Postures Using Machine Learning Algorithms ». *Applied Sciences* 8 (8): 1280. <https://doi.org/10.3390/app8081280>.
- Kobara, Kenichi, Atsuko Eguchi, Susumu Watanabe, Yuichi Ishiura, Daisuke Fujita, Tetsuya Nishimoto, et Koichi Shinkoda. 2008. « Investigation of the Validity of an Experimental Model for the Estimated Shear Force on Buttocks in a Comfortable Sitting Posture ». *Journal of Physical Therapy Science* 20 (3): 157-62.
- Kobara, Kenichi, Daisuke Fujita, Hiroshi Osaka, Tomotaka Ito, Yousuke Yoshimura, Hiroshi Ishida, et Susumu Watanabe. 2013. « Mechanism of fluctuation in shear force applied to buttocks during reclining of back support on wheelchair ». *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 8 (3): 220-24. <https://doi.org/10.3109/17483107.2012.713434>.

- Kobara, Kenichi, Koichi Shinkoda, Susumu Watanabe, Atsuko Eguchi, Daisuke Fujita, et Tetsuya Nishimoto. 2011. « Investigation of validity of model for estimating shear force applied to buttocks in elderly people with kyphosis while sitting comfortably on a chair ». *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 6 (4): 299-304. <https://doi.org/10.3109/17483107.2010.522683>.
- Kobara, Kenichi, Hisashi Takahashi, Yasuyuki Nagata, Hiroshi Osaka, Tadanobu Suehiro, et Daisuke Fujita. 2020. « An investigation into the effectiveness of a novel wheelchair seat-cover assembly for the reduction of forces exerted onto the buttocks ». *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 0 (0): 1-6. <https://doi.org/10.1080/17483107.2020.1780484>.
- Koo, T. K., A. F. Mak, et Y. L. Lee. 1996. « Posture Effect on Seating Interface Biomechanics: Comparison between Two Seating Cushions ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 77 (1): 40-47. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(96\)90218-x](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(96)90218-x).
- Koo, Terry K., et Mae Y. Li. 2016. « A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research ». *Journal of Chiropractic Medicine* 15 (2): 155-63. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>.
- Kraaijenbrink, Cassandra, Riemer J. K. Vegter, Alexander H. R. Hensen, Heiko Wagner, et Lucas H. V. van der Woude. 2020. « Biomechanical and physiological differences between synchronous and asynchronous low intensity handcycling during practice-based learning in able-bodied men ». *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 17 (1): 29. <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00664-8>.
- Kuo, Chris. 2022. « Explain Your Model with the SHAP Values ». *Dataman in AI* (blog). 16 juin 2022. <https://medium.com/dataman-in-ai/explain-your-model-with-the-shap-values-bc36aac4de3d>.
- Larivière, Ophélie, Delphine Chadeaux, Christophe Sauret, et Patricia Thoreux. 2021. « Vibration Transmission during Manual Wheelchair Propulsion: A Systematic Review ». *Vibration* 4 (juin): 444. <https://doi.org/10.3390/vibration4020029>.
- Laszczak, P., L. Jiang, D. L. Bader, D. Moser, et S. Zahedi. 2015. « Development and Validation of a 3D-Printed Interfacial Stress Sensor for Prosthetic Applications ». *Medical Engineering & Physics* 37 (1): 132-37. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.10.002>.
- Le Fort, Marc, Maude Espagnacq, Thierry Albert, Chloë Lefèvre, Brigitte Perrouin-Verbe, et Jean-François Ravaud. 2018. « Risk of pressure ulcers in tetraplegic people: a French survey crossing regional experience with a long-term follow-up ». *European Journal of Public Health* 28 (6): 993-99. <https://doi.org/10.1093/eurpub/cky084>.
- Le Fort, Marc, Maude Espagnacq, Brigitte Perrouin-Verbe, et Jean-François Ravaud. 2017. « Risk Analyses of Pressure Ulcer in Tetraplegic Spinal Cord-Injured Persons: A French Long-Term Survey ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 98 (9): 1782-91. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2016.12.017>.
- Le Fort, Marc, Chloë Lefèvre, Pierre Kieny, Brigitte Perrouin-Verbe, et Jean-François Ravaud. 2021. « The Functioning of Social Support in Long-Term Prevention after Spinal Cord Injury. A Qualitative Study ». *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 64 (4): 101454. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2020.10.007>.
- Leva, P. de. 1996. « Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters ». *Journal of Biomechanics* 29 (9): 1223-30. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00178-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00178-6).

- Li, Sujiao, Min Yin, Lin Gao, Shun Qi, et Jue Wang. 2016. « Finite Element Prediction of Sub-Dermal Tissue Stresses of the Buttocks During Wheelchair Propulsion ». *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 16 (4): 1650058. <https://doi.org/10.1142/S0219519416500585>.
- Linder-Ganz, Eran, Noga Shabshin, Yacov Itzchak, et Amit Gefen. 2007. « Assessment of Mechanical Conditions in Sub-Dermal Tissues during Sitting: A Combined Experimental-MRI and Finite Element Approach ». *Journal of Biomechanics* 40 (7): 1443-54. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.06.020>.
- Linder-Ganz, Eran, Noga Shabshin, Yacov Itzchak, Ziva Yizhar, Itzhak Siev-Ner, et Amit Gefen. 2008. « Strains and Stresses in Sub-Dermal Tissues of the Buttocks Are Greater in Paraplegics than in Healthy during Sitting ». *Journal of Biomechanics* 41 (3): 567-80. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.10.011>.
- Linder-Ganz, Eran, Gilad Yarnitzky, Ziva Yizhar, Itzhak Siev-Ner, et Amit Gefen. 2009. « Real-Time Finite Element Monitoring of Sub-Dermal Tissue Stresses in Individuals with Spinal Cord Injury: Toward Prevention of Pressure Ulcers ». *Annals of Biomedical Engineering* 2 (37): 387-400. <https://doi.org/10.1007/s10439-008-9607-8>.
- Loerakker, Sandra. 2007. « Aetiology of Pressure Ulcers ». *General Information*, 31.
- Lord, M., R. Hosein, et R. B. Williams. 1992. « Method for In-Shoe Shear Stress Measurement ». *Journal of Biomedical Engineering*, Annual Scientific Meeting, 14 (3): 181-86. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(92\)90049-Q](https://doi.org/10.1016/0141-5425(92)90049-Q).
- Luczak, Tony, Reuben F. Burch V, Brian K. Smith, Daniel W. Carruth, John Lamberth, Harish Chander, Adam Knight, J. E. Ball, et R. K. Prabhu. 2020. « Closing the Wearable Gap—Part V: Development of a Pressure-Sensitive Sock Utilizing Soft Sensors ». *Sensors* 20 (1): 208. <https://doi.org/10.3390/s20010208>.
- Luna-Perejón, Francisco, Juan Manuel Montes-Sánchez, Lourdes Durán-López, Alberto Vazquez-Baeza, Isabel Beasley-Bohórquez, et José L. Sevillano-Ramos. 2021. « IoT Device for Sitting Posture Classification Using Artificial Neural Networks ». *Electronics* 10 (15): 1825. <https://doi.org/10.3390/electronics10151825>.
- Lung, Chi-Wen, Tim D. Yang, Barbara A. Crane, Jeannette Elliott, Brad E. Dicianno, et Yih-Kuen Jan. 2014. « Investigation of Peak Pressure Index Parameters for People with Spinal Cord Injury Using Wheelchair Tilt-in-Space and Recline: Methodology and Preliminary Report ». *BioMed Research International* 2014 (juin): e508583. <https://doi.org/10.1155/2014/508583>.
- Lung, Chi-Wen, Tim D. Yang, Ben-Yi Liao, Waifong Catherine Cheung, Sanjiv Jain, et Yih-Kuen Jan. 2020. « Dynamic changes in seating pressure gradient in wheelchair users with spinal cord injury ». *Assistive Technology* 32 (5): 277-86. <https://doi.org/10.1080/10400435.2018.1546781>.
- Ma, Congcong, Wenfeng Li, Raffaele Gravina, et Giancarlo Fortino. 2017. « Posture Detection Based on Smart Cushion for Wheelchair Users ». *Sensors* 17 (4): 719. <https://doi.org/10.3390/s17040719>.
- Makhsous, Mohsen, Fang Lin, Ronald W. Hendrix, Matthew Hepler, et Li-Qun Zhang. 2003. « Sitting with Adjustable Ischial and Back Supports: Biomechanical Changes ». *Spine* 28 (11): 1113-21. <https://doi.org/10.1097/01.BRS.0000068243.63203.A8>.
- Mandy, Anne, Lucy Redhead, Carol McCudden, et Jon Michaelis. 2014. « A comparison of vertical reaction forces during propulsion of three different one-arm drive wheelchairs by hemiplegic users ». *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 9 (3): 242-47. <https://doi.org/10.3109/17483107.2013.782575>.

- Maurer, Christine, et Stephen Sprigle. 2004. « Effect of Seat Inclination on Seated Pressures of Individuals With Spinal Cord Injury ». *Physical Therapy* 84 (3): 255-61. <https://doi.org/10.1093/ptj/84.3.255>.
- Mendes, Paulo Vinicius Braga, Luma Carolina Câmara Gradim, Natália Sanches Silva, Ana Luiza Caltabiano Allegretti, Débora Couto De Melo Carrijo, et Daniel Marinho Cezar da Cruz. 2019. « Pressure distribution analysis in three wheelchairs cushions of subjects with spinal cord injury ». *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 14 (6): 555-60. <https://doi.org/10.1080/17483107.2018.1463399>.
- Mergl, Christian, Margit Klendauer, Claude Mangen, et Heiner Bubb. 2005. « Predicting Long Term Riding Comfort in Cars by Contact Forces Between Human and Seat ». In . <https://doi.org/10.4271/2005-01-2690>.
- Michael, S.M., D. Porter, et T.E. Pountney. 2007. « Tilted Seat Position for Non-Ambulant Individuals with Neurological and Neuromuscular Impairment: A Systematic Review ». *Clinical Rehabilitation* 21 (12): 1063-74. <https://doi.org/10.1177/0269215507082338>.
- Mitchell, Tom M. 2006. « The Discipline of Machine Learning », 9.
- Nicholas, Jon W., Russel J. Corvese, Charles Woolley, et Thomas J. Armstrong. 2012. « Quantification of Hand Grasp Force Using a Pressure Mapping System ». *Work (Reading, Mass.)* 41 Suppl 1: 605-12. <https://doi.org/10.3233/WOR-2012-0217-605>.
- Oomens, C.W.J., Bader, D.L., Loerakker, S., Baaijens, F.P.T., et Soft Tissue Biomechanics & Tissue Engineering. 2015. « Pressure Induced Deep Tissue Injury Explained ». *Annals of Biomedical Engineering* 43 (2): 297-305. <https://doi.org/10.1007/s10439-014-1202-6>.
- Oomens, C.W.J., O.F.J.T. Bressers, E.M.H. Bosboom, C.V.C. Bouten, et D.L. Bader. 2003. « Can Loaded Interface Characteristics Influence Strain Distributions in Muscle Adjacent to Bony Prominences? ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 6 (3): 171-80. <https://doi.org/10.1080/1025584031000121034>.
- Paquin, Clémence, Olivier Chenu, Anthony Gelis, Laura Dubuis, et Sonia Duprey. 2022. « Predicting Shear Force in Wheelchair at Body-Seat Interface with Machine Learning ABSTRACTS 47th Congress of the Society of Biomechanics ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 25 (sup1): S1-307. <https://doi.org/10.1080/10255842.2022.2116885>.
- Paquin, Clémence, Julie Rozaire, Olivier Chenu, Anthony Gelis, Laura Dubuis, et Sonia Duprey. 2023. « Studying Mechanical Load at Body-Seat Interface during Dynamic Activities Such as Wheelchair Propulsion: A Scoping Review ». *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, août. <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/17483107.2023.2248184>.
- Park, Un Jin, et Seong Ho Jang. 2011. « The Influence of Backrest Inclination on Buttock Pressure ». *Annals of Rehabilitation Medicine* 35 (6): 897-906. <https://doi.org/10.5535/arm.2011.35.6.897>.
- Pedregosa, Fabian, Gaël Varoquaux, Alexandre Gramfort, Vincent Michel, Bertrand Thirion, Olivier Grisel, Mathieu Blondel, et al. 2011. « Scikit-learn: Machine Learning in Python ». *Journal of Machine Learning Research* 12 (85): 2825-30.
- Pipkin, Leigh, et Stephen Sprigle. 2008. « Effect of Model Design, Cushion Construction, and Interface Pressure Mats on Interface Pressure and Immersion ». *Journal of Rehabilitation Research and Development* 45 (6): 875-82. <https://doi.org/10.1682/jrrd.2007.06.0089>.

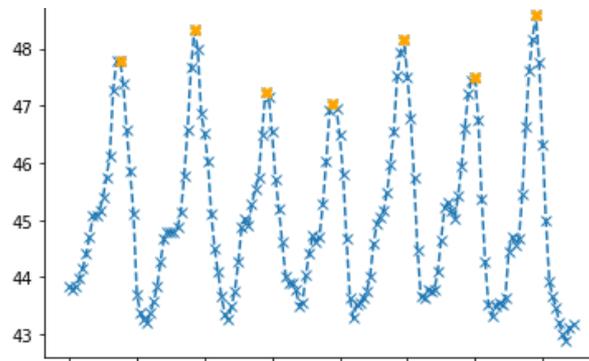
- Platt, John C. 1999. « Probabilistic Outputs for Support Vector Machines and Comparisons to Regularized Likelihood Methods ». In *Advances in Large Margin Classifiers*, 61-74. MIT Press.
- Popp, Werner L., Michael Brogioli, Kaspar Leuenberger, Urs Albisser, Angela Frotzler, Armin Curt, Roger Gassert, et Michelle L. Starkey. 2016. « A Novel Algorithm for Detecting Active Propulsion in Wheelchair Users Following Spinal Cord Injury ». *Medical Engineering & Physics* 38 (3): 267-74. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.12.011>.
- Pradon, D., et L. Cheze. 2003. « Modèle cinématique tridimensionnelle du dos et du membre supérieur pour analyser la technique de propulsion en fauteuil roulant manuel ». *ITBM-RBM* 24 (1): 20-27. [https://doi.org/10.1016/S1297-9562\(02\)00003-7](https://doi.org/10.1016/S1297-9562(02)00003-7).
- Rasmussen, John, Mark de Zee, et Søren Tørholm. 2007. « Muscle Relaxation and Shear Force Reduction May Be Conflicting: A Computational Model of Seating ». SAE Technical Paper 2007-01-2456. Warrendale, PA: SAE International. <https://doi.org/10.4271/2007-01-2456>.
- Redwood-Thomas, Jacob, Mark Bowtell, Stephanie Graham, Ian William, et Lorna Tasker. 2020. « The Effect of Seating Setup on Shear Forces Experienced at the Seating Interface ». In , 109. Vancouver.
- Reenalda, Jasper, Michiel Jannink, Marc Nederhand, et Maarten IJzerman. 2009. « Clinical Use of Interface Pressure to Predict Pressure Ulcer Development: A Systematic Review ». *Assistive Technology: The Official Journal of RESNA* 21 (2): 76-85. <https://doi.org/10.1080/10400430903050437>.
- Reichel, S. M. 1958. « Shearing Force as a Factor in Decubitus Ulcers in Paraplegics ». *Journal of the American Medical Association* 166 (7): 762-63. <https://doi.org/10.1001/jama.1958.62990070004010a>.
- Roberts, Timothy T., Garrett R. Leonard, et Daniel J. Cepela. 2017. « Classifications In Brief: American Spinal Injury Association (ASIA) Impairment Scale ». *Clinical Orthopaedics and Related Research* 475 (5): 1499-1504. <https://doi.org/10.1007/s11999-016-5133-4>.
- Routhier, François, Noémie C. Duclos, Émilie Lacroix, Josiane Lettre, Elizabeth Turcotte, Nathalie Hamel, François Michaud, Cyril Duclos, Philippe S. Archambault, et Laurent J. Bouyer. 2020. « Clinicians' Perspectives on Inertial Measurement Units in Clinical Practice ». *PLOS ONE* 15 (11): e0241922. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0241922>.
- Samuelsson, Kersti, Maarit Björk, Ann-Marie Erdugan, Anna-Karin Hansson, et Birgitta Rustner. 2009. « The effect of shaped wheelchair cushion and lumbar supports on under-seat pressure, comfort, and pelvic rotation ». *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 4 (5): 329-36. <https://doi.org/10.1080/17483100902978426>.
- Sanders, J. E., C. H. Daly, et E. M. Burgess. 1993. « Clinical Measurement of Normal and Shear Stresses on a Trans-Tibial Stump: Characteristics of Wave-Form Shapes during Walking ». *Prosthetics and Orthotics International* 17 (1): 38-48. <https://doi.org/10.3109/03093649309164353>.
- Sanderson, D. J., et H. J. Sommer. 1985. « Kinematic Features of Wheelchair Propulsion ». *Journal of Biomechanics* 18 (6): 423-29. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(85\)90277-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90277-5).
- Shapley, L. S. 1953. « A Value for n-Person Games ». In *Contribution to the Theory of Games*, III:303-17. Princeton University Press.

- Shim, Dain, Dongho Park, Beomki Yoo, Joong-on Choi, Juntaek Hong, Tae Young Choi, Eun Sook Park, et Dong-wook Rha. 2022. « Evaluation of Sitting and Standing Postural Balance in Cerebral Palsy by Center-of-Pressure Measurement Using Force Plates: Comparison with Clinical Measurements ». *Gait & Posture* 92 (février): 110-15. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.11.024>.
- Siefert, Alexander. 2022. « FEA Study of Wheelchair Interventions regarding Pressure Ulcers ». In *7th European Seating Symposium*. Dublin.
- Slavens, Brooke A., Alyssa J. Schnorenberg, Christine M. Aurit, Sergey Tarima, Lawrence C. Vogel, et Gerald F. Harris. 2015. « Biomechanics of Pediatric Manual Wheelchair Mobility. » *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 3: 137. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2015.00137>.
- Sonenblum, Sharon E., Davin Seol, Stephen H. Sprigle, et John McKay Cathcart. 2020. « Seated Buttocks Anatomy and Its Impact on Biomechanical Risk ». *Journal of Tissue Viability* 29 (2): 69-75. <https://doi.org/10.1016/j.jtv.2020.01.004>.
- Sonenblum, Sharon E, Stephen Sprigle, et Ricardo A. Lopez. 2012. « Manual Wheelchair Use: Bouts of Mobility in Everyday Life ». *Rehabilitation Research and Practice* 2012: 1-7. <https://doi.org/10.1155/2012/753165>.
- Sonenblum, Sharon E, Stephen Sprigle, et J. T. Martin. 2016. « Everyday Sitting Behavior of Full-Time Wheelchair Users. » *Journal of Rehabilitation Research and Development* 53 (5): 585-98. <https://doi.org/10.1682/jrrd.2015.07.0130>.
- Sonenblum, Sharon Eve, Chen Feng, et Stephen Sprigle. 2022. « The Relationship between In-Seat Movement and Pressure Ulcers in Wheelchair Users with SCI/D ». *The Journal of Spinal Cord Medicine*, octobre, 1-9. <https://doi.org/10.1080/10790268.2022.2122340>.
- Sonenblum, Sharon Eve, Stephen H. Sprigle, John McKay Cathcart, et Robert John Winder. 2015. « 3D Anatomy and Deformation of the Seated Buttocks ». *Journal of Tissue Viability* 24 (2): 51-61. <https://doi.org/10.1016/j.jtv.2015.03.003>.
- Sprigle, Stephen, Yogesh Deshpande, et Chris Bartlett. 2023. « The design of a family of parametric anatomically-based compliant buttock models to evaluate wheelchair cushion performance ». *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering* 10 (juin): 20556683231182324. <https://doi.org/10.1177/20556683231182324>.
- Sprigle, Stephen, Christine Maurer, et Sharon E Sonenblum. 2010. « Load Redistribution in Variable Position Wheelchairs in People With Spinal Cord Injury ». *The Journal of Spinal Cord Medicine* 33 (1): 58-64.
- Sprigle, Stephen, Douglas McNair, et Sharon Sonenblum. 2020. « Pressure Ulcer Risk Factors in Persons with Mobility-Related Disabilities ». *Advances in Skin & Wound Care* 33 (3): 146-54. <https://doi.org/10.1097/01.ASW.0000653152.36482.7d>.
- Steinmetz, E. 2006. *Americans with Disabilities: 2002*. Washington, D.C., USA: US Department of Commerce, Economics and Statistics Administration, U.S. Census Bureau.
- Stinson, M. D., S. A. Crawford, et A. P. Porter-Armstrong. 2008. « Interface Pressure Measurements: Visual Interpretation of Pressure Maps with MS Clients ». *Disability and Rehabilitation* 30 (8): 618-24. <https://doi.org/10.1080/09638280701400409>.
- Stinson, M D, A P Porter-Armstrong, et P A Eakin. 2003. « Pressure Mapping Systems: Reliability of Pressure Map Interpretation ». *Clinical Rehabilitation* 17 (5): 504-11.
- Sun, Qunli, Fang Lin, Sam Al-Saeede, Lissette Ruberte, Ellis Nam, Ronald Hendrix, et Mohsen Makhous. 2005. « Finite element modeling of human buttock-thigh tissue in a seated posture: 2005 Summer Bioengineering Conference ». *Proceedings of the 2005 Summer*

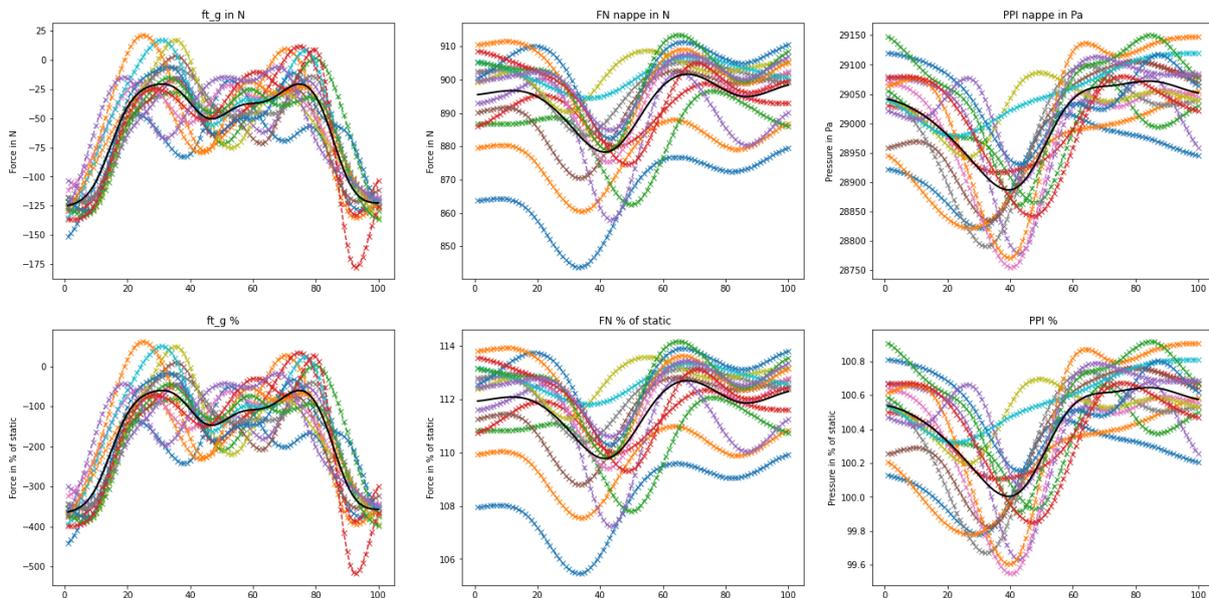
- Bioengineering Conference, 2005 SBC*, Proceedings of the 2005 Summer Bioengineering Conference, , décembre, 177-78.
- Tam, Eric W, Arthur F Mak, Wai Nga Lam, John H Evans, et York Y Chow. 2003. « Pelvic Movement and Interface Pressure Distribution during Manual Wheelchair Propulsion. » *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 84 (10): 1466-72. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(03\)00269-7](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(03)00269-7).
- Tariq, Asra, Amir Behraves, et Ghaus Rizvi. 2023. « Sensors for the Measurement of Shear Stress and Shear Strain-A Review on Materials, Fabrication, Devices, and Applications ». *Engineering Research Express*, juillet. <https://doi.org/10.1088/2631-8695/acebb9>.
- Tricco, Andrea C., Erin Lillie, Wasifa Zarin, Kelly K. O'Brien, Heather Colquhoun, Danielle Levac, David Moher, et al. 2018. « PRISMA Extension for Scoping Reviews (PRISMA-ScR): Checklist and Explanation ». *Annals of Internal Medicine* 169 (7): 467-73. <https://doi.org/10.7326/M18-0850>.
- Uemura, Mikiko, Masaharu Sugimoto, Ryoko Shimizu, Noriaki Maeshige, Yoshiyuki Yoshikawa, et Hidemi Fujino. 2021. « The Shift of the Ischial Region during Maneuvering the Standard Wheelchair and the Electric Wheelchair in Healthy Adults ». *International Journal of Clinical Medicine* 12 (7): 297-305. <https://doi.org/10.4236/ijcm.2021.127026>.
- « User Manual iShear ». 2020. <https://ishear.com/wp-content/uploads/2020/04/20170524-User-Manual-iShear-080000-REV05-2017-LR.pdf>.
- Vansickle, D. P., R. A. Cooper, M. L. Boninger, et C. P. Digiovine. 2001. « Analysis of Vibrations Induced during Wheelchair Propulsion ». *Journal of Rehabilitation Research and Development* 38 (4): 409-21.
- Vignier, Nicolas, Jean-François Ravaut, Myriam Winance, François-Xavier Lepoutre, et Isabelle Ville. 2008. « Demographics of Wheelchair Users in France: Results of National Community-Based Handicaps-Incapacités-Dépendance Surveys ». *Journal of Rehabilitation Medicine* 40 (3): 231-39. <https://doi.org/10.2340/16501977-0159>.
- Vries, Wiebe H. K. de, Sabrina Amrein, Ursina Arnet, Laura Mayrhuber, Cristina Ehrmann, et H. E. J. Veeger. 2022. « Classification of Wheelchair Related Shoulder Loading Activities from Wearable Sensor Data: A Machine Learning Approach ». *Sensors (Basel, Switzerland)* 22 (19): 7404. <https://doi.org/10.3390/s22197404>.
- Wininger, Michael, et Barbara A. Crane. 2015. « Prevalence of Sensor Saturation in Wheelchair Seat Interface Pressure Mapping ». *Assistive Technology* 27 (2): 69-75. <https://doi.org/10.1080/10400435.2014.976800>.
- Winter, DA. 1995. « Human Balance and Posture Control during Standing and Walking ». *Gait & Posture* 3 (4): 193-214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9).
- World Health Organization, International Society for Prosthetics and Orthotics, et United States. Agency for International Development. 2008. « Guidelines on the Provision of Manual Wheelchairs in Less Resourced Settings ». *World Health Organization*, 128.
- Yang, Yu-Sheng, Alicia M. Koontz, Ronald J. Triolo, Rory A. Cooper, et Michael L. Boninger. 2009. « Biomechanical Analysis of Functional Electrical Stimulation on Trunk Musculature during Wheelchair Propulsion. » *Neurorehabilitation and Neural Repair* 23 (7): 717-25. <https://doi.org/10.1177/1545968308331145>.
- Yu, Chung-Huang, Tung-Yu Chou, Cheng-Huan Chen, Poyin Chen, et Fu-Cheng Wang. 2014. « Development of a Modularized Seating System to Actively Manage Interface Pressure ». *Sensors* 14 (8): 14235-52. <https://doi.org/10.3390/s140814235>.

- Zemp, Roland, Matteo Tanadini, Stefan Plüss, Karin Schnüriger, Navrag B. Singh, William R. Taylor, et Silvio Lorenzetti. 2016. « Application of Machine Learning Approaches for Classifying Sitting Posture Based on Force and Acceleration Sensors ». *BioMed Research International* 2016 (octobre): e5978489. <https://doi.org/10.1155/2016/5978489>.
- Zhang, M., et V. C. Roberts. 1993. « The Effect of Shear Forces Externally Applied to Skin Surface on Underlying Tissues ». *Journal of Biomedical Engineering* 15 (6): 451-56. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(93\)90057-6](https://doi.org/10.1016/0141-5425(93)90057-6).

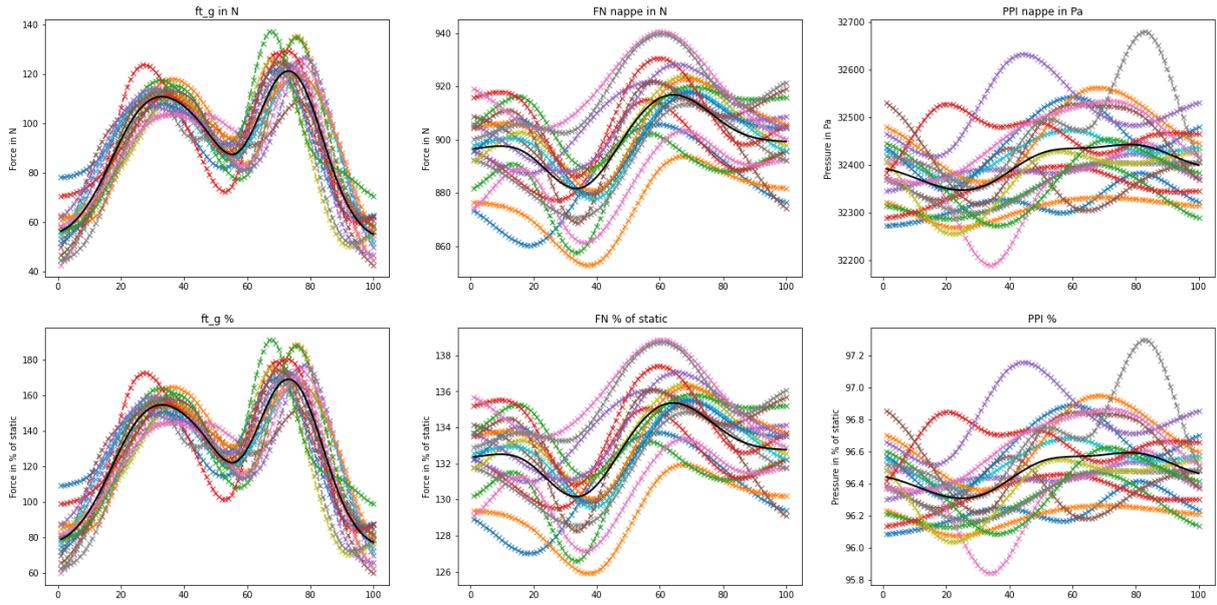
ANNEXE 1 : Exemple de graphiques cycliques des efforts lors de l'expérimentation de laboratoire.



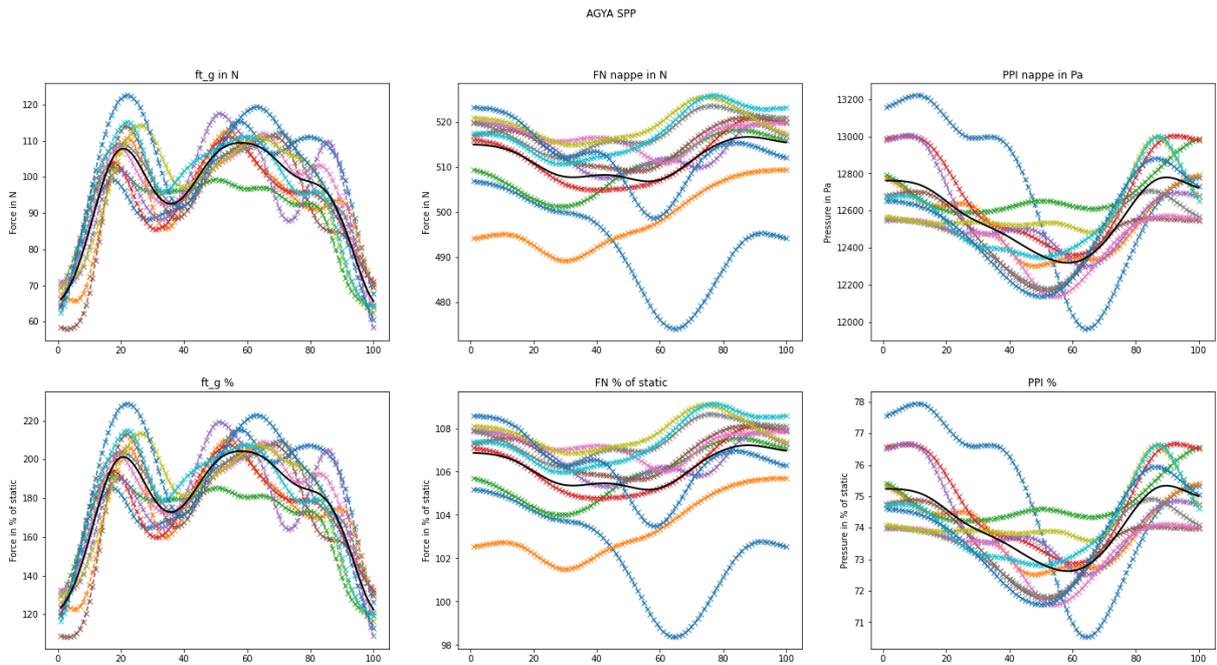
Graphique représentant l'effort tangentiel en N pendant les 10s de « pédalage » chez un participant paraplégique, en orange les pics spatiaux ayant permis d'exporter les cycles.



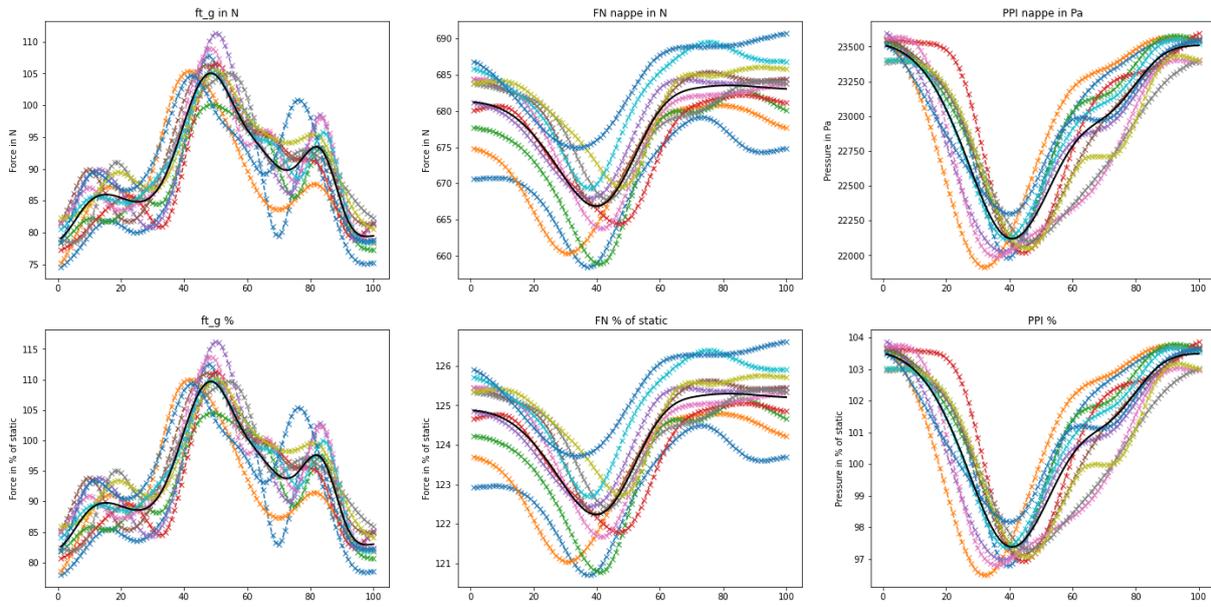
Graphique représentant chacun des cycles normalisés chez un participant paraplégique : effort tangentiel à gauche, effort normal global au centre et pression moyenne spatiale à droite, en haut en unité de mesure et en bas en % de la valeur statique ; en couleur chaque cycles (issus des 10s d'enregistrement) et en noir le cycle moyen.



Autre exemple de graphique représentant chacun des cycles normalisés chez un participant paraplégique : effort tangentiel à gauche, effort normal global au centre et pression moyenne spatiale à droite, en haut en unité de mesure et en bas en % de la valeur statique ; en couleur chaque cycles (issus des 10s d'enregistrement) et en noir le cycle moyen.



Graphique représentant chacun des cycles normalisés chez un participant valide : effort tangentiel à gauche, effort normal global au centre et pression moyenne spatiale à droite, en haut en unité de mesure et en bas en % de la valeur statique ; en couleur chaque cycles (issus des 10s d'enregistrement) et en noir le cycle moyen



Autre graphique représentant chacun des cycles normalisés chez un participant valide : effort tangentiel à gauche, effort normal global au centre et pression moyenne spatiale à droite, en haut en unité de mesure et en bas en % de la valeur statique ; en couleur chaque cycles (issus des 10s d'enregistrement) et en noir le cycle moyen

ANNEXE 2 : Cahier observation

ID PATIENT : N° PATIENT : N° CENTRE :

**Prédiction de la répartition des efforts sur une assise de fauteuil roulant à partir de
nappes de pressions embarquées
Cahier patient**

DATE D'INCLUSION (JJ/MM/AAAA) : ____ / ____ / 20__

ID PATIENT

(première lettres du nom) (première lettres du prénom)

N° patient :

Centre Référent N° __

ID PATIENT : N° PATIENT :

N° CENTRE :

VISITE D'INCLUSION (V-INC)

DATE : ___ / ___ /20___ Médecin : _____ Signature : _____

Critères d'inclusion :

- Participant adulte, âgé entre 18 et 70 ans oui non
Utilisateur quotidien d'un fauteuil roulant (>3h/jour) oui non
Participant pouvant pédaler avec les membres supérieurs
à l'aide d'un mini pédalier (pour la phase 1) oui non
Personne ayant signé le consentement éclairé oui non

IMPORTANT : Si une ou plusieurs réponses sont cochées 'NON', le sujet ne peut pas être inclus dans l'étude

Critères de non inclusion :

- Refus du sujet de participer et de signer le formulaire de consentement oui non
Troubles musculosquelettiques majeurs empêchant une
station assise érigée et un angle tronc-cuisse de 120° au minimum oui non
Incontinence sévère avec risque de fuite oui non
Escarre en cours sur la zone fessière oui non
Escarre à répétition sur la zone fessière oui non
Sujet sous protection juridique (tutelle, curatelle) oui non
Sujet non affilié à un régime de sécurité sociale,
ou non bénéficiaire d'un tel régime oui non

IMPORTANT : Si une ou plusieurs réponses sont cochées 'OUI', le sujet ne peut pas être inclus dans l'étude

ID PATIENT : N° PATIENT : N° CENTRE :

RENSEIGNEMENTS CLINIQUES ET DEMOGRAPHIQUES

Date de naissance (JJ/MM/AAAA) : ____ / ____ / ____

Age à la date de l'inclusion : ____ ans

Sexe : Masculin Féminin

1. Renseignements sur la pathologie

Date de l'apparition de la pathologie (JJ/MM/AAAA) : ____ / ____ / ____

Nombre d'année en fauteuil roulant : ____ ans

Si lésion médullaire : Ancienneté de la lésion médullaire : ____ mois ou ____ ans

Niveau lésionnel médullaire : ____

Score ASIA : A B C D E

Cause de la lésion médullaire :

1. Traumatique : OUI NON

Si oui, veuillez compléter les questions ci-dessous :

o Accident de la route : OUI NON

o Chute : OUI NON

o Accident de sport : OUI NON

o Agression : OUI NON

o Autre : OUI NON Si autre, précisez :

2. Chirurgicale : OUI NON Si oui, précisez :

3. Médicale : OUI NON Si oui, précisez :

Si autre pathologie : Type de déficiences et causes :

.....
.....

2. Données médicales descriptives :

o Présence de déformation orthopédiques influençant la station assise (scoliose, résection tête – col ...) :

.....

o Antécédents d'escarre et localisation :

.....

ID PATIENT : N° PATIENT :

N° CENTRE :

3. Niveau d'indépendance et de capacité

Mesure d'Indépendance fonctionnelle (M.I.F.) : ___ / 126

SCIM (Spinal Cord Independence Measure) : ___ %

ID PATIENT : N° PATIENT :

N° CENTRE :

VISITE J1
EVALUATION CLINIQUE
DATE : ____ / ____ /20 ____
Nom et Profession évaluateur : _____

1. Descriptif de l'installation :

- Conformateur :
 - Angle de bascule d'assise en ° :
 - Angle du dossier en ° :
 - Angle Tronc cuisse du participant en ° :
 - Numéro des vérins des ischions :
- Fauteuil roulant personnel :
 - Profondeur en cm :
 - Largeur en cm :
 - Angle des potences en ° :
 - Angle de bascule d'assise en ° :
 - Angle Assise - dossier en ° :
 - Hauteur du dossier :
 - Hauteur coussin avec participant :
 - Angle Tronc cuisse du participant en ° :
 - Coussin + dimension :
 - Dossier + dimension :

2. Mesures anthropométriques : participant assis :

- Jour et heure :
- Poids :
- Taille :
- Profondeur d'assise en cm :
- Largeur d'assise en cm :
- Hauteur de bassin en cm :
- Hauteur de scapula en cm :
- Hauteur d'épaules en cm :

ID PATIENT : N° PATIENT : N° CENTRE :

3. Bilan Postural

- Équilibre assis avec l'échelle du niveau de la capacité à s'asseoir de l'adulte (ENCAA)

Sélectionner la catégorie appropriée.

1. Incapable d'être en position assise
2. Peut être en position assise, mais ne peut pas maintenir la position
3. Capable de maintenir la position mais ne bouge pas
4. Capable de maintenir la position et de bouger dans sa base
5. Capable de maintenir la position et de bouger en dehors de sa base
6. Capable de bouger en dehors de sa position
7. Capable d'atteindre sa position assise optimale

Demander au participant de prendre sa posture optimale

- Obliquité du bassin dans le plan frontal mesuré avec un inclinomètre en ° sur la ligne des EIAS
 - Sur le conformateur :
 - Sur le fauteuil roulant :
- Rétroversion de bassin dans le plan sagittal, mesuré avec un inclinomètre en ° sur la ligne représentée par l'épine iliaque antérosupérieure et l'épine iliaque postérosupérieure.
 - Sur le conformateur :
 - Sur le fauteuil roulant :

4. Bilan de la spasticité

- Le bilan sera effectué en station assise dans le fauteuil roulant du participant à l'aide de l'échelle Ashworth modifiée :

0 : Pas d'augmentation du tonus musculaire.

1 : Légère augmentation du tonus musculaire qui se manifeste par un arc douloureux suivi d'un relâchement ou par une résistance minime à la fin de l'amplitude articulaire lorsque le segment touché est déplacé en flexion ou en extension.

1+ : Légère augmentation du tonus musculaire qui se manifeste par un arc douloureux suivi d'une résistance minime à travers le reste (moins que la moitié) de l'amplitude articulaire.

2 : Augmentation plus marquée du tonus musculaire à travers la presque totalité de l'amplitude articulaire, mais le segment touché peut être déplacé avec facilité.

3 : Augmentation considérable du tonus musculaire, le mouvement passif est difficile.

4 : Le segment touché est rigide en flexion ou en extension.

Groupes musculaire	Droite	Gauche
Extenseur genou		
Extenseur cheville		

ID PATIENT : N° PATIENT : N° CENTRE :

Fléchisseur genou		
-------------------	--	--

5. Bilan de la motricité volontaire

- Le bilan sera effectué en station assise dans le fauteuil roulant du participant à l'aide de la MRC :
 - 0 Aucune contraction musculaire.
 - 1 Contraction musculaire sans mouvement.
 - 2 Mouvement dans le plan du lit.
 - 3 Mouvement contre la gravité.
 - 4 Mouvement contre résistance.
 - 5 Force musculaire normale.

Groupes musculaire	Droite	Gauche
Fléchisseur de hanche		
Extenseur genou		
Extenseur cheville		
Fléchisseur genou		

6. Mesure du contrôle postural : MCPAA 2.0

- Utiliser le formulaire de cotation avec plusieurs couleurs matérialisant les différentes conditions.

Position optimale

Mesure retro bassin	
Mesure inclinaison bassin	
Mesure rotation bassin	
Mesure angle Tronc cuisse	

ID PATIENT : N° PATIENT : N° CENTRE :

▪ Condition 1 : position optimal (rouge) et condition 2 après le parcours (vert)

Items d'évaluation	Cotation de l'alignement postural							Condition	
	Sévère ⇐ 3 ≥ 25°	Modéré ⇐ 2 15°-24°	Léger ⇐ 1 5°-14°	Normal 0 0°±4°	Léger 1 ⇒ 5°-14°	Modéré 2 ⇒ 15°-24°	Sévère 3 ⇒ ≥ 25°	1	2
Items relatifs au bassin	1. Obliquité du bassin Ligne joignant les EIAS relativement à l'horizontale								
	Obliquité gauche du bassin (abaissement du côté gauche)				Obliquité droite du bassin (abaissement du côté droit)				
	≥ 25°	15°-24°	5°-14°	0°±4°	5°-14°	15°-24°	≥ 25°		
Items relatifs au bassin	2. Rotation du bassin Ligne joignant les EIAS relativement au plan du dossier								
	Rotation gauche du bassin (côté gauche en postérieur)				Rotation droite du bassin (côté droit en postérieur)				
	≥ 25°	15°-24°	5°-14°	0°±4°	5°-14°	15°-24°	≥ 25°		
Items relatifs au bassin	3. Bascule du bassin Ligne partant des EIPS et longeant tout le bassin relativement au plan du dossier								
	Bascule postérieure du bassin				Bascule antérieure du bassin				
	≥ 25°	15°-24°	5°-14°	0°±4°	5°-14°	15°-24°	≥ 25°		
Items relatifs aux membres inférieurs (MI)	4-5. Adduction/abduction de la hanche D (4) et G (5) Angle du fémur en relation avec la perpendiculaire de la ligne joignant les EIAS							4	
	≥ 35°	20°-34°	7°-19°	0°±6°	7°-19°	20°-34°	≥ 35°	5	
	Adduction de la hanche				Abduction de la hanche				
		≤ 69°	70°-79°	90°±10°	>100°			6	
	6-7. Flexion/extension de la hanche D (6) et G (7) Angle du fémur en relation avec le tronc en latéral								
								7	
Items relatifs aux membres inférieurs (MI)	8-9. Flexion/extension du genou D (8) et G (9) Angle du tibia en relation avec le fémur							8	
		≤ 54°	55°-69°	70°-94°	95°-109°	≥ 110°		9	
	Extension du genou				Flexion du genou				
Items relatifs aux membres inférieurs (MI)	10-11. Flexion plantaire/dorsale de la cheville D (10) et G (11) Angle des métatarses en relation avec l'axe longitudinal de la jambe							10	
	>25°	16°-25°	6°-15°	0°±6°	≥ 6°			11	
Flexion plantaire de la cheville					Flexion dorsale de la cheville				

ID PATIENT :

N° PATIENT :

N° CENTRE :

Items d'évaluation	Cotation de l'alignement postural							Condition	
	Sévère ≤ 3 ≥25°	Modéré ≤ 2 15°-24°	Léger ≤ 1 6°-14°	Normal 0 0°±5°	Léger 1 ≥ 6°-14°	Modéré 2 ≥ 15°-24°	Sévère 3 ≥ ≥25°	1	2
Items relatifs au tronc	12. Inclinaison latérale du tronc Ligne joignant la fourchette sternale au point médian entre les EIAS relativement à la verticale								
	Inclinaison à gauche du tronc			Inclinaison à droite du tronc					
	13. Rotation du tronc supérieur Ligne joignant les épaules relativement au plan du dossier								
	Rotation gauche du tronc (côté gauche en postérieur p.r. au dossier)			Rotation droite du tronc (côté droit en postérieur p.r. au dossier)					
Items relatifs au tronc	14. Courbure thoracique dans le plan sagittal T1-T12								
	Courbure thoracique en extension			Courbure thoracique en flexion					
	15. Courbure lombaire dans le plan sagittal L1-L5								
	Courbure lombaire en extension			Courbure lombaire en flexion					
Items relatifs au tronc	16. Courbure thoracique dans le plan frontal Apex de la courbure entre T1 et T12								
	Courbure thoracique à convexité gauche			Courbure thoracique à convexité droite					
	17. Courbure lombaire dans le plan frontal Apex de la courbure entre L1 et L5								
	Courbure lombaire à convexité gauche			Courbure lombaire à convexité droite					
Items accessoires relatifs à la tête	18. Flexion latérale de la tête Ligne joignant les coins externes des yeux relativement à l'horizontale								
	Flexion latérale gauche de la tête			Flexion latérale droite de la tête					
	19. Inclinaison antéro-postérieure de la tête Ligne joignant le coin externe de l'oeil au tragus de l'oreille relativement à l'horizontale								
	Inclinaison postérieure de la tête			Inclinaison antérieure de la tête					
Items accessoires relatifs à la tête	20. Rotation de la tête Ligne passant par le plan sagittal médian de la tête relativement à la perpendiculaire du plan du tronc supérieur								
Rotation gauche de la tête p.r. au tronc supérieur			Rotation droite de la tête p.r. au tronc supérieur						

ID PATIENT : N° PATIENT : N° CENTRE :

Mesure retro bassin	
Mesure inclinaison bassin	
Mesure rotation bassin	
Mesure angle Tronc cuisse	

- Condition 2 : position optimal (rouge) et condition 2 après le parcours (vert)

Items d'évaluation	Cotation de l'alignement postural							Condition	
	Sévère ⇐ 3 ≥ 25°	Modéré ⇐ 2 15°-24°	Léger ⇐ 1 5°-14°	Normal 0 0°±4°	Léger 1 ⇒ 5°-14°	Modéré 2 ⇒ 15°-24°	Sévère 3 ⇒ ≥ 25°	1	2
Items relatifs au bassin	1. Obliquité du bassin Ligne joignant les EIAS relativement à l'horizontale								
	Obliquité gauche du bassin (abaissement du côté gauche)				Obliquité droite du bassin (abaissement du côté droit)				
	2. Rotation du bassin Ligne joignant les EIAS relativement au plan du dossier								
Items relatifs au bassin	3. Bascule du bassin Ligne partant des EIPS et longeant tout le bassin relativement au plan du dossier								
	Bascule postérieure du bassin				Bascule antérieure du bassin				
	4-5. Adduction/abduction de la hanche D (4) et G (5) Angle du fémur en relation avec la perpendiculaire de la ligne joignant les EIAS							4	
Items relatifs aux membres inférieurs (MI)	Adduction de la hanche								
	≤ 69°			70°-79°	90°±10°	>100°		6	
	Abduction de la hanche								
Items relatifs aux membres inférieurs (MI)	6-7. Flexion/extension de la hanche D (6) et G (7) Angle du fémur en relation avec le tronc en latéral								
	Extension de la hanche				Flexion de la hanche				
	≤ 54°			55°-69°	70°-94°	95°-109°	≥ 110°	8	
Items relatifs aux membres inférieurs (MI)	8-9. Flexion/extension du genou D (8) et G (9) Angle du tibia en relation avec le fémur								
	Extension du genou				Flexion du genou				
	≤ 54°			55°-69°	70°-94°	95°-109°	≥ 110°	9	
Items relatifs aux membres inférieurs (MI)	10-11. Flexion plantaire/dorsale de la cheville D (10) et G (11) Angle des métatarses en relation avec l'axe longitudinal de la jambe								
	Flexion plantaire de la cheville				Flexion dorsale de la cheville				
	>25°			16°-25°	6°-15°	0°±6°	≥ 6°	10	
	Flexion plantaire de la cheville				Flexion dorsale de la cheville			11	

ID PATIENT :

N° PATIENT :

N° CENTRE :

Items d'évaluation	Cotation de l'alignement postural							Condition	
	Sévère ≤ 3 ≥25°	Modéré ≤ 2 15°-24°	Léger ≤ 1 6°-14°	Normal 0 0°±5°	Léger 1 ≥ 6°-14°	Modéré 2 ≥ 15°-24°	Sévère 3 ≥ ≥25°	1	2
Items relatifs au tronc	12. Inclinaison latérale du tronc Ligne joignant la fourchette sternale au point médian entre les EIAS relativement à la verticale								
	Inclinaison à gauche du tronc			Inclinaison à droite du tronc					
	13. Rotation du tronc supérieur Ligne joignant les épaules relativement au plan du dossier								
	Rotation gauche du tronc (côté gauche en postérieur p.r. au dossier)			Rotation droite du tronc (côté droit en postérieur p.r. au dossier)					
Items relatifs au tronc	14. Courbure thoracique dans le plan sagittal T1-T12								
	Courbure thoracique en extension			Courbure thoracique en flexion					
	15. Courbure lombaire dans le plan sagittal L1-L5								
	Courbure lombaire en extension			Courbure lombaire en flexion					
Items relatifs au tronc	16. Courbure thoracique dans le plan frontal Apex de la courbure entre T1 et T12								
	Courbure thoracique à convexité gauche			Courbure thoracique à convexité droite					
	17. Courbure lombaire dans le plan frontal Apex de la courbure entre L1 et L5								
	Courbure lombaire à convexité gauche			Courbure lombaire à convexité droite					
Items accessoires relatifs à la tête	18. Flexion latérale de la tête Ligne joignant les coins externes des yeux relativement à l'horizontale								
	Flexion latérale gauche de la tête			Flexion latérale droite de la tête					
	19. Inclinaison antéro-postérieure de la tête Ligne joignant le coin externe de l'oeil au tragus de l'oreille relativement à l'horizontale								
	Inclinaison postérieure de la tête			Inclinaison antérieure de la tête					
Items accessoires relatifs à la tête	20. Rotation de la tête Ligne passant par le plan sagittal médian de la tête relativement à la perpendiculaire du plan du tronc supérieur								
Rotation gauche de la tête p.r. au tronc supérieur			Rotation droite de la tête p.r. au tronc supérieur						

ID PATIENT : N° PATIENT : N° CENTRE :

Mesure retro bassin	
Mesure inclinaison bassin	
Mesure rotation bassin	
Mesure angle Tronc cuisse	

- Condition 3 : position optimal (rouge) et condition 3 après le parcours (vert)

Items d'évaluation	Cotation de l'alignement postural							Condition		
	Sévère ⇐ 3	Modéré ⇐ 2	Léger ⇐ 1	Normal 0	Léger 1 ⇒	Modéré 2 ⇒	Sévère 3 ⇒	1	2	
Items relatifs au bassin	1. Obliquité du bassin Ligne joignant les EIAS relativement à l'horizontale	≥ 25°	15°-24°	5°-14°	0°±4°	5°-14°	15°-24°	≥ 25°		
		Obliquité gauche du bassin (abaissement du côté gauche)				Obliquité droite du bassin (abaissement du côté droit)				
		≥ 25°	15°-24°	5°-14°	0°±4°	5°-14°	15°-24°	≥ 25°		
		Rotation gauche du bassin (côté gauche en postérieur)				Rotation droite du bassin (côté droit en postérieur)				
Items relatifs aux membres inférieurs (MI)	2. Rotation du bassin Ligne joignant les EIAS relativement au plan du dossier	≥ 25°	15°-24°	5°-14°	0°±4°	5°-14°	15°-24°	≥ 25°		
		Rotation gauche du bassin (côté gauche en postérieur)				Rotation droite du bassin (côté droit en postérieur)				
		≥ 25°	15°-24°	5°-14°	0°±4°	5°-14°	15°-24°	≥ 25°		
		Bascule postérieure du bassin				Bascule antérieure du bassin				
Items relatifs aux membres inférieurs (MI)	3. Bascule du bassin Ligne partant des EIPS et longeant tout le bassin relativement au plan du dossier	≥ 25°	15°-24°	5°-14°	0°±4°	5°-14°	15°-24°	≥ 25°		
		Bascule postérieure du bassin				Bascule antérieure du bassin				
		≥ 35°	20°-34°	7°-19°	0°±6°	7°-19°	20°-34°	≥ 35°	4	
		Adduction de la hanche				Abduction de la hanche				
Items relatifs aux membres inférieurs (MI)	4-5. Adduction/abduction de la hanche D (4) et G (5) Angle du fémur en relation avec la perpendiculaire de la ligne joignant les EIAS	≥ 35°	20°-34°	7°-19°	0°±6°	7°-19°	20°-34°	≥ 35°	4	
		Adduction de la hanche				Abduction de la hanche				
			≤ 69°	70°-79°	90°±10°	>100°			6	
		Extension de la hanche				Flexion de la hanche				
Items relatifs aux membres inférieurs (MI)	6-7. Flexion/extension de la hanche D (6) et G (7) Angle du fémur en relation avec le tronc en latéral		≤ 54°	55°-69°	70°-94°	95°-109°	≥ 110°		8	
		Extension de la hanche				Flexion de la hanche				
			≤ 54°	55°-69°	70°-94°	95°-109°	≥ 110°		8	
		Extension du genou				Flexion du genou				
Items relatifs aux membres inférieurs (MI)	8-9. Flexion/extension du genou D (8) et G (9) Angle du tibia en relation avec le fémur	>25°	16°-25°	6°-15°	0°±6°	≥ 6°			10	
		Extension du genou				Flexion du genou				
		>25°	16°-25°	6°-15°	0°±6°	≥ 6°			10	
		Flexion plantaire de la cheville				Flexion dorsale de la cheville				

ID PATIENT :

N° PATIENT :

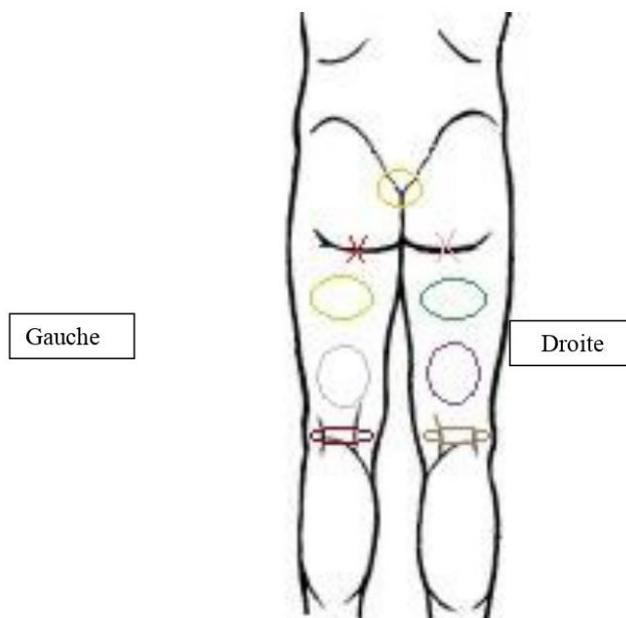
N° CENTRE :

Items d'évaluation	Cotation de l'alignement postural							Condition		
	Sévère ≤ 3 ≥25°	Modéré ≤ 2 15°-24°	Léger ≤ 1 6°-14°	Normal 0 0°±5°	Léger 1 ≥ 6°-14°	Modéré 2 ≥ 15°-24°	Sévère 3 ≥ ≥25°	1	2	
Items relatifs au tronc	12. Inclinaison latérale du tronc Ligne joignant la fourchette sternale au point médian entre les EIAS relativement à la verticale									
		Inclinaison à gauche du tronc			Inclinaison à droite du tronc					
	13. Rotation du tronc supérieur Ligne joignant les épaules relativement au plan du dossier									
		Rotation gauche du tronc (côté gauche en postérieur p.r. au dossier)			Rotation droite du tronc (côté droit en postérieur p.r. au dossier)					
	14. Courbure thoracique dans le plan sagittal T1-T12									
		Courbure thoracique en extension			Courbure thoracique en flexion					
15. Courbure lombaire dans le plan sagittal L1-L5										
	Courbure lombaire en extension			Courbure lombaire en flexion						
16. Courbure thoracique dans le plan frontal Apex de la courbure entre T1 et T12										
	Courbure thoracique à convexité gauche			Courbure thoracique à convexité droite						
17. Courbure lombaire dans le plan frontal Apex de la courbure entre L1 et L5										
	Courbure lombaire à convexité gauche			Courbure lombaire à convexité droite						
Items accessoires relatifs à la tête	18. Flexion latérale de la tête Ligne joignant les coins externes des yeux relativement à l'horizontale									
		Flexion latérale gauche de la tête			Flexion latérale droite de la tête					
	19. Inclinaison antéro-postérieure de la tête Ligne joignant le coin externe de l'oeil au tragus de l'oreille relativement à l'horizontale									
	Inclinaison postérieure de la tête			Inclinaison antérieure de la tête						
20. Rotation de la tête Ligne passant par le plan sagittal médian de la tête relativement à la perpendiculaire du plan du tronc supérieur										
	Rotation gauche de la tête p.r. au tronc supérieur			Rotation droite de la tête p.r. au tronc supérieur						

ID PATIENT : N° PATIENT : N° CENTRE :

Mesure retro bassin	
Mesure inclinaison bassin	
Mesure rotation bassin	
Mesure angle Tronc cuisse	

ECHELLE VISUELLE ANALOGIQUE ET CARTOGRAPHIE INCONFORT



Condition 1

	Pas d'inconfort	Inconfort maximal
Sacrum	0	10
Ischion droit	0	10
Ischion gauche	0	10
Haut cuisse droite	0	10
Haut de cuisse gauche	0	10
Cuisse droite	0	10
Cuisse gauche	0	10
Creux poplité droit	0	10
Creux poplité gauche	0	10

ID PATIENT : N° PATIENT : N° CENTRE :

Condition 2

	Pas d'inconfort	Inconfort maximal
Sacrum	0	10
Ischion droit	0	10
Ischion gauche	0	10
Haut cuisse droite	0	10
Haut de cuisse gauche	0	10
Cuisse droite	0	10
Cuisse gauche	0	10
Creux poplité droit	0	10
Creux poplité gauche	0	10

Condition 3

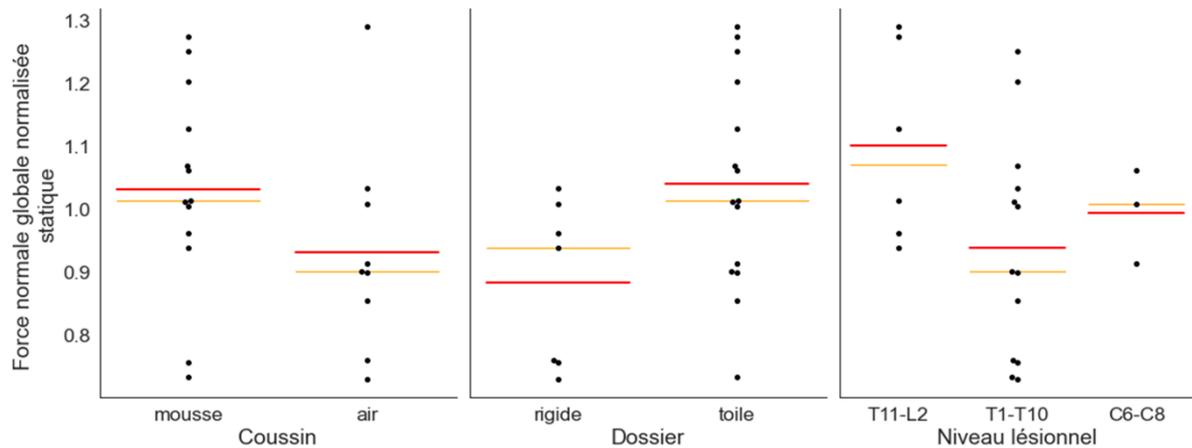
	Pas d'inconfort	Inconfort maximal
Sacrum	0	10
Ischion droit	0	10
Ischion gauche	0	10
Haut cuisse droite	0	10
Haut de cuisse gauche	0	10
Cuisse droite	0	10
Cuisse gauche	0	10
Creux poplité droit	0	10
Creux poplité gauche	0	10

ANNEXE 3 : Effet des prédicteurs

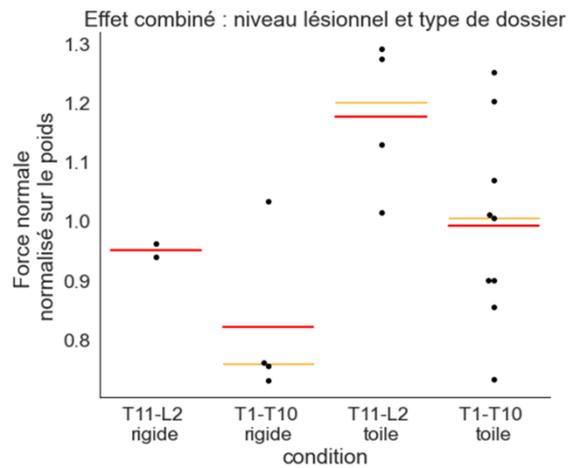
En fauteuil roulant manuel

○ En condition statique

▪ Force normale globale normalisée sur le poids en N

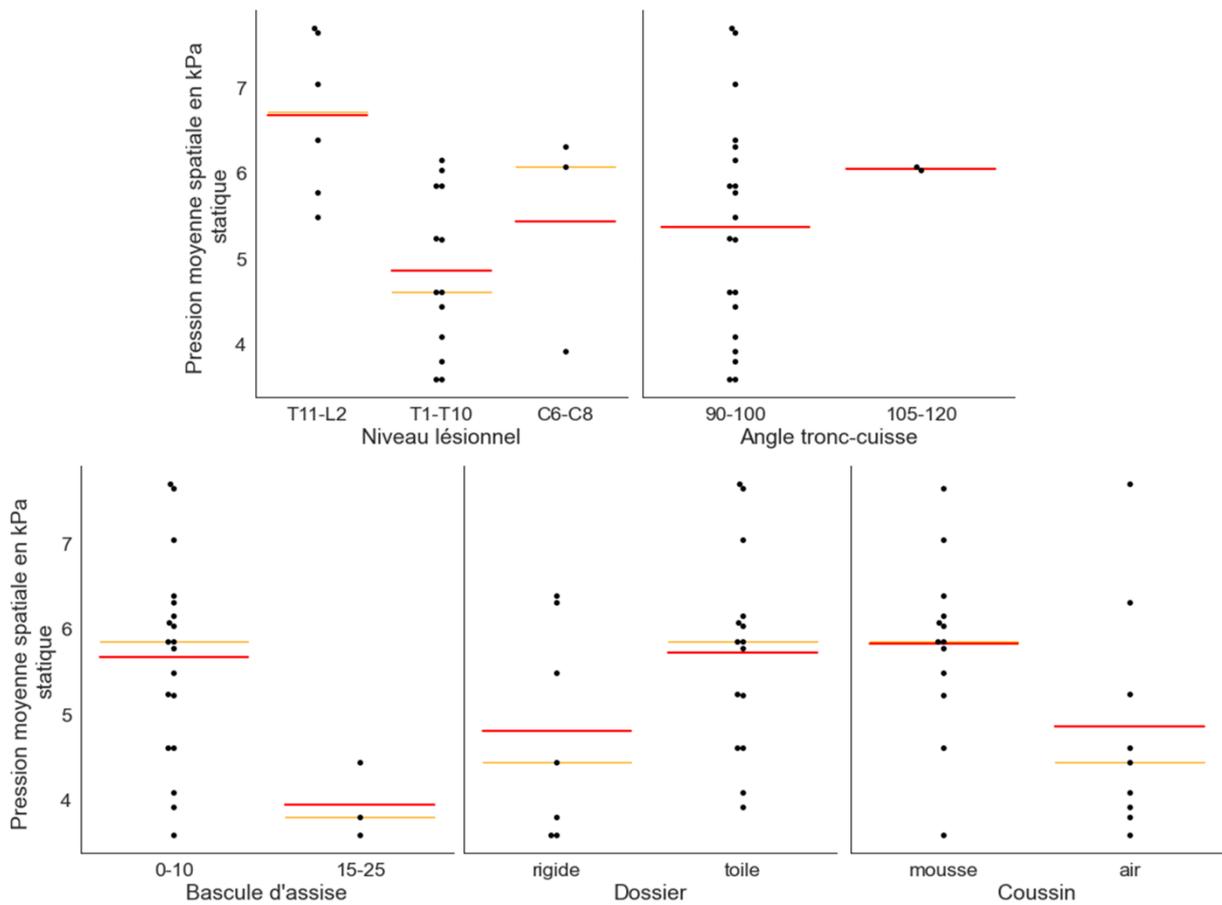


Graphique représentant la force normale globale normalisée en fonction du type de coussin, du type de dossier et du niveau lésionnel, en condition statique sur un FRM, moyenne en rouge et médiane en orange.

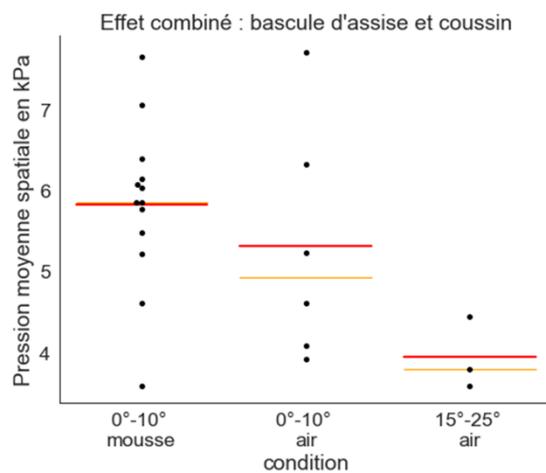


Graphique représentant l'effet combiné du type de dossier associé au niveau lésionnel sur la force normale globale normalisée sur le poids en condition statique sur un FRM, moyenne en rouge et médiane en orange.

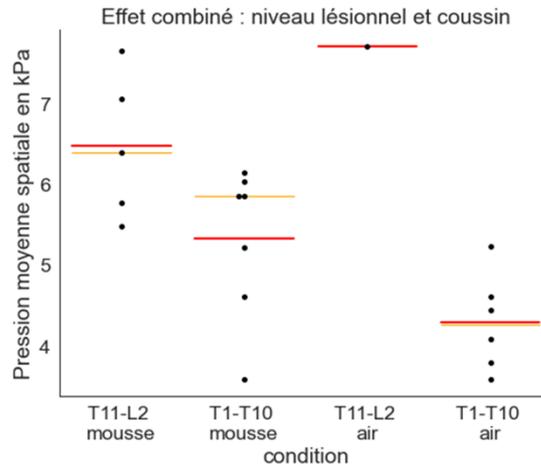
■ Pression moyenne spatiale en kPa



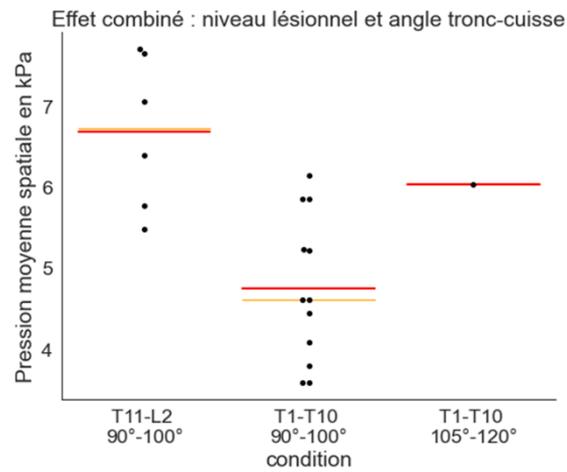
Graphique représentant la pression moyenne spatiale en fonction du niveau lésionnel, de l'angle tronc-cuisse, de l'angle de bascule d'assise, du type de dossier et du type de coussin, en condition statique sur un FRM, moyenne en rouge et médiane en orange.



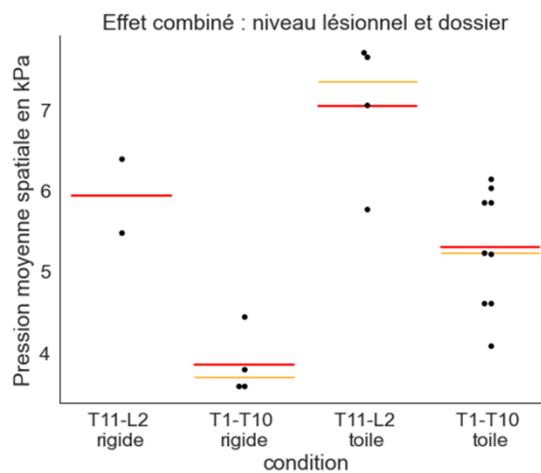
Graphique représentant l'effet combiné du type de coussin associé à l'angle de bascule sur la pression moyenne spatiale en condition statique sur un FRM, moyenne en rouge et médiane en orange.



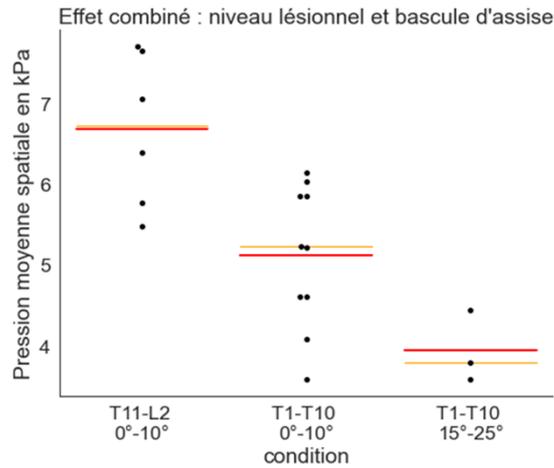
Graphique représentant l'effet combiné du type de coussin associé au niveau lésionnel sur la pression moyenne spatiale en condition statique sur un FRM, moyenne en rouge et médiane en orange.



Graphique représentant l'effet combiné du niveau lésionnel associé à l'angle tronc-cuisse sur la pression moyenne spatiale en condition statique sur un FRM, moyenne en rouge et médiane en orange.

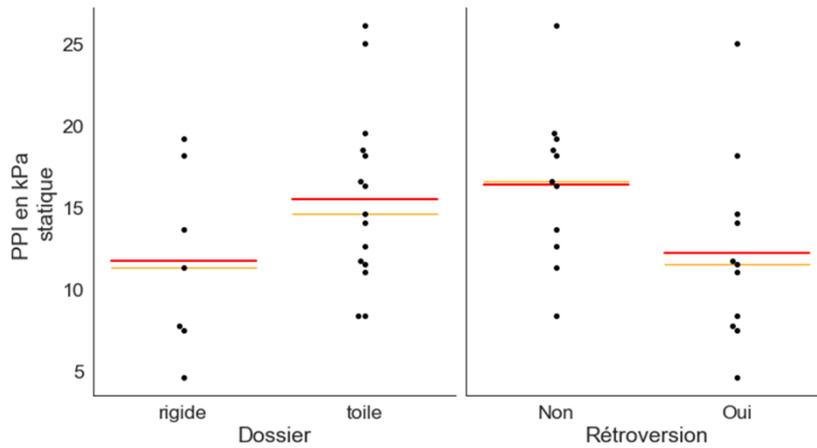


Graphique représentant l'effet combiné du niveau lésionnel associé au type de dossier sur la pression moyenne spatiale en condition statique sur un FRM, moyenne en rouge et médiane en orange.

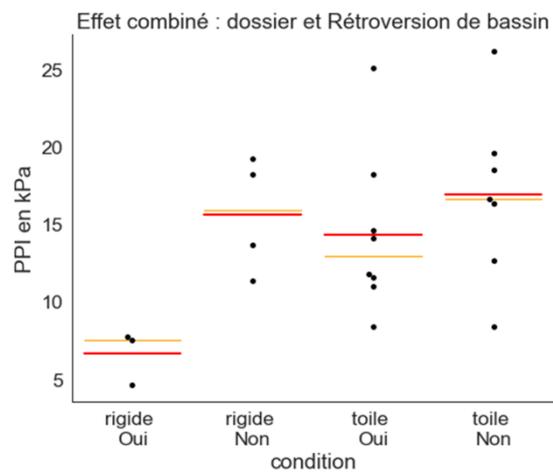


Graphique représentant l'effet combiné du niveau lésionnel associé à l'angle de bascule d'assise sur la pression moyenne spatiale en condition statique sur un FRM, moyenne en rouge et médiane en orange.

■ PPI en kPa

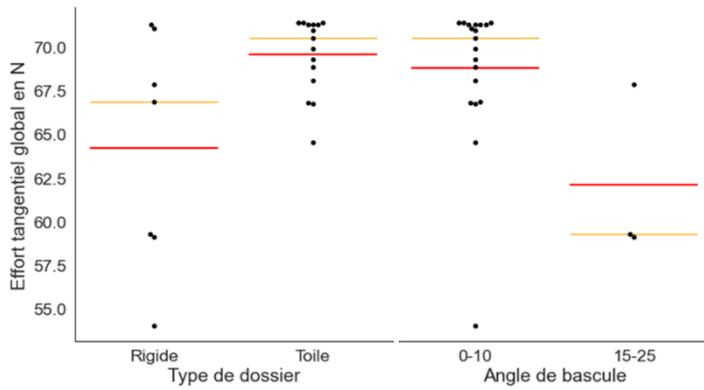


Graphique représentant le PPI en fonction du type de dossier et de la rétroversion de bassin, en condition statique sur un FRM, moyenne en rouge et médiane en orange.



Graphique représentant l'effet combiné du type de dossier associé à la rétroversion du bassin sur le PPI en condition statique sur un FRM, moyenne en rouge et médiane en orange.

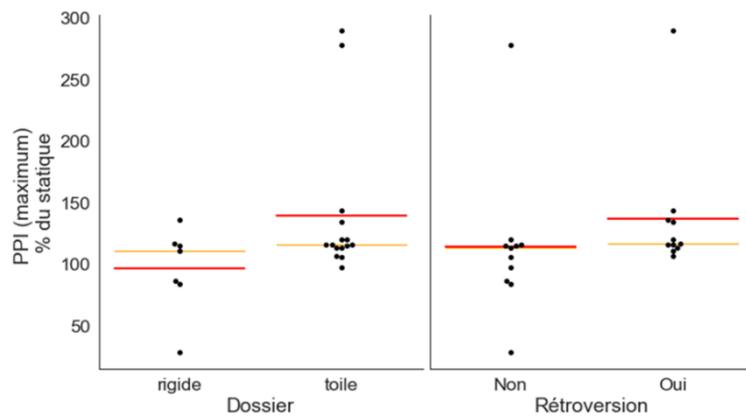
- Effort tangentiel global en N



Graphique représentant l'effort tangentiel global en fonction du type de dossier et de l'angle de bascule d'assise, en condition statique sur un FRM, moyenne en rouge et médiane en orange.

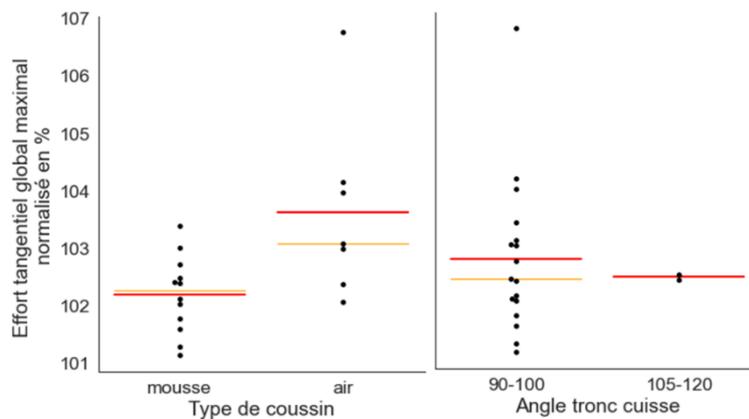
- En condition de déplacement sur sol lisse

- PPI en % de la valeur statique

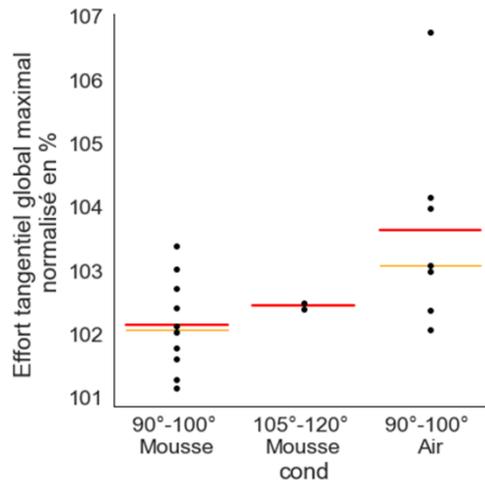


Graphique représentant le PPI en fonction du type de dossier et de la rétroversion de bassin, en condition de propulsion en FRM sur sol lisse, moyenne en rouge et médiane en orange.

- Effort tangentiel global en % de la valeur statique

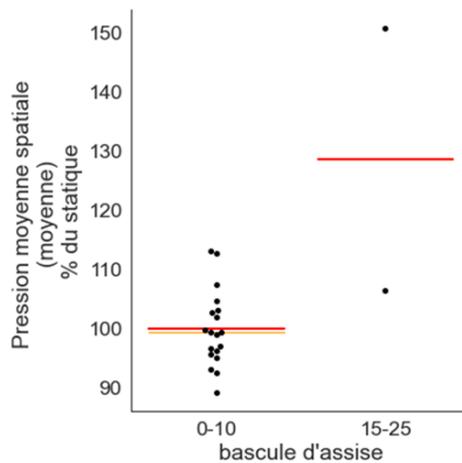


Graphique représentant l'effort tangentiel global maximal en fonction du type de coussin et de l'angle tronc cuisse, en condition de propulsion en FRM sur sol lisse, moyenne en rouge et médiane en orange.

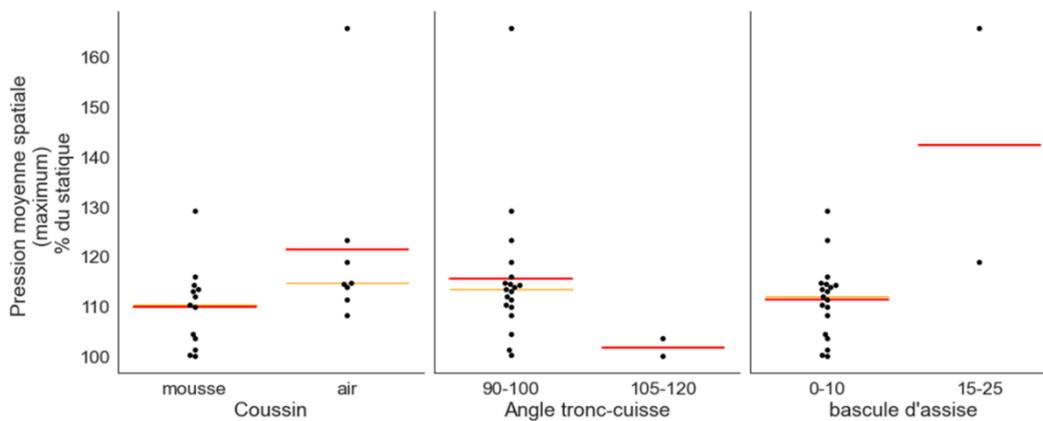


Graphique représentant l'effet du type de coussin associé à l'angle tronc-cuisse sur l'effort tangentiel global (maximum de l'enregistrement) lors de la propulsion en FRM sur sol lisse, moyenne en rouge et médiane en orange.

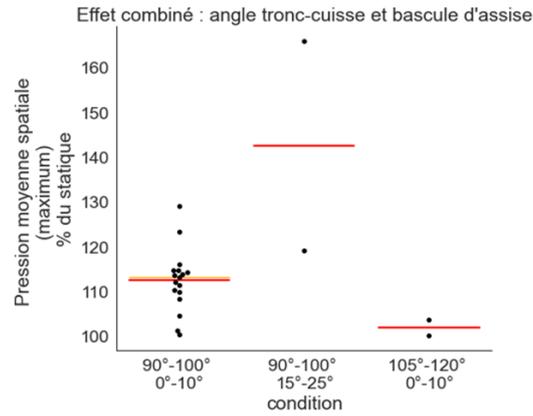
- En condition de déplacement sur sol lisse avec arrêt
 - Pression moyenne spatiale en % de la valeur statique



Graphique représentant l'effet de l'angle de bascule d'assise sur la pression moyenne spatiale (moyenne de l'enregistrement) lors de la propulsion en FRM avec arrêt sur sol lisse, moyenne en rouge et médiane en orange.

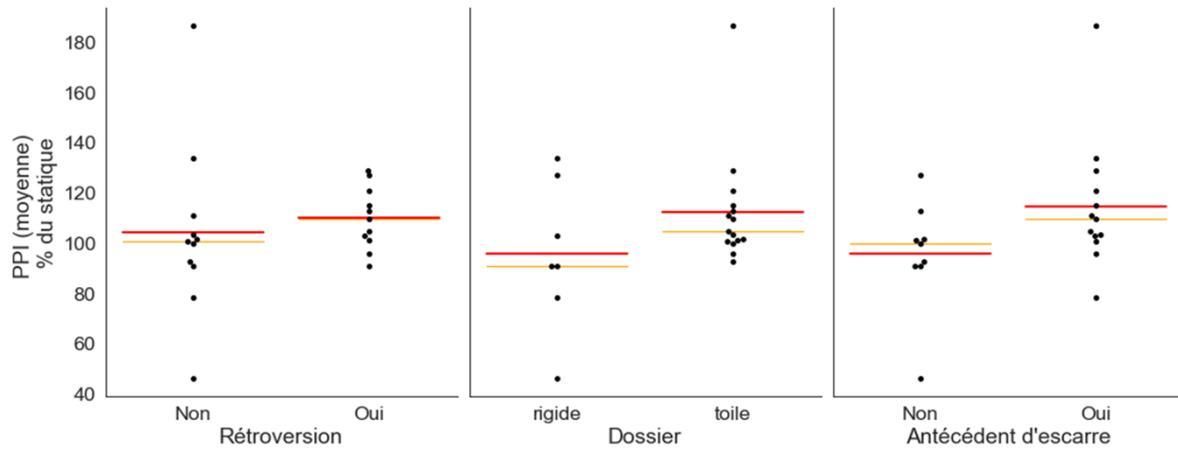


Graphique représentant l'effet du coussin, de l'angle tronc-cuisse et de l'angle de bascule d'assise sur la pression moyenne spatiale (maximum de l'enregistrement) lors de la propulsion en FRM avec arrêt sur sol lisse, moyenne en rouge et médiane en orange.



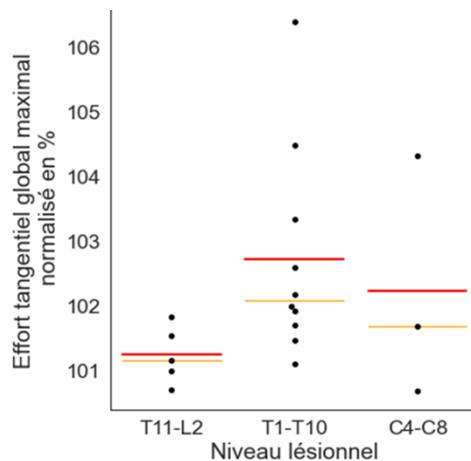
Graphique représentant l'effet de l'angle de bascule d'assise associé à l'angle tronc-cuisse sur la pression moyenne spatiale (maximum de l'enregistrement) lors de la propulsion en FRM avec arrêt sur sol lisse, moyenne en rouge et médiane en orange.

■ PPI en % de la valeur statique



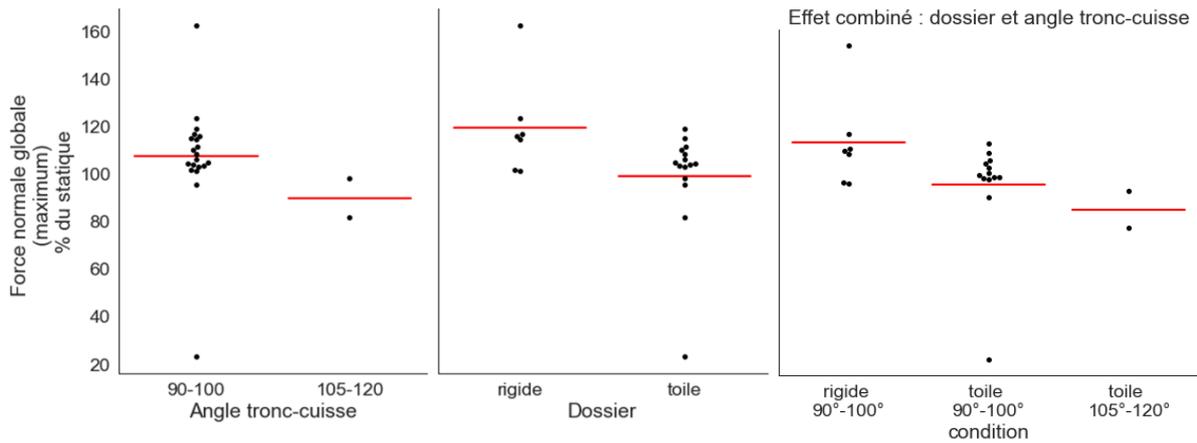
Graphique représentant les PPI moyens (en % de leur valeur statique) en fonction, de la rétroversion de bassin, du type de dossier et des antécédents d'escarre, lors de la propulsion en FRM avec arrêt sur sol lisse, moyenne en rouge et médiane en orange.

■ Effort tangentiel global en % de la valeur statique



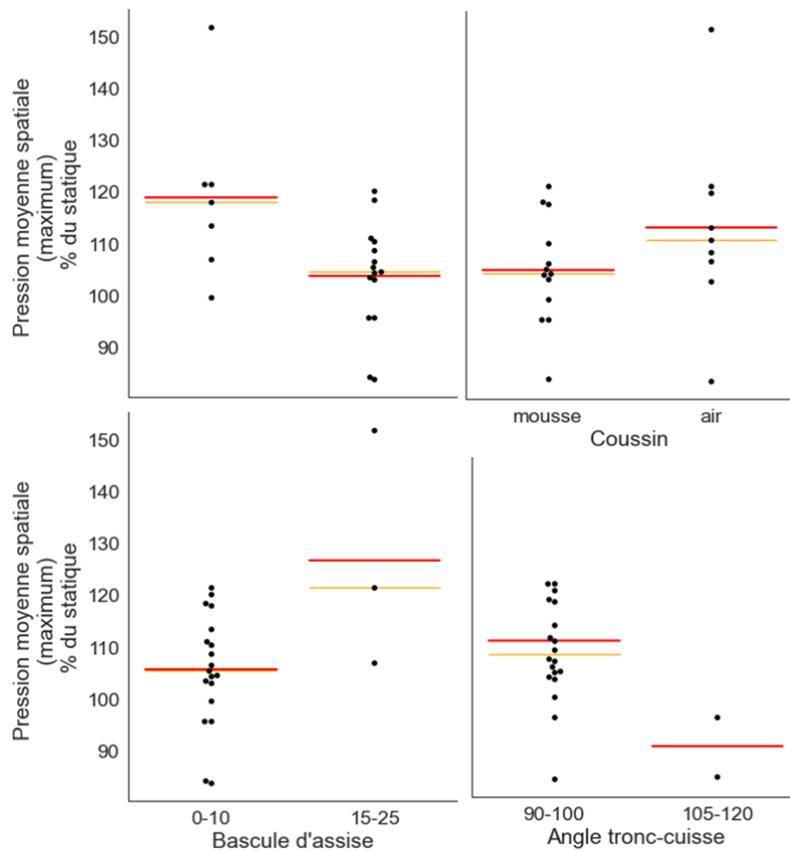
Graphique représentant l'effet du niveau lésionnel sur l'effort tangentiel global (maximum de l'enregistrement) lors de la propulsion en FRM avec arrêt sur sol lisse, moyenne en rouge et médiane en orange.

- En condition de déplacement sur sol non lisse
 - Force normale globale en % de la valeur statique

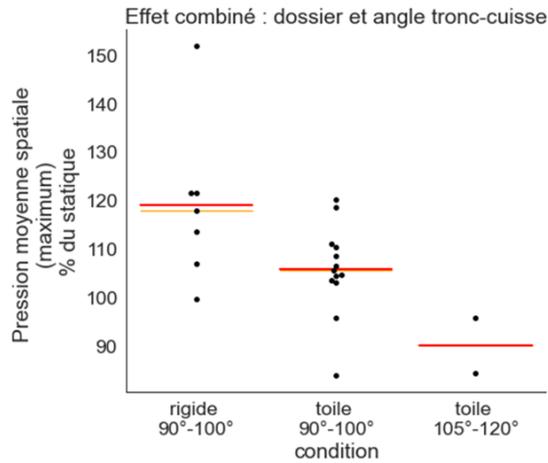


Graphique représentant la répartition de la force normale globale maximale en pourcentage du statique lors de la propulsion en FRM sur sol non lisse en fonction des prédicteurs, moyenne en rouge et médiane en orange.

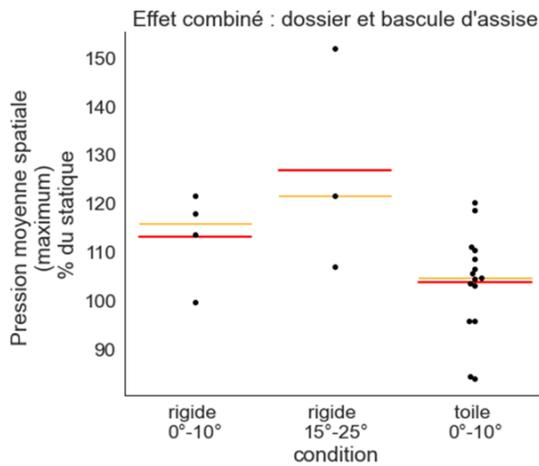
- Pression moyenne spatiale en % de la valeur statique



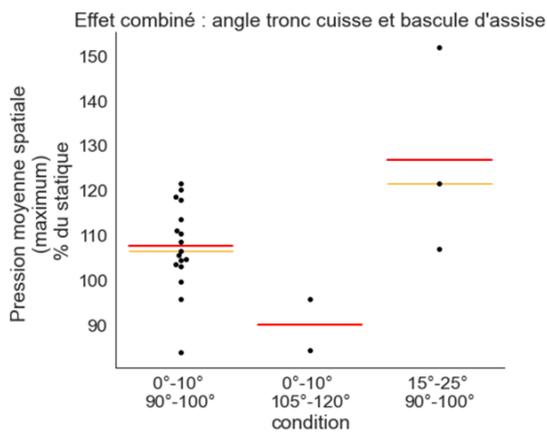
Graphique représentant l'effet du coussin, du dossier, de l'angle de bascule d'assise et de l'angle tronc-cuisse sur la pression moyenne spatiale (maximum de l'enregistrement) lors de la propulsion en FRM sur sol non lisse, moyenne en rouge et médiane en orange.



Graphique représentant l'effet du type de dossier associé à l'angle tronc-cuisse sur la pression moyenne spatiale (maximum de l'enregistrement) lors de la propulsion en FRM sur sol non lisse, moyenne en rouge et médiane en orange.

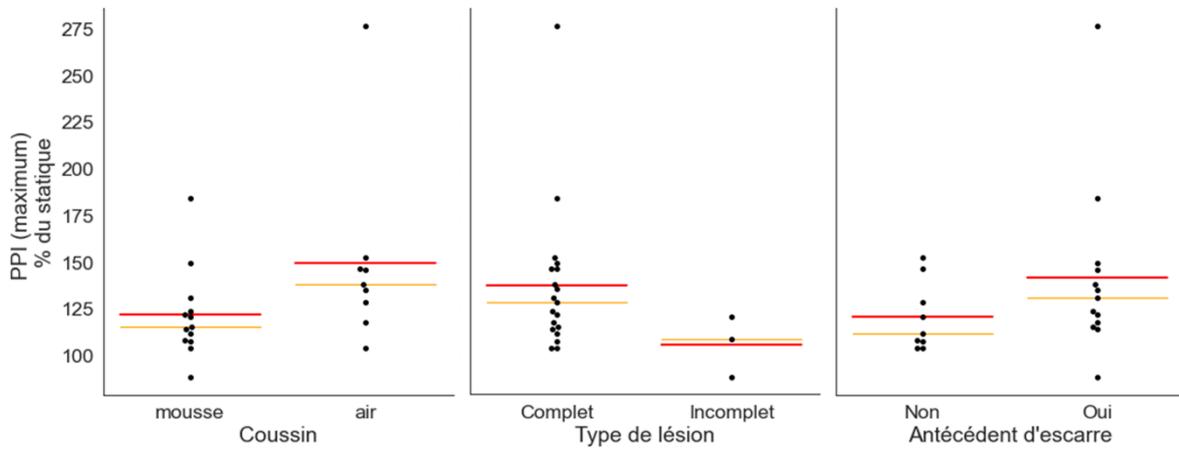


Graphique représentant l'effet du type de dossier associé à l'angle de bascule d'assise sur la pression moyenne spatiale (maximum de l'enregistrement) lors de la propulsion en FRM sur sol non lisse, moyenne en rouge et médiane en orange.



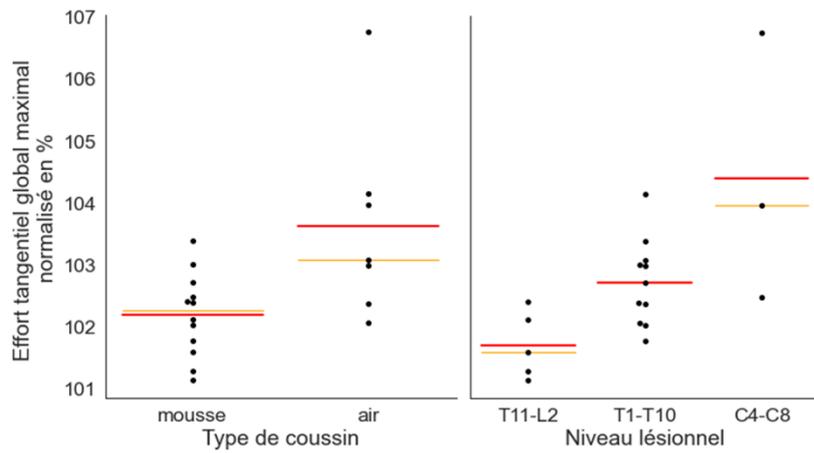
Graphique représentant l'effet de l'angle de bascule d'assise associée à l'angle tronc-cuisse sur la pression moyenne spatiale (maximum de l'enregistrement) lors de la propulsion en FRM sur sol non lisse, moyenne en rouge et médiane en orange.

▪ PPI en % de la valeur statique



Graphique représentant la répartition du PPI (maximum de l'enregistrement) en pourcentage du statique lors de la propulsion en FRM sur sol non lisse en fonction des prédicteurs, moyenne en rouge et médiane en orange.

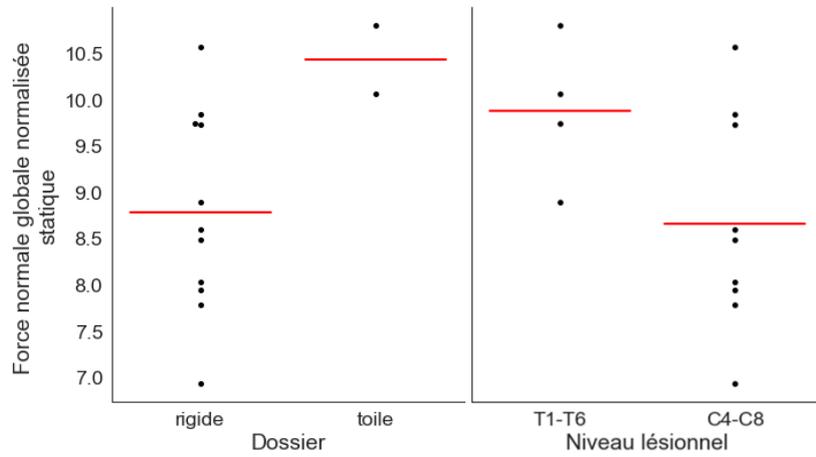
▪ Effort tangentiel global en % de la valeur statique



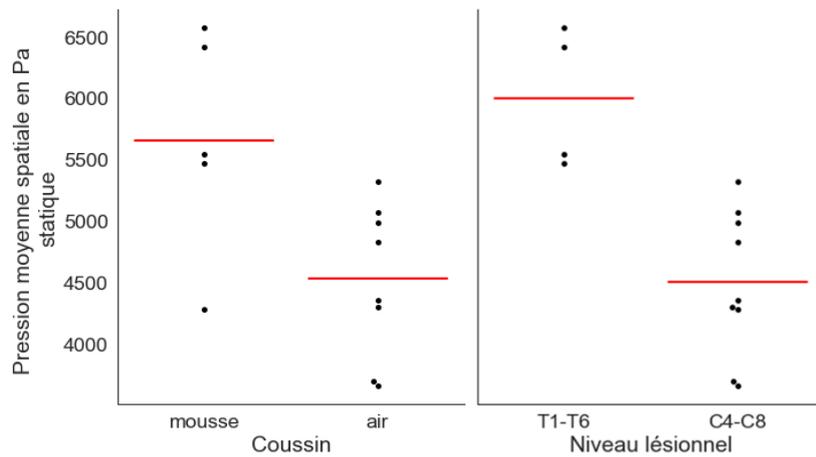
Graphique représentant l'effort tangentiel global maximal en fonction du type de coussin et du niveau lésionnel, en condition de propulsion en FRM sur sol non lisse, moyenne en rouge et médiane

En fauteuil roulant électrique

○ En condition statique

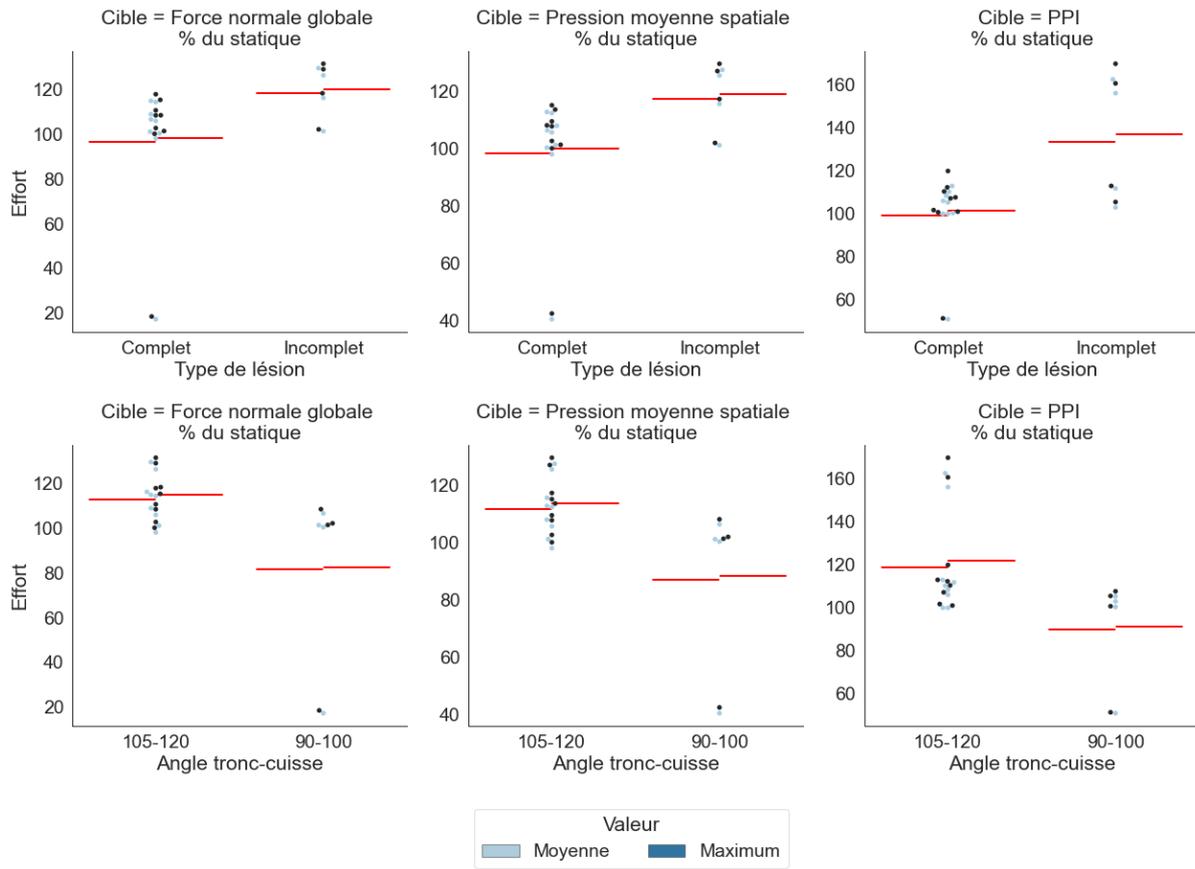


Graphique représentant la force normale globale normalisée en fonction du type de dossier et du niveau lésionnel en condition statique sur un FR, moyenne en rouge et médiane en orange.

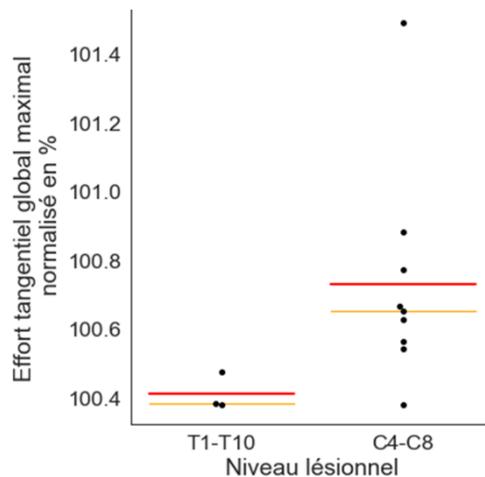


Graphique représentant la pression moyenne spatiale en fonction du type de coussin et du niveau lésionnel en condition statique sur un FRE, moyenne en rouge et médiane en orange.

○ En condition de déplacement sur sol lisse

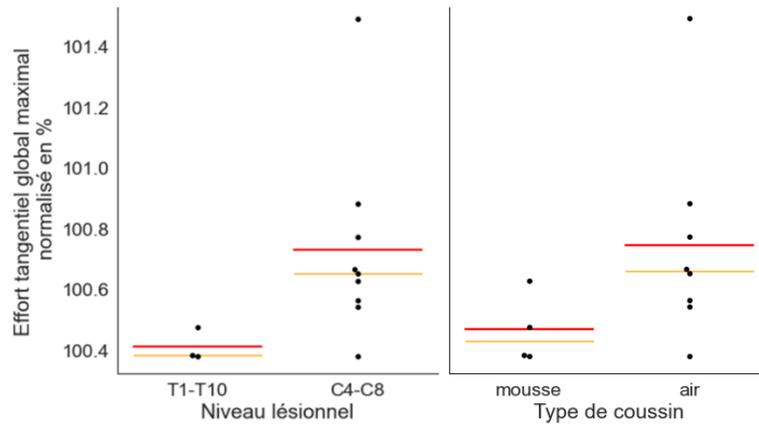


Graphique représentant l'influence du type de lésion et de l'angle tronc cuisse sur les 3 paramètres cibles : force normale globale, pression moyenne spatiale et PPI (moyenne et maximum de l'enregistrement), lors de la propulsion en FRE sur sol lisse, moyenne en rouge et médiane en orange.



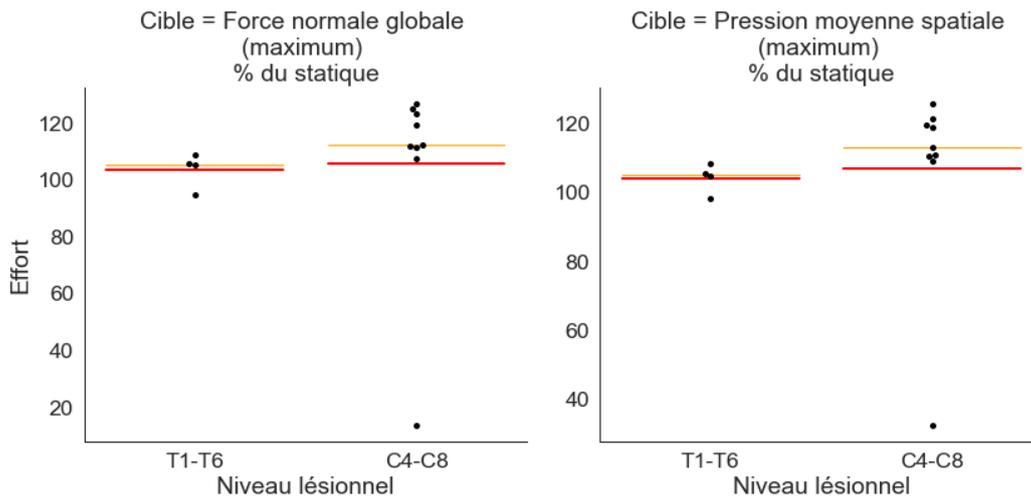
Graphique représentant l'effet du niveau lésionnel sur l'effort tangentiel global (maximum de l'enregistrement) lors de la propulsion en FRE sur sol lisse, moyenne en rouge et médiane en orange.

- En condition de déplacement sur sol lisse avec arrêt

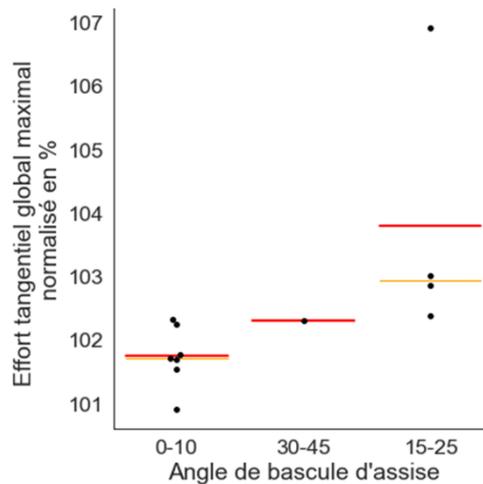


Graphique représentant l'effet du type du niveau lésionnel et du type de coussin sur l'effort tangentiel global (maximum de l'enregistrement) lors de la propulsion en FRE sur sol lisse avec arrêt, moyenne en rouge et médiane en orange.

- En condition de déplacement sur sol non lisse



Graphique représentant l'influence du niveau lésionnel sur la force normale globale et le pression moyenne spatiale (en % de la valeur statique) maximales lors de la propulsion en FRE sur sol non lisse, en rouge la moyenne et orange la médiane.



Graphique représentant l'effet du type de l'angle de bascule d'assise sur l'effort tangentiel global (maximum de l'enregistrement) lors de la propulsion en FRE sur sol non lisse, moyenne en rouge et médiane en orange.

ANNEXE 4 : Répétabilité de l'iShear

La répétabilité, qualifié par le coefficient de corrélation intra-classe, de la mesure de l'iShear avec la méthode de calibration (« User Manual iShear » 2020) est bonne, son ICC3 est de 0,81 [0,6 ; 0,93].