

Analyse cinématique des chutes en escalade de bloc chez des athlètes en développement

par

Nathan CARRETIER

MÉMOIRE PAR ARTICLES PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE
SUPÉRIEURE COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE
LA MAÎTRISE EN GÉNIE AVEC CONCENTRATION PERSONNALISÉE
M. Sc. A.

MONTRÉAL, LE 29/06/2026

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Nathan Carretier, 2026



Cette [licence Creative Commons CC BY-NC-ND 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de créditer l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Julien Clément, directeur de mémoire
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

Mme Marie-Hélène Beauséjour, codirectrice de mémoire
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

M. Éric Wagnac, président du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Nicolas Bailly, membre du jury, externe
Laboratoire de Biomécanique Appliquée, Université Gustave Eiffel, Marseille

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 10/06/2026

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Avant toute chose, je tiens à exprimer ma profonde reconnaissance à Julien Clément et Marie-Hélène Beauséjour, mes directeurs de recherche, pour leur accompagnement, leur disponibilité et la confiance qu'ils m'ont accordée tout au long de ce projet. Travailler sous leur direction a été une expérience très enrichissante, dont je garderai de très bons souvenirs. Leur encadrement, à la fois exigeant, humain et bienveillant, restera pour moi une source d'inspiration.

Ce mémoire n'aurait pas non plus été le même sans l'aide précieuse d'Erwan Beurienne. Son implication dans la collecte des données sur le terrain et dans l'utilisation de Pose2Sim a été essentielle à l'avancement du projet. Toujours disponible, agréable et prêt à aider, il a largement contribué à rendre ce travail plus fluide et plus enrichissant. Une pensée particulière va également à Lucas Gros, qui m'a apporté une aide importante dans le traitement des données et l'organisation du projet au cours de son stage de six mois. Son sérieux, son implication et sa bonne humeur ont été très appréciés. Je pense aussi à Louise Drezet, qui reprend la suite du projet et qui a apporté une aide précieuse, notamment sur la partie simulation. Je lui souhaite le meilleur pour la poursuite de ce travail et pour la suite de son parcours.

La partie simulation de ce mémoire doit beaucoup à l'accompagnement du LBA. Malgré la distance et le décalage horaire, plusieurs membres du laboratoire ont pris le temps de répondre à mes nombreuses questions et de contribuer à l'encadrement scientifique de cette partie du projet. Leur disponibilité, leur expertise et leurs conseils ont été précieux.

Mes années au LIO resteront parmi les moments les plus marquants de cette maîtrise. J'y ai trouvé un environnement de travail stimulant, bienveillant et profondément humain. Les échanges du quotidien, l'entraide, l'ambiance du laboratoire, mais aussi les moments partagés en dehors du cadre académique ont rendu cette expérience unique. Je garderai longtemps en mémoire les journées au chalet, la découverte du ski de fond, la cabane à sucre et tous ces instants simples qui ont donné une saveur particulière à ces années.

VI

Je garde aussi une pensée reconnaissante pour l'ÉTS, dont les événements et le soutien au développement de la recherche en santé ont contribué à enrichir cette expérience.

Au-delà du mémoire, Montréal a été un véritable lieu de vie et de découvertes. Cette ville m'a offert un cadre exceptionnel, une nouvelle expérience de l'hiver, parfois rude, mais toujours marquante, et un quotidien que je n'oublierai pas. Plus largement, mon passage au Canada restera associé à l'accueil, aux rencontres et à tout ce que ce beau pays a à offrir.

Le sport a aussi occupé une place importante dans cette aventure. Mon année avec l'équipe d'athlétisme des Piranhas m'a permis de découvrir toute la complexité d'une discipline que je connaissais peu, dans un cadre motivant et chaleureux. Le futsal de l'ÉTS et le club de soccer Montréal Centre ont également fait partie de cette expérience, avec une saison riche en émotions, en rencontres et en souvenirs.

Une pensée va également à mes collègues des Arts et Métiers, qui ont vécu une expérience similaire de maîtrise. Partager avec vous les hauts, les bas, les doutes et les réussites de ce parcours a été précieux, et m'a permis de me sentir accompagné dans cette aventure.

Mon passage à Montréal restera aussi marqué par les rencontres faites sur place. Merci Valentin, pour toutes tes propositions d'activités, les plus farfelues les unes que les autres, et pour cette capacité à toujours embarquer les autres, peu importe la situation. Ces moments ont largement contribué à rendre cette expérience aussi vivante et mémorable.

Merci à mes parents pour votre soutien constant, depuis toujours. Votre aide, qu'elle soit morale, affective ou financière, m'a permis d'avancer avec confiance. Vous avez toujours été présents pour moi, et je suis très fier de vous avoir comme parents.

Merci à ma sœur. Je suis heureux de partager avec toi notre jeunesse, nos ambitions et cette complicité qui nous accompagne. Je me rends compte de la chance que j'ai de t'avoir dans ma vie.

Merci à mes amis d'enfance, qui, malgré la distance, avez toujours su répondre présents. Votre amitié, votre fidélité et votre présence ont joué un rôle important dans l'équilibre entre mon expérience à Montréal et mon retour en France.

Merci Faustine, pour ton soutien indéfectible malgré la distance et malgré mon choix de partir deux ans à l'étranger. Tes encouragements, ta patience, tes relectures et ta présence ont compté énormément tout au long de cette expérience.

Enfin, cette aventure n'aurait pas été possible sans les Arts et Métiers et l'École de technologie supérieure de Montréal, qui m'ont offert cette opportunité. Cette expérience a été enrichissante à tous les niveaux, autant sur le plan professionnel, académique que personnel, et restera une étape marquante de ma vie.

Analyse cinématique des chutes en escalade de bloc chez des athlètes en développement

Nathan CARRETIER

RÉSUMÉ

L'escalade de bloc expose les grimpeurs à des chutes dont les conditions restent difficiles à caractériser. Ce mémoire évalue une approche combinant reconstruction 3D sans marqueurs (Pose2Sim), mesures inertielles et simulation par éléments finis pour analyser des réceptions chez des athlètes.

Le protocole a produit 225 mesures chez 22 athlètes. L'article porte sur 40 chutes réalisées par 10 athlètes de 14 à 17 ans, enregistrées avec cinq caméras d'action (GoPro HERO12, GoPro, États-Unis ; 2,7 K, 240 fps) et trois IMUs (Blue Trident, Vicon, Royaume-Uni ; ± 200 g, 1600 Hz). Pose2Sim a été comparé à Kinovea et aux IMUs. Les erreurs moyennes segmentaires varient de -0,5 % à +8,9 % ; les ICC avec Kinovea varient de 0,958 à 0,989 pour la hauteur de chute et la vitesse maximale, mais Pose2Sim sous-estime les pics d'accélération à la cheville et au sacrum.

Une chute de référence a servi à construire une simulation exploratoire avec THUMS AM50 V7.1 dans LS-DYNA. Les écarts entre accélérations simulées et expérimentales vont de -24,9 % à la cheville droite à +8,8 % au sacrum droit. La contrainte équivalente de von Mises maximale dans l'os cortical des tibias atteint 106,9 MPa, dans l'intervalle de limite d'élasticité en compression longitudinale rapporté par Morgan et al. (2018). Les déformations maximales du complexe médial (22,5 %) et latéral (39,6 %) recoupent les intervalles de déchirure partielle (21,3 à 29,7 %) et de rupture complète (28,0 à 35,6 %) de Button et al. (2013).

La vidéo sans marqueurs caractérise la cinématique globale, les IMUs restent nécessaires pour l'impact, et la simulation explore les sollicitations internes. Ces résultats restent toutefois limités à une chute de référence non lésionnelle et ne constituent pas une prédiction clinique de blessure. Les perspectives concernent l'exploitation du corpus complet, l'adaptation des modèles aux conditions expérimentales et l'étude de scénarios plus variés.

Mots-clés : escalade de bloc, biomécanique, Pose2Sim, IMU, éléments finis

Kinematic analysis of bouldering falls in developing athletes.

Nathan CARRETIER

ABSTRACT

Indoor bouldering exposes climbers to falls whose conditions remain difficult to characterize. This thesis evaluates an approach combining markerless 3D reconstruction (Pose2Sim), inertial measurements, and finite element simulation to analyze landings in athletes.

The protocol produced 225 measurements in 22 athletes. The article focuses on 40 falls performed by 10 athletes aged 14 to 17 years, recorded with five action cameras (GoPro HERO12, GoPro, USA; 2.7K, 240 fps) and three IMUs (Blue Trident, Vicon, UK; ± 200 g, 1600 Hz). Pose2Sim was compared with Kinovea and IMUs. Mean segmental errors ranged from -0.5% to +8.9%; ICCs with Kinovea ranged from 0.958 to 0.989 for fall height and peak velocity, but Pose2Sim underestimated peak accelerations at the ankle and sacrum.

A reference fall was used to build an exploratory simulation with THUMS AM50 V7.1 in LS-DYNA. Differences between simulated and experimental accelerations ranged from -24.9% at the right ankle to +8.8% at the right sacrum. The maximum equivalent von Mises stress in the cortical bone of the tibias reached 106.9 MPa, within the longitudinal compressive yield-stress range reported by Morgan et al. (2018). Maximum strains in the medial (22.5%) and lateral (39.6%) complexes overlapped the partial tear (21.3% to 29.7%) and complete rupture (28.0% to 35.6%) ranges reported by Button et al. (2013).

Markerless video characterizes global kinematics, IMUs remain necessary for impact analysis, and simulation explores internal mechanical loading. However, these results are limited to one non-injurious reference fall and do not constitute a clinical injury prediction. Perspectives include exploiting the complete dataset, adapting the models to the experimental conditions, and studying more varied scenarios.

Keywords: bouldering, biomechanics, Pose2Sim, IMU, finite elements

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE	3
1.1 Évolution de la pratique et enjeux de santé	3
1.2 Épidémiologie des blessures en escalade.....	5
1.2.1 Localisation et nature des blessures	6
1.2.2 Facteurs influençant les blessures	9
1.2.2.1 Facteurs intrinsèques	10
1.2.2.2 Facteurs extrinsèques.....	11
1.3 Méthodes de mesure pour l'étude des chutes et réceptions en bloc	14
1.3.1 Technologies axées sur le mouvement corporel et les contacts	15
1.3.2 Analyse vidéo 2D.....	18
1.3.3 Analyse vidéo 3D.....	20
1.4 Biomécanique générale des réceptions et impacts.....	23
1.4.1 Principes mécaniques des impacts : énergie et impulsion	23
1.4.2 Influence de la posture et des charges combinées.....	26
1.5 Modélisation numérique des impacts des membres inférieurs	31
1.5.1 Modélisation des impacts et blessures des membres inférieurs	32
1.5.2 Le modèle THUMS appliqué aux impacts des membres inférieurs	33
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS ET CADRE DE L'ÉTUDE	41
2.1 Problématique	41
2.2 Objectifs.....	41
2.3 Cadre et portée de l'étude	42
CHAPITRE 3 VALIDATION OF A MARKERLESS MULTI-CAMERA PIPELINE FOR BOULDERING FALL KINEMATICS	43
3.1 Avant-Propos	43
3.2 Abstract.....	43
3.3 Introduction.....	44
3.4 Materials and Methods.....	47
3.4.1 Participants and Ethics	47
3.4.2 Anthropometric Data Collection	47
3.4.3 Experimental Setup	47
3.4.4 Calibration and Synchronization.....	51
3.4.5 Data Processing.....	52
3.4.5.1 Pose2Sim	52
3.4.5.2 Kinovea.....	53
3.4.5.3 IMUs.....	53
3.4.5.4 Filtering	54
3.4.5.5 Variables and Statistical Analysis	54
3.5 Results.....	57

3.5.1	Morphological Fidelity.....	57
3.5.2	Fall Height.....	58
3.5.3	Peak Velocity	59
3.5.4	Agreement Between P2S and Kinovea	60
3.5.5	Peak Acceleration.....	62
3.5.5.1	Peak Magnitude	62
3.5.5.2	Peak Width	63
3.5.6	Impact of IMU Resampling	64
3.5.6.1	IMU 1600 Hz vs. IMU 240 Hz Comparison	64
3.5.6.2	IMU 240 Hz vs. P2S Comparison	65
3.6	Discussion.....	65
3.7	Conclusions.....	70
3.8	Conflicts of Interest.....	71
3.9	Acknowledgments:	71
CHAPITRE 4	SIMULATION PAR ÉLÉMENTS FINIS D'UNE CHUTE SUR MATELAS EN ESCALADE DE BLOC.....	73
4.1	Introduction du chapitre	73
4.2	Méthodes.....	74
4.2.1	Scénario simulé et conditions initiales	74
4.2.2	Modèle numérique et environnement de simulation.....	76
4.2.3	Mise en œuvre dans LS-DYNA et adaptation du modèle.....	78
4.2.4	Variables de sortie et post-traitement.....	80
4.3	Résultats.....	82
4.3.1	Vérification du calcul et réponse globale à l'impact.....	82
4.3.2	Réponse mécanique du tibia.....	86
4.3.3	Réponse mécanique des complexes ligamentaires de la cheville	89
CHAPITRE 5	DISCUSSION GÉNÉRALE	93
5.1	Discussion de l'objectif 1 : caractérisation expérimentale des chutes	93
5.2	Discussion de l'objectif 2 : simulation par éléments finis d'une réception sur matelas	94
5.2.1	Concordance et écarts entre simulation et données expérimentales	94
5.2.2	Mise en perspective des résultats tibiaux et ligamentaires.....	96
5.3	Limites et perspectives.....	99
5.3.1	Limites liées au travail expérimental	99
5.3.2	Limites liées au modèle humain.....	99
5.3.3	Limites liées au modèle de matelas.....	101
5.3.4	Limites numériques et coût de calcul.....	102
5.3.5	Limites liées à la vérification et à la portée des résultats	104
5.3.6	Perspectives méthodologiques et biomécaniques	105
CONCLUSION.....		107
ANNEXE I	MATÉRIEL SUPPLÉMENTAIRE CHAPITRE 3.....	111

ANNEXE II	MATÉRIEL SUPPLÉMENTAIRE CHAPITRE 4.....	113
ANNEXE III	MATÉRIEL SUPPLÉMENTAIRE CHAPITRE 5	117
	LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES	119

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Types de sources mobilisées dans les études sur les blessures en escalade et blessures principalement rapportées 6
Tableau 1.2	Répartition anatomique des blessures en escalade selon les études, la source des données et le type..... 8
Tableau 1.3	Répartition des blessures aiguës en escalade de bloc par localisation et type de blessure 9
Tableau 1.4	Lecture synthétique des facteurs associés aux blessures en escalade et de leur pertinence pour le bloc 14
Tableau 1.5	Synthèse des principales méthodes de mesure mobilisables pour l'étude des chutes et réceptions en escalade de bloc 22
Tableau 1.6	Localisation des fractures simulées selon la posture de cheville..... 30
Table 3.1	Morphological fidelity (mean $\pm$ SD, in %) of P2S segment reconstructions relative to anthropometric measurements across Standing, Loss of Balance, and Roll conditions, with and without exclusion of extreme errors ($>1000\%$) 57
Table 3.2	Paired t-tests comparing IMU vs. P2S peak acceleration width (ms) by segment: mean $\pm$ SD and post hoc paired t-test p-values..... 63
Tableau 4.1	Comparaison des angles articulaires initiaux entre la chute de référence, les moyennes expérimentales et la littérature 75
Tableau 4.2	Variables de sortie retenues 81
Tableau 4.3	Comparaison des accélérations maximales expérimentales et simulées 84
Tableau 4.4	Résultats osseux des tibias, valeurs maximales observées dans l'os cortical 89
Tableau 4.5	Résultats des complexes ligamentaires médiaux et latéraux des chevilles 92

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Schéma de la progression de la revue de littérature, du contexte de pratique aux méthodes de mesure, à l'analyse biomécanique et à la modélisation numérique3
Figure 1.2	Répartition anatomique des blessures rapportées dans une cohorte de 430 patients pris en charge aux urgences pour blessure liée à l'escalade de bloc.....7
Figure 1.3	Illustration des axes du repère local d'une IMU Vicon Blue Trident 16
Figure 1.4	Illustration d'une mesure angulaire réalisée à partir d'une analyse vidéo avec le logiciel Kinovea..... 19
Figure 1.5	Estimation de la pose humaine à l'aide du modèle BODY_25 par défaut d'OpenPose.....21
Figure 1.6	Exemple de profil force-temps lors d'un atterrissage, illustrant les pics d'impact (F1, F2) et la phase d'absorption de l'impact (T). La courbe inférieure représente l'évolution de la vitesse verticale au cours de la réception24
Figure 1.7	Schéma des différentes postures de la cheville27
Figure 1.8	Illustration anatomique du complexe ligamentaire médial de la cheville utilisée pour le repérage des principales structures considérées dans l'analyse : 1 ligament tibio-naviculaire, 2 ligament tibio-spring, 3 ligament tibio-calcaneen et 4 ligament tibio-talien postérieur profond, à l'exclusion du complexe du ligament calcaneéo-naviculaire plantaire (5)28
Figure 1.9	Principaux ligaments du complexe ligamentaire latéral de la cheville retenus pour l'analyse : ligament talo-fibulaire antérieur, ligament calcaneéo-fibulaire et ligament talo-fibulaire postérieur.....28
Figure 1.10	Variation de la déformation plastique effective du tibia et du talus selon la hauteur de chute et la posture.....29
Figure 1.11	Évolution du modèle THUMS.....34
Figure 3.1	Camera setup and field-of-view coverage in the bouldering gym (blue = ground; red = elevated by 5m)48

Figure 3.2	IMU position on the participant: forehead = 1, sacrum = 2, and ankle = 3 49
Figure 3.3	Kinematics of bouldering falls scenario map. Parallel-categories diagram linking start height (Top/Middle/Bottom) → body rotation (With/Without) → position at reception (Standing on feet; On feet with loss of balance; On feet and roll). Flow widths are proportional to counts (n = 40) 51
Figure 3.4	Pose estimation quality comparison during a bouldering fall sequence. (Left) Airborne phase showing clear joint visibility and accurate pose detection across all body segments. (Right) Impact phase where ankle penetration into the crash mat surface and impact-induced body deformation creates multiple tracking challenges. Colored dots represent detected key points from the pose estimation algorithm (ankle errors highlighted in orange) 58
Figure 3.5	Relative error (%) of fall-height estimates by P2S vs. Kinovea at the ankle, sacrum, and forehead (n = 40). Boxes represent the interquartile range (IQR), the central line the median, whiskers the data range excluding outliers, individual dots correspond to single trials, open circles indicate outliers, and the dashed horizontal line represents zero error 59
Figure 3.6	Relative error (%) of peak-velocity estimates by P2S vs. Kinovea at the ankle, sacrum, and forehead (n = 40). Boxes represent the interquartile range (IQR), the central line the median, whiskers the data range excluding outliers, individual dots correspond to single trials, open circles indicate outliers, and the dashed horizontal line represents zero error 60
Figure 3.7	Bland-Altman plots comparing P2S and Kinovea for displacement and velocity across three body segments. Solid line: mean difference; dashed lines: 95% limits of agreement. (a) ankle displacement; (b) ankle velocity; (c) sacrum displacement; (d) sacrum velocity; (e) forehead displacement; (f) forehead velocity 61
Figure 3.8	Peak acceleration measured by P2S, Kinovea, and IMUs at the ankle, sacrum, and forehead (n = 39-40). Boxplots display the median (center line), interquartile range (box), and whiskers; filled dots represent individual trials and open circles indicate outliers. Brackets indicate pairwise comparisons. Asterisks denote statistical significance (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$). For sacrum and forehead, n = 39 because one trial showed no identifiable acceleration peak at those locations (landing impulse mainly concentrated at the ankle) 62

Figure 3.9	Peak acceleration comparison between IMU (1600 Hz and filtered) vs. IMU (240 Hz and filtered) vs. P2S (240 FPS and filtered) at the ankle, sacrum, and forehead. Boxplots display the median (center line), interquartile range (box), and whiskers; filled dots represent individual trials and open circles indicate outliers. Brackets indicate pairwise comparisons. Asterisks denote statistical significance (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$) 64
Figure 4.1	Image de l'instant de référence utilisée pour définir la posture initiale du modèle THUMS 74
Figure 4.2	Environnement numérique retenu pour la simulation : modèle humain THUMS AM50 V7.1 et matelas de réception d'escalade de bloc 78
Figure 4.3	Évolution du rapport énergétique global (-) au cours de la simulation (s) 83
Figure 4.4	Évolution temporelle de la force verticale (N) de contact au cours de la simulation (s) 83
Figure 4.5	Courbes des accélérations (mm/s ²) simulées au cours de la simulation (s) 84
Figure 4.6	Comparaison visuelle qualitative entre l'essai expérimental de référence et la simulation THUMS à différents instants de la réception sur matelas 85
Figure 4.7	Cartographies des contraintes de von Mises (MPa) dans l'os cortical des tibias 87
Figure 4.8	Déformations plastiques effectives (-) dans l'os cortical des tibias 88
Figure 4.9	Cartographies des déformations principales maximales (-) et des déformations plastiques effectives maximales (-) des complexes ligamentaires médiaux des chevilles 90
Figure 4.10	Cartographies des déformations principales maximales (-) et des déformations plastiques effectives maximales (-) des complexes ligamentaires latéraux des chevilles 91
Figure 5.1	Illustration du guidage de la patella dans le modèle THUMS lors de la flexion du genou 101

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

2D	Bidimensionnel (Two-Dimensional)
3D	Tridimensionnel (Three-Dimensional)
BODY_25	Modèle de points clés anatomiques d'OpenPose
CSV	Valeurs séparées par des virgules (Comma-Separated Values)
EF	Éléments Finis
ICC	Coefficient de corrélation intraclasse (Intraclass Correlation Coefficient)
IFSC Climbing)	Fédération internationale d'escalade sportive (International Federation of Sport Climbing)
IMU	Unité de mesure inertielle (Inertial Measurement Unit)
IOC	Comité international olympique (International Olympic Committee)
IQR	Intervalle interquartile (interquartile range)
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
LoA	Limites d'accord (Limits Of Agreement)
LS-DYNA	Logiciel de calcul explicite par éléments finis
OpenPose	Bibliothèque d'estimation de pose humaine
OpenSim	Plateforme de modélisation musculosquelettique
P2S	Pose2Sim
RM-ANOVA	Analyse de variance à mesures répétées (Repeated-Measures ANalysis Of VAriance)
RTMLib	Bibliothèque d'estimation de pose
SD	Écart-type (Standard Deviation)
THUMS	Total Human Model for Safety

fps Images par seconde (Frames Per Second)

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

%	Pourcentage
°	Degré
α	Seuil de signification statistique
cm	Centimètre
Hz	Hertz
kg	Kilogramme
m	Mètre
mm	Millimètre
MPa	Mégapascal
ms	Milliseconde
$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$	Mètre par seconde
$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$	Mètre par seconde carrée
$\text{mm}\cdot\text{s}^{-2}$	Millimètre par seconde carrée
N	Newton
n	Taille d'échantillon
s	Seconde

INTRODUCTION

L'escalade est une discipline sportive qui consiste à progresser sur des structures naturelles ou artificielles à l'aide de prises. Elle se décline en plusieurs pratiques, dont l'escalade de difficulté, la vitesse et l'escalade de bloc. L'escalade de bloc se caractérise par une progression réalisée à faible hauteur, sans assurage par corde : la sécurité repose principalement sur la réception au sol à l'aide de matelas et sur la gestion de l'atterrissage par le grimpeur. En contexte de compétition, les exigences de la Fédération internationale d'escalade sportive, soit l'International Federation of Sport Climbing (IFSC, 2023), situent la hauteur de référence des murs de bloc à 4,5 m, mesurée depuis la surface de réception jusqu'au repère supérieur. Cette configuration implique que la chute fait partie de la pratique, qu'elle soit subie (perte de contrôle) ou volontaire (descente contrôlée).

L'intégration de l'escalade de compétition au programme des Jeux olympiques de Tokyo 2020, approuvée par l'International Olympic Committee (IOC, 2016), a constitué une étape importante de reconnaissance institutionnelle. Cette visibilité s'est accompagnée d'un essor de la pratique et d'une augmentation de la demande de participation rapportée dans la littérature récente (Lee, Kim, Lee, & Park, 2024). Dans le même temps, la littérature sur les blessures en escalade met en évidence des résultats hétérogènes selon les disciplines et les méthodes d'étude. En particulier, en escalade de bloc, il reste difficile de relier précisément les blessures observées aux circonstances de chute et de réception, ce qui constitue un verrou important pour la compréhension biomécanique de ces événements (Woollings, McKay, & Emery, 2015; Jones, Schöffl, & Johnson, 2018).

La réception après une chute en escalade de bloc constitue un événement biomécanique complexe, dont les caractéristiques ne dépendent pas uniquement de la hauteur de chute, mais aussi des conditions d'impact et de la stratégie d'absorption adoptée par le grimpeur (Heebner, Rafferty, Wohleber, Wenke, & Sell, 2017 ; Teng, Leong, & Kong, 2020). Pourtant, les mécanismes de réception associés aux blessures en bloc restent encore insuffisamment décrits de façon quantitative, ce qui limite la compréhension des efforts mécaniques impliqués dans

la survenue des lésions (Beurienne et al., 2025a). Cette difficulté tient en partie aux contraintes méthodologiques liées à l'étude de chutes réelles en salle.

Les blessures en escalade de bloc sont à la fois fréquentes et potentiellement sévères. Dans une cohorte prospective menée sur 12 mois en bloc en salle, Auer, Schöffl, Achenbach, Meffert et Fehske (2021) rapportent 305 blessures déclarées par 222 grimpeurs sur 507. Par ailleurs, Kovářová, Pyszko et Kikalová (2024) montrent que, parmi les disciplines étudiées, le bloc est associé à une intensité de traitement plus élevée et à une plus forte proportion d'hospitalisations prolongées.

C'est dans ce contexte que s'inscrit ce mémoire. Il repose sur une approche combinant reconstruction cinématique 3D sans marqueurs, mesures inertielles et simulation par éléments finis afin de caractériser des chutes en escalade de bloc en conditions réelles. Cette démarche vise à documenter la cinématique globale de la chute, à compléter l'analyse de l'impact par des mesures inertielles à haute fréquence, puis à utiliser certaines données de terrain pour construire un scénario exploratoire de simulation numérique.

Le présent mémoire est structuré en cinq chapitres. Le chapitre 1 présente la revue de littérature; le chapitre 2 expose la problématique, les objectifs et le cadre de l'étude; le chapitre 3 porte sur la validation de la chaîne Pose2Sim; le chapitre 4 présente la construction d'un scénario de simulation par éléments finis; enfin, le chapitre 5 propose une discussion générale des principaux apports, limites et perspectives du travail.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

Ce chapitre présente une revue structurée de la littérature sur les blessures en escalade de bloc, en particulier celles liées aux chutes et aux réceptions. Il vise à identifier les blessures et mécanismes pertinents, les variables biomécaniques nécessaires à l'analyse d'une réception, ainsi que les outils expérimentaux et numériques permettant de documenter ces variables en conditions proches de la pratique. Le chapitre suit une progression allant du contexte de pratique et de l'épidémiologie vers les méthodes de mesure, la biomécanique des impacts et la modélisation numérique. Cette articulation est synthétisée à la Figure 1.1.

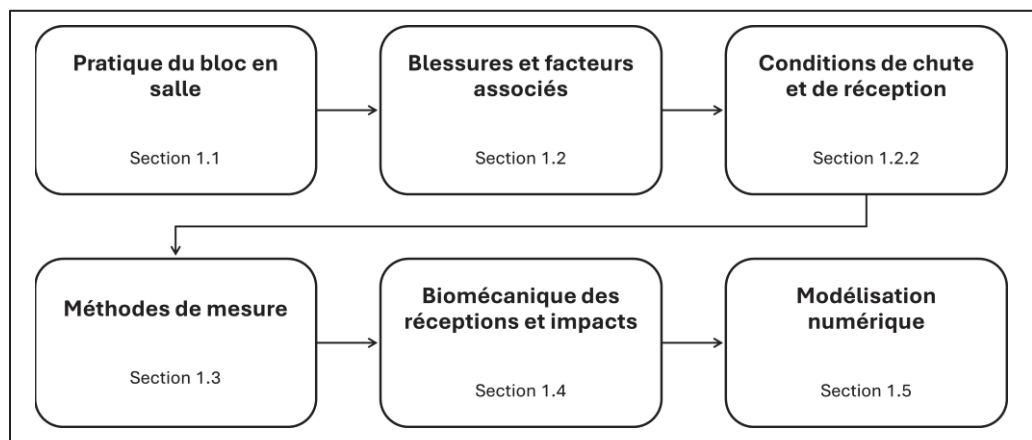


Figure 1.1 Schéma de la progression de la revue de littérature, du contexte de pratique aux méthodes de mesure, à l'analyse biomécanique et à la modélisation numérique

1.1 Évolution de la pratique et enjeux de santé

L'escalade sportive, et en particulier l'escalade de bloc en salle, s'est progressivement structurée comme pratique compétitive, sous l'effet conjoint de la standardisation des règles et des formats de compétition par l'IFSC et de l'intégration de l'escalade au programme olympique (IFSC, 2023 ; IOC, 2016).

Le bloc se caractérise par des efforts brefs et intenses, des mouvements souvent dynamiques et une alternance marquée entre phases d'action et de récupération. White et Olsen (2010), dans une étude observationnelle par analyse vidéo menée chez six grimpeurs élités en compétition, montrent que la pratique s'organise en tentatives courtes répétées, séparées par des périodes de repos relativement longues. Cette étude confirme ainsi le caractère intermittent de l'exposition et montre que celle-ci ne se résume pas à un temps total de pratique, mais dépend aussi de la répétition des essais, de leur durée et de l'organisation des temps de récupération.

Sur le plan biomécanique, l'escalade mobilise des stratégies de contrôle du mouvement étroitement liées aux contraintes de la paroi et à la disposition des prises. Sibella, Frosio, Schena et Borghese (2007), à partir d'une analyse tridimensionnelle du centre de masse chez des grimpeurs réalisant une tâche standardisée en salle, montrent que les trajectoires corporelles diffèrent selon la stratégie adoptée. Leurs résultats indiquent que le mouvement en escalade ne dépend pas uniquement de la géométrie de la voie, mais aussi de la manière dont le grimpeur organise sa progression et gère son équilibre. Dans la même logique, Zampagni, Brigadoi, Schena, Tosi et Ivanenko (2011), en comparant des grimpeurs experts à des sujets contrôles, rapportent des différences dans le contrôle du centre de masse et dans la redistribution dynamique des appuis. Ces résultats suggèrent que l'expertise s'accompagne d'ajustements fins de coordination et d'équilibre, particulièrement importants dans une discipline où la précision du placement conditionne l'efficacité du mouvement.

Le bloc comprend également des actions explosives, notamment lors de mouvements dynamiques exigeant une projection rapide du corps vers une prise éloignée. Parmi celles-ci, le dyno correspond à un mouvement dans lequel le grimpeur se projette vers une prise en perdant momentanément le contact avec la paroi. Fuss et Niegl (2010), dans leur étude biomécanique du dyno à deux mains chez neuf grimpeurs expérimentés, montrent que la réussite du geste dépend fortement de la vitesse verticale de départ, de la trajectoire corporelle et de la production d'impulsion. Cette étude met en évidence que certaines actions typiques du

bloc reposent sur des sollicitations mécaniques élevées, associant coordination, puissance et contrôle du corps.

Ces caractéristiques de pratique ont des implications en santé. Le bloc ne doit donc pas être envisagé uniquement comme une forme d'escalade à faible hauteur, mais comme une discipline combinant intermittence, exigences posturales, actions explosives et exposition à des mécanismes traumatiques spécifiques. Ces éléments justifient de préciser, dans la section suivante, les connaissances disponibles sur les blessures rapportées en escalade et, lorsque les études le permettent, les particularités propres au bloc, afin de mieux situer les enjeux liés aux chutes et aux réceptions.

1.2 Épidémiologie des blessures en escalade

Sur le plan épidémiologique, l'incidence des blessures en escalade présente une variabilité importante dans la littérature. Dans une revue critique, Jones et al. (2018) rapportent un taux moyen de $2,71 \pm 4,49$ blessures pour 1000 heures de pratique, tout en soulignant une hétérogénéité méthodologique marquée entre les études incluses. Cette dispersion s'explique notamment par des différences de définition de la blessure, les populations étudiées et les méthodes de recueil des données. Woollings et al. (2015) mettent en évidence que la qualité des études et la diversité des approches limitent la comparaison directe des résultats et la capacité à identifier des facteurs associés aux blessures avec un niveau de preuve homogène. Le Tableau 1.1 synthétise les principales sources de données consultées dans cette littérature.

Tableau 1.1 Types de sources mobilisées dans les études sur les blessures en escalade et blessures principalement rapportées

Type de source	Exemples (Auteur, année)	Blessures principalement rapportées
Urgences	(Müller et al., 2022) ; (Buzzacott, Schöffl, Chimiak, & Schöffl, 2019)	Blessures ayant conduit à une consultation médicale, principalement traumatiques aiguës, avec une place importante des atteintes des membres inférieurs dans les séries cliniques.
Cohorte prospective	(Auer et al., 2021)	Blessures déclarées au cours d'un suivi en bloc en salle, de gravité variable. Les atteintes des membres supérieurs sont majoritaires en nombre, mais les blessures des membres inférieurs sont plus souvent au moins modérées et plus fréquemment associées à une chute ou à un saut depuis le mur.
Questionnaire rétrospectif	(Backe, Ericson, & Janson, 2009); (McDonald, Henrie, Teramoto, Medina, & Willick, 2017)	Blessures auto-rapportées incluant des atteintes légères, des blessures de surcharge et des blessures n'ayant pas nécessairement conduit à une consultation. Backe rapporte surtout des blessures de surutilisation, notamment aux doigts et aux poignets ; McDonald et al. (2017) rapportent majoritairement des atteintes des membres supérieurs, en particulier des lésions tendineuses et musculaires.
Enquête ciblée sur les chutes en bloc	(Beurienne et al., 2025a)	Blessures aiguës liées à une chute en bloc, touchant majoritairement les membres inférieurs. L'entorse de cheville y est la lésion la plus fréquente, avec des informations détaillées sur les circonstances de chute et de réception.
Série de cas	(Kawachi Cruz, Chew, Ren, & Lee, 2025)	Profils lésionnels particuliers décrits de manière détaillée. Ici, il s'agit de blessures complexes du genou après chute au sol en bloc.
Revue critique	(Jones et al., 2018)	Synthèse des résultats disponibles sur l'incidence des blessures en escalade sportive et en bloc. La revue met en évidence l'hétérogénéité des estimations publiées et rapporte une incidence moyenne de $2,71 \pm 4,49$ blessures pour 1000 heures dans les études retenues.
Revue systématique	(Woollings et al., 2015)	Synthèse des facteurs associés aux blessures et des mesures préventives étudiées dans la littérature.

Cette distinction entre sources est importante pour la suite du mémoire, car les données issues des urgences et des enquêtes ciblées sur les chutes décrivent surtout des traumatismes aigus, tandis que les cohortes et questionnaires captent aussi des blessures plus légères ou de surcharge. La section suivante examine donc les localisations et types de blessures rapportés en tenant compte de ces différences de recueil.

1.2.1 Localisation et nature des blessures

La localisation anatomique et la nature des blessures rapportées en escalade varient selon la source de données mobilisée et le contexte étudié. En escalade de bloc, Müller et al. (2022)

rapportent une distribution anatomique dominée par les membres inférieurs, qui représentent 61,1 %, contre 26,6 % pour les membres supérieurs et 9,4 % pour le tronc. La cheville est la localisation la plus fréquemment touchée (36,7 %), suivie du genou (16,8 %), puis du coude (12,3 %) et de l'épaule (6,3 %). Ces résultats mettent clairement en évidence le poids des blessures des membres inférieurs dans les traumatismes pris en charge en contexte de bloc.

La Figure 1.2 présente la répartition anatomique rapportée par Müller et al. (2022).

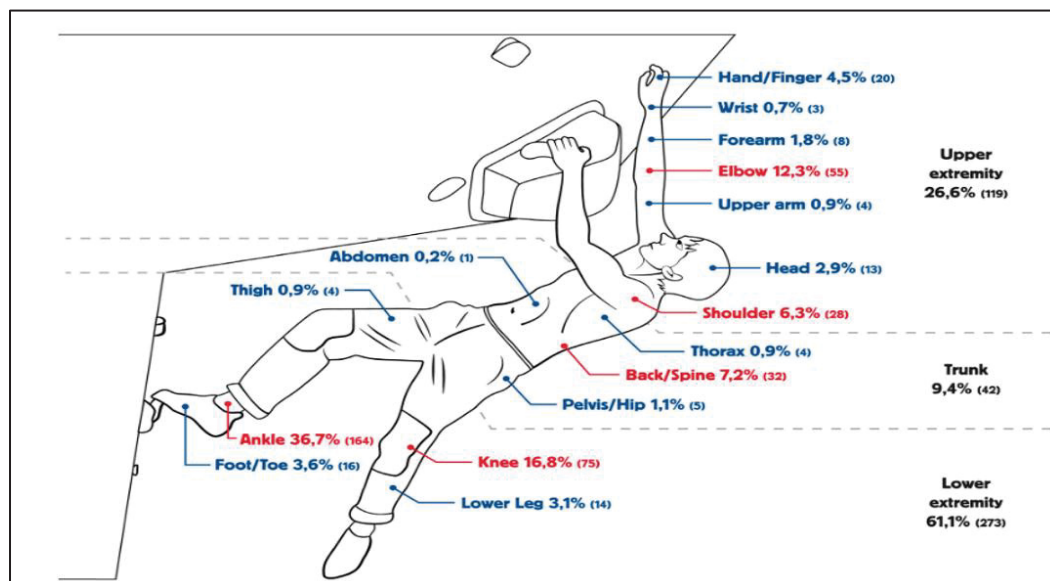


Figure 1.2 Répartition anatomique des blessures rapportées dans une cohorte de 430 patients pris en charge aux urgences pour blessure liée à l'escalade de bloc

Tirée de Müller et al. (2022)

Ces proportions doivent toutefois être interprétées à la lumière du mode de recueil des données. Elles reflètent des cas ayant conduit à une consultation médicale et ne décrivent donc pas nécessairement la distribution des blessures survenant en pratique. À l'inverse, dans une cohorte prospective menée sur 12 mois en bloc en salle, Auer et al. (2021) rapportent que les blessures des membres supérieurs représentent 63 % des cas, contre 23 % pour les membres inférieurs. Les auteurs montrent toutefois que les blessures des membres inférieurs sont plus

souvent de sévérité au moins modérées et plus fréquemment associées à une chute ou à un saut depuis le mur.

Le Tableau 1.2 met en parallèle plusieurs études afin d'examiner comment les différences de source de données, de type d'escalade et de périmètre d'inclusion se traduisent dans la répartition anatomique des blessures rapportées.

Tableau 1.2 Répartition anatomique des blessures en escalade selon les études, la source des données et le type

Note. Pour l'étude de Beurienne et al. (2025a), la catégorie tête/cou (3 %) a été intégrée au haut du corps ; les pourcentages ne totalisent pas exactement 100 % en raison d'une catégorie inconnue (1 %)

Étude	Type d'escalade	Source des données	Traumatique / chronique	N blessures	Haut du corps	Bas du corps	Tronc
Schöffl, Popp, Küpper et Schöffl (2015)	Tout	Clinique spécialisée	Les deux	911	91,4 %	6,4 %	2,2 %
Backe et al. (2009)	Tout	Questionnaire	Les deux (93 % chronique)	188	78 %	16 %	6 %
Josephsen et al. (2007)	Bloc	Cohorte / suivi	Les deux	133	72,9 %	23 %	4,1 %
McDonald et al. (2017)	Tout	Enquête web rétrospective	Les deux	240	67 %	27 %	6 %
Buzzacott et al. (2019)	Tout	Urgences	Traumatique	884	25 %	47 %	28 %
Auer et al. (2021)	Bloc	Prospectif	Les deux	305	59,3 %	32,8 %	7,9 %
Müller et al. (2022)	Bloc	Urgences	Traumatique	447	26,6 %	61,1 %	9,4 %
Beurienne et al., 2025a	Bloc	Enquête en ligne ciblée sur les chutes	Traumatique	301	28 %	67 %	4 %

Le Tableau 1.2 montre que les répartitions anatomiques varient fortement selon le mode de recueil, ce qui justifie d'interpréter les profils lésionnels en tenant compte de la source des données.

À partir des données de Müller et al. (2022), le Tableau 1.3 précise les principaux types de lésions observés dans les régions anatomiques les plus fréquemment touchées.

Tableau 1.3 Répartition des blessures aiguës en escalade de bloc par localisation et type de blessure

Tiré de Müller et al. (2022)

Région anatomique	Fracture	Luxation	Entorse	Contusion	Plaie	Autre
Cheville (36,7%)	45 (27,4%)	1 (0,6%)	117 (71,3%)	1 (0,6%)	-	-
Genou (16,8%)	5 (6,7%)	9 (12,0%)	57 (76,0%)	2 (2,7%)	1 (1,3%)	1 (1,3%)
Coude (12,3%)	15 (27,3%)	20 (26,4%)	18 (32,7%)	-	-	2 (3,6%)
Colonne (7,2%)	9 (28,1%)	-	14 (43,8%)	4 (12,5%)	-	5 (15,6%)
Épaule (6,3%)	2 (7,1%)	23 (82,1%)	2 (7,1%)	-	-	1 (3,6%)

Le Tableau 1.3 met en évidence un profil dominé par les entorses aux membres inférieurs, en particulier à la cheville et au genou. Ces résultats soutiennent l'intérêt d'une analyse centrée sur les structures de la cheville et sur la transmission des charges lors de la réception.

Ces résultats doivent toutefois être interprétés selon le mode de recueil des données. Les bases issues des services d'urgence, comme celles de Müller et al. (2022) ou Buzzacott et al. (2019), décrivent surtout des traumatismes aigus, tandis que les questionnaires, comme celui de Backe et al. (2009), captent davantage de blessures de surutilisation. Pour la suite du mémoire, cette distinction est importante : les chutes et les réceptions concernent principalement des traumatismes aigus, alors que les blessures de surutilisation relèvent davantage d'une exposition répétée à la pratique.

Dans ce contexte, l'analyse biomécanique des réceptions doit accorder une attention particulière aux membres inférieurs, et plus spécifiquement à la cheville et aux structures osseuses et ligamentaires impliquées dans la transmission des charges lors du contact.

1.2.2 Facteurs influençant les blessures

Les facteurs influençant les blessures en escalade sont difficiles à interpréter, car ils varient selon le type de blessure, la population étudiée et le mode de recueil. Woollings et al. (2015) soulignent que les facteurs potentiels, comme l'âge, l'expérience, le niveau maximal atteint ou l'intensité de pratique, reposent sur un niveau de preuve limité, en raison de définitions variables de la blessure et d'un contrôle incomplet de l'exposition. Jones et al. (2018)

aboutissent à un constat similaire. Pour ce mémoire, l'enjeu est surtout d'identifier les facteurs pertinents pour les blessures traumatiques associées aux chutes et aux réceptions, plutôt que ceux liés aux atteintes de surcharge.

Dans cette section, les facteurs sont présentés en distinguant les facteurs intrinsèques, liés aux caractéristiques du grimpeur, et les facteurs extrinsèques, liés à l'exposition, au contexte de pratique et aux conditions de chute.

1.2.2.1 Facteurs intrinsèques

Les facteurs intrinsèques, comme le sexe, l'âge, l'expérience, le niveau de pratique ou certaines caractéristiques morphologiques, sont fréquemment examinés dans la littérature, mais leur association avec les blessures demeure difficile à interpréter. Elle varie selon le type de blessure étudié et selon le mode de recueil des données. Les synthèses de Woollings et al. (2015) et de Jones et al. (2018) mettent ainsi en évidence des résultats souvent contradictoires d'une étude à l'autre, ce qui limite la portée des conclusions générales.

Concernant le sexe, Woollings et al. (2015) relèvent des résultats divergents selon les études et selon le type de lésion considéré. En bloc, Müller et al. (2022) montrent surtout des différences portant sur le mécanisme de blessure et sur la localisation. Les femmes sont plus souvent blessées à la suite d'une chute (76,6 % contre 57,1 % chez les hommes) et présentent plus fréquemment des atteintes des membres inférieurs. Dans cette même étude, les auteurs ne mettent pas en évidence de différence significative de gravité globale entre les groupes. Ces résultats indiquent donc que le sexe peut être associé à certaines différences de contexte ou de localisation des blessures, sans permettre de conclure à un effet direct sur la gravité.

Pour l'âge, l'expérience et le niveau, les résultats restent également ambivalents. Woollings et al. (2015) ne rapportent pas d'association robuste avec l'âge dans plusieurs études, même si certaines atteintes spécifiques semblent plus fréquentes dans certains groupes. De même, l'expérience et le niveau peuvent, selon les études, apparaître comme des facteurs de risque

ou, au contraire, comme des variables protectrices, ce qui suggère que leur effet dépend surtout du type de blessure capté. En pratique, les grimpeurs les plus expérimentés ou les plus investis peuvent être davantage exposés aux blessures de surcharge via la charge cumulée, alors que les profils traumatiques dépendent plus directement des situations de chute et de réception. Enfin, d'autres variables individuelles, comme l'IMC, le poids ou la force de préhension, ont été explorées avec des résultats globalement inconsistants et ne constituent pas, dans l'état actuel de la littérature, des prédicteurs robustes des blessures en escalade.

En synthèse, les facteurs intrinsèques restent pertinents, mais leur effet ne peut être interprété qu'en lien avec l'exposition réelle du grimpeur et avec les mécanismes lésionnels dominants dans la discipline considérée.

1.2.2.2 Facteurs extrinsèques

Les facteurs extrinsèques regroupent principalement l'exposition, la discipline et le contexte de pratique. Les synthèses disponibles montrent que le volume, la fréquence et l'intensité sont surtout discutés dans les études portant sur les blessures de surcharge (Backe et al., 2009 ; Woollings et al., 2015). À l'inverse, en escalade de bloc, les blessures traumatiques aiguës sont plus souvent analysées à partir des circonstances de la chute et des conditions de réception (Müller et al., 2022 ; Beurienne et al., 2025a). Les comparaisons entre études restent toutefois limitées par l'hétérogénéité des définitions, des populations étudiées et des modalités de mesure de l'exposition (Jones et al., 2018 ; Woollings et al., 2015).

Dans les travaux portant sur les blessures de surutilisation, les heures de pratique et la charge cumulée ressortent comme facteurs associés à la fréquence de survenue de ces blessures. Backe et al. (2009), à partir d'un questionnaire mené dans une population générale de grimpeurs, rapportent un taux de 4,2 blessures pour 1000 heures de pratique, dont 93 % relèvent de la surutilisation. Leur étude décrit donc surtout un profil d'atteintes chroniques, dominé par la charge cumulée, et non un profil de traumatismes aigus liés à un événement unique. En revanche, lorsqu'on s'intéresse au bloc et aux blessures traumatiques, les paramètres à

considérer ne se limitent pas au volume de pratique, mais incluent aussi les conditions concrètes de la chute et de la réception. Müller et al. (2022) prennent également en compte la hauteur de chute dans leur analyse, en distinguant les chutes supérieures et inférieures à 2 m. Les auteurs ne mettent toutefois pas en évidence d'association significative entre cette variable et la sévérité des blessures ou leur type, et signalent eux-mêmes que la hauteur de chute n'a pas été renseignée de manière suffisamment constante pour permettre une interprétation plus précise.

À cet égard, Beurienne et al. (2025a) apportent des données utiles, car leur étude ne porte pas sur l'escalade en général, mais sur les chutes traumatiques en escalade de bloc. À partir d'une enquête en ligne auto-déclarée, les auteurs montrent que la majorité des blessures concerne les membres inférieurs (67 %), l'entorse de cheville constituant la lésion la plus fréquente. Ils décrivent également les scénarios de chute associés à ces blessures : 85 % des chutes sont involontaires, 62 % débutent en position verticale, 62 % comportent une rotation pendant la chute, et environ trois quarts se terminent par une réception pieds en premier. Les blessures surviennent le plus souvent après des chutes depuis des murs verticaux (45 %) ou déversant, c'est-à-dire inclinés vers l'extérieur (29 %), principalement depuis les zones moyenne (32 %) et haute (47 %) du mur. Ces résultats indiquent que les lésions rapportées ne dépendent pas seulement de la survenue d'une chute, mais aussi des conditions de chute et de réception. Müller et al. (2022) montrent également que les blessures prises en charge aux urgences en bloc touchent surtout les membres inférieurs, même si l'effet propre de la hauteur de chute reste difficile à isoler dans leurs données.

La surface de réception constitue également un facteur extrinsèque susceptible d'influencer la dynamique de la réception et, potentiellement, les sollicitations associées aux blessures. Les tapis d'escalade de bloc reposent sur une combinaison de mousses, de housse et d'air piégé, dont l'interaction contribue à la réponse mécanique du support (Beurienne et al., 2025b). Plus généralement, les propriétés du matelas peuvent modifier le compromis entre durée de décélération et intensité des charges d'impact à l'atterrissage (Mills, Yeadon, & Pain, 2010). En escalade de bloc, Schwanitz, Kohout, Krumm et Odenwald (2024) montrent en outre que

les accélérations mesurées lors de réceptions sur tapis varient selon la hauteur de chute, le type de tapis et le site anatomique instrumenté, ce qui indique que la surface de réception doit être considérée comme un élément du contexte mécanique des chutes.

Ainsi, dans le cas du bloc, la littérature distingue les variables liées au volume de pratique, à la fréquence et à la charge cumulée, surtout documentées pour les blessures de surutilisation, des facteurs liés à l'événement de chute (Backe et al., 2009 ; Woollings et al., 2015). Pour les blessures traumatiques, les données disponibles orientent l'analyse vers la hauteur de chute, l'orientation du corps, la posture au contact, la séquence des appuis et les propriétés du support de réception (Müller et al., 2022 ; Beurienne et al., 2025a ; Mills et al., 2010). Ces éléments ne permettent pas d'établir un mécanisme lésionnel unique, mais ils montrent que la chute et la réception doivent être prises en compte pour interpréter les blessures traumatiques en bloc.

Le Tableau 1.4 synthétise les principaux facteurs associés aux blessures en escalade, les éléments rapportés dans la littérature et les sources correspondantes.

Tableau 1.4 Lecture synthétique des facteurs associés aux blessures en escalade et de leur pertinence pour le bloc

Catégorie	Facteur	Sources principales	Ce que montre la littérature
Intrinsèque	Sexe	Woollings et al. (2015) ; Müller et al. (2022)	Résultats divergents selon les études. En bloc, certaines différences observées concernent surtout le mécanisme de blessure et la localisation.
	Âge	Woollings et al. (2015)	Pas d'association robuste dans la plupart des études ; certains liens existent pour des atteintes spécifiques
	Expérience / niveau	Woollings et al. (2015) ; Jones et al. (2018)	Résultats ambivalents selon le type de blessure capté ; effet possible via l'exposition et la charge cumulée
	IMC / poids / force de préhension	Woollings et al. (2015)	Résultats globalement inconsistants ou peu robustes
Extrinsèque	Volume / fréquence / intensité de pratique	Backe et al. (2009) ; Woollings et al. (2015)	Variables surtout associées aux blessures de surcharge ; résultats hétérogènes selon les études
	Discipline / contexte de pratique	Jones et al. (2018) ; Müller et al. (2022)	Le profil des blessures varie selon la discipline et le contexte de recueil
	Hauteur de chute	Müller et al. (2022)	La hauteur de chute est prise en compte dans certaines analyses, mais son effet propre reste difficile à isoler dans les données cliniques disponibles.
	Chute / réception	Beurienne et al. (2025a) ; Müller et al. (2022)	Facteurs particulièrement pertinents pour les blessures traumatiques en bloc ; les scénarios de chute influencent le profil lésionnel
	Surface de réception	Mills et al. (2010) ; Schwanitz et al. (2024) ; Beurienne et al. (2025b)	Les propriétés du support peuvent modifier la décélération et les charges mesurées lors de la réception.

Pour la suite du mémoire, les facteurs les plus pertinents sont ceux liés aux conditions de chute et de réception : hauteur, orientation du corps, posture au contact, séquence des appuis et propriétés du support.

1.3 Méthodes de mesure pour l'étude des chutes et réceptions en bloc

Pour relier les blessures observées aux circonstances de chute et de réception, il est nécessaire de documenter des grandeurs mesurables en conditions proches de la pratique. Ces grandeurs concernent notamment la cinématique du corps, les accélérations segmentaires, les événements de contact et, plus indirectement, certaines sollicitations internes estimées à partir de modèles

biomécaniques. En escalade, plusieurs familles d'outils peuvent être mobilisées pour documenter ces dimensions. Breen et al. (2023), dans une revue des capteurs portables et non invasifs utilisés en escalade, montrent que les technologies mobilisées couvrent des objectifs variés, allant de l'analyse du mouvement au suivi de réponses physiologiques. En parallèle, les approches vidéo sans marqueurs occupent une place croissante en biomécanique ; Pagnon, Domalain et Réveret (2021) décrivent notamment une chaîne de traitement multicaméras permettant de reconstruire une cinématique tridimensionnelle à partir de détections bidimensionnelles et d'un modèle biomécanique. Dans le cas des chutes en escalade de bloc, l'enjeu n'est toutefois pas de recenser l'ensemble des technologies disponibles, mais d'identifier celles qui permettent de caractériser un événement bref, rapide, tridimensionnel et difficile à mesurer dans des conditions réelles. Cette difficulté s'explique par le caractère imprévisible des chutes, les rotations et occultations possibles, la variabilité des contacts avec le matelas et la nécessité de limiter l'instrumentation pour ne pas perturber la réception.

1.3.1 Technologies axées sur le mouvement corporel et les contacts

Les technologies axées sur le mouvement corporel et sur les contacts regroupent principalement les accéléromètres, les Unités de Mesure Inertielle (IMUs), les semelles de pression, les prises instrumentées et les dispositifs de mesure de la réaction au sol. En escalade, ces outils ont en commun de renseigner plus directement la dynamique locale du mouvement, les appuis ou les forces d'interaction avec l'environnement que la posture globale du corps. Breen et al. (2023) structurent d'ailleurs les technologies selon plusieurs familles de mesures continues pendant la grimpe, dont le mouvement corporel, et montrent que leur intérêt dépend étroitement de la question étudiée et du contexte d'utilisation.

Parmi ces outils, les accéléromètres présentent un intérêt particulier pour l'étude des événements brefs et rapides. Tonoli, Galluzzi, Zenerino et Boero (2016) ont proposé une méthode de détection de chute en escalade sur roche à partir d'un enregistreur intégré au baudrier, combinant accélération tri-axiale et altitude. Leur étude, menée auprès de huit grimpeurs, montre qu'un traitement du signal fondé sur un filtre de Kalman permet d'identifier

les événements de chute au cours de l'activité. Ce type d'approche est particulièrement pertinent lorsque l'objectif est de dater ou de détecter automatiquement un événement dynamique, mais il ne permet pas, à lui seul, de décrire finement la posture globale du grimpeur au moment du contact.

Les IMUs permettent d'aller plus loin en combinant généralement un accéléromètre et un gyroscope, ce qui donne accès à l'accélération linéaire et à la vitesse angulaire de plusieurs segments. Boulanger, Seifert, Hérault et Coeurjolly (2015) ont ainsi utilisé des capteurs placés aux poignets, aux pieds et au bassin pour détecter et classifier automatiquement différentes activités de grimpe. Leur étude montre que ces capteurs peuvent servir non seulement à enregistrer des signaux bruts, mais aussi à produire une interprétation fonctionnelle du mouvement à partir d'une phase d'annotation manuelle et d'apprentissage. Pour une étude des chutes, cette étude soutient l'intérêt des IMUs pour caractériser la dynamique segmentaire et certains événements rapides, tout en rappelant que ces mesures restent locales et dépendantes du positionnement des capteurs. Plus récemment, Blay, Baudinet et Clément (2025) ont aussi mobilisé une IMU Blue Trident placée au sacrum pour extraire des indicateurs d'accélération et de vitesse angulaire en escalade de vitesse chez de jeunes athlètes, ce qui illustre l'intérêt de ces capteurs pour documenter la dynamique segmentaire en contexte appliqué d'escalade. Le repère local selon lequel sont exprimées les accélérations et les vitesses angulaires mesurées par une IMU est illustré à la Figure 1.3.

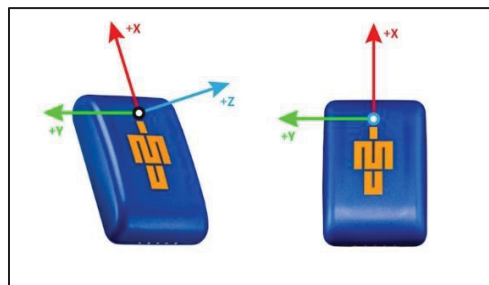


Figure 1.3 Illustration des axes du repère local d'une IMU Vicon Blue Trident

Tirée de la documentation Vicon

Les semelles de pression constituent une autre technologie utile lorsque l'on s'intéresse aux appuis et aux contacts plantaires. Park et al. (2017) ont étudié la pression plantaire pendant l'escalade dans une perspective de développement des chaussons. Leur travail montre la faisabilité d'une mesure des contraintes plantaires à l'intérieur de la chaussure pendant la grimpe, ce qui est intéressant pour documenter la répartition des charges sous le pied. Pour l'étude des réceptions, cette technologie présente un intérêt évident pour décrire la distribution du contact plantaire, mais elle reste limitée à l'interface pied-chaussure et ne renseigne ni la posture globale ni les forces transmises à l'ensemble du corps.

D'autres dispositifs donnent accès plus directement aux forces d'interaction avec l'environnement. Fuss et Niegl (2010) ont étudié la biomécanique du dyno à deux mains chez neuf grimpeurs expérimentés en instrumentant les prises et les appuis avec des transducteurs piézoélectriques. Leur étude montre que ces mesures permettent d'estimer des variables comme la vitesse verticale de décollage et la hauteur de saut, et souligne que la mécanique du mouvement peut être analysée directement à partir des forces exercées sur les prises et les appuis. Ce type de dispositif est particulièrement pertinent pour quantifier la charge mécanique externe, mais son principal inconvénient réside dans la nécessité d'une infrastructure instrumentée spécifique, difficilement transposable à des situations plus écologiques.

Enfin, la mesure de la réaction au sol à l'aide d'une plateforme de force placée sous une surface amortissante constitue une approche méthodologiquement pertinente pour les réceptions sur matelas. Buxton, Hiley et Yeadon (2024) ont comparé plusieurs protocoles de mesure des forces pendant des réceptions sur tapis de gymnastique à l'aide d'une plateforme de force placée sous les matelas. Leur étude montre que le montage expérimental influence directement les forces enregistrées et que la configuration du dispositif doit être rigoureusement standardisée pour obtenir des mesures fiables. Bien que cette étude ne porte pas sur l'escalade de bloc, elle est pertinente par transposition méthodologique pour l'analyse des réceptions sur tapis en salle.

Ces technologies permettent surtout de documenter la dynamique locale du mouvement, les appuis et les interactions avec l'environnement. Elles restent toutefois insuffisantes pour décrire seules la posture globale, la trajectoire complète du corps et la séquence tridimensionnelle de réception. Elles doivent donc être envisagées comme des outils complémentaires plutôt que comme des solutions suffisantes à elles seules pour l'étude biomécanique complète des chutes en escalade de bloc.

1.3.2 Analyse vidéo 2D

L'analyse vidéo bidimensionnelle regroupe des méthodes permettant d'extraire des informations cinématiques à partir d'une ou plusieurs caméras lorsque le mouvement peut être raisonnablement interprété dans un seul plan. En pratique, elle est surtout utilisée pour mesurer des distances ou des angles projetés, et estimer certaines variables temporelles ou spatio-temporelles lorsque la géométrie de prise de vue et la calibration sont maîtrisées. Son intérêt principal réside dans sa simplicité de mise en œuvre et dans son faible coût, ce qui explique son usage fréquent lorsque les systèmes tridimensionnels ne sont pas disponibles ou difficilement déployables.

Parmi les outils les plus utilisés, Kinovea occupe une place importante dans la littérature. Puig-Diví et al. (2019) ont évalué la validité et la fiabilité du logiciel pour des mesures angulaires et linéaires obtenues à partir de coordonnées dans quatre perspectives de prise de vue. Leur étude montre que Kinovea permet des mesures précises jusqu'à environ 5 m de distance et pour des angles de vue compris entre 90° et 45° , avec de meilleurs résultats lorsque la caméra est proche de la vue orthogonale. Ce travail est particulièrement utile sur le plan méthodologique, car il précise les conditions géométriques dans lesquelles une approche bidimensionnelle peut rester fiable. Un exemple de mesure angulaire réalisée à partir d'une analyse vidéo bidimensionnelle avec le logiciel Kinovea est présenté à la Figure 1.4.

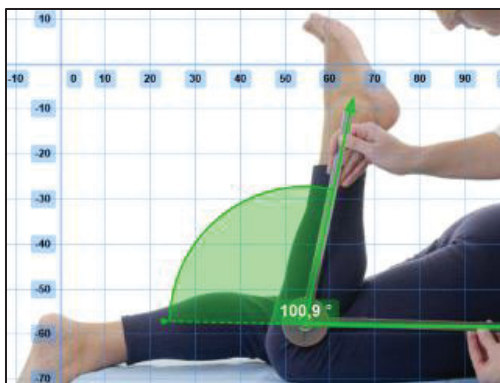


Figure 1.4 Illustration d'une mesure angulaire réalisée à partir d'une analyse vidéo avec le logiciel Kinovea

Tirée de la documentation Kinovea

Dans une étude clinique, Fernández-González et al. (2020) ont évalué la fiabilité inter- et intra-évaluateur de Kinovea ainsi que son accord avec un système tridimensionnel pour mesurer les angles de hanche, de genou et de cheville au contact initial de la marche chez 50 sujets sains. Les auteurs rapportent une bonne fiabilité intra-évaluateur ($ICC > 0,85$) et inter-évaluateur ($ICC > 0,90$), mais des écarts non négligeables avec le système Vicon, de l'ordre de $\pm 2,5^\circ$ à $\pm 5^\circ$ selon l'articulation et le type de comparaison. Ces résultats indiquent que la vidéo bidimensionnelle peut fournir des mesures utiles dans des tâches contrôlées, tout en nécessitant une interprétation prudente de l'accord avec une méthode de référence.

La littérature sportive rapporte des résultats allant dans le même sens dans des tâches plus dynamiques, mais standardisées. Balsalobre-Fernández, Tejero-González, del Campo-Vecino et Bavaresco (2014), chez 25 sujets ayant réalisé 125 sauts verticaux, montrent un accord inter-observateurs parfait pour le temps de vol et la hauteur de saut ($ICC = 1,00$) ainsi qu'un très fort accord avec une plateforme infrarouge ($ICC = 0,997$; $p < 0,0001$). De manière comparable, Pueo, Penichet-Tomás et Jiménez-Olmedo (2020), à partir de 336 essais réalisés par 112 adultes sains, rapportent une très forte concordance entre une méthode combinant téléphone intelligent et Kinovea et un système de capture du mouvement pour la hauteur de saut et la vitesse verticale au décollage ($ICC = 0,985$), ainsi qu'une concordance quasi parfaite pour l'impulsion ($ICC = 0,997$; α de Cronbach = 0,99). Dans l'ensemble, ces travaux suggèrent que

la vidéo bidimensionnelle constitue une option pertinente, valide et fiable pour l'estimation de variables globales dans des tâches rapides lorsque le geste étudié reste relativement simple sur le plan géométrique.

Ces résultats montrent que l'analyse vidéo bidimensionnelle peut documenter certaines variables globales lorsque le mouvement est principalement planaire et que les conditions de prise de vue sont maîtrisées. Dans les chutes en escalade de bloc, les rotations hors plan, les occultations et les déformations rapides du corps limitent toutefois la robustesse des mesures fines. Cette approche reste donc surtout utile pour l'annotation temporelle, l'estimation de variables globales dans un plan et la comparaison avec des méthodes plus riches en information cinématique.

1.3.3 Analyse vidéo 3D

Les approches de capture du mouvement sans marqueurs visent à reconstruire la cinématique humaine à partir de vidéos, sans recourir à des marqueurs réfléchissants placés sur le corps. En configuration multi-caméras, elles reposent généralement sur la détection de points clés bidimensionnels sur plusieurs vues synchronisées, leur triangulation en trois dimensions, puis, selon les chaînes de traitement, l'estimation d'angles articulaires à partir d'un modèle biomécanique. Pagnon et al. (2021) décrivent ainsi P2S comme une chaîne de traitement allant de la détection bidimensionnelle à la triangulation tridimensionnelle, puis à la cinématique inverse via OpenSim, ce qui en fait une approche particulièrement intéressante pour l'étude de mouvements complexes en conditions moins contrôlées qu'en laboratoire. La Figure 1.5 illustre un exemple de détection de points clés anatomiques utilisé comme étape initiale dans une chaîne de reconstruction cinématique sans marqueurs.



Figure 1.5 Estimation de la pose humaine à l'aide du modèle BODY_25 par défaut d'OpenPose

Tirée de Pagnon et al. (2021)

L'intérêt de ces méthodes en biomécanique du sport tient à leur faible intrusivité et à leur potentiel pour accéder à une cinématique globale sans instrumentation portée. Toutefois, leur validité dépend fortement des conditions d'acquisition : calibration, synchronisation, qualité d'image, placement des caméras, recouvrement des champs de vision et présence d'occultations. Pagnon, Domalain et Réveret (2022) ont évalué la précision de P2S pour la marche, la course et le cyclisme, en le comparant à une capture du mouvement à marqueurs. Les auteurs rapportent des erreurs angulaires moyennes de $3,0^\circ$ en marche, $4,1^\circ$ en course et $4,0^\circ$ en cyclisme. Ces résultats montrent un potentiel réel de l'approche, mais dans des tâches plus simples et plus contrôlées que des chutes en bloc.

Dans l'ensemble, la capture sans marqueurs à plusieurs caméras constitue une approche pertinente pour l'étude des chutes en escalade de bloc en conditions écologiques. Elle permet d'accéder à la trajectoire, à la posture et à certains indicateurs cinématiques globaux sans instrumentation portée. Elle reste toutefois sensible aux conditions d'acquisition et son utilisation en conditions de chute reste toutefois à évaluer, notamment en raison de sa sensibilité aux conditions d'acquisition. Les IMUs constituent alors un complément

méthodologique pertinent pour documenter l'impact local et comparer certaines grandeurs dynamiques.

Le Tableau 1.5 synthétise les principales méthodes discutées dans cette section.

Tableau 1.5 Synthèse des principales méthodes de mesure mobilisables pour l'étude des chutes et réceptions en escalade de bloc

Méthode	Sources principales	Grandeurs principalement accessibles	Intérêt pour l'étude des chutes en escalade de bloc	Principales limites
Accéléromètre	Tonoli et al. (2016) ; Breen et al. (2023)	Accélération linéaire, détection d'événements rapides	Repérage d'une chute, détection d'impacts, identification de pics dynamiques	Mesure locale seulement ; sensible au placement, aux vibrations et à l'effet de la gravité
Unité de mesure inertielle	Breen et al. (2023) ; Boulanger et al. (2015) ; Blay et al. (2025)	Accélération linéaire, vitesse angulaire, orientation segmentaire estimée	Description de la dynamique segmentaire et complément utile à la vidéo pour les impacts rapides	Ne décrit pas directement la posture globale ; dépend du positionnement, de la fixation et du traitement du signal
Semelles de pression	Park et al. (2017) ; Breen et al. (2023)	Répartition des charges sous le pied, appuis plantaires	Analyse des appuis et du contact plantaire à la réception	Limité au pied ; sensible à l'ajustement, à l'usure et aux artefacts de mouvement
Prises instrumentées / capteurs de force au mur	Fuss & Niegl (2010) ; Breen et al. (2023)	Forces d'interaction main-pied, variables force-temps	Quantification directe de la charge mécanique externe pendant certaines phases du mouvement	Infrastructure instrumentée nécessaire ; transférabilité limitée aux situations expérimentales
Plateforme de force sous surface amortissante	Buxton et al. (2024)	Réaction au sol, pic de force, impulsion, temps de contact	Analyse instrumentée de la réception sur matelas	Dépend fortement du montage expérimental ; instrumentation lourde ; peu documentée spécifiquement en bloc
Analyse vidéo bidimensionnelle	Puig-Diví et al. (2019) ; Fernández-González et al. (2020) ; Breen et al. (2023)	Distances et angles projetés, variables temporelles, annotation d'événements	Estimation simple de certaines variables globales et repérage des phases de chute	Sensible à la perspective, au hors-plan, à la calibration et à la qualité d'image
Système de capture du mouvement sans marqueurs	Pagnon et al. (2021, 2022), Breen et al. (2023)	Cinématique tridimensionnelle détaillée, angles articulaires	Analyse globale de la posture et de l'organisation segmentaire sans placer de marqueurs sur le grimpeur	Dépend de la visibilité des segments, des occlusions, de la calibration des caméras, de la qualité d'image et des algorithmes d'estimation de pose

Ces méthodes permettent de documenter certaines grandeurs observables des chutes et des réceptions, notamment les trajectoires, les vitesses, les accélérations, les appuis et les événements de contact. Toutefois, ces mesures ne prennent sens qu'à travers un cadre biomécanique permettant d'interpréter la dissipation d'énergie, la dynamique d'impact et l'effet de la posture au contact. La section suivante présente donc les principes biomécaniques nécessaires à l'interprétation des réceptions en escalade de bloc.

1.4 Biomécanique générale des réceptions et impacts

Pour interpréter les variables mesurées lors d'une réception, il faut les replacer dans un cadre biomécanique centré sur la dissipation d'énergie, la dynamique d'impact et la stratégie d'absorption par les membres inférieurs. Les blessures traumatiques en escalade de bloc étant fortement liées aux chutes et aux réceptions au sol, cette analyse est particulièrement pertinente. Les données spécifiques au bloc montrent que la chute n'est ni un événement simplement vertical ni un geste parfaitement reproductible : les scénarios réels comportent une variabilité, notamment en termes de rotation, de réception asymétrique ou de séquence de contacts (Beurienne et al., 2025a). Même à hauteur de chute comparable, la cinématique de réception et les conditions de contact peuvent être associées à des sollicitations mécaniques différentes.

1.4.1 Principes mécaniques des impacts : énergie et impulsion

La réception après une chute peut être décrite par un bilan énergétique simplifié : l'énergie potentielle gravitationnelle associée à la hauteur de chute ($m \cdot g \cdot h$) se transforme en énergie cinétique, puis doit être dissipée lors de la phase de décélération au contact. Dans cette perspective, la hauteur de chute détermine directement l'énergie à absorber lors de l'impact.

Dans le cadre des modèles classiques du mouvement, la phase d'impact est efficacement décrite par l'impulsion, c'est-à-dire l'intégrale de la force sur la durée de contact, qui gouverne la variation de quantité de mouvement. Dans son ouvrage de référence en biomécanique, Winter (2009) présente ce cadre comme fondamental pour l'analyse des relations entre force,

temps et mouvement. Cette approche rappelle que l'impact ne se résume pas à une valeur maximale unique : pour une même variation de quantité de mouvement, la manière dont la décélération se répartit dans le temps influence l'intensité des charges observées.

La Figure 1.6 illustre ce principe à travers un exemple de profil force-temps lors d'un atterrissage, en mettant en évidence à la fois les pics de force observés pendant la réception et la durée d'absorption de l'impact, visible à partir de l'évolution simultanée de la vitesse verticale.

Dans la littérature biomécanique des impacts, on ne se limite pas au "pic" : plusieurs indicateurs sont utilisés pour relier l'impact aux sollicitations internes, notamment :

- la durée de contact,
- la forme temporelle du signal de force, incluant la rapidité de montée vers le pic,
- la présence de composantes non-verticales, comme le cisaillement et la torsion, lorsqu'on n'est pas dans un impact purement axial.

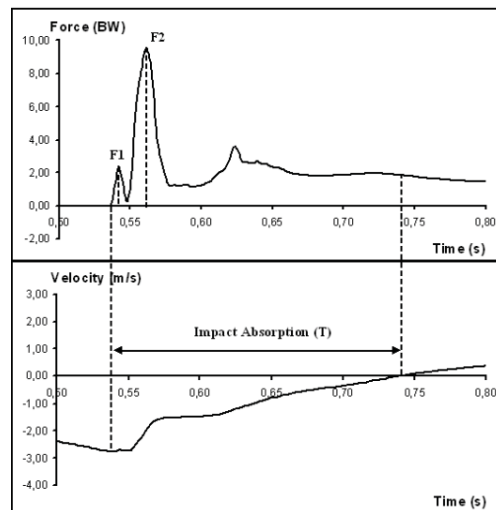


Figure 1.6 Exemple de profil force-temps lors d'un atterrissage, illustrant les pics d'impact (F1, F2) et la phase d'absorption de l'impact (T). La courbe inférieure représente l'évolution de la vitesse verticale au cours de la réception

Tirée d'Ortega, Rodríguez Bías et Berral de la Rosa (2010)

Dans l'étude d'Ortega et al. (2010), cette représentation est utilisée pour analyser la phase d'atterrissage d'un *countermovement jump*, c'est-à-dire d'un saut vertical avec contre-mouvement préalable, réalisé par 30 footballeurs semi-professionnels. La Figure 1.6 montre que l'impact ne se résume pas à un unique pic de force. Les auteurs décrivent deux pics successifs de force verticale, F1 et F2, ainsi qu'une phase d'absorption de durée T, ce qui permet de visualiser la structure temporelle de l'atterrissage. La durée de cette phase et la manière dont les forces sont réparties dans le temps constituent donc des éléments utiles pour interpréter la sévérité mécanique de l'impact et les sollicitations appliquées aux structures anatomiques.

Les travaux expérimentaux sur les tâches de réception vont dans le même sens. Heebner et al. (2017), dans une étude de laboratoire menée chez 65 membres des forces spéciales américaines, ont comparé cinq tâches de réception couramment utilisées pour l'évaluation biomécanique du genou : deux tâches de *drop landing*, correspondant à des descentes depuis une hauteur donnée avec réception sur un ou deux appuis, deux tâches de *stop jump*, correspondant à des sauts suivis d'une phase d'arrêt après réception, également sur un ou deux appuis, ainsi qu'un saut vers l'avant avec réception unipodale. Les auteurs montrent que ces tâches n'induisent pas les mêmes sollicitations biomécaniques : le *drop landing* unipodal génère les plus fortes forces de réaction verticale et postérieure, tandis que le *drop landing* bilatéral présente le moment de valgus du genou le plus élevé. Ces résultats montrent que les variables mesurées dépendent directement de la tâche de réception étudiée. Ainsi, une réception unipodale, bilatérale, avec arrêt ou avec déplacement vers l'avant ne renseigne pas exactement les mêmes contraintes mécaniques, ce qui limite la transposition directe des résultats de laboratoire aux réceptions réelles en escalade de bloc.

De façon plus spécifique, Teng et al. (2020), à partir de réceptions unipodales réalisées par 13 basketteurs récréatifs masculins depuis une hauteur de 30 cm, montrent que la position du pied au contact initial influence la flexion du genou ainsi que le pic de force de réaction verticale. Les réceptions à plat entraînent notamment des pics de force plus élevés que les réceptions sur l'avant-pied ou en position naturelle. Ces résultats soutiennent l'idée que, à énergie

comparable, la stratégie de réception modifie la manière dont l'impact est absorbé et réparti dans le temps.

Ces notions sont importantes pour l'escalade de bloc, car les réceptions réelles ne correspondent pas toujours à un atterrissage vertical bilatéral standard. Les scénarios de chute décrits par Beurienne et al. (2025a) montrent que les réceptions générant des blessures peuvent comporter des composantes rotationnelles, asymétriques ou des séquences de contact variables entre l'athlète et le matelas. Dans ce contexte, la hauteur de chute ne suffit pas à elle seule pour caractériser la dynamique d'impact, qui dépend aussi de la stratégie de réception et des conditions de contact.

Dans une perspective biomécanique, l'intensité de l'impact ne dépend donc pas uniquement de la hauteur de chute, mais aussi de la manière dont la décélération est répartie dans le temps. À énergie comparable, une durée de contact plus longue tend à réduire les pics de force ou d'accélération observés, alors qu'un contact bref concentre davantage les charges. Ces principes guident l'interprétation des réceptions, y compris lorsqu'on cherche à transposer des résultats de tâches standardisées vers des chutes plus complexes (Winter, 2009).

1.4.2 Influence de la posture et des charges combinées

Au moment du contact avec le matelas à la suite d'une chute, la posture initiale influence la manière dont l'énergie est absorbée par les articulations et les tissus. La posture de réception peut également moduler l'effet de la hauteur, car elle influence les charges combinées appliquées aux articulations (Li et al., 2022). Pour interpréter ces effets, il convient de rappeler les principaux mouvements de la cheville. Brockett et Chapman (2016) décrivent à ce titre la flexion plantaire, la dorsiflexion, l'inversion, l'éversion et la rotation axiale. La Figure 1.7 reprend ces différents mouvements.

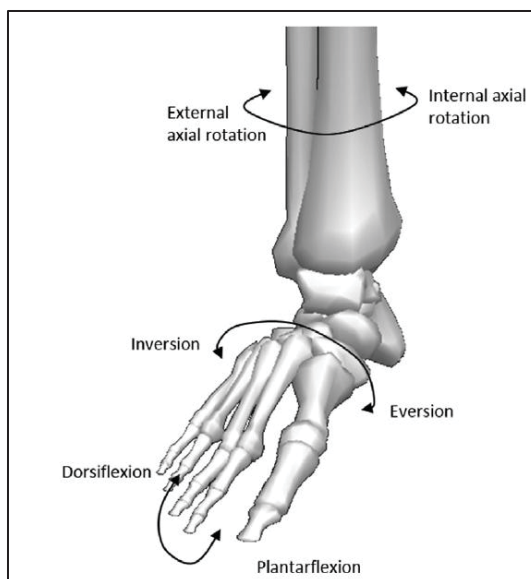


Figure 1.7 Schéma des différentes postures de la cheville

Tirée de Brockett et Chapman. (2016)

En complément des mouvements articulaires, il est utile de rappeler les principales structures ligamentaires de la cheville impliquées dans la stabilisation distale. Le complexe ligamentaire médial, aussi appelé ligament deltoïde, comprend notamment des ligaments superficiels et profonds, dont le ligament tibio-naviculaire, le ligament tibio-spring, le ligament tibio-calcaneén et le ligament tibio-talien postérieur profond. Le complexe ligamentaire latéral comprend principalement le ligament talo-fibulaire antérieur, le ligament calcanéofibulaire et le ligament talo-fibulaire postérieur. Ces structures contribuent au contrôle des mouvements de la cheville et peuvent être sollicitées différemment selon l'orientation du pied au contact, notamment en flexion plantaire, dorsiflexion, inversion ou éversion.

Les Figures 1.8 et 1.9 présentent une illustration anatomique des complexes ligamentaires médial et latéral de la cheville, afin de faciliter le repérage des principales structures décrites dans la suite du mémoire.

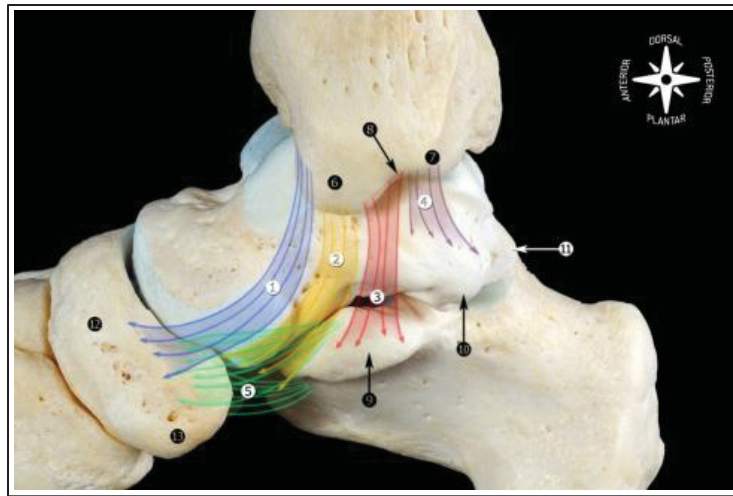


Figure 1.8 Illustration anatomique du complexe ligamentaire médial de la cheville utilisée pour le repérage des principales structures considérées dans l'analyse : 1 ligament tibio-naviculaire, 2 ligament tibio-spring, 3 ligament tibio-calcaneal et 4 ligament tibio-talien postérieur profond, à l'exclusion du complexe du ligament calcanéonaviculaire plantaire (5)

Tirée de Golanó et al. (2010)

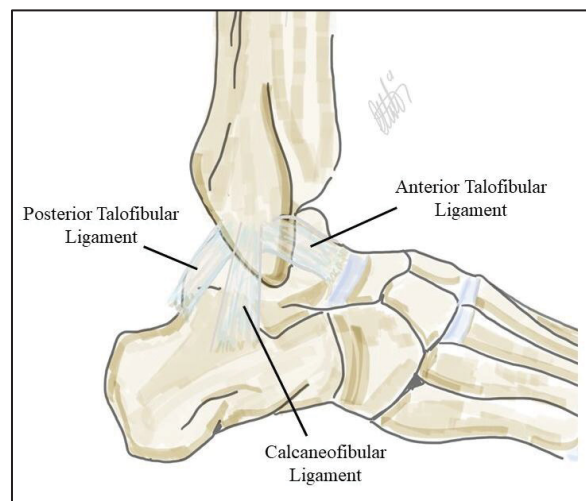


Figure 1.9 Principaux ligaments du complexe ligamentaire latéral de la cheville retenus pour l'analyse : ligament talo-fibulaire antérieur, ligament calcanéofibulaire et ligament talo-fibulaire postérieur

Tirée de Özdemir et Aynardi (2025)

Dans une étude de modélisation par EF fondée sur le modèle corps entier THUMS 4.0, Li et al. (2022) ont simulé des chutes de 5 m, 10 m et 20 m avec différentes postures de cheville, dont une posture naturelle, l'inversion, l'éversion, la flexion plantaire et la dorsiflexion. Les auteurs montrent que lorsque la cheville est proche d'une posture neutre, l'augmentation de la hauteur modifie relativement peu la déformation plastique effective du tibia et du talus, tandis qu'en éversion cette déformation augmente nettement avec la hauteur de chute. Ces résultats indiquent qu'à une énergie d'impact plus élevée, l'orientation articulaire peut conditionner la façon dont les contraintes se concentrent sur certaines structures. La Figure 1.10 présente la variation de la déformation plastique effective du tibia et du talus selon la hauteur de chute et la posture, telle que rapportée par Li et al. (2022).

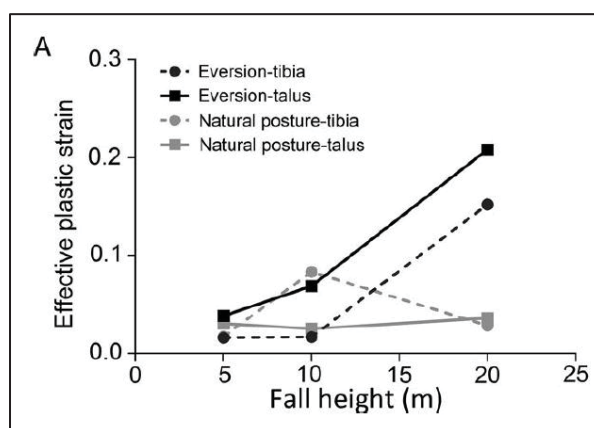


Figure 1.10 Variation de la déformation plastique effective du tibia et du talus selon la hauteur de chute et la posture

Tirée de Li et al. (2022)

Les simulations de Li et al. (2022) indiquent également que certaines configurations modifient la localisation des fractures simulées. Les postures en flexion plantaire combinées à une inversion ou une éversion sont associées à des fractures de la partie moyenne du tibia et du péroné, alors que les postures en dorsiflexion déplacent davantage les contraintes vers les régions articulaires distales du tibia et, selon les cas, du talus. Le Tableau 1.6 synthétise ces localisations. L'intérêt de ces résultats est de montrer que la posture de cheville ne modifie pas

seulement l'intensité de la charge ; elle en modifie aussi la distribution et donc le type de lésion susceptible d'être produit.

Tableau 1.6 Localisation des fractures simulées selon la posture de cheville

Tiré de Li et al. (2022)

Posture	Changement de posture	Site de fracture
Flexion plantaire et inversion (10°)	Glissement du pied vers l'extérieur, extorsion	Partie moyenne du tibia et du péroné
Flexion plantaire et éversion (10°)	Glissement du talon vers le bas, extorsion	Partie moyenne du tibia et du péroné
Dorsiflexion et inversion (10°)	Pas de glissement	Partie antérieure et latérale du tibia ; condyle latéral supérieur (talus possible)
Dorsiflexion et éversion (10°)	Glissement du talon vers l'intérieur, pronation	Partie distale latérale du tibia, condyle médial et condyle latéral

Des travaux expérimentaux vont dans le même sens. Bhaskaran et al. (2015) ont étudié des réceptions réalisées sur une surface combinant inversion et flexion plantaire, c'est-à-dire une configuration proche de celle classiquement associée aux entorses latérales de cheville. Chez 12 athlètes récréatifs réalisant des *drop landings* depuis 30 cm, les auteurs montrent que cette surface combinée induit des angles et des vitesses d'inversion plus élevés qu'une surface plane ou simplement inversée, ce qui suggère une condition de réception plus instable pour la cheville. Ces résultats montrent expérimentalement qu'une configuration combinant inversion et flexion plantaire modifie non seulement l'orientation articulaire, mais aussi la dynamique de réception.

De façon complémentaire, Teng et al. (2020), à partir de réceptions unipodales réalisées par 13 basketteurs récréatifs masculins depuis une hauteur de 30 cm, montrent que la position du pied au contact initial influence la flexion du genou ainsi que le pic de force de réaction verticale. Les réceptions à plat entraînent notamment des pics de force plus élevés que les réceptions sur l'avant-pied ou en position naturelle. Ces résultats indiquent que la posture du pied au contact peut déjà modifier à la fois la cinématique des segments proximaux et l'intensité de l'impact.

Enfin, Lin, Lin et Lee (2019), dans une étude comparant des athlètes avec instabilité chronique de cheville, des athlètes ayant des antécédents d'entorse de cheville, mais sans instabilité chronique persistante et des témoins sains lors d'un saut avant unipodal avec réception unipodale, montrent que les sujets avec instabilité chronique présentent notamment une plus grande flexion de hanche et une plus grande éversion de cheville au contact initial. Leur intérêt ici est de montrer que la posture de réception peut aussi refléter une stratégie d'adaptation ou de compensation, et qu'elle doit donc être interprétée comme une variable mécanique à part entière, et non comme un simple détail gestuel.

Dans le cas du bloc, cette question de posture ne peut toutefois pas être dissociée des conditions réelles de réception. Les chutes ne correspondent pas toujours à un atterrissage vertical bilatéral standard, mais peuvent comporter une composante horizontale, une rotation du corps, un appui asymétrique ou une séquence de contacts variable, comme le montrent les scénarios de chutes blessantes décrits par Beurienne et al. (2025a). La surface de contact constitue également une variable importante. Ainsi, la posture de réception influence non seulement la manière dont l'énergie est absorbée, mais aussi la combinaison de charges appliquées aux membres inférieurs et la localisation des contraintes. La hauteur de chute ne suffit pas à elle seule pour interpréter le risque traumatique. L'orientation de la cheville, le contrôle du genou et, plus largement, la stratégie de réception doivent être considérés conjointement avec les conditions réelles de réception, notamment la direction de la chute et l'asymétrie de l'appui. Ces éléments justifient également, dans une approche de modélisation, de s'intéresser aux réponses mécaniques locales du tibia et des complexes ligamentaires de la cheville.

1.5 Modélisation numérique des impacts des membres inférieurs

La modélisation numérique constitue un complément utile aux approches expérimentales pour l'étude des chutes et des réceptions en bloc. Elle permet non seulement d'explorer des mécanismes de blessure sans exposer de participants à des situations potentiellement dangereuses, mais aussi de tester un grand nombre de scénarios de posture, de vitesse d'impact ou de conditions de contact difficilement reproductibles expérimentalement. Elle offre

également un accès à des grandeurs mécaniques internes que les capteurs ne permettent pas de mesurer directement, comme certaines contraintes, déformations ou charges transmises aux structures des membres inférieurs. La présente section présente d'abord des travaux de modélisation appliqués aux impacts des membres inférieurs, puis se concentre sur le modèle THUMS et sur son intérêt pour l'étude des réceptions en bloc.

1.5.1 Modélisation des impacts et blessures des membres inférieurs

La modélisation numérique a été utilisée dans plusieurs études pour analyser la réponse mécanique des membres inférieurs lors d'impacts. Contrairement aux mesures expérimentales, qui donnent surtout accès à des grandeurs externes comme la force de réaction au sol, l'accélération ou la cinématique, les modèles permettent d'estimer des réponses internes telles que les contraintes, les déformations ou la distribution des charges dans les structures anatomiques.

À l'échelle du complexe pied-cheville, Wong, Niu, Wang et Zhang (2016) utilisent un modèle par éléments finis construit à partir d'images IRM pour étudier l'effet d'un impact vertical sur le risque de fracture du calcaneum et du talus. Leur modèle est soumis à différentes vitesses d'impact, de 2,0 à 7,0 m/s. Les résultats montrent que l'augmentation de la vitesse accroît les contraintes dans l'arrière-pied et modifie la répartition du risque de fracture entre le calcaneum et le talus.

Huang, Huang et Mo (2022) développent un modèle actif pied-cheville-jambe pour étudier la réponse des membres inférieurs sous différents environnements de chargement sous le pied. Les auteurs montrent que la posture initiale et la vitesse de chargement modifient la tolérance et les pics de force tibiale. Ces résultats sont pertinents pour l'étude des réceptions, car ils indiquent que la réponse mécanique ne dépend pas uniquement de l'intensité de l'impact, mais aussi de la position initiale du membre inférieur.

À l'échelle corps entier, Schinkel-Ivy, Altenhof et Andrews (2014) évaluent un modèle THUMS pour des impacts dynamiques de type course. Leur étude montre qu'un modèle corps entier peut reproduire, dans certaines limites, la propagation et l'atténuation d'une onde de choc dans le membre inférieur. Elle souligne aussi la sensibilité des résultats à la représentation de l'interface pied-sol. Cette observation est importante pour l'étude des réceptions en bloc, où le contact se fait avec une surface déformable.

Ces travaux montrent que la modélisation des membres inférieurs permet d'étudier l'effet de la posture, de la vitesse de chargement et des conditions de contact sur les réponses internes au pied, à la cheville et au tibia. Ils ne portent toutefois pas directement sur les chutes en escalade de bloc. La section suivante examine donc plus spécifiquement l'intérêt et les limites du modèle THUMS pour ce contexte.

1.5.2 Le modèle THUMS appliqué aux impacts des membres inférieurs

THUMS (Total Human Model for Safety) est un modèle développé initialement pour des problématiques de sécurité routière. La documentation officielle de Toyota le présente comme un modèle corps entier décrivant de manière détaillée de nombreux tissus et structures anatomiques, avec plusieurs gabarits standardisés permettant de représenter différentes morphologies (Toyota Motor Corporation, s. d.). L'évolution du modèle THUMS et de ses principales versions est présentée à la Figure 1.11. Pour une problématique centrée sur les membres inférieurs, l'intérêt d'un tel modèle est de pouvoir explorer la propagation des charges vers le pied, la cheville et la jambe en fonction de la posture initiale, de la morphologie et des conditions de contact.

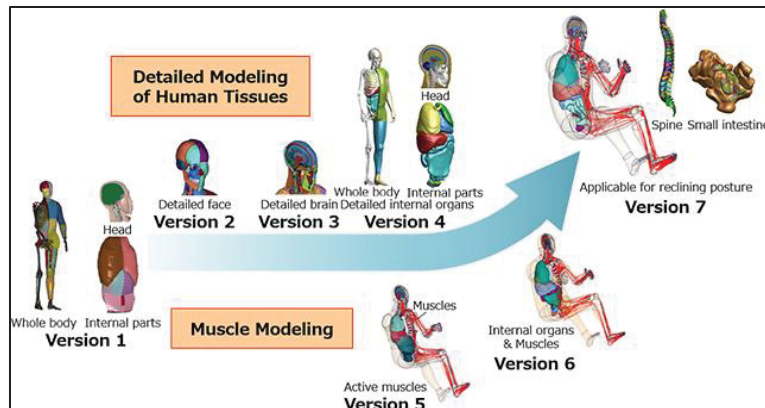


Figure 1.11 Évolution du modèle THUMS

Tirée de Toyota Motor Corporation (s.d.)

La validation du modèle THUMS est un élément à considérer pour interpréter son utilisation dans l'étude des impacts des membres inférieurs. La documentation du constructeur indique que le modèle a été comparé à des essais expérimentaux réalisés sur le corps entier et sur des régions anatomiques isolées, à partir de données issues de sujets humains post mortem ou de segments anatomiques humains (Toyota Motor Corporation, s. d.). Parmi les essais de validation de composants, certains concernent directement les membres inférieurs, notamment l'impact antérieur du genou, les impacts axiaux du pied, la flexion du fémur et la flexion dynamique du tibia.

Ces validations proviennent principalement de la biomécanique de l'impact et de la sécurité routière. Elles reposent sur des conditions expérimentales contrôlées, comme un chargement antérieur du genou dans une configuration d'impact frontal, un impact axial appliqué au complexe pied-cheville ou au membre inférieur, et des essais de flexion trois points sur les os longs. Les valeurs rapportées ci-dessous correspondent aux pics de force extraits des courbes de validation. Elles permettent donc d'évaluer l'ordre de grandeur des réponses simulées, mais ne renseignent pas à elles seules sur la forme complète des courbes, le temps d'atteinte du pic ou la phase de déchargement.

Pour le genou, la validation s'appuie sur les essais de Rupp et al. (2008), qui caractérisent la réponse du complexe genou-cuisse-hanche lors d'impacts frontaux. Dans cette configuration d'impact antérieur du genou, THUMS sous-estime le pic de force dans les trois conditions rapportées. Le modèle donne 0,722 kN contre 1,071 kN expérimentalement à 1,2 m/s, soit un écart de -32,5 %, 3,284 kN contre 3,959 kN à 3,5 m/s, soit -17,0 %, et 5,294 kN contre 5,958 kN à 4,9 m/s, soit -11,1 %. Ces résultats indiquent que l'ordre de grandeur est reproduit, mais que l'accord dépend de la vitesse d'impact.

Les validations liées au pied reposent sur deux configurations d'impact axial. La première, associée aux essais de Kitagawa, Ichikawa, Pal, King et Levine (1998), concerne un chargement axial dynamique du membre inférieur avec prise en compte d'une force appliquée au tendon d'Achille, afin de représenter l'effet d'une tension musculaire. Dans cette configuration, la force à l'impacteur est proche de la valeur expérimentale, avec 5,400 kN dans THUMS contre 5,306 kN expérimentalement, soit +1,8 %. En revanche, la force transmise au tibia est sous-estimée, avec 4,866 kN contre 7,437 kN, soit -34,6 %. La seconde configuration, associée aux essais de Yoganandan et al. (1996), porte sur l'impact axial du complexe pied-cheville. Dans ce cas, THUMS surestime les pics de force, avec 16,095 kN contre 14,120 kN pour la force à l'impacteur, soit +14,0 %, et 13,730 kN contre 11,424 kN pour la force tibiale, soit +20,2 %. Ces résultats montrent que la réponse au contact du pied peut être représentée avec un écart limité dans certains cas, mais que la transmission de la charge vers le tibia reste variable selon les conditions d'essai.

Les essais sur le fémur et le tibia complètent cette validation des membres inférieurs. La validation du fémur repose sur des essais de flexion trois points rapportés par Yamada (1970), utilisés comme référence expérimentale pour une sollicitation en flexion du fémur. La force maximale obtenue avec THUMS est de 3,362 kN, contre 2,716 kN expérimentalement, soit +23,8 %. Pour le tibia, la validation repose sur les essais de flexion dynamique trois points de Schreiber, Crandall, Hurwitz et Nusholtz (1998). Le modèle donne 5,607 kN contre 4,850 kN expérimentalement, soit +15,6 %. Ces écarts indiquent que le modèle permet de représenter

l'ordre de grandeur des réponses mécaniques osseuses, sans reproduire exactement les valeurs expérimentales.

Ces éléments appuient l'utilisation de THUMS pour étudier les sollicitations des membres inférieurs, mais ils doivent être interprétés avec prudence. Les essais de validation disponibles correspondent à des chargements contrôlés, généralement issus du contexte de la sécurité routière, et ne reproduisent pas directement une réception de chute en escalade de bloc sur matelas. Ils ne valident pas non plus spécifiquement la réponse ligamentaire de la cheville dans ce contexte. Dans ce mémoire, THUMS doit donc être considéré comme un outil exploratoire permettant d'estimer la propagation des charges et les sollicitations internes au niveau du pied, de la cheville et du tibia, plutôt que comme un modèle permettant de prédire directement une blessure de cheville.

Dans ses versions récentes, THUMS propose plusieurs gabarits standardisés, notamment AF05 (Adult Female, 5e percentile), AF50 (Adult Female, 50e percentile), AM50 (Adult Male, 50e percentile) et AM95 (Adult Male, 95e percentile), ce qui permet d'intégrer d'emblée des différences morphologiques sans recourir à une personnalisation complète du modèle. Les documents du constructeur insistent aussi sur l'augmentation du raffinement du maillage, ce qui améliore la description locale des réponses mécaniques mais augmente le coût de calcul (Toyota Motor Corporation & Toyota Central R&D Labs., Inc., 2024).

Dans le contexte des réceptions en bloc, la région pied-cheville-jambe doit être décrite explicitement, car elle constitue la première zone sollicitée au contact et conditionne la transmission du chargement vers les segments proximaux. Elle est également centrale du point de vue lésionnel puisque dans les blessures aiguës liées au bloc et aux chutes, les membres inférieurs sont les régions les plus fréquemment touchées (Müller et al., 2022 ; Beurienne et al., 2025a). Dans THUMS AM50 V7.1, cette région est représentée par un maillage par éléments finis intégrant les os du pied, notamment les phalanges, les métatarsiens, les os du tarse et le calcaneus, ainsi que le tibia, la fibula, les tissus mous et les structures de stabilisation articulaire. La modélisation ne se limite pas à une représentation simplifiée des articulations :

les mouvements relatifs entre segments dépendent aussi de l'interaction entre les structures osseuses, ligamentaires et tendineuses, ainsi qu'avec la capsule articulaire, avec des contacts définis entre les différentes parties anatomiques. Au niveau du pied et de la cheville, le modèle comprend notamment la capsule articulaire, le tendon d'Achille attaché au calcaneus, des ligaments de la cheville représentés par des éléments coques (shell elements), ainsi que des ligaments du pied représentés par des éléments unidimensionnels.

Les versions récentes de THUMS renforcent l'intérêt du modèle pour l'analyse des impacts des membres inférieurs. La version 7.1 intègre notamment la moelle osseuse à l'intérieur des os longs afin de mieux reproduire leur structure interne. Elle améliore aussi la biofidélité du complexe pied-cheville par l'ajout de ligaments auparavant absents, la révision de leur géométrie et de leurs points d'attache, ainsi que l'ajustement de leurs propriétés matérielles à partir de données expérimentales. Ces révisions concernent notamment des ligaments tibio-fibulaires, calcaneus-fibulaires, deltoïdes, plantaires longs et talo-calcaneus. Ce niveau de détail permet d'étudier la transmission du chargement depuis la surface plantaire, le calcaneus et les os du pied vers la cheville, le tibia, la fibula et le genou. Il est donc pertinent pour une étude exploratoire des réceptions en escalade de bloc, où les variables d'intérêt concernent précisément les contraintes dans le tibia et les déformations des complexes ligamentaires de la cheville. Son utilisation dans ce contexte doit toutefois rester prudente, car THUMS a été développé principalement pour la sécurité automobile. Les résultats demeurent ainsi dépendants de la mise en posture du modèle, de la définition du contact entre le pied et la surface de réception, et de la validation du modèle dans un contexte d'impact différent de celui pour lequel il a été conçu (Toyota Motor Corporation & Toyota Central R&D Labs., Inc., 2024).

L'intérêt de THUMS pour les membres inférieurs est appuyé par plusieurs travaux. Schinkel-Ivy et al. (2014) ont montré, dans un contexte d'impacts de type course, qu'un modèle corps entier pouvait être utilisé pour reproduire des réponses dynamiques des membres inférieurs, mais aussi que les résultats étaient sensibles au paramétrage de l'interface pied-sol. Cette

observation est particulièrement importante pour le bloc, où la surface de réception est déformable et très différente d'un sol rigide.

D'autres travaux se rapprochent davantage des problématiques lésionnelles du pied et de la cheville. Li et al. (2022) utilisent THUMS 4.0 pour simuler des blessures de cheville causées soit par des chutes de 5, 10 et 20 m avec différentes postures d'atterrissage, soit par des impacts dirigés selon plusieurs directions et vitesses sur différentes zones de la jambe. Les auteurs montrent que les chutes produisent des profils lésionnels spécifiques, en particulier une fracture en compression verticale du tibia distal, alors que des postures d'inversion, d'éversion, de flexion plantaire ou dorsale à grand angle et des impacts sur d'autres zones de la jambe produisent d'autres patrons lésionnels. Cette étude est particulièrement pertinente pour le bloc, car elle suggère que la posture initiale du pied et les conditions de contact peuvent modifier fortement la distribution des contraintes et donc le type de lésion potentielle. Elle soutient ainsi l'idée que la posture de réception ne doit pas être considérée comme un simple détail cinématique, mais comme un déterminant potentiel du chargement interne au niveau de la cheville.

Wang et al. (2024) utilisent un modèle THUMS modifié par ajout de paramètres de rupture pour le tibia, le calcanéum et le talus afin d'étudier la réponse des membres inférieurs sous chargement axial. Les auteurs valident d'abord leur modèle à partir d'un essai réalisé à 7,6 m/s sur une préparation cadavérique comprenant le pied, la cheville et la jambe. L'impact est appliqué à la plante du pied, tandis que la réponse est évaluée à partir de la force mesurée à l'extrémité proximale du tibia. La simulation reproduit un pic de force tibiale de 11 602 N contre 11 424 N expérimentalement, soit une erreur de 1,6 %, et la cartographie lésionnelle simulée est décrite comme proche des observations radiographiques. Dans une seconde étape, les auteurs étudient plusieurs chargements axiaux triangulaires et montrent que le mouvement des membres inférieurs comporte deux phases : une phase de mouvement axial puis une phase de rotation autour du genou. Ils observent qu'à forte variation de vitesse les fractures du tibia moyen surviennent après le pic de force tibiale et coïncident avec le pic de moment, ce qui soutient un mécanisme combinant compression et flexion. Ils montrent également que, selon

la largeur d'impulsion, la réponse tibiale change peu dans certains intervalles puis décroît lorsque la phase de rotation devient plus influente, et que certaines configurations s'accompagnent d'une fracture du calcanéum en plus de la fracture tibiale. Cette étude montre qu'un modèle THUMS peut non seulement reproduire une réponse expérimentale de référence, mais aussi explorer la manière dont les conditions de chargement influencent la propagation des charges et les schémas de fracture aux membres inférieurs.

La littérature montre donc que THUMS peut être utilisé pour étudier des impacts dynamiques des membres inférieurs, la propagation des charges et certains mécanismes lésionnels du pied, de la cheville ou du tibia. Schinkel-Ivy et al. (2014) soulignent toutefois la sensibilité des résultats au paramétrage de l'interface pied-sol, tandis que Wong et al. (2016) montrent, à l'échelle du complexe pied-cheville, que les conditions d'impact influencent directement la réponse mécanique simulée. Ces éléments sont pertinents pour le bloc, où la réception se fait sur une surface déformable et où la posture au contact peut varier.

Aucune étude recensée n'a toutefois simulé directement une chute en escalade de bloc sur matelas à l'aide d'un modèle corps entier par éléments finis. La littérature disponible suggère donc un intérêt méthodologique à combiner des données cinématiques issues de chutes réelles, permettant de décrire la posture et la vitesse au contact, avec une simulation numérique capable d'estimer des réponses mécaniques internes. Une telle combinaison pourrait aider à étudier les sollicitations du pied, de la cheville et de la jambe dans des scénarios de réception difficiles à reproduire expérimentalement.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS ET CADRE DE L'ÉTUDE

2.1 Problématique

La revue de littérature met en évidence un verrou méthodologique central : les blessures liées aux chutes en escalade de bloc sont principalement décrites à partir de données cliniques ou déclaratives, alors que les conditions mécaniques de la réception restent peu documentées en situation réelle. Les études disponibles décrivent certaines circonstances générales des chutes, mais elles ne permettent pas encore de relier directement les configurations de chute, la posture au contact, la dynamique de réception et les sollicitations mécaniques internes. Cette lacune tient notamment aux contraintes de mesure en salle, où les outils de référence sont difficiles à déployer, tandis que les approches vidéo sans marqueurs et les mesures inertielles présentent chacune des limites lors d'événements rapides, partiellement masqués et marqués par l'interaction avec un matelas. La problématique du mémoire porte donc sur le passage d'une observation terrain de la chute vers une description biomécanique exploitable de la réception, en combinant reconstruction cinématique sans marqueurs, mesures inertielles et simulation numérique exploratoire.

2.2 Objectifs

L'objectif général du mémoire est de développer une approche méthodologique permettant de caractériser la biomécanique des chutes en escalade de bloc en conditions réelles.

Cet objectif se décline en deux objectifs spécifiques :

1. Évaluer la capacité de Pose2Sim à estimer des variables cinématiques globales en conditions de terrain en comparaison avec des mesures vidéo 2D et des mesures inertielles.

2. Construire un scénario de simulation EF fondé sur des données expérimentales afin d'explorer les sollicitations mécaniques internes au niveau de la cheville.

2.3 Cadre et portée de l'étude

Ce mémoire porte sur l'analyse de chutes en escalade de bloc enregistrées en salle, dans des conditions d'entraînement réelles. Il s'intéresse en priorité à la caractérisation cinématique de la chute et de la réception, ainsi qu'à certaines grandeurs dynamiques accessibles au moment du contact à l'aide de capteurs inertiels.

Le travail s'inscrit d'abord dans une démarche méthodologique visant à évaluer l'usage d'une chaîne d'acquisition et de reconstruction cinématique 3D sans marqueurs fondée sur Pose2Sim pour l'étude de chutes en escalade de bloc. Il vise à préciser quelles informations peuvent être estimées dans ces conditions et dans quelle mesure elles restent interprétables au moment de la réception.

Le mémoire comprend également une composante de modélisation numérique par éléments finis fondée sur le modèle THUMS. Ce volet est limité à un cas exploratoire de réception sur matelas. Il vise à tester la faisabilité d'une transposition vers un modèle EF corps entier et à extraire des variables mécaniques internes, sans prétendre valider un critère lésionnel pour l'escalade de bloc.

L'étude est donc une contribution méthodologique reliant mesure terrain et simulation et non une validation clinique directe des mécanismes de blessure.

CHAPITRE 3

VALIDATION OF A MARKERLESS MULTI-CAMERA PIPELINE FOR BOULDERING FALL KINEMATICS

Nathan Carretier ¹, Erwan Beurienne ^{2,4}, Marie-Hélène Beauséjour ^{1,5}, Lucas Gros ¹, Claire Bruna-Rosso ², Marine Dorsemame ², Michel Behr ², Nicolas Bailly ² and Julien Clément ^{1,5,*}

¹ Département de génie des systèmes, École de technologie supérieure,
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C1K3

² Laboratoire de Biomécanique Appliquée, Aix-Marseille Université, Université Gustave Eiffel, 13015 Marseille, France

³ Tyyny, Context', 42500 Le Chambon Feugerolles, France

⁴ Research Center, CIUSSS Nord de l'île de Montréal, Montréal, QC H4J 1C5, Canada

⁵ Institut National du Sport du Québec, Montréal, QC H1V 3N7, Canada

* Correspondence : julien.clement@etsmtl.ca

Article publié dans *Sensors* vol. 26, janvier 2026,
<https://doi.org/10.3390/s26020662>

3.1 Avant-Propos

Le chapitre 3 présente l'article associé au volet expérimental de ce mémoire. J'ai contribué à la conceptualisation de l'étude, à la collecte et au traitement des données, à l'analyse des résultats ainsi qu'à la rédaction du manuscrit. Ce travail a été réalisé avec l'aide d'Erwan Beurienne, notamment pour la collecte des données et l'utilisation de Pose2Sim, ainsi qu'avec l'appui de Lucas Gros pour le traitement de certaines données. L'encadrement scientifique a été assuré par Marie-Hélène Beauséjour et Julien Clément, qui ont contribué à la supervision, à la validation méthodologique et à la révision du manuscrit.

3.2 Abstract

Indoor bouldering is a popular and rapidly growing sport in which climbers fall repeatedly from walls up to 4-5 m high, making lower-limb injuries common. It is therefore essential to

understand fall kinematics and impact conditions, yet fall kinematics remain poorly documented because laboratory motion capture is impractical in gyms. This study aimed to validate a markerless multi-camera pipeline (P2S) against a 2D video annotation tool (Kinovea) for displacement and velocity measurement, and against IMUs for peak acceleration. Ten teenage athletes (3 males, 7 females; 14-17 years) performed 40 falls recorded with five cameras (GoPro HERO12, USA, 2.7 K, 240 fps) and three IMUs (Blue Trident, Vicon, UK; ± 200 g, 1600 Hz). Cut-off frequencies were set using Yu's method (13 Hz for video, 39 Hz for IMUs). Pose2Sim's results closely matched those of Kinovea for fall height and peak velocity with non-significant differences but underestimated peak acceleration. At the forehead, no significant difference was found, likely due to smaller accelerations at the head. Markerless video analysis is appropriate for studying fall kinematics and typology in indoor bouldering. IMUs remain necessary to quantify impact intensity, and future work should explore the combination of both IMUs and video to overcome this limitation.

Keywords: bouldering; fall; inertial measurement unit; markerless; video analysis; Pose2Sim; kinematics; acceleration; injury prevention; sports biomechanics

3.3 Introduction

Indoor bouldering has become one of the fastest-growing climbing disciplines, practiced both recreationally and competitively worldwide (Müller, 2022). Falls from wall heights of up to 4-5 m are inherent to this activity and, despite the presence of crash pads, remain the leading cause of traumatic injuries (Müller, 2022; Auer, 2021). Recent evidence further indicates that the design of landing pads (made of foam layers, covers and trapped air) can substantially affect their protective capacity (Beurienne, 2025b; Schwanitz, 2024). Epidemiological studies report injury rates around 2.7 ± 4.5 per 1000 h of practice (Auer, 2021), with lower limbs injuries like ankle or knee sprains and fractures being the most frequent outcomes (Müller, 2022). Severe cases, such as complex knee ligament injuries, have also been reported in bouldering (Kawachi Cruz, 2025). As participation increases, the need for objective data on

fall mechanisms and impact characteristics is becoming increasingly important for prevention and for guiding safe training practices.

A recent study has proposed a taxonomy of bouldering falls, classifying them according to initial posture, body rotation during the fall, and landing position. This framework aimed to establish a link between fall kinematics and injury patterns, including injury type and location. While this study suggests that different fall mechanisms (such as vertical versus leaning initial postures) lead to distinct injury profiles, the findings remain largely qualitative and quantifying fall kinematics in gym settings remains challenging (Beurienne, 2025a).

Two-dimensional (2D) video analysis software Kinovea 2023.1.1 (kinovea.org) is a manual video annotation and motion analysis tool that enables frame-by-frame measurements of displacement and velocity and has shown acceptable validity for planar movements and simple sports tasks, such as gait analysis, jump performance, and basic repetitive movements in activities like walking or running (Puig-Diví, 2019; Fernández-González, 2020; Pueo, 2020). More recently, it was also applied to fall reconstruction scenarios, for example, in experimental e-scooter crashes, where it provided reliable estimates of head displacement and velocity (Bailly, 2024). These applications highlight its usefulness for global kinematic assessment, yet the software remains limited for high-frequency events such as impact accelerations (Puig-Diví, 2019; Pueo, 2020). Moreover, this 2D approach is unsuitable for capturing movements occurring out of the camera plane, which is particularly problematic during bouldering falls. Inertial Measurement Units (IMUs) are widely used in biomechanics to capture high-frequency accelerations (Bailly, 2024; Provot, 2017; Potter, 2019; Vicon/IMeasureU, 2025; Vicon, 2025). They are highly relevant for quantifying impact intensity but only provide local measurements at the sensor site, while also being subject to soft-tissue artifacts. In addition, because IMUs must be directly attached to the athlete, they may cause discomfort or interfere with movement, and their use is impractical in official competitions.

Recent advances in markerless motion capture, and particularly multi-camera pipelines such as Pose2Sim (P2S) (Pagnon, 2021; Pagnon, 2022), offer a promising compromise. These

methods use computer vision and deep learning to reconstruct three-dimensional (3D) kinematics from synchronized videos, making them useful for applications in sports science and injury biomechanics. Previous validations of P2S focused mainly on cyclic movements such as gait (spatiotemporal parameters and joint angles), cycling (segment kinematics), and simple repetitive tasks, all assessed under controlled laboratory conditions (Kanko, 2021a; Kanko, 2021b; Needham, 2022; Uhlrich, 2023). However, its accuracy under rapid and high-impact conditions such as bouldering falls remains largely unexplored. In these situations, 360° camera placement is impossible because the climbing wall blocks rear viewpoints. In particular, the ability of P2S to capture both global kinematics (fall height, velocity) and local impact dynamics (peak acceleration at the ankle, sacrum, and forehead) was not yet evaluated in a climbing context.

The purpose of this study was therefore to validate P2S for the analysis of bouldering falls in a real climbing gym environment. Specifically, we tested whether P2S provides displacement and velocity measures comparable to a 2D video analysis software reference (Kinovea) and whether its acceleration estimates are consistent with high-frequency IMU recordings. In addition, we assessed the morphological fidelity of P2S by comparing reconstructed segment lengths with direct anthropometric measurements. Unlike most prior P2S validations performed on cyclic tasks in controlled laboratory settings, the present work evaluates P2S in a real-condition indoor bouldering context characterized by high-impact, non-cyclic falls and rotations. Importantly, this context also imposes constrained camera viewpoints (no full 360° coverage due to the wall and gym layout), which differs from typical multi-camera laboratory configurations. This study therefore extends P2S validation to a practical field setting and explicitly delineates what video-based kinematics can reliably estimate (global fall kinematics) versus what remains limited for impact quantification (peak accelerations) without high-frequency IMUs.

3.4 Materials and Methods

3.4.1 Participants and Ethics

From a larger cohort of twenty-two athletes recorded, ten teenage athletes (3 males, 7 females; age 14-17 years) were selected for this specific analysis (detailed in Section 2.6). All participants had ≥ 3 years of bouldering experience and reported no recent lower-limb injury. Written informed consent was obtained from each athlete and, because all were minors, from their parents or legal guardians. The study was approved by the École de Technologie Supérieure (Montréal, QC, Canada) ethics committee (H20240603).

3.4.2 Anthropometric Data Collection

Anthropometric data were collected before the experimental setup to characterize the participants and to assess the morphological fidelity of P2S segment lengths. Stature, limb lengths (leg, tibia, trunk, arm, forearm, foot), wingspan, foot width, and segmental circumferences (thigh, calf, arm, forearm, trunk) were obtained with a flexible tape according to the International Standards for Anthropometric Assessment (Stewart, 2011). These measures were recorded once per athlete by the same investigator and later compared to segment lengths reconstructed by P2S.

3.4.3 Experimental Setup

The experiments took place in a commercial climbing gym with walls up to 4.5 m high and thick crash pads covering the floor. Five cameras (HERO12 Black, GoPro Inc., San Mateo, CA, USA) were installed around the wall to maximize visibility of the athletes and minimize occlusions. The cameras were labeled C1-C5 from right to left in the setup (Figure 3.1), and each camera was placed at the same location across all recording sessions to facilitate subsequent data processing. Videos were recorded at 240 fps with a maximum resolution of 2.7 K. For Kinovea, we used the frontal view (C4) because it provided the most orthogonal

perspective of the athlete during the T-pose and the fall, thereby minimizing perspective distortion when scaling and extracting planar kinematics, as shown in Figure 3.1.

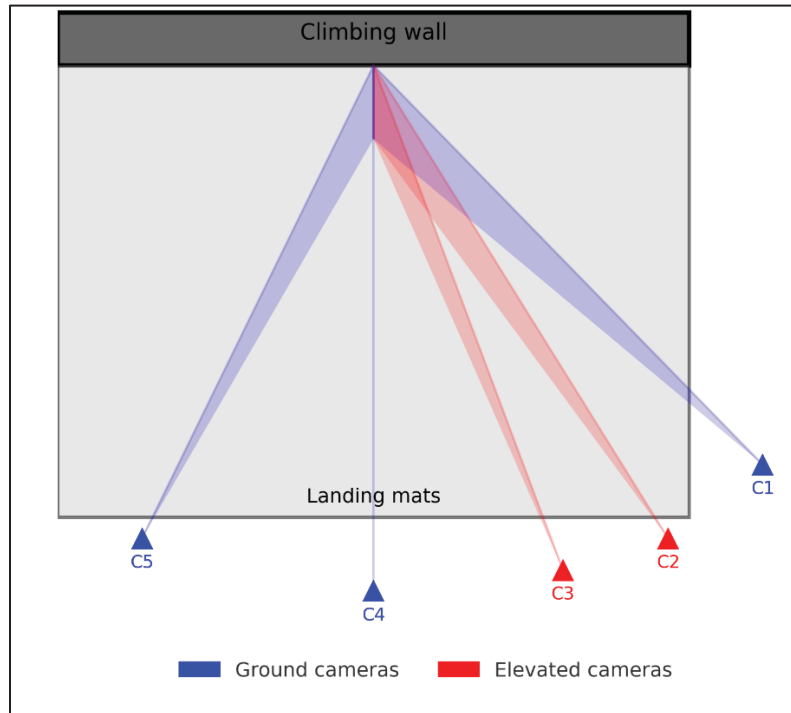


Figure 3.1 Camera setup and field-of-view coverage in the bouldering gym (blue = ground; red = elevated by 5m)

Three IMUs (Blue Trident, Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) (Vicon/IMeasureU, 2025; Vicon, 2025) were attached to the right ankle, sacrum, and forehead. Triaxial acceleration was sampled at 1600 Hz with a measurement range of ± 200 g. Sensors were fixed with elastic straps and hypoallergenic tape, with gel pads placed underneath to reduce discomfort and absorb potential shocks in case of direct contact. The placement of the IMUs on the participant is shown in Figure 3.2.

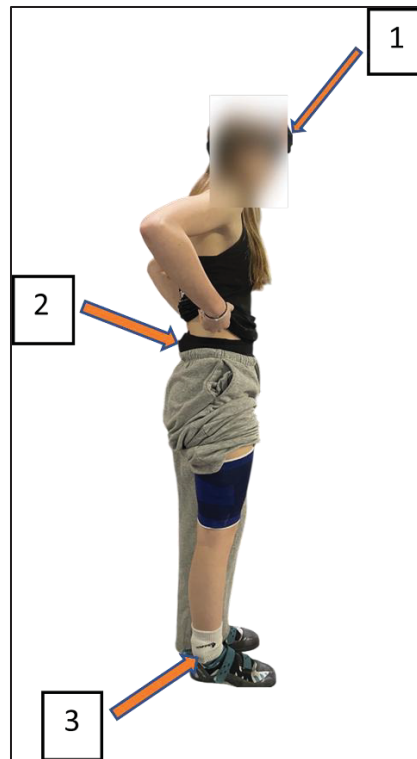


Figure 3.2 IMU position on the participant: forehead = 1, sacrum = 2, and ankle = 3

Analyses were conducted focusing on three anatomically relevant sites. The ankle was chosen because it is the most distal lower-limb segment and a common site of injury during bouldering falls (Müller, 2022). The sacrum was selected as a proxy for the trunk and center of mass, given its central location in the body and its role in energy transmission during impacts (Napier, 2020). Finally, the forehead was included to assess head exposure, as it represents a critical area in terms of injury risk during high-impact events. This methodological choice is consistent with the literature that employs inertial sensors to characterize head motion and associated risks (Severin, 2021).

These three locations correspond directly to identifiable P2S joint markers (ankle, sacrum/hip region, and head), allowing consistent comparison between video-based and sensor-based measurements.

Twenty-two athletes performed a total of over 200 falls. From this dataset, we retained a purposeful subset of 10 athletes and extracted 40 trials for analysis (12 natural falls and 28 controlled jumps). Trial selection aimed to (i) provide adequate statistical power for method-comparison analyses, (ii) balance fall scenarios (start height, presence/absence of rotation, and landing outcome), and (iii) ensure sufficient data quality for synchronized multi-camera reconstruction and IMU processing (e.g., minimal additional occlusions such as bystanders obstructing camera views, adequate visibility for 3D reconstruction, and complete IMU recordings) as detailed in Section 2.6. The different fall types were intentionally chosen to capture a range of kinematic behaviors, including varying fall heights (top, middle, bottom), the presence of body rotations during the fall (yes or no), and reception positions (standing on feet, on feet and roll, on feet and loss of balance). This approach aimed to provide a robust dataset for the analysis while accounting for the variability inherent in real-world climbing situations. The fall scenarios are illustrated in Figure 3.3, which presents a map linking the start height, the presence or absence of a rotation, and the position at reception. Across the 40 selected trials, start heights were distributed as Top ($n = 19$), Middle ($n = 15$), and Bottom ($n = 6$). Rotations were observed in 13 trials (Without rotation: $n = 27$). Reception positions were “Standing on feet” ($n = 15$), “On feet with loss of balance” ($n = 12$), and “On feet and roll” ($n = 13$), as summarized in Figure 3.3. Trials were embedded in the athletes’ regular training sessions, after a warm-up supervised by their coach. Each athlete climbed at their own rhythm, choosing routes freely as they were asked to climb as they usually do. Investigators did not intervene to preserve ecological validity. Between trials, recordings were paused to allow athletes to rest and prepare without time pressure.

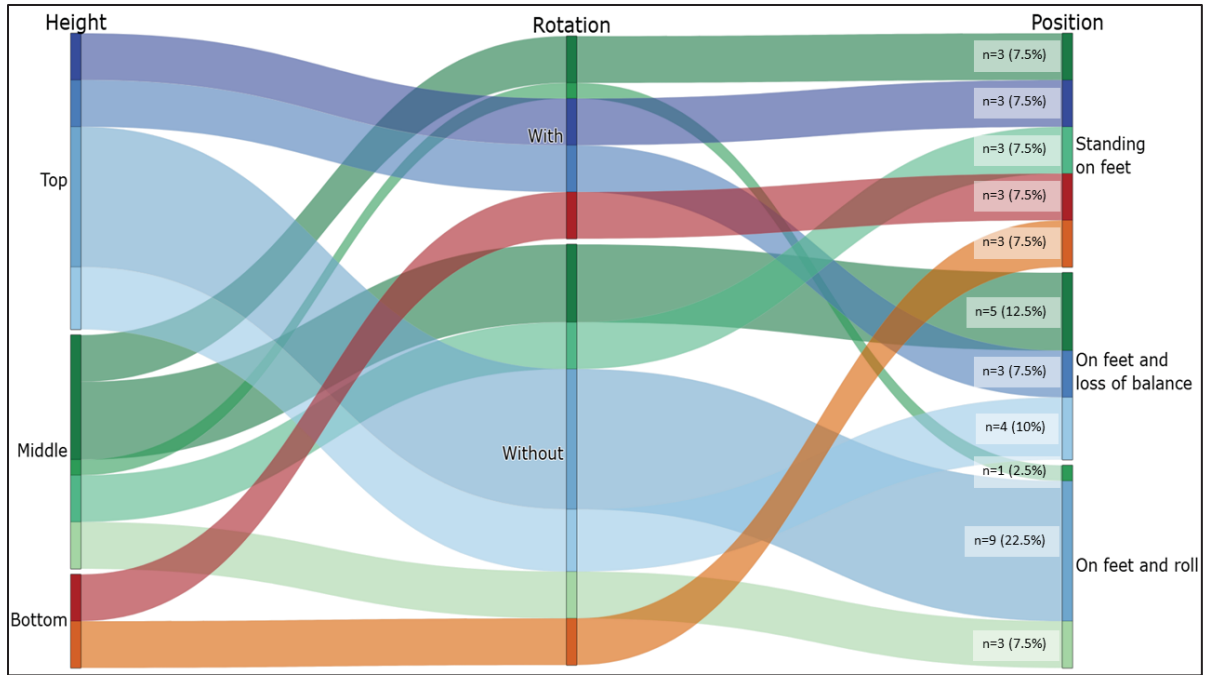


Figure 3.3 Kinematics of bouldering falls scenario map. Parallel-categories diagram linking start height (Top/Middle/Bottom) → body rotation (With/Without) → position at reception (Standing on feet; On feet with loss of balance; On feet and roll). Flow widths are proportional to counts ($n = 40$)

3.4.4 Calibration and Synchronization

Intrinsic camera parameters were calibrated using a checkerboard, while a 3D cube (1.0×1.5 m) was used to perform extrinsic calibration of the capture volume (Pagnon, 2025). IMUs were calibrated before each session with figure-eight motions and flat rotations, followed by a stabilization phase (Vicon, 2025).

Before each climb a standardized sequence was performed by the athlete: a vertical jump, a T-pose, and a single hand clap. Camera recordings were initiated using a wireless remote connected to all cameras, which can introduce small differences in recording start times across views. Therefore, synchronization between cameras was performed using the hand clap event. First, the exact frame of hand contact was identified in each camera view using Kinovea (frame-by-frame). The camera for which the clap occurred earliest was used as the reference

(and corresponded to the shortest recording, as all cameras captured the same scene with only a small trigger delay). For each other camera, the temporal offset relative to the reference was computed, and the beginning of the video was trimmed by the corresponding amount so that the clap was aligned across all five views. After trimming the beginning of each video based on the hand-clap contact frame identified in Kinovea, we verified that the residual inter-camera delay was ≤ 1 frame at 240 fps (≤ 4.17 ms) by comparing the first and last frames as well as the total number of frames of each trimmed video, confirming that all views covered the same time window.

Synchronization between video and IMU data was achieved using the vertical jump and T-pose of each athlete before the climb since these events were clearly identifiable in video recordings and produced distinct acceleration peaks and a stable, low-acceleration phase in IMU signals, ensuring precise temporal alignment.

For Kinovea calibration, each athlete performed a T-pose facing the frontal camera (C4 in Figure 3.1); anthropometric dimensions (e.g., stature, wingspan) were then used to scale the video plane.

3.4.5 Data Processing

3.4.5.1 Pose2Sim

Videos were processed with Pose2Sim v0.10.20 (Pagnon, 2021; Pagnon, 2022; Pagnon, 2025), which performs multi-camera markerless Three-dimensional reconstruction of joint trajectories. Pose estimation was performed with RTMLib using the Body_with_feet model in performance mode, and a single-person configuration (`multi_person = false`). Person association followed a single-person workflow (tracked keypoint: Neck) with an association reprojection-error threshold of 20 px and a keypoint confidence (likelihood) threshold of 0.3. 3D joint trajectories were reconstructed by triangulation using at least two cameras (minimum cameras for triangulation = 2), with a triangulation likelihood threshold of 0.3 and a triangulation reprojection-error threshold of 25 px. Pose2Sim does not include an explicit joint-

point optimization; joint trajectories result from multi-view triangulation under the above confidence and reprojection constraints. Missing data were linearly interpolated only for gaps shorter than 10 frames; larger gaps were left as missing values (filled with NaN). All parameters were defined in the project configuration file and applied consistently across all trials.

OpenSim inverse kinematics was not used as we stopped at the 3D reconstruction of the falls and did not import these trajectories into a musculoskeletal model (Delp, 2007; Seth, 2018). From the reconstructed trajectories, fall height (vertical displacement), peak vertical velocity (z-axis), and peak acceleration norm were computed at three anatomical sites: ankle, sacrum, and forehead. In addition, segment lengths were extracted to assess morphological fidelity.

3.4.5.2 Kinovea

Kinovea v0.9.5 (Puig-Diví, 2019; Fernández-González, 2020; Pueo, 2020) was used as a 2D reference for fall height and peak velocity. Tracking was semi-automatic; the operator manually selected the location corresponding to the sensor (e.g., ankle, sacrum, forehead) and Kinovea propagated the tracking across frames. The operator visually verified and corrected trajectories when occlusions or drifts occurred.

Displacement-time and velocity-time data, as well as estimated segment lengths, were exported as CSV files.

3.4.5.3 IMUs

IMU data were recorded at 1600 Hz and exported with Capture.U. Since IMUs measure accelerations in local axes that are not directly comparable to global kinematics from P2S and Kinovea, the resultant acceleration norm was computed. Peak acceleration was defined as the maximum value during the impact phase for each sensor location (ankle, sacrum, forehead). To investigate the specific contribution of sampling frequency to the observed discrepancies between video-based methods and IMUs, a resampling analysis was performed. Raw IMU data

(1600 Hz) were downsampled to match the video frame rate (240 Hz) (Aubol, 2023; Ziebart, 2017; Brønd, 2016) by generating a uniform time vector starting from the first IMU timestamp and linearly interpolating the raw accelerations to these new time points. This resampling analysis allowed for a direct comparison of temporal resolution effects, while maintaining identical sensor locations and measurement conditions.

3.4.5.4 Filtering

P2S and IMUs data were processed with a 4th-order zero-phase Butterworth filter. Cut-off frequencies were objectively selected with Yu's residual method (Yu, 1999; Winter, 2009), yielding 13 Hz for video trajectories and 39 Hz for IMUs sampled at 1600 Hz. These values balanced noise reduction with preservation of high-frequency impact dynamics, consistent with biomechanics recommendations (Crenna, 2021; Kristianslund, 2012). In this study, Kinovea was used with its default "Smooth" option, which applies a zero-phase, 2nd-order Butterworth low-pass filter to displacement trajectories. The software proposes an automatic cutoff frequency for each trajectory based on a residual-analysis criterion (Kinovea, 2025). Prior to resampling to 240 Hz, an explicit anti-aliasing low-pass filter was applied (4th-order zero-phase Butterworth, 110 Hz cutoff), selected conservatively below the Nyquist frequency of the target sampling rate (120 Hz). The anti-aliased signals were then resampled to 240 Hz. Yu's residual method was subsequently applied on the resampled signals to determine the biomechanically relevant low-pass cutoff for smoothing; this yielded ~13 Hz, which was then applied to the 240 Hz IMU signals (Yu, 1999; Winter, 2009).

3.4.5.5 Variables and Statistical Analysis

Normality of residuals was verified using the Shapiro-Wilk test before applying parametric tests. Sample size was determined using G*Power 3.1.9.7 software (Faul, 2007). For paired *t*-tests comparing P2S vs. Kinovea measurements, a power analysis was conducted. A medium effect size (Cohen's $d = 0.5$) was selected according to Cohen's conventional benchmarks (Cohen, 1988). The significance level was set at $\alpha = 0.05$, and a statistical power of 0.85 was chosen, which exceeds the commonly recommended minimum of 0.80 for balancing Type I

and Type II error risks (Lakens, 2013). This yielded a required sample size of 31 trials. To ensure adequate statistical power for the repeated-measures ANOVA (RM-ANOVA) comparing three methods (P2S, Kinovea, IMU-based), the sample size was increased to 40 sequences, providing enough valid trials for robust analysis. To assess the agreement between P2S and Kinovea, intraclass correlation coefficients (ICC (2,1)) and Bland-Altman analyses were computed for both displacement and velocity at the ankle, sacrum, and forehead (Clément, 2021).

The main outcome variables were:

- Segment lengths (cm): P2S vs. anthropometric measurements.
- Fall height (m): P2S vs. Kinovea.
- Peak velocity ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$): P2S vs. Kinovea.
- Peak acceleration ($\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$): P2S vs. IMUs (ankle, sacrum, forehead).
- Peak acceleration width (ms): P2S vs. IMUs (ankle, sacrum, forehead).

For video-based methods (P2S and Kinovea), velocity was obtained by differentiating position trajectories over time, and acceleration was then obtained by differentiating velocity over time (i.e., acceleration is the second derivative of position).

Segment lengths were computed as joint-to-joint distances and averaged across frames for each trial. The analysis was performed twice: (1) after removing extreme values ($>1000\%$ relative error) corresponding to a tenfold increase relative to the expected segment length and indicative of clear pose estimation failures due to incorrect joint identification rather than intrinsic segment length estimation errors and (2) including all data points to examine how fall condition (Standing, Loss of Balance, Roll) influences reconstruction variability. Both results are reported in a single table to distinguish typical performance from condition-dependent tracking errors.

Fall Height was defined as the vertical displacement between take-off and the lowest point of the fall.

Peak velocity was defined as the maximum vertical velocity recorded between take-off and impact for each anatomical site.

Peak acceleration was defined as the maximum acceleration reached between take-off and impact for each anatomical site.

Peak acceleration width was defined as the time interval during which acceleration remained above 90% of P2S acceleration peak. The same absolute threshold (90% of the P2S peak, in $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$) was then applied to the IMU norm.

This threshold was selected to quantify the duration of the main impact transient (near-peak region) while reducing sensitivity to lower-amplitude post-impact oscillations and baseline noise. Because the biomechanical and injury-related relevance of this metric in bouldering is not yet established, peak acceleration width is reported here as an exploratory descriptor of impact sharpness. A 90% threshold was suggested here as a pragmatic compromise: narrow enough to focus on the near-peak transient, yet wide enough to remain robust to sampling resolution and small peak-shape variations.

IMU peak acceleration was quantified using the resultant acceleration norm ($\|\mathbf{a}\|$). Directional components (e.g., vertical acceleration) were not retained because IMU signals are expressed in a local sensor frame that may rotate during the fall and landing. The norm therefore provides a robust, orientation-independent indicator of impact intensity, at the cost of losing directional information.

Analyses were conducted at the trial (fall) level. Although multiple falls were recorded per participant, mixed-effects or repeated-measures models were not applied due to the limited number of participants ($n = 10$), the unbalanced number of falls per participant (1-6), and the non-repetitive nature of fall events. The primary objective of the analyses was to compare measurement methods at the level of individual falls rather than to model participant-specific effects.

3.5 Results

3.5.1 Morphological Fidelity

Segment lengths reconstructed by P2S showed good overall morphological fidelity when all 40 falls were included with and without outliers (Table 3.1). Across the ten segments, mean relative errors ranged from -0.5% (right shank) to $+8.9\%$ (left upper arm), with standard deviations between $\sim 15\%$ and 38% . When examined separately by fall scenario (Standing, Loss of Balance, Roll), paired t -tests of segment-length relative errors did not reveal any systematic bias for any segment (all $p > 0.05$), both when including and excluding extreme values. Specifically, p -values ranged from 0.16 to 0.93 in Standing, 0.11-0.93 in Loss of Balance, and 0.08-0.84 in Roll. These results indicate that fall posture did not significantly affect mean reconstruction accuracy, while Roll trials primarily increased variability and the occurrence of extreme tracking failures (Table 3.1).

Table 3.1 Morphological fidelity (mean $\pm$ SD, in %) of P2S segment reconstructions relative to anthropometric measurements across Standing, Loss of Balance, and Roll conditions, with and without exclusion of extreme errors ($>1000\%$)

Segment (Side)	Standing (15)		Loss of Balance (12)		Roll (13)		Total (40)	
Outliers	With	Without	With	Without	With	Without	With	Without
Upper arm (R)	8.4 $\pm$ 61.4	-5.2 $\pm$ 12.9	2.9 $\pm$ 17.4	-0.7 $\pm$ 7.4	42.1 $\pm$ 86.3	18.5 $\pm$ 35.1	17.6 $\pm$ 62.8	4.0 $\pm$ 23.6
Upper arm (L)	21.1 $\pm$ 54.3	4.0 $\pm$ 19.2	4.8 $\pm$ 23.3	3.0 $\pm$ 17.2	536.9 $\pm$ 1804.7	20.0 $\pm$ 50.6	61.7 $\pm$ 266.5	8.9 $\pm$ 23.6
Forearm (R)	12.6 $\pm$ 52.8	-1.1 $\pm$ 13.3	-11.0 $\pm$ 6.2	-11.0 $\pm$ 6.2	27.1 $\pm$ 71.0	23.3 $\pm$ 61.6	9.7 $\pm$ 52.3	3.6 $\pm$ 38.0
Forearm (L)	20.1 $\pm$ 50.7	4.7 $\pm$ 20.4	10.6 $\pm$ 45.7	-1.3 $\pm$ 14.6	535.8 $\pm$ 1683.3	7.5 $\pm$ 29.8	71.5 $\pm$ 270.5	3.6 $\pm$ 22.1
Trunk (R)	1.8 $\pm$ 17.1	-1.0 $\pm$ 14.4	1.0 $\pm$ 12.3	1.0 $\pm$ 12.3	18.5 $\pm$ 58.4	7.0 $\pm$ 23.6	7.3 $\pm$ 35.6	2.3 $\pm$ 17.3
Trunk (L)	7.3 $\pm$ 28.8	-0.3 $\pm$ 10.5	-3.1 $\pm$ 6.5	-3.1 $\pm$ 6.5	14.3 $\pm$ 48.5	9.0 $\pm$ 44.9	6.2 $\pm$ 32.6	1.8 $\pm$ 26.4
Thigh (R)	7.9 $\pm$ 26.3	2.1 $\pm$ 11.9	-1.9 $\pm$ 8.4	-1.9 $\pm$ 8.4	34.9 $\pm$ 85.9	13.6 $\pm$ 37.7	13.5 $\pm$ 53.4	4.5 $\pm$ 23.4
Thigh (L)	9.8 $\pm$ 13.5	3.9 $\pm$ 13.3	4.3 $\pm$ 15.3	1.8 $\pm$ 8.4	48.2 $\pm$ 132.7	13.1 $\pm$ 32.2	20.5 $\pm$ 78.9	6.2 $\pm$ 20.6
Shank (R)	-0.5 $\pm$ 21.1	-2.5 $\pm$ 13.9	5.5 $\pm$ 30.5	-0.3 $\pm$ 10.6	35.9 $\pm$ 145.6	1.5 $\pm$ 25.7	13.0 $\pm$ 84.9	-0.5 $\pm$ 17.5
Shank (L)	5.4 $\pm$ 17.6	2.9 $\pm$ 14.7	5.4 $\pm$ 11.3	3.8 $\pm$ 10.5	47.0 $\pm$ 165.6	4.3 $\pm$ 19.6	18.9 $\pm$ 94.7	3.7 $\pm$ 15.0

However, when extreme deviations were retained, variability increased markedly, especially during Roll trials. Standing and Loss of Balance trials displayed comparatively fewer extreme estimates overall, although these deviations are still visible in Figure 3.4.

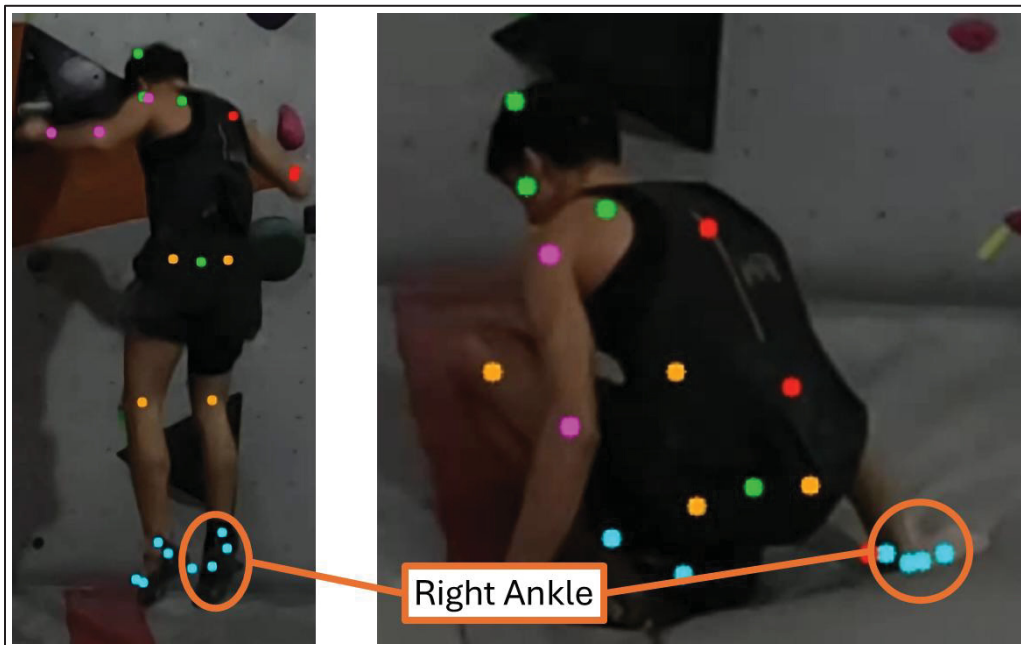


Figure 3.4 Pose estimation quality comparison during a bouldering fall sequence. (Left) Airborne phase showing clear joint visibility and accurate pose detection across all body segments. (Right) Impact phase where ankle penetration into the crash mat surface and impact-induced body deformation creates multiple tracking challenges. Colored dots represent detected key points from the pose estimation algorithm (ankle errors highlighted in orange)

3.5.2 Fall Height

Fall heights estimated from P2S were consistent with Kinovea across all sensor positions (ankle, sacrum, forehead) as shown in Figure 3.5.

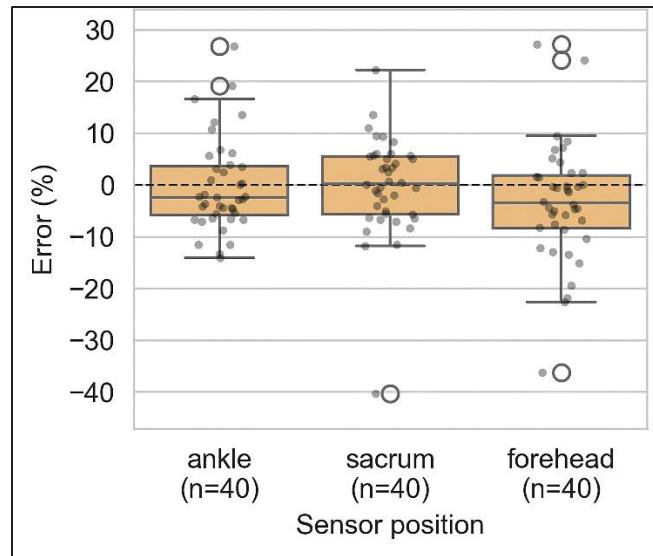


Figure 3.5 Relative error (%) of fall-height estimates by P2S vs. Kinovea at the ankle, sacrum, and forehead ($n = 40$). Boxes represent the interquartile range (IQR), the central line the median, whiskers the data range excluding outliers, individual dots correspond to single trials, open circles indicate outliers, and the dashed horizontal line represents zero error

At the ankle, P2S slightly underestimated fall height ($-0.3 \pm 8.9\%$, $p = 0.061$). At the sacrum, the bias was minimal ($-0.2 \pm 9.7\%$, $p = 0.555$). At the forehead, a small underestimation was observed ($-3.4 \pm 11.5\%$, $p = 0.095$). None reached statistical significance as detailed in Table A.I-1.

3.5.3 Peak Velocity

Peak velocities obtained with P2S also showed no significant differences compared to Kinovea for all sensor locations (Figure 3.6). Maximum velocities reached $7.8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Kinovea) and $6.9 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (P2S) at the ankle, $7.1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Kinovea) and $6.9 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (P2S) at the sacrum, and $7.4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Kinovea) and $6.9 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (P2S) at the forehead.

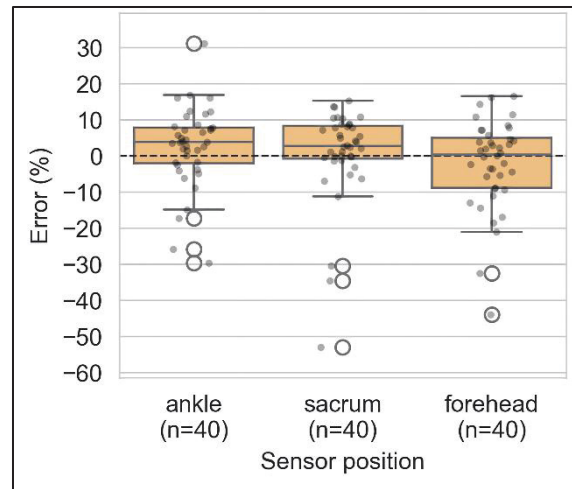


Figure 3.6 Relative error (%) of peak-velocity estimates by P2S vs. Kinovea at the ankle, sacrum, and forehead ($n = 40$). Boxes represent the interquartile range (IQR), the central line the median, whiskers the data range excluding outliers, individual dots correspond to single trials, open circles indicate outliers, and the dashed horizontal line represents zero error

Figure 3.6 and Table A.I-2 show that, at the ankle, P2S slightly overestimated velocity ($+2.5 \pm 11.2\%$, $p = 0.051$). At the sacrum, the mean bias was small and non-significant ($+0.6 \pm 13.2\%$, $p = 0.063$). At the forehead, P2S tended to underestimate velocity ($-2.3 \pm 12.5\%$, $p = 0.590$).

3.5.4 Agreement Between P2S and Kinovea

Intraclass correlation coefficients of Figure 3.7 confirmed an excellent agreement between P2S and Kinovea for both displacement and velocity across all segments ($\text{ICC} (2,1) = 0.958\text{-}0.989$) (Clément, 2021).

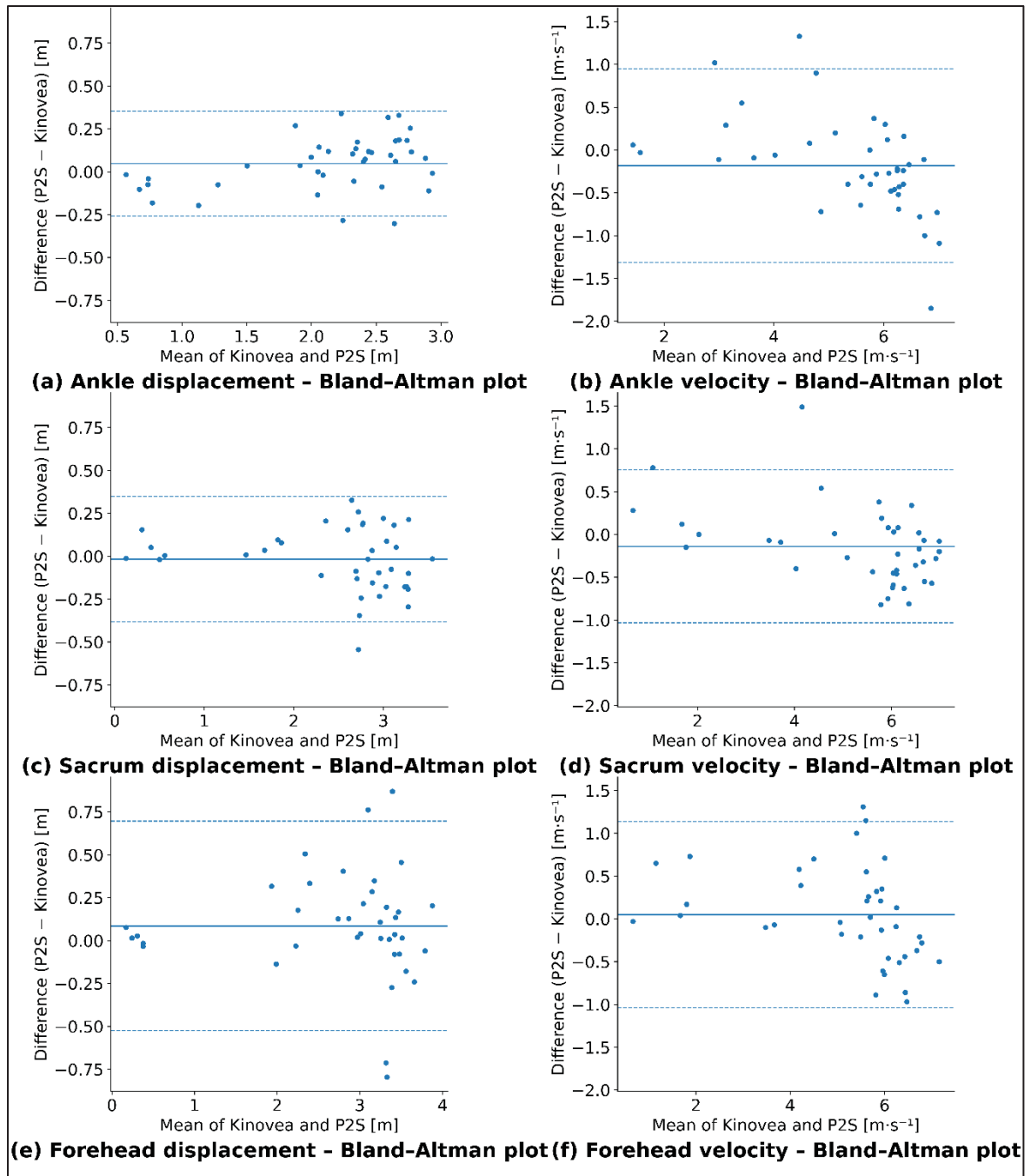


Figure 3.7 Bland-Altman plots comparing P2S and Kinovea for displacement and velocity across three body segments. Solid line: mean difference; dashed lines: 95% limits of agreement. (a) ankle displacement; (b) ankle velocity; (c) sacrum displacement; (d) sacrum velocity; (e) forehead displacement; (f) forehead velocity

Bland-Altman plots (Figure 3.7) showed small mean biases for displacement (+0.05 to +0.09 m and one slightly negative value of -0.02 m) and velocity (-0.18 to $+0.05$ $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$), with 95% limits of agreement ranging approximately from -0.53 to $+0.70$ m for displacement and -1.31 to $+1.13$ $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ for velocity. These results confirm the strong concordance between P2S and Kinovea (ICCs = 0.96-0.99). Full agreement metrics are provided in Table A.I-3.

3.5.5 Peak Acceleration

3.5.5.1 Peak Magnitude

In contrast with fall height and velocity, peak acceleration showed systematic underestimation by video-based methods compared with IMUs (Figure 3.8).

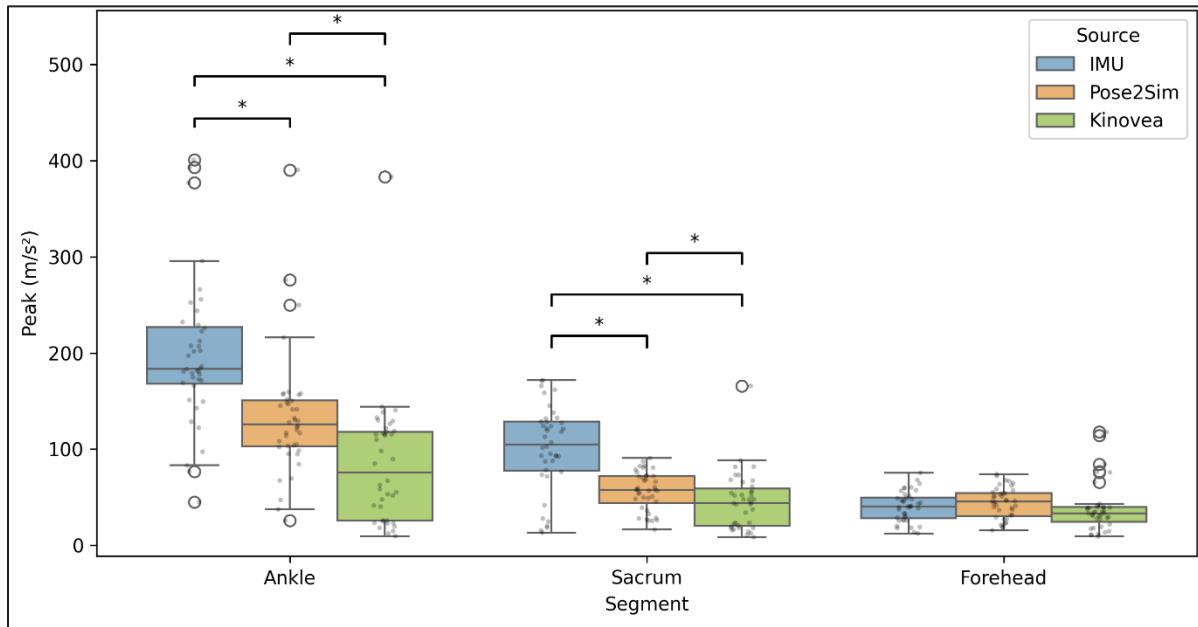


Figure 3.8 Peak acceleration measured by P2S, Kinovea, and IMUs at the ankle, sacrum, and forehead ($n = 39$ -40). Boxplots display the median (center line), interquartile range (box), and whiskers; filled dots represent individual trials and open circles indicate outliers. Brackets indicate pairwise comparisons. Asterisks denote statistical significance (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$). For sacrum and forehead, $n = 39$ because one trial showed no identifiable acceleration peak at those locations (landing impulse mainly concentrated at the ankle)

As shown in Figure 3.8, peak-acceleration distributions were wider at the ankle and sacrum than at the forehead, indicating greater trial-to-trial variability and higher impacts at lower-body sensors. This variability is expected because trials were purposely selected across multiple start heights and landing outcomes, leading to a broad range of impact intensities.

At the ankle and sacrum, IMU peak accelerations were significantly higher than both P2S and Kinovea (all $p < 0.05$). At the forehead, no significant differences were observed between methods (all $p > 0.05$). Effect sizes (Cohen's d_z) are reported alongside p -values in Table A.I-4.

3.5.5.2 Peak Width

To further verify the accuracy of P2S in estimating peak accelerations compared to IMUs, we examined the time duration around the fall peak values.

The resulting widths are summarized in Table 3.2. At the ankle, IMU peaks were markedly wider than P2S (38.0 ± 16.2 ms vs. 21.3 ± 6.7 ms, $p < 0.001$), and at the sacrum they were slightly but significantly wider (24.8 ± 6.2 ms vs. 21.8 ± 6.0 ms, $p = 0.0373$). At the forehead, peak widths were similar between IMU and P2S (17.3 ± 12.8 ms vs. 19.1 ± 5.1 ms, $p = 0.5528$), indicating no systematic difference for this segment.

Table 3.2 Paired t-tests comparing IMU vs. P2S peak acceleration width (ms) by segment: mean $\pm$ SD and post hoc paired t-test p -values

Segment	IMU (Mean $\pm$ SD)	P2S (Mean $\pm$ SD)	p (IMU vs. P2S)
Ankle	38.0 ± 16.2	21.3 ± 6.7	<0.001
Sacrum	24.8 ± 6.2	21.8 ± 6.0	0.0373
Forehead	17.3 ± 12.8	19.1 ± 5.1	0.5528

3.5.6 Impact of IMU Resampling

A direct comparison between the original IMU signal (1600 Hz) and the same data resampled to 240 Hz confirmed that limited temporal resolution substantially attenuates peak accelerations (Figure 3.9).

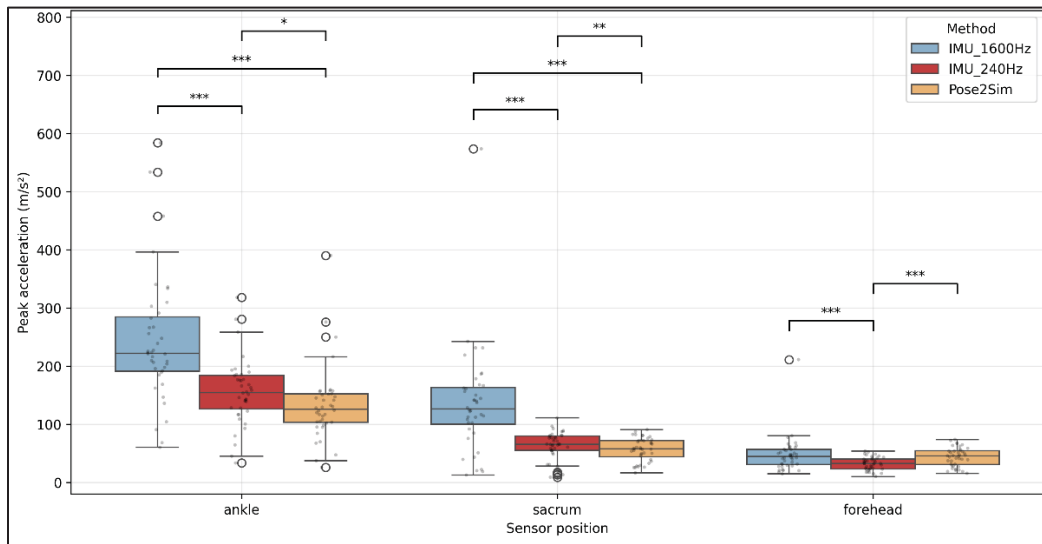


Figure 3.9 Peak acceleration comparison between IMU (1600 Hz and filtered) vs. IMU (240 Hz and filtered) vs. P2S (240 FPS and filtered) at the ankle, sacrum, and forehead. Boxplots display the median (center line), interquartile range (box), and whiskers; filled dots represent individual trials and open circles indicate outliers. Brackets indicate pairwise comparisons. Asterisks denote statistical significance (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$)

3.5.6.1 IMU 1600 Hz vs. IMU 240 Hz Comparison

Resampling IMUs from 1600 Hz to 240 Hz significantly reduced peak acceleration measurements across all sensor locations. This attenuation reflects the loss of high-frequency components in short-duration impact transients; consequently, the sharpest peaks (and, when present, multiple closely spaced sub-peaks) may be underestimated or merged after resampling. At the ankle, IMU 1600 Hz recorded peak acceleration of $198.1 \pm 75.7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$, while IMU 240 Hz measured $155.3 \pm 56.4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ (–21.6% reduction). Similar patterns were

observed at the sacrum (1600 Hz: $100.4 \pm 44.6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$, 240 Hz: $63.3 \pm 24 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$, -37% reduction) and forehead (1600 Hz: $40.3 \pm 15.6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$, 240 Hz: $32.2 \pm 11.2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$, -20.1% reduction). Importantly, this resampling analysis was used to quantify the technical effect of limited temporal resolution on peak estimation and to enable a fair comparison with video-based methods.

3.5.6.2 IMU 240 Hz vs. P2S Comparison

When comparing IMU data at 240 Hz with P2S measurements, the values showed closer agreement than with IMU 1600 Hz data (Table A.I-5). At the ankle, IMU 240 Hz measured $155.3 \pm 56.4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ compared to P2S values of $133.2 \pm 64.0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ (-14% difference, $p = 0.032$). At the sacrum, IMU 240 Hz recorded $63.3 \pm 24.0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ versus P2S values of $56.6 \pm 20.0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ (-11% difference, $p = 0.006$). At the forehead, P2S measured $43.8 \pm 16.1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ compared to IMU 240 Hz values of $32.2 \pm 11.2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ ($+36\%$ difference, $p < 0.001$).

3.6 Discussion

This study aimed to validate a markerless multi-camera system (P2S) for capturing bouldering fall kinematics in a real gym setting, addressing the need for practical field methods in climbing research. By bridging a gap highlighted by high injury rates in bouldering (Müller, 2022; Auer, 2021; Beurienne, 2025a; Schwanitz, 2024; Kawachi Cruz, 2025), our work builds on recent markerless motion capture advances to assess whether P2S can reliably quantify fall dynamics. The results indicate that P2S accurately reconstructed key measures of fall kinematics, with certain limitations. Segment lengths derived from P2S matched anthropometric measurements, demonstrating good morphological fidelity of the skeletal model. Likewise, fall heights and peak velocities from P2S closely agreed with values from a 2D video reference (Kinovea), showing no significant bias across measurement locations. These findings confirm the validity of P2S for estimating displacement and velocity in climbing falls, extending prior evidence of its accuracy in controlled movements (Pagnon, 2021; Pagnon, 2022; Kanko, 2021a; Needham, 2022; Uhlrich, 2023). Notably, however, P2S underestimated peak impact accelerations compared to high-frequency IMUs, with mean errors on the order of $\sim 40\%$ at the ankle and

sacrum. At the head, where actual accelerations were smaller, no significant difference was observed between video-based and IMU measurements. We also observed that complex falls involving a backward roll after the initial foot landing yielded larger errors, likely because rapid body rotations led to self-occlusions that challenged the pose estimation process (Scataglini, 2024). Together, these results suggest that P2S can capture global fall kinematics well, but it under-represents the intensity of impacts.

Our findings align with prior validations of P2S in cyclic movements such as gait, running, and cycling, where accurate displacement and velocity estimates have been reported under controlled laboratory conditions (Pagnon, 2021; Pagnon, 2022; Kanko, 2021a; Needham, 2022; Uhlich, 2023). Extending this validation to the context of bouldering falls demonstrates the robustness of P2S in a more challenging real-condition setting. The strong agreement between P2S and Kinovea for fall height and velocity is consistent with Kinovea's documented reliability for planar motion analysis in jumping and running tasks (Puig-Diví, 2019; Fernández-González, 2020; Pueo, 2020) and has even been applied to fall reconstruction scenarios such as experimental e-scooter crashes, where it successfully estimated head displacement and velocity (Bailly, 2024). This suggests that when movements occur largely in a single plane, both 2D and 3D video-based methods provide robust measures of displacement and speed. Beyond our specific setup, systematic reviews and meta-analyses indicate that modern markerless systems can reach accuracy levels comparable to reference systems in gait analysis and other biomechanical applications (Scataglini, 2024) and are increasingly considered for clinical use (Lam, 2023). However, Kinovea is restricted to planar motion and, by default, applies a 2nd-order Butterworth low-pass filter with an automatically determined cutoff (Kinovea, 2025), which can attenuate peak events (Winter, 2009). Indeed, in our dataset both P2S and Kinovea produced very similar results for fall height and peak velocity with lower acceleration values compared to IMUs, implying that the two video-based methods share common limitations in capturing abrupt dynamics. Prior work using markerless or video analysis in other high-impact scenarios has noted comparable trends: overall kinematics can be measured reliably, but peak forces or accelerations tend to be underestimated or missed

(Michaels, 2025). These parallels reinforce that our observations are not unique to climbing falls but reflect general limits of video-based motion analysis for fast events.

The systematic underestimation of impact acceleration by P2S can be explained by fundamental technical factors rather than flaws in the P2S algorithm itself. More broadly, this limitation reflects fundamental constraints of video-based kinematics (finite frame rate and noise amplification by numerical differentiation), not a P2S-specific issue. First, standard video frame rates (240 fps in our case) impose a temporal resolution far lower than that of IMUs (1600 Hz), making it inherently difficult to capture the short-lived spikes of acceleration at impact. Our resampling analysis confirmed that temporal resolution plays a major role: downsampling IMU data from 1600 Hz to 240 Hz reduced peak accelerations by ~20 to 37% (Aubol, 2023; Ziebart, 2017; Brønd, 2016). However, even after accounting for this sampling effect, systematic differences remained. Second, some degree of smoothing must be applied to video-derived trajectories to reduce noise, and this filtering intrinsically blunts the true peaks in the signal (Winter, 2009; Crenna, 2021; Kristianslund, 2012). Additionally, calculating acceleration from positional data requires numerical differentiation, which amplifies any small tracking errors and further diminishes the amplitude of detected peaks (Winter, 2009). In addition, inconsistencies in joint identification and pose reconstruction remain a known limitation of markerless pipelines, which can further affect the reliability of acceleration estimates (Bousigues, 2025). Consequently, IMUs remain the gold standard for high-frequency impact analysis (Provot, 2017; Potter, 2019; Vicon/IMeasureU, 2025; Vicon, 2025), and our findings confirm that even an advanced markerless pipeline cannot fully substitute for IMUs in quantifying impact intensity under the current experimental conditions.

Technical challenges inherent to bouldering falls further exacerbated these discrepancies. As illustrated in Table 3.1, falls with extensive body rotations (the “roll” falls) presented unique difficulties: the deformable mat surface often obscured ankle joints as feet sank into the material, while impact-induced body rotation caused limbs to cross in front of the torso. These self-occlusions and the compressed landing postures resulted in temporary loss of joint tracking or ambiguous anatomical landmarks, which propagated errors through the kinematic

chain. This highlights that highly dynamic movements present a continuing challenge for markerless systems. Recent work has also shown that the magnitude of markerless inconsistencies can be at least as large as soft-tissue artifacts affecting marker-based systems (Bousigues, 2025). Nonetheless, ongoing improvements in model fitting, multi-view geometry, and pose estimation algorithms are progressively addressing such cases (Pagnon, 2021; Pagnon, 2022; Needham, 2022; Uhlich, 2023).

Despite these limitations, the practical implications of this work are significant. Our validation demonstrates that markerless video analysis is a viable tool for characterizing global fall kinematics in climbing. P2S provided a detailed picture of each fall's trajectory, body configuration, and landing posture, enabling objective classification of fall types and identification of potentially risky techniques. Such information is directly relevant for injury prevention efforts in bouldering, where understanding how climbers fall is key to developing safer landing strategies (Beurienne, 2025a; Beurienne, 2025b; Schwanitz, 2024). Importantly, the markerless approach achieves this without the need for reflective markers or lab-based setups, making it well-suited for real-world gym environments. The full-body kinematics obtained can also be exported to musculoskeletal modeling frameworks for deeper analysis of joint loads and forces (Delp, 2007; Seth, 2018). On the other hand, our results underscore that high-sampling-rate IMUs are still indispensable for capturing the true magnitude of impact shocks. We recommend a complementary approach in practice: using markerless video to capture the overall movement patterns and fall typology, while employing IMUs at critical locations (e.g., ankles, hips) to measure peak impact accelerations (Provot, 2017; Potter, 2019; Vicon/IMeasureU, 2025; Vicon, 2025). This fusion of video and sensor data could provide the most comprehensive assessment of bouldering fall biomechanics.

Based on the present validation, P2S alone is appropriate when the research or applied question concerns global fall kinematics, such as fall height, peak velocity, trajectory, body orientation, and fall typology in real-condition gym settings. In contrast, when the objective is to quantify impact intensity (e.g., peak acceleration at the ankle or sacrum, short-duration impact transients), high-sampling-rate IMUs remain indispensable, as video-derived accelerations are

intrinsically limited by frame rate, smoothing, and numerical differentiation. In practice, we recommend a hybrid workflow: use markerless multi-camera reconstruction to characterize the whole-body fall kinematics and landing strategy, and deploy IMUs on critical sites (e.g., ankle and pelvis/sacrum) to capture the magnitude of impact peaks. When IMUs are not feasible, higher-frame-rate cameras and optimized filtering may reduce attenuation, but peak impact metrics should be interpreted conservatively.

Finally, some limitations of our study should be acknowledged. The 240-fps camera frame rate and required filtering undoubtedly led to attenuation of peak acceleration values. Improving the temporal resolution (for instance, with >500 fps cameras) would likely enhance the accuracy of video-based acceleration estimates in future studies. Our multi-camera setup consisting of five cameras positioned around the wall did not provide full 360° coverage of the athlete, leading to inevitable blind zones, especially during fast or rotated movements. Additionally, our participant group consisted of adolescent climbers; therefore, generalization to adult or elite climbers should be made with caution. The mean height and body mass of our participants (163.9 cm, 52.8 kg) were lower than normative values reported for a 50th percentile adult male (174.9 cm, 78.6 kg) (Gayzik, 2012), and such anthropometric differences are known to influence impact kinematics (e.g., peak magnitude and timing). Moreover, age and experience can influence landing strategies (e.g., anticipation of contact, limb stiffness modulation, and intentional rolling or energy dissipation). Together, these factors could affect both the distribution of fall typologies and absolute peak accelerations. Sex-stratified analyses were not included because the sample was small and unbalanced (7 females and 3 males, 25 female falls vs. 15 male falls). Moreover, sex is intertwined with anthropometrics (body mass/height), exposure (fall height; controlled vs. natural trials), and landing strategies (posture/anticipation), making it difficult to isolate a sex effect without overinterpretation; a dedicated study with larger, balanced groups will be required. Even though multiple falls were recorded per participant; analyses were conducted at the trial level. Mixed-effects or repeated-measures models were not applied due to the limited number of participants and the unbalanced number of falls per participant; as a result, treating falls as independent observations may not fully account for within-participant correlation. Furthermore, our dataset mixed natural falls

and controlled jumps; although these conditions may differ in anticipatory neuromuscular control, we did not stratify analyses by “natural” vs. “controlled”. Instead, trials were grouped by landing posture (Standing, Loss of balance, Roll), which more directly governs impact mechanics and markerless tracking difficulty (e.g., rapid rotations and self-occlusions). Future studies should explicitly compare anticipated vs. unanticipated falls. Despite these caveats, this study provides a validation of markerless motion capture for climbing falls. In summary, P2S can reliably measure how climbers fall (heights, velocities, body orientations), but not the full intensity of impact; for that, IMUs remain essential. By combining the strengths of both markerless video and wearable sensors, future work can build a more complete understanding of fall mechanics to inform evidence-based injury prevention strategies in climbing.

3.7 Conclusions

P2S, a markerless multi-camera pipeline, was tested for use in bouldering falls performed in an indoor climbing gym. The method reproduced segment lengths with acceptable fidelity and provided fall height and velocity estimates comparable to a 2D video reference. However, it underestimated peak acceleration compared to IMUs, particularly at the ankle and sacrum, while no significant differences were found at the forehead.

These results indicate that markerless video analysis can reliably capture global fall kinematics (height, velocity), whereas IMUs remain essential for quantifying impact intensity. Accordingly, P2S can be used as a standalone tool for fall kinematics and typology, whereas IMUs should be included whenever impact peak quantification is required. This limitation primarily reflects video acquisition constraints (frame rate, restricted camera viewpoints, occlusions), rather than the P2S pipeline itself. Combining both approaches may therefore provide the most comprehensive evaluation of bouldering fall biomechanics and inform future injury prevention strategies.

Future work should explore the use of higher-frame-rate cameras (>500 fps) to improve temporal resolution and capture peak dynamics more accurately. Markerless approaches were

also applied to estimate hip impacts in simulated falls among older adults, suggesting potential applications beyond sports (Michaels, 2025). Continuous advances in 3D human pose estimation algorithms are expected to further improve reconstruction accuracy (Desmarais, 2021), which is consistent with a systematic review showing rapid progress in markerless methodologies (Scataglini, 2024). Such approaches may also gain relevance in clinical and rehabilitation contexts, where markerless motion capture already shows promising applications (Lam, 2023). In addition, alternative strategies such as estimating ground reaction forces directly from 2D pose data could complement the combination of both IMUs and video in future studies (Ishida, 2024). Ultimately, these methodological advances could support the development of safer landing techniques, evidence-based injury prevention strategies in climbing gyms, and safer equipment (Beurienne, 2025a; Beurienne, 2025b; Schwanitz, 2024).

3.8 Conflicts of Interest

Author Erwan Beurienne was employed by the company Tyyny, Context'. The remaining authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

3.9 Acknowledgments:

We thank Horizon Roc, the Fédération Québécoise de la Montagne et de l'Escalade (FQME) and all participating climbers.

CHAPITRE 4

SIMULATION PAR ÉLÉMENTS FINIS D'UNE CHUTE SUR MATELAS EN ESCALADE DE BLOC

4.1 Introduction du chapitre

Les données expérimentales permettent de documenter les caractéristiques globales des réceptions en escalade de bloc à partir de mesures de terrain, en particulier au moyen de données vidéo et inertielles. Cette approche fournit des informations sur la posture au contact et la chronologie de l'impact, mais elle ne permet pas d'accéder directement aux sollicitations mécaniques internes, telles que les contraintes et les déformations dans les tissus. Dans cette perspective, le recours à la simulation par éléments finis constitue un prolongement de l'approche expérimentale, en ouvrant l'accès à des variables locales telles que la contrainte équivalente de von Mises, la déformation plastique effective et la déformation principale maximale.

L'objectif de ce chapitre est de simuler une chute sur matelas à partir d'un essai expérimental de référence, puis d'analyser les réponses mécaniques obtenues dans le modèle. L'analyse locale est limitée aux tibias droit et gauche ainsi qu'aux complexes ligamentaires médial et latéral de la cheville. Les complexes ligamentaires sont retenus en raison de la fréquence des atteintes de cheville dans les blessures aiguës liées aux chutes en bloc. Les tibias sont analysés en complément, non comme une région lésionnelle dominante en escalade de bloc, mais comme structures osseuses situées sur le trajet de transmission des charges entre le pied, la cheville et le genou. Les données expérimentales sont utilisées pour définir les conditions initiales de la simulation, notamment la posture du modèle et la vitesse verticale avant l'impact.

4.2 Méthodes

4.2.1 Scénario simulé et conditions initiales

À partir des chutes expérimentales présentées au chapitre 3, un essai a été sélectionné afin de définir les conditions initiales du scénario numérique. Cet essai de référence a été retenu car il correspond à une réception verticale, sans rotation marquée, et présente des angles articulaires proches des valeurs moyennes observées dans le sous-ensemble expérimental retenu pour cette analyse. Cette comparaison est détaillée au Tableau 4.1 pour la hanche, le genou et la cheville. L'essai provient également d'un participant masculin, ce qui est cohérent avec l'utilisation du modèle THUMS AM50. Il ne constitue pas une posture moyenne du corpus, mais un cas expérimental utilisé pour initialiser une simulation de réception sur matelas.

Le participant associé à l'essai expérimental de référence mesurait 174,7 cm pour une masse corporelle de 59,5 kg. Le modèle THUMS AM50 correspond à un homme adulte du 50e percentile, de 179 cm pour 78 kg (Toyota Motor Corporation, s. d.).

Les angles articulaires utilisés pour initialiser le modèle ont été définis à partir de l'image précédant le contact visible du pied avec le matelas comme observable dans la Figure 4.1. Cet instant a été identifié manuellement avec le logiciel Kinovea à partir des vidéos de l'essai expérimental de référence.

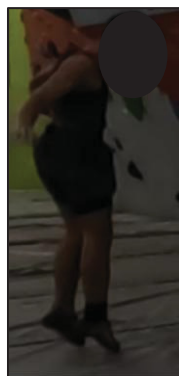


Figure 4.1 Image de l'instant de référence utilisée pour définir la posture initiale du modèle THUMS

Pour cet essai, les valeurs moyennes droite/gauche sont de $23,0^\circ$ à la hanche, $16,0^\circ$ au genou et $32,4^\circ$ de flexion plantaire à la cheville. Les valeurs droite/gauche sont respectivement de $22,1^\circ / 23,9^\circ$ pour la hanche, $16,8^\circ / 15,1^\circ$ pour le genou et $35,2^\circ / 29,5^\circ$ pour la cheville.

Afin de situer l'essai expérimental de référence par rapport aux données du chapitre 3, un sous-ensemble de 21 essais a été extrait parmi les 40 chutes analysées. Ce sous-ensemble regroupe des chutes droites, sans rotation marquée, se terminant par une réception spontanée sur les pieds. Les angles articulaires mesurés juste avant le contact visible avec le matelas ont été comparés à ceux de l'essai de référence afin de vérifier que la posture initiale retenue pour la simulation restait cohérente avec les essais expérimentaux comparables. Des repères issus de la littérature sur les réceptions sont également rapportés afin de situer l'ordre de grandeur des angles articulaires : Heebner et al. (2017) comparent cinq tâches de réception chez des adultes, Sinsurin et al. (2013) analyse l'effet de la direction de réception chez des athlètes de basketball et de volleyball, et Helm et al. (2019) étudient des *drop jumps* sur surfaces de raideur connue ou inconnue. Ces études ne portent pas sur l'escalade de bloc et ne constituent pas un critère de validation du modèle.

Les valeurs de l'essai expérimental de référence, les moyennes du sous-ensemble expérimental et les valeurs issues de la littérature sont présentées dans le Tableau 4.1.

Tableau 4.1 Comparaison des angles articulaires initiaux entre la chute de référence, les moyennes expérimentales et la littérature

Articulation	Référence	Moyenne expérimentale (21 essais)	Littérature	Interprétation
Hanche	$23,0^\circ$	$23,6^\circ \pm 7,4^\circ$	Heebner et al. (2017) : $21,55^\circ \pm 7,76^\circ$; Sinsurin, Vachalathiti, Jalayondeja et Limroongreungrat (2013) : $30,0^\circ \pm 5,2^\circ$; Helm, Ritzmann, Gollhofer et Freyler (2019) : $10 \text{ à } 13^\circ \pm 6 \text{ à } 8^\circ$	Valeur proche de la moyenne expérimentale et compatible avec les valeurs rapportées dans la littérature.
Genou	$16,0^\circ$	$16,1^\circ \pm 4,7^\circ$	Heebner et al. (2017) : $21,63^\circ \pm 7,94^\circ$; Sinsurin et al. (2013) : $15,5^\circ \pm 4,2^\circ$; Helm et al. (2019) : $15 \text{ à } 21^\circ \pm 4 \text{ à } 5^\circ$	Valeur proche de la moyenne expérimentale et compatible avec les valeurs rapportées dans la littérature.
Cheville (flexion plantaire)	$32,4^\circ$	$25,2^\circ \pm 9,6^\circ$	Heebner et al. (2017) : $21,25^\circ \pm 8,39^\circ$; Sinsurin et al. (2013) : $20,8^\circ \pm 5,4^\circ$; Helm et al. (2019) : $22 \text{ à } 27^\circ$	Valeur supérieure à la moyenne expérimentale, mais compatible avec une réception orientée vers un contact avant-pied.

Ainsi, l'essai de référence présente des angles proches des moyennes observées dans le sous-ensemble expérimental comparable et du même ordre de grandeur que les repères rapportés dans la littérature. Ces éléments soutiennent le choix de cet essai comme scénario exploratoire plausible pour la simulation, tout en tenant compte des différences de protocoles, de populations et de conventions de mesure entre les études.

En complément de la posture articulaire, le scénario numérique repose sur des conditions initiales simplifiées. Le modèle a été positionné pour obtenir une réception bilatérale sur le matelas. Aucune vitesse latérale ni vitesse angulaire initiale n'a été imposée au modèle.

La vitesse initiale verticale a été fixée à 7,3 m/s vers le bas. Cette valeur correspond à la vitesse verticale de la cheville au dernier instant précédant le contact visible avec le matelas (vitesse verticale maximale), obtenue par dérivation de la trajectoire verticale reconstruite avec Pose2Sim pour l'essai sélectionné. Elle a été appliquée à l'ensemble du modèle humain comme condition initiale globale, selon l'axe vertical dirigé vers le bas.

Ces choix méthodologiques définissent un scénario de réception sur matelas fondé sur un essai expérimental documenté, avec un nombre limité de paramètres cinématiques imposés au modèle. Ce scénario est ensuite utilisé pour analyser les réponses mécaniques globales et locales produites par la simulation.

4.2.2 Modèle numérique et environnement de simulation

La simulation repose sur le modèle humain THUMS AM50 V7.1, utilisé en configuration corps entier. Ce modèle correspond à un homme adulte du 50e percentile, de 179 cm pour 78 kg (Toyota Motor Corporation, s. d.). Dans ce travail, il est utilisé pour analyser la réponse mécanique globale et locale des membres inférieurs lors d'une réception sur matelas.

Une limite du modèle humain concerne l'absence d'activation musculaire pendant la réception. Le modèle THUMS est utilisé ici sans stratégie neuromusculaire explicite d'anticipation de

l'impact : aucune activation volontaire, réflexe ou préactivation propre à la réception n'a été imposée. Même sans activation imposée, les muscles ne sont pas équivalents à une absence de muscles dans le modèle. Leur présence peut contribuer à la géométrie, à la répartition de masse et au comportement mécanique passif des segments. En revanche, ils ne reproduisent pas l'ajustement actif de la raideur articulaire ni la modulation musculaire de l'absorption de l'impact observés lors d'une réception réelle. L'effet précis de cette contribution passive n'a pas été évalué dans le présent travail. Il pourrait être quantifié par une étude de sensibilité comparant la simulation actuelle à des variantes où les propriétés passives des tissus musculaires, ou l'activation des muscles 1D, seraient modifiées. Cette vérification dépasse toutefois le cadre de ce mémoire.

La surface de réception utilisée dans cette étude repose sur un modèle numérique de matelas de salle d'escalade de bloc développé au Laboratoire de Biomécanique Appliquée (LBA) à Marseille. Ce modèle a été construit à partir d'essais expérimentaux réalisés sur un matelas réel, afin de calibrer la réponse mécanique du modèle numérique par rapport au comportement mesuré expérimentalement. Il est intégré comme surface de réception déformable dans le scénario simulé. Les conditions de contact, les conditions limites et les chargements appliqués dans le modèle sont décrits dans la section 4.2.3.

L'environnement numérique global, comprenant le modèle humain THUMS AM50 V7.1 et le matelas de réception, est présenté à la Figure 4.2.

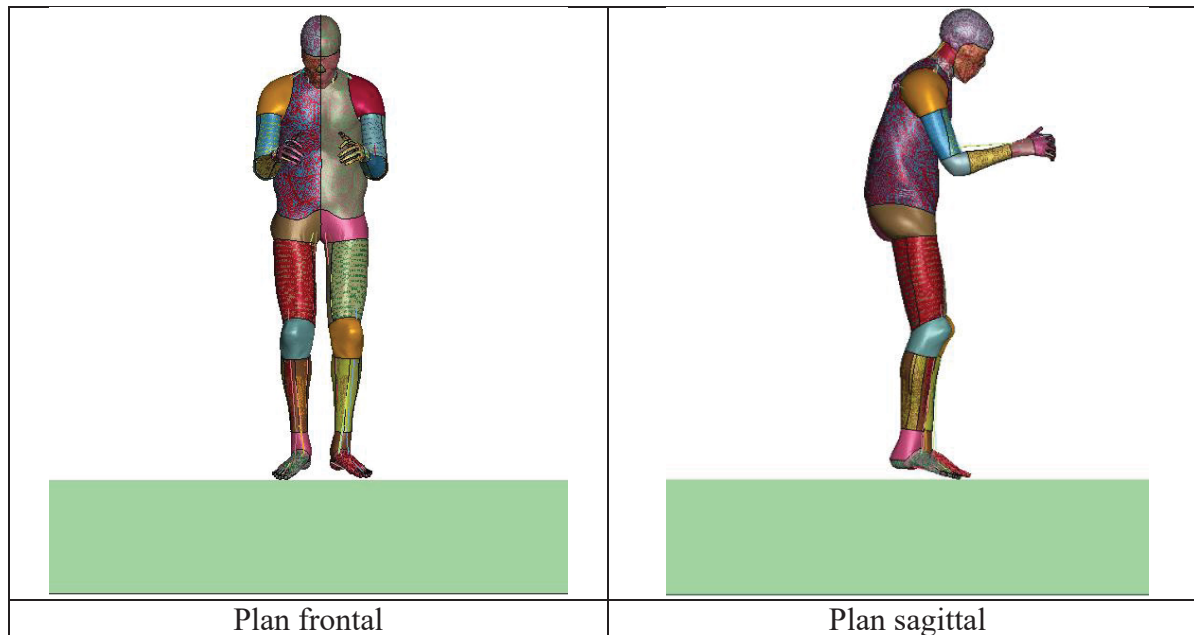


Figure 4.2 Environnement numérique retenu pour la simulation : modèle humain THUMS AM50 V7.1 et matelas de réception d'escalade de bloc

En raison d'engagements de confidentialité liés à un partenariat industriel en cours au sein du LBA, certains éléments relatifs au modèle de matelas ne peuvent pas être détaillés dans ce manuscrit. Cette restriction concerne sa structure interne, ses paramètres constitutifs précis et certaines étapes de son développement numérique. Le matelas est néanmoins utilisé comme surface de réception déformable dans le scénario simulé.

4.2.3 Mise en œuvre dans LS-DYNA et adaptation du modèle

La configuration décrite à la section 4.2.2 a été adaptée dans LS-DYNA afin de reproduire la posture initiale issue de l'essai expérimental de référence. Le repositionnement du modèle humain a été réalisé par étapes pour les articulations d'intérêt. Les parties fixes ont été bloquées, tandis que les segments déplacés ensemble ont été temporairement rigidifiés afin de conserver leur cohérence géométrique pendant l'ajustement. Cette procédure reprend la logique de contrôle géométrique décrite dans la documentation THUMS, où des contraintes et des corps rigidifiés sont utilisés pour isoler certains degrés de liberté articulaires, tout en étant adaptée ici à la mise en posture initiale du corps entier sans activation musculaire (Toyota

Motor Corporation & Toyota Central R&D Labs., Inc., 2024). Une fois la posture obtenue, les coordonnées des nœuds repositionnés ont été exportées puis réimportées dans le modèle THUMS d'origine.

La durée physique simulée a été fixée à 100 ms. Cette durée couvre le premier contact avec le matelas ainsi que la phase initiale de réponse mécanique du système. Elle est cohérente avec les mesures expérimentales réalisées par IMU dans le chapitre 3, pour lesquelles la durée moyenne du pic d'accélération est de 76,8 ms, avec une phase de montée moyenne de 35,1 ms et une phase de descente moyenne de 41,8 ms.

Les paramètres temporels généraux du modèle THUMS ont été conservés selon la configuration initiale fournie par Toyota (Toyota Motor Corporation, s. d.). Aucun ajustement spécifique n'a été apporté au pas de temps initial, au facteur de sécurité associé au calcul du pas de temps, ni à l'ajustement automatique de masse. Les valeurs utilisées correspondent donc aux valeurs définies dans le modèle THUMS d'origine.

La vitesse initiale verticale définie dans la section 4.2.1 a été appliquée à l'ensemble du modèle humain. Aucune vitesse latérale ni vitesse angulaire initiale n'a été imposée. Le sol a été défini comme une surface rigide bloquée. Le contact entre le sol et la face inférieure du matelas était déjà défini dans le modèle de matelas fourni par le LBA et a été conservé inchangé. Un contact a ensuite été ajouté entre le matelas et le modèle THUMS afin de permettre la transmission des efforts entre le modèle humain et la surface de réception. Pour cette interface THUMS-matelas, les coefficients de frottement statique et dynamique ont été fixés respectivement à 0,50 et 0,40. La valeur dynamique de 0,40 permet d'autoriser un glissement relatif limité pendant l'enfoncement dans le matelas, tandis que la valeur statique de 0,50 impose une résistance plus élevée à l'amorce du glissement. Ce choix permet d'éviter deux conditions limites peu réalistes pour ce scénario : un contact sans frottement, qui favoriserait un glissement tangentiel excessif, et un contact adhérent, qui bloquerait artificiellement les mouvements relatifs entre le modèle humain et le matelas.

La configuration finale intègre une rigidification des organes internes, des bras, du thorax, de la tête et du cou tandis que le reste du corps reste déformable. Les principales variantes du modèle utilisées au cours du développement sont présentées en annexe, au Tableau-A II-1.

Certains éléments discrets de type « Deflection » présents dans le modèle THUMS ont été supprimés. Ces éléments sont associés au suivi de déformations locales, notamment au niveau de la cage thoracique, qui ne constituait pas une région d'analyse dans ce travail. Leur suppression a été retenue afin d'éviter les erreurs numériques observées dans la configuration simulée, sans modifier directement les structures anatomiques étudiées. Les méthodes testées pour l'adaptation du modèle, ainsi que leurs limites principales, sont synthétisées en annexe au Tableau-A II-2.

Les simulations ont été exécutées sur une station de travail équipée de deux processeurs Intel Xeon Silver 4214R à 2,40 GHz, soit 24 cœurs physiques et 48 processeurs logiques, avec 64 Go de mémoire vive. Une carte graphique NVIDIA RTX A2000 12 Go était également présente sur la machine, bien que le calcul utilisé repose principalement sur les ressources CPU.

Dans la configuration finale, la simulation s'exécute en 79 894 s, soit 22 h 11 min 34 s, pour 250 251 cycles sur 32 processeurs MPP.

4.2.4 Variables de sortie et post-traitement

L'enregistrement des sorties du calcul a été défini avec deux pas de sauvegarde. Les fichiers de visualisation binaire ont été enregistrés toutes les 0,001 s, afin de suivre la chronologie du contact et l'évolution des réponses locales pendant la phase d'impact. Des sorties globales ont également été enregistrées toutes les 10 ms afin de suivre l'évolution générale du calcul, notamment les efforts, certaines grandeurs nodales et les bilans globaux de la simulation.

Les sorties retenues pour l'analyse portent sur la réponse globale à l'impact, la cinématique locale et les contraintes et déformations calculées dans les structures anatomiques d'intérêt. L'analyse locale a été centrée sur les tibias droit et gauche, en considérant les composantes osseuses corticales et trabéculaires du modèle, ainsi que sur les complexes ligamentaires médial et latéral de la cheville. Pour les tibias, les deux composantes ont été incluses dans l'extraction, mais les valeurs maximales de contrainte équivalente de von Mises et de déformation plastique effective ont été observées dans l'os cortical. L'identification des complexes ligamentaires s'appuie sur les repères anatomiques présentés dans la section 1.3.2. Les variables retenues pour l'analyse sont présentées dans le Tableau 4.2.

Tableau 4.2 Variables de sortie retenues

Famille de variables	Variables retenues pour l'analyse	Rôle dans l'analyse
Réponse globale	Force verticale de contact	Décrire la chronologie et l'intensité globale de l'impact
Cinématique locale	Accélérations résultantes au niveau de la cheville	Suivre la réponse dynamique précoce des membres inférieurs
Réponse mécanique locale des structures ligamentaires	Déformation principale maximale moyenne aux points d'intégration et déformation plastique effective maximale des complexes ligamentaires médial et latéral de la cheville	Décrire l'étirement local des structures ligamentaires et repérer les zones où la réponse calculée dépasse le domaine élastique réversible défini par la loi matériau du modèle
Réponse mécanique locale des structures osseuses	Contrainte équivalente de von Mises et déformation plastique effective du tibia droit et gauche	Identifier les zones et les instants de sollicitation osseuse locale

Ces variables ont ensuite été extraites aux instants retenus pour l'analyse temporelle du contact et pour l'identification des valeurs maximales. Les cartographies de contraintes et de déformations ont été utilisées pour localiser les zones sollicitées dans les tibias et dans les complexes ligamentaires de la cheville, tandis que les courbes temporelles ont servi à replacer ces valeurs dans la chronologie de l'impact.

4.3 Résultats

4.3.1 Vérification du calcul et réponse globale à l'impact

Le calcul atteint la durée physique prescrite de 100 ms sans arrêt critique du solveur. Cette durée correspond à la fenêtre temporelle retenue pour analyser le contact initial, la montée de la force verticale et les premières réponses mécaniques du modèle.

Une vérification énergétique globale a été réalisée. L'évolution du rapport énergétique global au cours de la simulation est présentée à la Figure 4.3. Cet indicateur reste proche de 1 sur l'ensemble de la fenêtre simulée et atteint 1,011 à 0,100 s, soit un écart final d'1,1 % par rapport à la valeur de référence.

En complément, les composantes énergétiques du calcul ont été examinées. Dans le système d'unités du modèle, les énergies sont exprimées en N·mm. À 0,100 s, l'énergie hourglass globale atteint $1,2 \times 10^5$ N·mm, soit 120 J, tandis que l'énergie interne globale atteint $9,7 \times 10^5$ N·mm, soit 970 J. Le rapport entre ces deux grandeurs est donc de 12 %. Ce rapport permet d'évaluer la part relative de l'énergie numérique associée au contrôle hourglass par rapport à l'énergie de déformation du modèle. L'énergie hourglass correspond à une énergie numérique liée au contrôle de modes de déformation non physiques pouvant apparaître dans certains éléments du modèle. Elle sert donc à vérifier la qualité numérique du calcul, mais ne représente pas une énergie biomécanique. L'énergie d'interface glissante atteint $8,6 \times 10^4$ N·mm, soit 86 J, en fin de simulation. Elle correspond à l'énergie associée au traitement numérique des contacts entre les surfaces du modèle. Ces grandeurs sont utilisées comme indicateurs de contrôle numérique du calcul et ne sont pas interprétées comme des résultats biomécaniques principaux.

L'énergie cinétique globale diminue au cours de la simulation, mais reste présente à 0,100 s. Elle passe de $2,0 \times 10^6$ N·mm en début de simulation à $1,3 \times 10^6$ N·mm à 0,100 s, soit de 2000 J à 1300 J. Cette évolution indique qu'une partie du mouvement du modèle persiste à la fin de la fenêtre simulée. Ce résultat est cohérent avec le choix d'une fenêtre de 100 ms, qui visait à

analyser les premières réponses à l'impact après le pic d'accélération maximal de la cheville, et non l'ensemble de la phase de stabilisation sur le matelas.

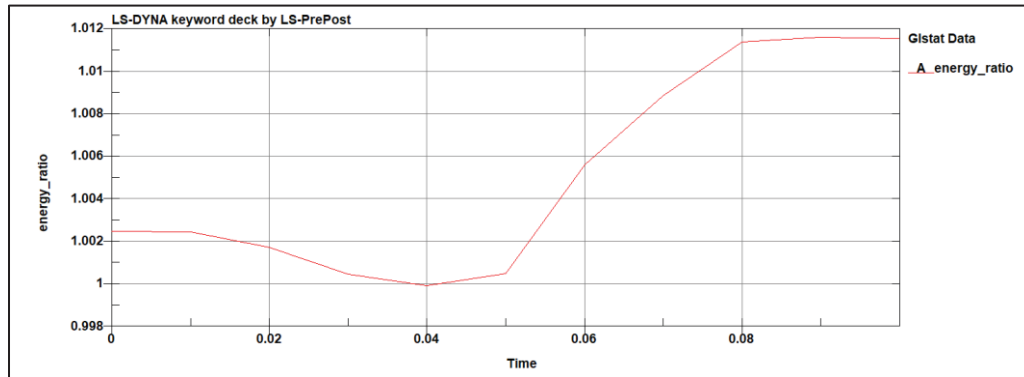


Figure 4.3 Évolution du rapport énergétique global (-) au cours de la simulation (s)

Le premier contact entre le modèle humain et le matelas est observé à 0,002 s. La force verticale de contact augmente ensuite jusqu'à une valeur maximale de $4,39 \times 10^3$ N, atteinte à 0,040 s. L'évolution temporelle de la force verticale de contact est présentée à la Figure 4.4.

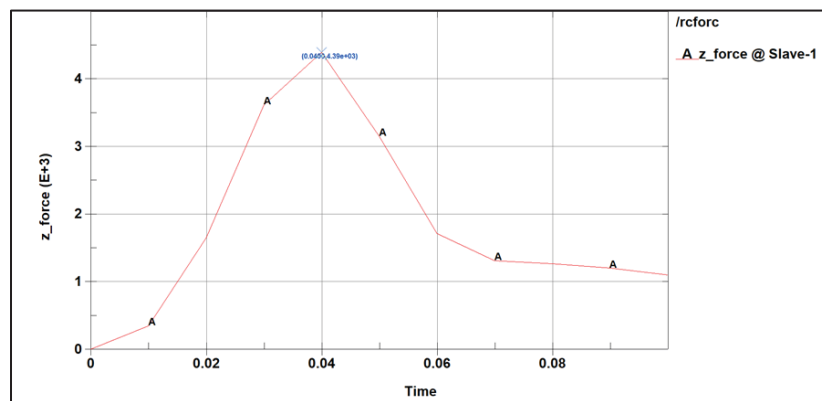


Figure 4.4 Évolution temporelle de la force verticale (N) de contact au cours de la simulation (s)

Les accélérations résultantes simulées ont été extraites au niveau de la cheville droite, de la cuisse droite et du sacrum droit. Elles atteignent respectivement $301,0 \text{ m/s}^2$ à 0,030 s, $141,0 \text{ m/s}^2$ à 0,040 s et $130,0 \text{ m/s}^2$ à 0,070 s. La Figure 4.5 présente les courbes d'accélération.

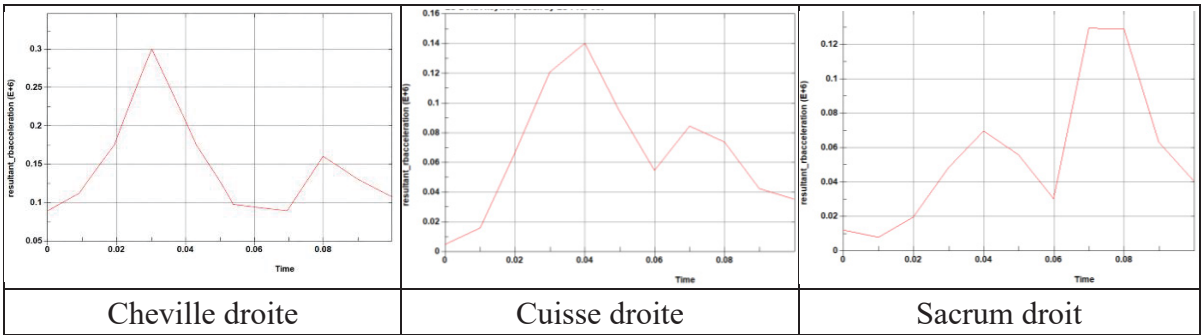


Figure 4.5 Courbes des accélérations (mm/s²) simulées au cours de la simulation (s)

Ces valeurs ont été comparées aux pics d’accélération mesurés par IMU lors de l’essai expérimental de référence. Les valeurs expérimentales sont de 400,8 m/s² à la cheville droite, 135,8 m/s² à la cuisse droite et 119,5 m/s² au sacrum. La comparaDison entre les valeurs simulées et expérimentales est synthétisée dans le Tableau 4.3.

Tableau 4.3 Comparaison des accélérations maximales expérimentales et simulées

Localisation	Expérimental (m/s²)	Simulation (m/s²)	Écart absolu (m/s²)	Écart relatif
Cheville droite	400,8	301,0	-99,8	-24,9 %
Cuisse droite	135,8	141,0	+5,2	+3,8 %
Sacrum droit	119,5	130,0	+10,5	+8,8 %

L’écart relatif est de -24,9 % à la cheville droite, +3,8 % à la cuisse droite et +8,8 % au sacrum droit. La simulation sous-estime donc le pic d’accélération à la cheville droite, tandis qu’elle surestime légèrement les pics d’accélération à la cuisse droite et au sacrum droit.

Cette comparaison constitue une évaluation préliminaire de la capacité de la simulation à reproduire les pics d’accélération mesurés expérimentalement. Les accélérations simulées sont du même ordre de grandeur que les mesures, mais les écarts observés ne permettent pas de valider quantitativement le modèle. Les résultats doivent donc être interprétés comme une simulation exploratoire de la réception, et non comme une reproduction validée des accélérations expérimentales.

En complément de cette comparaison quantitative, une comparaison visuelle qualitative entre l'essai expérimental de référence et la simulation THUMS a été réalisée à plusieurs instants de la réception. Elle est présentée à la Figure 4.6. Cette figure permet d'illustrer la posture globale du modèle, la chronologie du contact et l'évolution de l'interaction avec le matelas.

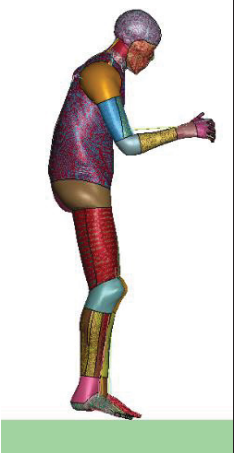
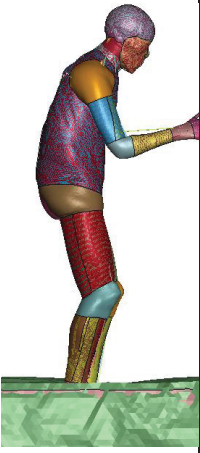
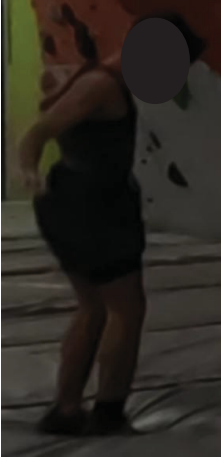
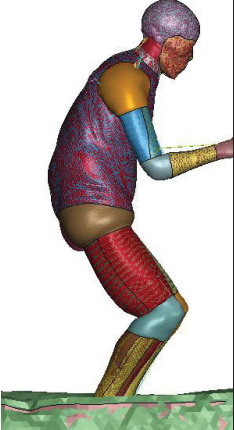
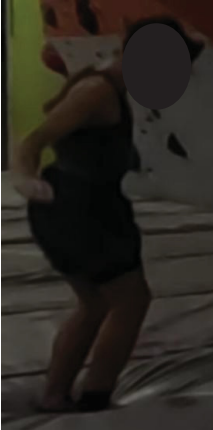
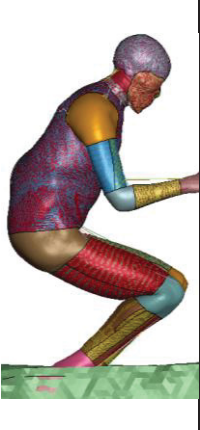
Temps	Simulation	Expérimentale	Temps	Simulation	Expérimentale
0.000s			0.030s		
0.050s			0.100s		

Figure 4.6 Comparaison visuelle qualitative entre l'essai expérimental de référence et la simulation THUMS à différents instants de la réception sur matelas

Cette comparaison visuelle montre une cohérence globale entre la simulation et l'essai expérimental pour la posture générale du corps, la flexion progressive des membres inférieurs et l'enfoncement dans le matelas. Elle suggère donc que le scénario simulé reproduit de manière satisfaisante l'organisation générale de la réception. Cette concordance reste toutefois

qualitative : elle ne permet pas de valider précisément la cinématique articulaire, la position du pied au contact ni la séquence détaillée d'interaction avec le matelas.

4.3.2 Réponse mécanique du tibia

L'analyse tissulaire des tibias droit et gauche repose sur deux grandeurs : la contrainte équivalente de von Mises et la déformation plastique effective. Les composantes corticales et trabéculaires des tibias ont été incluses dans l'extraction, mais les valeurs maximales ont été observées dans l'os cortical. Les résultats sont présentés à deux instants : au pic d'accélération de la cheville (0,030 s), puis au maximum observé sur l'ensemble de la fenêtre simulée (0,1 s).

L'instant de 0,030 s est utilisé ici comme repère temporel associé au pic d'accélération à la cheville, afin de comparer la réponse tibiale à un moment précoce de la réception avec les valeurs maximales atteintes plus tard dans la simulation. Le premier contact entre le modèle numérique humain et le matelas est observé à 0,002 s, tandis que le maximum de force verticale de contact est atteint à 0,040 s.

Les cartographies de contrainte équivalente de von Mises permettent de visualiser l'évolution spatiale de la sollicitation tibiale entre l'instant du pic d'accélération segmentaire et l'instant de sollicitation maximale. Elles sont présentées à la Figure 4.7.

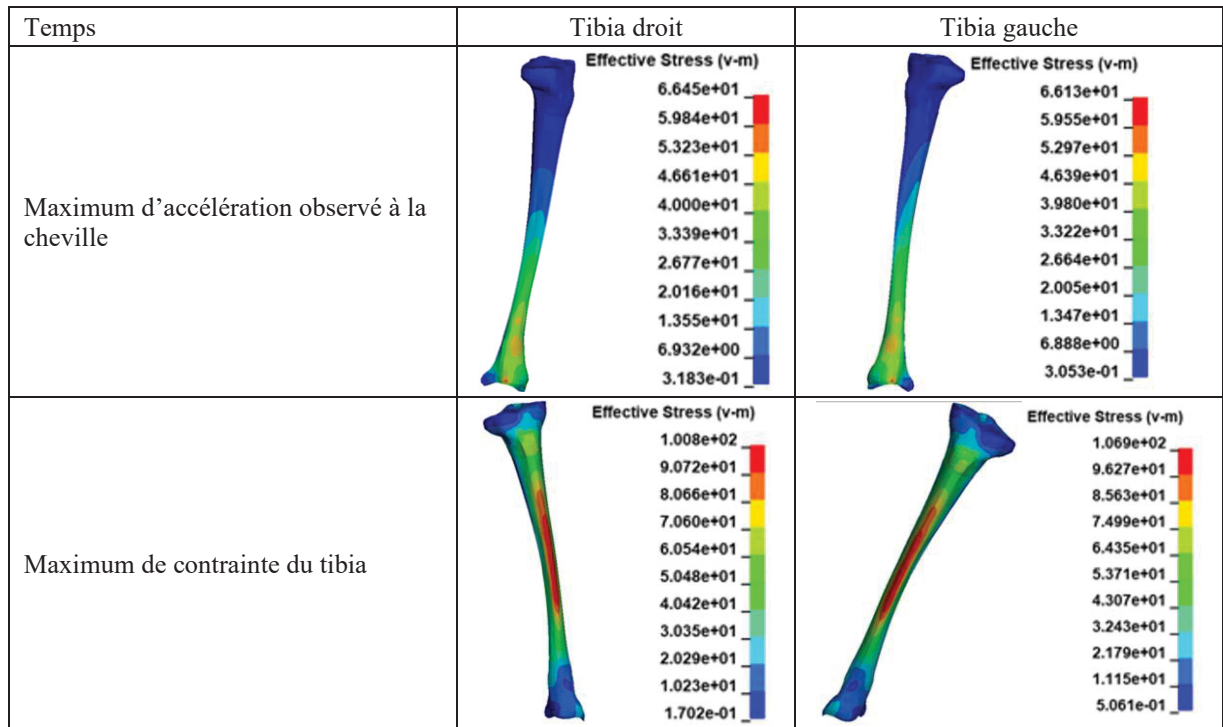


Figure 4.7 Cartographies des contraintes de von Mises (MPa) dans l'os cortical des tibias

Les cartographies de déformation plastique effective sont présentées aux mêmes instants afin de localiser les zones où la réponse calculée dépasse le domaine élastique réversible défini par la loi matériau du modèle. Elles sont présentées à la Figure 4.8.

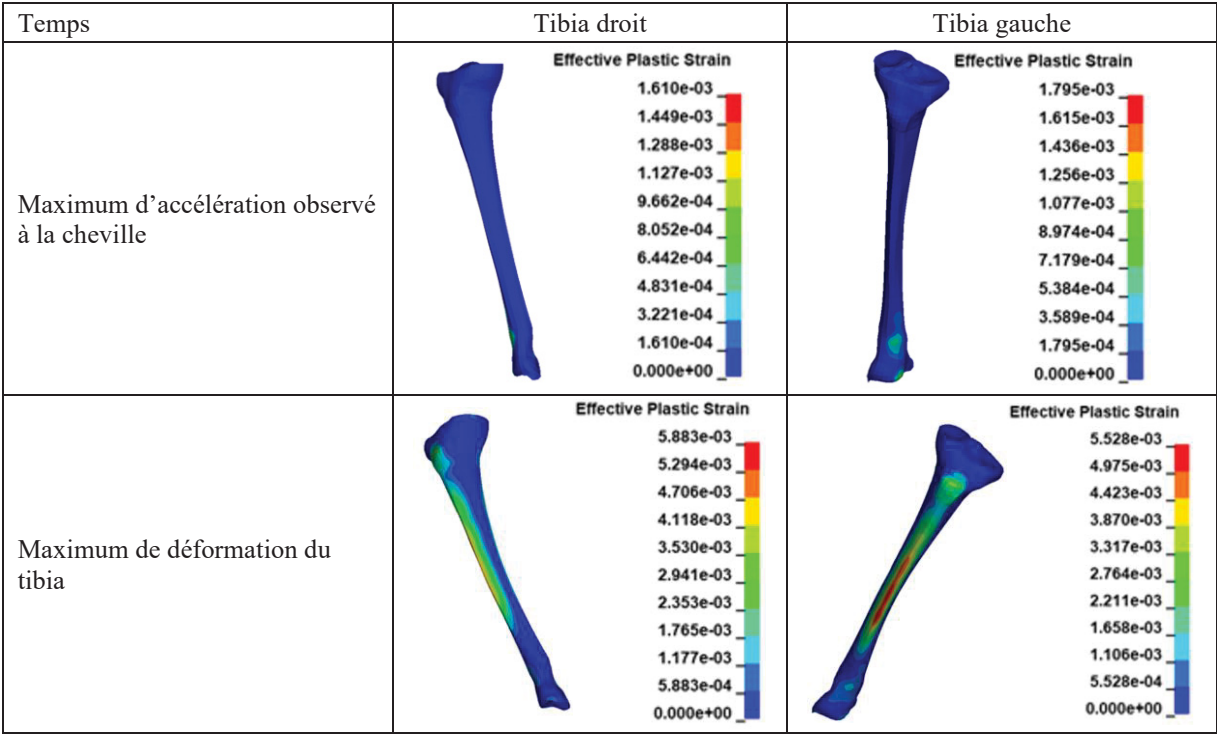


Figure 4.8 Déformations plastiques effectives (-) dans l'os cortical des tibias

À 0,030 s, les valeurs maximales observées dans l'os cortical des deux tibias sont proches. La déformation plastique effective maximale atteint 0,161 % à droite et 0,179 % à gauche. La contrainte équivalente maximale de von Mises atteint 66,5 MPa à droite et 66,1 MPa à gauche.

Sur l'ensemble de la fenêtre temporelle simulée, les valeurs maximales dans l'os cortical sont observées plus tard dans la simulation. Pour le tibia droit, la déformation plastique effective maximale atteint 0,588 % à 0,100 s, tandis que la contrainte équivalente maximale de von Mises atteint 100,8 MPa à 0,096 s. Pour le tibia gauche, la déformation plastique effective maximale atteint 0,553 % à 0,100 s, tandis que la contrainte équivalente maximale de von Mises atteint 106,9 MPa à 0,095 s. Sur les cartographies, à 0,030 s, la zone la plus sollicitée est localisée dans la partie distale du tibia. Au moment de la contrainte maximale, elle est localisée dans la partie moyenne du tibia.

L'ensemble de ces résultats est synthétisé dans le Tableau 4.4.

Tableau 4.4 Résultats osseux des tibias, valeurs maximales observées dans l'os cortical

Structure analysée	Instant	Temps (s)	Déformation plastique effective max (%)	Temps (s)	Contrainte équivalente max (MPa)
Tibia droit	Pic acc cheville	0,030	0,161	0,030	66,5
Tibia droit	Maximum	0,100	0,588	0,096	100,8
Tibia gauche	Pic acc cheville	0,030	0,179	0,030	66,1
Tibia gauche	Maximum	0,100	0,553	0,095	106,9

À 0,030 s, les deux tibias présentent des niveaux de contrainte équivalente de von Mises et de déformation plastique effective similaires. Les valeurs maximales sont ensuite atteintes plus tard dans la simulation, entre 0,095 s et 0,100 s selon la grandeur et le côté considérés. Ces résultats montrent que les sollicitations tibiales maximales observées dans l'os cortical ne coïncident pas avec le premier contact, mais se développent pendant la compression du matelas.

4.3.3 Réponse mécanique des complexes ligamentaires de la cheville

L'analyse ligamentaire repose sur deux grandeurs. La déformation principale maximale moyenne aux points d'intégration décrit l'étirement local calculé dans les éléments ligamentaires. La déformation plastique effective maximale indique les éléments pour lesquels la réponse calculée dépasse le domaine élastique réversible défini par la loi matériau du modèle. Comme pour l'analyse tibiale, les valeurs sont rapportées à deux moments : l'instant du pic d'accélération résultante à la cheville, observé à 0,030 s, et les instants des valeurs maximales calculées pour chaque complexe ligamentaire sur la fenêtre simulée.

Pour le complexe ligamentaire médial, l'analyse porte sur les structures correspondant dans le modèle aux composantes ligament médial 1 à ligament médial 4. D'après leur localisation anatomique dans le modèle, ces composantes ont été associées respectivement au ligament tibio-naviculaire, au ligament tibio-spring, au ligament tibio-calcaneen et au ligament tibio-talien postérieur profond. À l'instant du pic d'accélération résultante à la cheville, soit 0,030 s, la déformation principale maximale atteint 18,8 % à droite et 17,4 % à gauche. Les valeurs

les plus élevées sont observées plus tard dans la simulation, avec 22,5 % à droite à 0,057 s et 21,4 % à gauche à 0,073 s. La déformation plastique effective atteint 6,0 % à droite et 17,2 % à gauche à 0,030 s. Les valeurs maximales de déformation plastique effective sont de 11,2 % à droite à 0,061 s et de 21,2 % à gauche à 0,073 s. Sur les cartographies, les valeurs maximales du complexe médial sont localisées, des deux côtés, dans la composante ligament médial 2, associée au ligament tibio-spring. Les cartographies correspondantes sont présentées à la Figure 4.9.

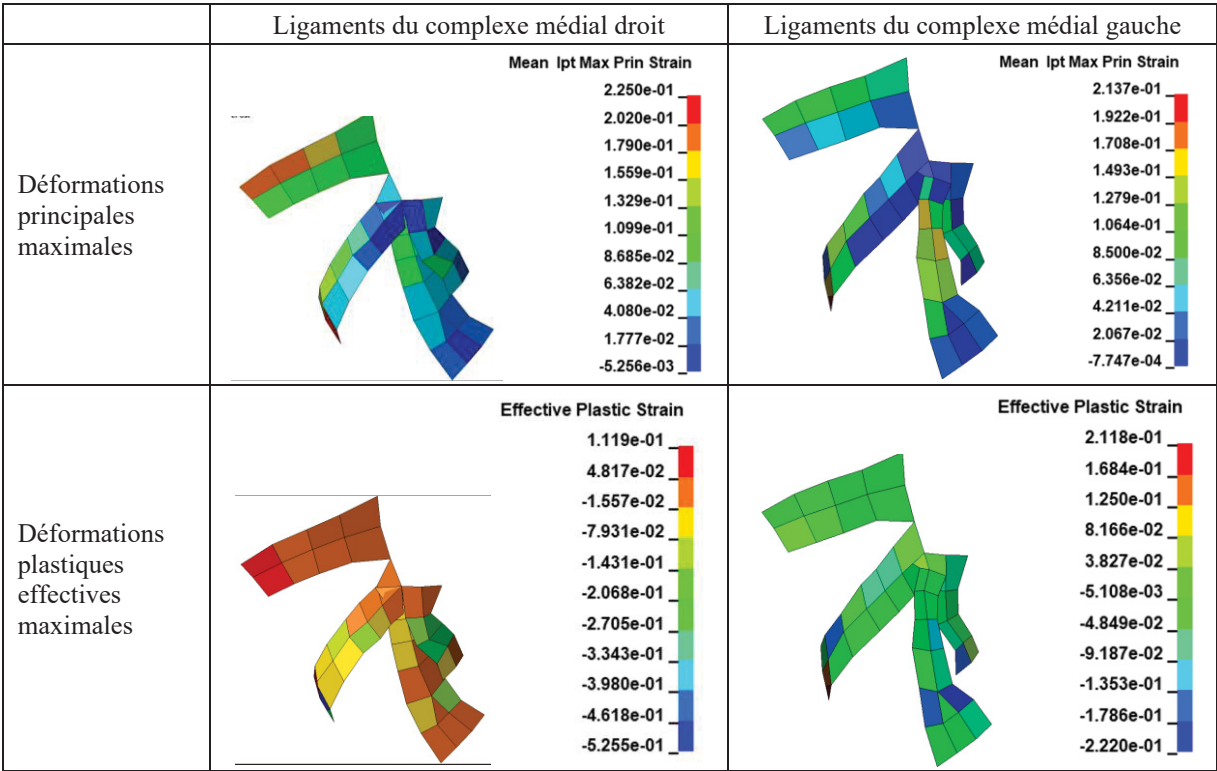


Figure 4.9 Cartographies des déformations principales maximales (-) et des déformations plastiques effectives maximales (-) des complexes ligamentaires médiaux des chevilles

Pour le complexe ligamentaire latéral, à 0,030 s, la déformation principale maximale atteint 7,3 % à droite et 6,3 % à gauche. Les valeurs maximales sont observées à 0,073 s à droite et à 0,060 s à gauche, avec respectivement 39,6 % et 31,8 %. La déformation plastique effective atteint 4,0 % à droite et 1,8 % à gauche à 0,030 s. Les valeurs maximales de déformation plastique effective sont de 22,1 % à droite à 0,061 s et de 4,2 % à gauche à 0,063 s. D’après

l'identification anatomique réalisée sur les composantes du modèle, les valeurs maximales des deux grandeurs sont localisées, des deux côtés, dans le ligament talo-fibulaire postérieur. Les cartographies correspondantes sont présentées à la Figure 4.10.

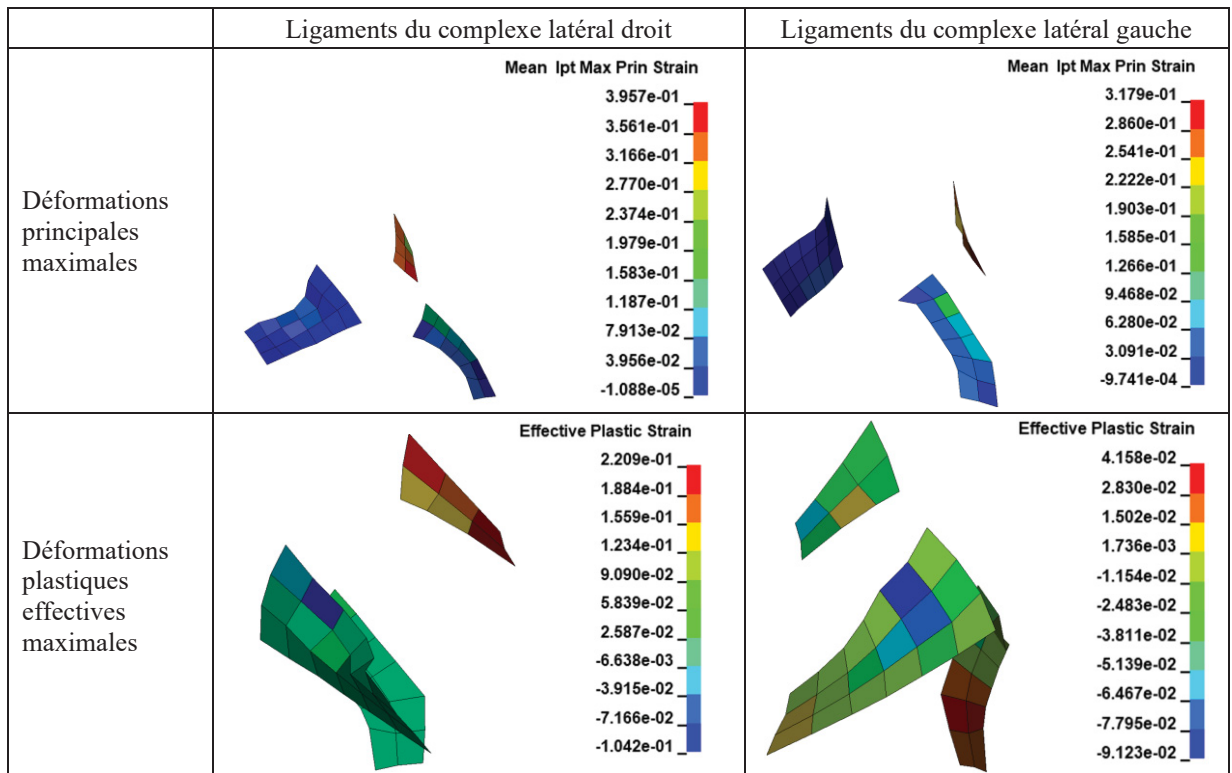


Figure 4.10 Cartographies des déformations principales maximales (-) et des déformations plastiques effectives maximales (-) des complexes ligamentaires latéraux des chevilles

L'ensemble des résultats obtenus pour les complexes ligamentaires médiaux et latéraux est synthétisé dans le Tableau 4.5.

Tableau 4.5 Résultats des complexes ligamentaires médiaux et latéraux des chevilles

Structure	Déformation principale maximale au pic d'accélération de la cheville, 0,030 s	Maximum de déformation principale maximale	Déformation plastique effective au pic d'accélération de la cheville, 0,030 s	Maximum de déformation plastique effective
Complexe ligamentaire médial droit	18,8 %	22,5 % à 0,057 s	6,0 %	11,2 % à 0,061 s
Complexe ligamentaire médial gauche	17,4 %	21,4 % à 0,073 s	17,2 %	21,2 % à 0,073 s
Complexe ligamentaire latéral droit	7,3 %	39,6 % à 0,073 s	4,0 %	22,1 % à 0,061 s
Complexe ligamentaire latéral gauche	6,3 %	31,8 % à 0,060 s	1,8 %	4,2 % à 0,063 s

Une analyse complémentaire par composante ligamentaire a été réalisée afin de préciser la localisation des valeurs maximales de déformation principale maximale au sein de chaque complexe. Les résultats détaillés sont présentés en annexe, au Tableau-A II-3.

Dans l'ensemble, les valeurs maximales de déformation principale maximale et de déformation plastique effective sont observées après 0,030 s. Pour les complexes médiaux, les déformations principales maximales sont de 22,5 % à droite et 21,4 % à gauche. Ces valeurs sont localisées dans la composante ligament médial 2, associée au ligament tibio-spring. Pour les complexes latéraux, les déformations principales maximales sont de 39,6 % à droite et 31,8 % à gauche, et sont localisées dans le ligament talo-fibulaire postérieur. Les déformations plastiques effectives maximales sont de 11,2 % pour le complexe médial droit, 21,2 % pour le complexe médial gauche, 22,1 % pour le complexe latéral droit et 4,2 % pour le complexe latéral gauche. Les deux grandeurs ne présentent donc pas la même évolution selon les complexes et les côtés.

CHAPITRE 5

DISCUSSION GÉNÉRALE

Ce mémoire propose une approche combinant observation de terrain, reconstruction cinématique sans marqueurs, mesures inertielles et simulation par éléments finis. Cette articulation permet de relier trois niveaux d'analyse : la cinématique globale de la chute, la dynamique locale de l'impact et l'estimation exploratoire de sollicitations internes non mesurables directement en salle. La discussion revient d'abord sur les apports et les limites de l'approche expérimentale, puis sur la portée du scénario numérique construit à partir des données de terrain.

5.1 Discussion de l'objectif 1 : caractérisation expérimentale des chutes

Les résultats obtenus montrent qu'aucun outil unique ne permet, à lui seul, de caractériser de façon satisfaisante une réception de chute en escalade de bloc en conditions réelles. La reconstruction sans marqueurs permet d'estimer certaines grandeurs globales, comme la hauteur de chute, la vitesse maximale et la posture au voisinage du contact. En revanche, ses limites deviennent plus visibles pendant la réception, lorsque les segments corporels sont partiellement masqués, que le contact avec le matelas modifie l'apparence du corps et que les mouvements rapides augmentent l'incertitude sur la position des points clés.

Ces limites expliquent les écarts observés entre les accélérations estimées à partir de la vidéo et celles mesurées par les IMUs. Les IMUs apportent une mesure directe de la dynamique locale à haute fréquence, mais elles ne permettent pas, seules, de décrire la posture globale du corps ni l'organisation spatiale de la réception. À l'inverse, la vidéo multicaméras permet de reconstruire la cinématique globale, mais elle reste moins adaptée à la quantification des pics d'accélération au moment de l'impact.

L'intérêt de l'approche combinée est donc de relier deux niveaux d'information complémentaires : la cinématique globale issue de la vidéo et la dynamique locale mesurée par

IMU. Cette combinaison permet de mieux décrire la réception qu'une approche fondée sur un seul type de données. Elle permet aussi d'identifier les grandeurs qui peuvent être utilisées pour définir un scénario de simulation, notamment la posture au voisinage du contact, la hauteur de chute, la vitesse initiale et les accélérations segmentaires.

5.2 Discussion de l'objectif 2 : simulation par éléments finis d'une réception sur matelas

Les résultats du chapitre 4 prolongent l'analyse des chutes en utilisant un essai de terrain pour définir un scénario numérique de réception. Ils montrent que les sollicitations mécaniques maximales ne surviennent pas toutes au premier contact, mais se développent au cours de la compression du matelas. Les contraintes tibiales maximales apparaissent dans la simulation, entre 0,095 s et 0,100 s, tandis que les valeurs maximales ligamentaires sont observées entre 0,057 s et 0,073 s selon le complexe et le côté considérés. La réponse mécanique se développe donc pendant la compression du matelas, avec une augmentation différée des contraintes tibiales et des déformations ligamentaires.

Cette temporalité suggère que le matelas modifie la durée de l'interaction et les instants auxquels les structures anatomiques atteignent leurs valeurs maximales. Les résultats tibiaux et ligamentaires doivent donc être analysés à la fois en termes d'amplitude, de localisation et d'instant d'apparition. Cette analyse reste toutefois limitée aux tibias et aux complexes ligamentaires médial et latéral de la cheville. Elle ne décrit pas quantitativement la réponse de la fibula, du talus, du calcaneus, ni des autres os et ligaments du pied, qui participent également à la transmission des charges lors de la réception.

5.2.1 Concordance et écarts entre simulation et données expérimentales

La comparaison entre les accélérations simulées et les accélérations mesurées expérimentalement montre des écarts variables selon la localisation instrumentée. À la cheville droite, la simulation sous-estime le pic mesuré de 25 %. À la cuisse droite et au sacrum droit, les écarts sont plus faibles, avec une surestimation respective de 4 % et 9 %. L'écart plus

marqué à la cheville peut s'expliquer par la sensibilité de cette région au premier contact avec le matelas. Le pic distal dépend notamment de la position du pied au contact, de la correspondance entre le point d'extraction dans THUMS et la position réelle de l'IMU, ainsi que des propriétés du matelas utilisé dans la simulation. Un matelas plus déformable ou plus dissipatif que celui de l'essai expérimental pourrait réduire le pic local transmis à la cheville et modifier sa temporalité. Cette comparaison reste toutefois limitée aux valeurs maximales de l'accélération résultante; elle ne permet pas de valider la forme temporelle complète des signaux simulés.

L'interprétation de ces écarts doit aussi tenir compte du niveau de validation disponible pour THUMS (Toyota Motor Corporation, s. d.). Comme présenté dans la revue de littérature, les essais de validation des membres inférieurs montrent que le modèle permet de représenter l'ordre de grandeur de plusieurs réponses mécaniques, mais avec des écarts variables selon la région anatomique, les conditions de chargement et la grandeur considérée (Rupp et al., 2008 ; Kitagawa et al., 1998 ; Yoganandan et al., 1996 ; Yamada, 1970 ; Schreiber et al., 1998). Les essais d'impact axial du pied montrent notamment que la force au contact peut être proche des données expérimentales dans certaines conditions, alors que la force transmise au tibia peut présenter des écarts plus importants (Kitagawa et al., 1998 ; Yoganandan et al., 1996). Dans ce contexte, l'écart observé à la cheville dans le présent travail ne doit pas être interprété comme une validation spécifique de la réception simulée, mais comme l'application d'un modèle évalué dans des conditions contrôlées à un scénario différent, impliquant une réception sur matelas, une posture initiale spécifique, une surface déformable et une correspondance imparfaite entre les points de mesure expérimentaux et les points d'extraction numériques.

Ces différences pourraient être en partie expliquées par les différences anthropométriques entre le participant expérimental et le modèle THUMS AM50. Le protocole expérimental portait sur des jeunes athlètes âgés de 14 à 17 ans, alors que le modèle THUMS AM50 représente un homme adulte de gabarit moyen. Le participant associé à l'essai expérimental de référence présentait une masse corporelle inférieure à celle du modèle utilisé. Cet écart peut modifier la réponse inertielle du modèle et contribuer aux différences résiduelles observées entre

accélérations simulées et mesurées. L'absence d'activation musculaire dans la simulation constitue également une source possible d'écart, car elle peut modifier la raideur articulaire, l'absorption de l'impact et la transmission des accélérations entre les segments.

5.2.2 Mise en perspective des résultats tibiaux et ligamentaires

Les résultats tibiaux montrent que les contraintes et les déformations maximales ne coïncident pas avec le pic d'accélération observé à la cheville. Les valeurs les plus élevées apparaissent plus tard dans la réception, lorsque le matelas est davantage comprimé et que les charges se redistribuent dans les membres inférieurs. Les cartographies indiquent également un déplacement des zones les plus sollicitées, depuis les régions distales vers la partie moyenne des tibias. La sollicitation osseuse n'est donc pas limitée à une augmentation d'amplitude, mais aussi à une modification de sa localisation au cours de la réception.

Ces résultats peuvent être mis en perspective avec les propriétés mécaniques de l'os cortical rapportées par Morgan, Unnikrisnan et Hussein (2018). Les contraintes maximales obtenues dans les tibias restent inférieures à la limite d'élasticité moyenne en compression longitudinale rapportée par ces auteurs, mais elles sont supérieures à la borne inférieure définie par cette moyenne moins l'écart-type. Cette comparaison reste toutefois indirecte, car la contrainte de von Mises issue du modèle correspond à une grandeur locale multiaxiale, alors que les valeurs de Morgan et al. (2018) proviennent d'essais matériau en compression longitudinale. Les résultats indiquent donc une sollicitation tibiale élevée dans le modèle, sans permettre de conclure à l'atteinte d'un seuil de fracture.

L'analyse ligamentaire repose sur deux sorties du modèle : la déformation principale maximale, qui décrit l'étirement local calculé dans les éléments ligamentaires, et la déformation plastique effective maximale, qui indique les zones où une réponse irréversible est calculée selon la loi matériau utilisée.

Les déformations principales maximales sont mises en perspective avec prudence à partir de repères issus de la littérature. Wei, Fong, Chan et Haut (2015) rapportent, dans un cas d'entorse légère du ligament talo-fibulaire antérieur, des déformations de 15 à 20 %. Button, Wei, Meyer et Haut (2013) rapportent, dans un modèle simplifié de ligament, des intervalles associés à des déchirures partielles (21,3 à 29,7 %) et à des ruptures complètes (28,0 à 35,6 %). Dans le présent modèle, les valeurs obtenues pour le ligament talo-fibulaire antérieur restent inférieures à ces repères, tandis que les valeurs les plus élevées du ligament talo-fibulaire postérieur se situent dans l'ordre de grandeur de ces intervalles. Ces comparaisons restent toutefois indirectes, car les valeurs de la littérature correspondent à des allongements globaux ou à des modèles simplifiés, alors que les valeurs extraites ici sont des déformations locales calculées dans les éléments ligamentaires de THUMS.

Pour le complexe médial, les déformations principales maximales les plus élevées sont principalement observées dans le ligament tibio-spring et, selon le côté, dans le ligament tibio-naviculaire ou tibio-calcaneén. Cette répartition est compatible avec la configuration observée dans la simulation, caractérisée par une flexion plantaire marquée de la cheville. Dans une étude cadavérique, Takao et al. (2020) ont montré que le ligament tibio-naviculaire et le ligament tibio-spring se mettent progressivement en tension lorsque la flexion plantaire augmente. Cette comparaison reste qualitative, car cette étude ne fournit pas de valeurs de déformation directement comparables à celles extraites du modèle THUMS.

Pour le complexe latéral, les déformations principales maximales se concentrent principalement dans le ligament talo-fibulaire postérieur, alors que le ligament talo-fibulaire antérieur et le ligament calcaneéo-fibulaire présentent des valeurs plus faibles. Ce résultat ne signifie pas qu'une entorse latérale est survenue dans la simulation ni que le ligament talo-fibulaire postérieur serait le ligament le plus fragile cliniquement. Il doit aussi être interprété en tenant compte du fait que l'essai expérimental utilisé pour construire la simulation n'était pas associé à une blessure observée. Des valeurs élevées dans le modèle peuvent donc traduire une sollicitation locale importante, mais aussi une surestimation liée au modèle, à la loi matériau ou aux conditions de simulation. Dans une revue clinique sur les entorses de cheville,

Hur, Bohl et Lee (2020) rappellent que la majorité des entorses concerne le complexe ligamentaire latéral. Halabchi et Hassabi (2020), dans une synthèse consacrée à la prise en charge des entorses latérales de cheville, indiquent que le ligament talo-fibulaire antérieur est généralement la structure la plus souvent atteinte, seul ou en association avec le ligament calcanéo-fibulaire. Dans le présent modèle, les déformations principales maximales du complexe latéral se concentrent plutôt dans le ligament talo-fibulaire postérieur. Cette différence peut être liée à la cinématique articulaire propre au scénario simulé, mais les angles de cheville aux instants des valeurs maximales ligamentaires n'ont pas été analysés ici de manière détaillée. Les travaux de Colville, Marder, Boyle et Zarins (1990) rappellent que la sollicitation des ligaments latéraux dépend fortement de la position articulaire, ce qui confirme l'intérêt d'analyser ces angles dans de futurs travaux.

Les écarts droite-gauche observés, en particulier pour la déformation plastique effective du complexe latéral, doivent être interprétés avec prudence. Le scénario visé est globalement bilatéral, mais la construction numérique du cas, le repositionnement du modèle et l'interaction avec le matelas peuvent introduire ou amplifier des asymétries. Ces différences ne doivent donc pas être interprétées uniquement comme une réponse biomécanique propre à la réception.

Enfin, la mise en perspective avec la littérature propre à l'escalade de bloc doit rester limitée au niveau de détail réellement documenté par ces études. Les travaux disponibles montrent que la cheville constitue une localisation fréquente de blessure en bloc et que les membres inférieurs sont souvent impliqués lors de chutes ou de sauts depuis le mur. En revanche, ils ne permettent généralement pas d'identifier précisément les ligaments atteints. Ces résultats confirment donc l'intérêt d'une analyse biomécanique locale de la cheville, sans permettre d'associer directement les sollicitations calculées dans le modèle à un patron lésionnel propre au bloc.

Dans l'ensemble, les résultats tibiaux et ligamentaires doivent être interprétés comme des indicateurs locaux de sollicitation osseuse et ligamentaire dans le modèle. Ils ne constituent pas une prédiction directe de fracture, d'entorse ou de rupture ligamentaire, mais permettent

d'identifier les structures, les côtés et les instants où les sollicitations calculées sont les plus élevées dans ce scénario exploratoire.

5.3 Limites et perspectives

Plusieurs limites méthodologiques, expérimentales et numériques conditionnent l'interprétation des résultats de ce mémoire. Elles concernent principalement la mesure en conditions de terrain, les hypothèses du modèle humain, la représentation du matelas, le coût de calcul du modèle THUMS complet et la portée biomécanique des variables extraites de la simulation.

5.3.1 Limites liées au travail expérimental

Le travail expérimental présente des limites liées aux acquisitions en conditions de terrain. Les données ont été recueillies lors d'entraînements de jeunes athlètes en sport-études, ce qui permet de documenter des réceptions proches de la pratique, mais ne couvre pas l'ensemble des profils de grimpeurs ni tous les scénarios possibles de chute en escalade de bloc. Même si les participants devaient conserver un comportement naturel, le fait d'être filmés et équipés d'IMUs a pu modifier leur manière de chuter ou de réceptionner. Les chutes analysées ne sont pas associées à des blessures observées ; les données expérimentales ne permettent donc pas de relier directement un signal cinématique ou inertiel à un événement lésionnel.

5.3.2 Limites liées au modèle humain

Une limite du modèle humain concerne l'absence d'activation musculaire pendant la réception. Le modèle THUMS est utilisé ici sans stratégie neuromusculaire explicite d'anticipation de l'impact. Les muscles ne sont pas absents du modèle, mais aucune activation volontaire, réflexe ou préactivation propre à la réception n'a été imposée. Ils peuvent donc contribuer à la géométrie, à la répartition de masse et au comportement mécanique passif des segments, selon les propriétés définies dans le modèle, mais ils ne reproduisent pas l'ajustement actif de la

raideur articulaire ni la modulation musculaire de l'absorption de l'impact observés chez un grimpeur réel.

Cette hypothèse peut modifier la cinématique du corps, la transmission intersegmentaire des efforts et les sollicitations locales calculées. Elle doit donc être prise en compte dans l'interprétation des écarts entre simulation et expérimentation, notamment au niveau du sacrum. Cette limite est cohérente avec des travaux précédents sur THUMS montrant que l'intégration d'une activation musculaire peut modifier la réponse cinématique simulée, même si ces résultats ont été établis dans un autre contexte d'impact (Iwamoto, Nakahira, & Kimpara, 2015). L'effet précis de la contribution passive des muscles n'a pas été évalué dans le présent travail. Il pourrait être quantifié par une étude de sensibilité comparant la simulation actuelle à des variantes où les propriétés passives des tissus musculaires, ou l'activation des muscles, seraient modifiées.

Une deuxième limite concerne la représentativité du scénario simulé. La simulation par éléments finis réalisée repose sur un seul essai expérimental de référence, réalisé par un seul participant. Ce choix est cohérent avec l'objectif exploratoire du chapitre 4, qui visait à construire un premier scénario numérique exploitable à partir de données de terrain, mais il limite la généralisation des résultats. Le participant associé à l'essai de référence présentait également une masse corporelle inférieure à celle du modèle THUMS AM50, qui représente un homme adulte du 50^e percentile. Ce décalage anthropométrique limite la correspondance directe entre le cas expérimental et le cas simulé. La simulation doit donc être interprétée comme un scénario de réception construit à partir de données expérimentales, et non comme une reconstruction individualisée du participant ni comme une description représentative de l'ensemble des réceptions en escalade de bloc.

Une troisième limite concerne le comportement du genou dans le modèle, en particulier le guidage de la patella pendant la flexion, illustré à la Figure 5.1.

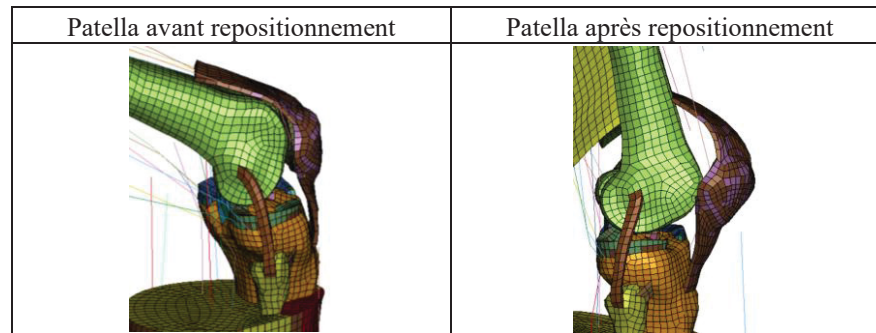


Figure 5.1 Illustration du guidage de la patella dans le modèle THUMS lors de la flexion du genou

Lors du repositionnement, le mouvement de la patella n'a pas toujours suivi une cinématique compatible avec la flexion progressive du genou observée dans la réception. Cette limite peut être liée à l'absence d'activation musculaire, car les muscles périarticulaires participent au contrôle de l'articulation fémoro-patellaire et à la stabilisation du genou. Les résultats issus de la région du genou ne sont pas utilisés comme résultats principaux dans ce mémoire, mais cette observation justifie une interprétation prudente de la transmission des efforts autour de cette articulation.

5.3.3 Limites liées au modèle de matelas

Une limite concerne le modèle de matelas utilisé dans la simulation. Le modèle numérique retenu a été développé au LBA de Marseille, alors que les données expérimentales exploitées dans ce mémoire proviennent de chutes réalisées dans une salle à Montréal. Le matelas simulé ne correspond donc pas nécessairement au matelas sur lequel l'essai expérimental de référence a été réalisé.

Cette différence peut influencer la comparaison entre simulation et expérimentation. Les propriétés du matelas conditionnent la durée de contact, l'enfoncement, la vitesse de montée de la force verticale, la dissipation d'énergie et la transmission des accélérations vers le corps. Un matelas plus raide ou moins amortissant pourrait conduire à des pics de force et d'accélération plus élevés, tandis qu'un matelas plus déformable pourrait allonger la durée de contact et modifier les instants auxquels les contraintes tibiales et les déformations

ligamentaires atteignent leurs valeurs maximales. Les écarts observés entre les accélérations simulées et les accélérations mesurées expérimentalement ne peuvent donc pas être attribués uniquement au modèle humain THUMS ou à la posture initiale ; ils peuvent aussi dépendre de la représentation de la surface de réception.

Une perspective serait de caractériser expérimentalement le matelas utilisé lors des acquisitions terrain, puis d'utiliser ces données pour calibrer un modèle de matelas correspondant au support réel. Une autre perspective serait de réaliser une analyse de sensibilité sur les paramètres du matelas, par exemple sa raideur, son amortissement, son épaisseur effective ou les conditions de contact avec le pied. Cela permettrait d'évaluer dans quelle mesure les accélérations segmentaires, la force verticale de contact et les sollicitations locales dans les tibias et les ligaments dépendent des propriétés de la surface de réception.

5.3.4 Limites numériques et coût de calcul

L'utilisation du modèle THUMS corps entier permet de conserver une représentation anatomique détaillée du corps humain, mais elle entraîne un coût numérique élevé. Le nombre important d'éléments, la présence de nombreuses structures anatomiques et les contacts entre le modèle humain et le matelas rendent les simulations longues à exécuter. Cette contrainte a limité le nombre de scénarios testés, ainsi que la possibilité de réaliser une analyse de sensibilité complète sur la posture initiale, les conditions de contact ou les propriétés du matelas.

Une difficulté spécifique a concerné le repositionnement du mannequin vers la posture cible issue des données expérimentales. Plusieurs stratégies ont été testées, notamment des rotations, des déplacements imposés, des moments et des forces appliquées progressivement aux segments. Les rotations et les moments se sont révélés difficiles à utiliser sur le modèle complet, car ils nécessitent de définir précisément les centres de rotation des segments. Les déplacements imposés peuvent aussi générer des trajectoires peu compatibles avec la cinématique articulaire attendue. L'application progressive de forces a donc été retenue pour

guider le repositionnement du modèle, car elle permettait d'obtenir une posture exploitable tout en conservant une réponse mécanique compatible avec le calcul dynamique.

Le repositionnement distal du pied est resté une limite numérique importante. Dans certaines configurations, les ajustements de posture au niveau du pied ont entraîné des erreurs d'initialisation liées à des sous-systèmes internes du modèle. La posture finale résulte donc d'un compromis entre la posture expérimentale cible, la stabilité du calcul et les limites numériques du modèle THUMS dans cette région. Cette limite doit être prise en compte dans l'interprétation des résultats locaux au niveau du pied, de la cheville et du début du contact avec le matelas.

Pour réduire le coût de calcul, certaines composantes du modèle qui ne constituaient pas le centre de l'analyse biomécanique ont été converties de composantes déformables en composantes rigides. Les membres inférieurs et les structures d'intérêt ont été conservés en comportement déformable. Cette stratégie a permis de réduire le coût normalisé du calcul tout en maintenant une représentation déformable des régions analysées.

Le coût normalisé correspond au rapport entre le temps de calcul effectif et le temps physique simulé. Dans les essais de rigidification réalisés sur la configuration de référence, il passait de 835 000 s/s sans rigidification à 550 000 s/s après rigidification des organes internes, des bras, du cou, du thorax et de la tête, soit une réduction d'environ 34 %. L'évolution du coût normalisé selon les rigidifications cumulatives est présentée en annexe à la Figure A-III-1.

Dans la configuration finale de la chute sur matelas, la simulation s'exécute en 79 894 s, soit 22 h 11 min 34 s, pour 250 251 cycles sur 32 processeurs MPP. Ce temps de calcul reste élevé pour une seule configuration de chute. Il limite la possibilité de multiplier les essais, de tester plusieurs postures initiales ou d'évaluer systématiquement l'effet des paramètres du modèle.

5.3.5 Limites liées à la vérification et à la portée des résultats

Sur le plan numérique, le calcul atteint la durée physique prescrite de 0,100 s sans arrêt critique du solveur. Le rapport énergétique global atteint 1,011 en fin de simulation, soit un écart d'environ 1,1 % par rapport à la valeur de référence. Cette vérification indique que le calcul reste stable sur la fenêtre temporelle étudiée. Elle reste toutefois limitée à la stabilité numérique du calcul et ne permet pas d'établir la validité biomécanique du modèle THUMS pour des réceptions sur matelas en escalade de bloc.

La durée simulée de 0,100 s constitue aussi une limite d'interprétation. Elle a été choisie pour couvrir le premier contact et la phase initiale de réponse des membres inférieurs, en cohérence avec les durées de pics d'accélération mesurées par IMU. Toutefois, certaines sollicitations tibiales atteignent leurs valeurs maximales en fin de fenêtre temporelle, ce qui suggère que leur évolution pourrait se poursuivre au-delà de 0,100 s. Cette limite est particulièrement importante dans un modèle sans activation musculaire, où la transmission de la masse du tronc vers les membres inférieurs peut être retardée ou modifiée.

La comparaison entre simulation et expérimentation est également limitée aux valeurs maximales d'accélération segmentaire. Elle ne permet donc pas de valider la forme temporelle complète des signaux simulés. Une validation plus complète devrait comparer les courbes d'accélération sur l'ensemble de la phase d'impact, et non uniquement les pics.

La portée des résultats est limitée par le caractère simplifié du scénario étudié et par le choix des structures anatomiques extraites. La réception simulée est bilatérale, globalement symétrique et sans rotation initiale notable; elle ne représente donc pas la diversité des réceptions observées en escalade de bloc. De plus, l'analyse osseuse est centrée sur les tibias, alors que la fibula, le talus, le calcaneus et les autres os du pied n'ont pas fait l'objet d'une extraction quantitative. Les résultats doivent donc être interprétés comme propres au scénario simulé et aux structures analysées, et non comme une description complète de la réponse du complexe pied-cheville-jambe.

Enfin, les contraintes de von Mises, les déformations principales maximales et les déformations plastiques effectives extraites du modèle ont été utilisés comme des indicateurs locaux de sollicitation osseuse et ligamentaire dans le scénario étudié. Leur comparaison avec des seuils lésionnels de la littérature permet de situer les niveaux de sollicitation calculés, mais ne constitue pas une prédiction directe de fracture ou d'entorse.

5.3.6 Perspectives méthodologiques et biomécaniques

Les perspectives ouvertes par ce mémoire concernent à la fois l'amélioration des données expérimentales, le développement des modèles numériques et l'intégration de nouvelles approches de modélisation. Une perspective complémentaire concerne l'articulation de ce travail avec les projets en cours au sein de l'équipe.

Un premier axe porte sur la modélisation musculosquelettique des chutes en escalade de bloc, à partir de la chaîne Pose2Sim et d'OpenSim. Cette approche permettrait d'exploiter les reconstructions cinématiques issues du terrain pour estimer des grandeurs complémentaires, comme les efforts articulaires ou les sollicitations musculaires, et ainsi mieux documenter la phase de réception avant le passage à une modélisation par éléments finis. Un deuxième axe concerne la poursuite du développement des simulations avec THUMS, afin de mieux comprendre le fonctionnement du modèle, d'adapter les conditions initiales et de simuler différents scénarios de chute. Ces travaux pourraient permettre d'analyser non seulement les conséquences biomécaniques d'un impact isolé, mais aussi l'effet de la répétition des réceptions. Enfin, un troisième axe porte sur l'adaptation du modèle de matelas au support réellement utilisé dans la salle de Montréal, ainsi que sur l'exploitation du corpus expérimental complet recueilli en France et à Montréal avec Pose2Sim. Ce corpus comprend 225 mesures réalisées auprès de 11 athlètes, dont seule une partie a été analysée dans ce mémoire. Ces données pourraient contribuer à mieux relier les conditions de réception observées sur le terrain, les propriétés de la surface de réception et les sollicitations mécaniques simulées.

CONCLUSION

Ce mémoire visait à évaluer, en conditions de terrain, l'apport d'une reconstruction cinématique 3D sans marqueurs complétée par des mesures inertielles pour caractériser des chutes en escalade de bloc, puis à utiliser une partie de ces données pour construire un scénario exploratoire de simulation par éléments finis.

Les résultats obtenus montrent d'abord que la chaîne vidéo multi-caméras fondée sur Pose2Sim permet d'estimer plusieurs grandeurs cinématiques utiles à l'analyse des chutes en escalade de bloc. Elle permet notamment de documenter la hauteur de chute, la vitesse maximale, la posture au voisinage du contact et la séquence générale de réception. La comparaison avec Kinovea montre de faibles écarts pour la hauteur de chute et la vitesse maximale, ce qui indique que cette approche est exploitable pour décrire la cinématique globale de la chute. En revanche, la phase de réception reste plus difficile à analyser par vidéo seule, en raison des occlusions, du flou de mouvement, des contacts avec le matelas et de la rapidité des déplacements au moment de l'impact.

Les mesures IMU complètent cette analyse en fournissant une information directe sur les accélérations segmentaires pendant la réception. Elles ont montré des écarts avec les accélérations dérivées de Pose2Sim, notamment à la cheville et au sacrum. Ces écarts confirment que les accélérations issues de la vidéo ne peuvent pas être utilisées seules pour quantifier l'intensité de l'impact. Les IMU constituent donc un complément utile pour documenter la dynamique rapide de la réception, tandis que la vidéo sans marqueurs reste plus adaptée à la description de la posture, des trajectoires et de la cinématique globale du corps.

Le volet numérique a permis de construire une simulation exploratoire d'une réception sur matelas à partir d'un essai expérimental documenté. Le calcul réalisé avec le modèle THUMS AM50 V7.1 a fourni des indicateurs mécaniques non accessibles directement par les mesures de terrain. La simulation a permis d'analyser la force verticale de contact, les accélérations segmentaires, les contraintes équivalentes de von Mises dans les tibias et les déformations

calculées dans les complexes ligamentaires médial et latéral de la cheville. Les contraintes tibiales maximales atteignent 100,8 MPa à droite et 106,9 MPa à gauche. Les déformations principales maximales atteignent 22,5 % pour le complexe médial droit, 21,4 % pour le complexe médial gauche, 39,6 % pour le complexe latéral droit et 31,8 % pour le complexe latéral gauche. Parmi les structures analysées, les complexes ligamentaires de la cheville présentent donc les niveaux de déformation les plus élevés, ce qui est cohérent avec la fréquence des entorses de cheville rapportée dans la littérature sur les blessures en bloc. Ces valeurs apparaissent après le premier contact, pendant la phase de compression du matelas, ce qui montre l'intérêt d'analyser la réception sur une fenêtre temporelle complète et non uniquement à l'instant initial du contact.

Ces résultats ne constituent pas une validation clinique du risque de fracture ou d'entorse. L'essai expérimental utilisé pour construire la simulation n'était pas associé à une blessure observée. Les contraintes et déformations calculées doivent donc être interprétées comme des indicateurs locaux de sollicitation mécanique propres au scénario simulé, et non comme une prédiction lésionnelle. Leur comparaison avec des seuils de la littérature permet de situer les niveaux de sollicitation obtenus, mais elle reste indirecte en raison des différences entre les grandeurs extraites du modèle, les conditions expérimentales des études de référence et les modes de chargement considérés.

Le mémoire montre ainsi l'intérêt d'une approche combinant données de terrain et simulation. La vidéo sans marqueurs permet de caractériser la cinématique de la chute, les IMU permettent de documenter les accélérations pendant l'impact, et la simulation par éléments finis permet d'examiner les sollicitations mécaniques internes associées à une configuration de réception. Cette combinaison méthodologique fournit un cadre pour passer d'une observation expérimentale de chute à une analyse biomécanique plus détaillée des structures sollicitées.

Plusieurs limites doivent être prises en compte. La reconstruction sans marqueurs reste sensible aux conditions de prise de vue, aux occlusions et aux événements de contact. Les IMU dépendent du placement des capteurs et de leur fixation. La simulation repose sur un scénario

unique, avec un modèle humain non individualisé, sans activation musculaire active, et avec un modèle de matelas qui ne correspond pas directement à celui de la salle expérimentale. Le coût numérique du modèle THUMS complet limite également le nombre de scénarios pouvant être testés.

À terme, cette démarche pourra être prolongée par une meilleure caractérisation expérimentale des mécanismes de chute, par l'utilisation de modèles musculosquelettiques fondés sur les reconstructions Pose2Sim, par la calibration de modèles de matelas à partir d'essais mécaniques et par la simulation de scénarios de réception plus variés. Ces développements permettraient de mieux relier les conditions réelles de chute, la cinématique de réception, les propriétés du support et les sollicitations mécaniques internes des membres inférieurs.

ANNEXE I

MATÉRIEL SUPPLÉMENTAIRE CHAPITRE 3

Cette annexe reproduit le matériel supplémentaire réel associé au manuscrit du chapitre 3 (article).

Les tableaux-A I-1 à A I-5 sont intégrés ci-dessous au format du mémoire afin de conserver, dans le document principal, les résultats complémentaires mentionnés dans l'article.

Table-A I-1 Relative error (%) in fall-height P2S versus Kinovea :
means, SD, and paired t-test p-values at the ankle, sacrum, and forehead

Error (%)	ankle	sacrum	forehead
means	-0.3	-0.2	-3.4
SD	8.9	9.7	11.5
t-test (p-values)	0.06149	0.55545	0.09493

Table-A I-2 Relative error (%) in peak-velocity P2S versus Kinovea :
means, SD, and paired t-test p-values at the ankle, sacrum, and forehead

Error (%)	ankle	sacrum	forehead
means	2.5	0.6	-2.3
SD	11.2	13.2	12.5
t-test (p-values)	0.05118	0.06293	0.5899

Table-A I-3 Agreement analysis between P2S and Kinovea for
displacement and velocity

Segment	Variable	ICC (2,1)	Bias	95% LoA (lower-upper)
Ankle	Displacement (m)	0.972	+0.05	[-0.26 ; 0.35]
Sacrum	Displacement (m)	0.986	-0.02	[-0.38 ; 0.35]
Forehead	Displacement (m)	0.958	+0.09	[-0.53 ; 0.70]
Ankle	Velocity ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	0.987	-0.18	[-1.31 ; 0.95]
Sacrum	Velocity ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	0.989	-0.14	[-1.03 ; 0.74]
Forehead	Velocity ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	0.985	+0.05	[-1.04 ; 1.13]

Table-A I-4 Peak acceleration ($\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$) by segment and method (IMUs, P2S, Kinovea) : mean $\pm$ SD and post hoc paired t-test p-values (Cohen's dz)

Segment	IMU (Mean $\pm$ SD)	P2S (Mean $\pm$ SD)	Kinovea (Mean $\pm$ SD)	p(dz) IMU vs P2S	p(dz) IMU vs Kinovea	p(dz) P2S vs Kinovea
Ankle	198.1 $\pm$ 75.7	133.2 $\pm$ 64.0	83.5 $\pm$ 66.4	<0.001 (0.87)	<0.001 (1.42)	0.0007 (0.58)
Sacrum	100.4 $\pm$ 44.6	56.6 $\pm$ 20.0	45.6 $\pm$ 30.0	<0.001 (1.43)	<0.001 (1.23)	0.0223 (0.38)
Forehead	40.3 $\pm$ 15.6	43.8 $\pm$ 16.1	38.0 $\pm$ 25.3	0.0531 (- 0.32)	0.5124 (0.11)	0.1303 (0.25)

Table-A I-5 Paired t-tests comparing IMU resampled vs P2S peak acceleration ($\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$) by segment : mean $\pm$ SD and post hoc paired t-test p-values

Segment	IMU 240 Hz (Mean $\pm$ SD)	P2S (Mean $\pm$ SD)	p (IMU 240Hz vs P2S)
Ankle	155.3 $\pm$ 56.4	133.2 $\pm$ 64.0	0.03212
Sacrum	63.3 $\pm$ 24	56.6 $\pm$ 20.0	0.00611
Forehead	32.2 $\pm$ 11.2	43.8 $\pm$ 16.1	<0.001

ANNEXE II

MATÉRIEL SUPPLÉMENTAIRE CHAPITRE 4

Cette annexe regroupe les éléments complémentaires associés au chapitre 4. Les tableaux A-II-1 à A-II-3 documentent les principales variantes du modèle THUMS utilisées au cours du développement, les méthodes testées pour l'adaptation du modèle et les résultats détaillés par part ligamentaire. Ces éléments sont présentés en complément du chapitre afin de préciser les choix méthodologiques ayant conduit à la configuration finale de simulation et de conserver les résultats secondaires mentionnés dans le corps du mémoire.

Tableau-A II-5.1 Principales variantes du modèle THUMS utilisées au cours du développement

Variante	Origine	Modifications principales	Rôle
Modèle de base sur sol dur	Dérivé du modèle complet de référence	Application d'une vitesse initiale imposée, contact simplifié sur surface rigide	Vérifier la mise en mouvement du modèle complet et identifier les premières instabilités
Jambe droite isolée sur sol dur	Dérivé du modèle complet	Extraction des membres inférieurs, simplification du problème mécanique	Étudier les réponses locales des membres inférieurs dans un cadre simplifié
Jambe droite isolée sur matelas	Dérivé du modèle jambe isolée	Introduction d'une surface de réception déformable	Étudier l'effet du matelas sur la réponse locale
Modèle complet rigidifié sur sol dur	Dérivé du modèle de base	Rigidification progressive de certaines régions, maintien du contact sur surface rigide	Stabiliser le modèle complet et tester les stratégies de simplification
Modèle repositionné et rigidifié sur matelas	Dérivé du modèle complet partiellement rigidifié	Repositionnement selon le scénario retenu, contact sur matelas déformable	Constituer la configuration la plus proche du cas final étudié

Tableau-A II-5.2 Méthodes testées pour l'adaptation du modèle et résultats obtenus

Méthode / approche	Objectif principal	Résultat obtenu	Limite principale	Statut final
Rotations imposées	Repositionner certains segments	Faisable localement en théorie	Nécessité de définir correctement le centre de rotation, très difficile sur le modèle complet	Testée, non retenue comme solution principale
Moments imposés	Ajuster certaines articulations	Correction locale possible	Même difficulté liée au centre de rotation, avec un contrôle délicat du mouvement global	Testée, non retenue comme solution principale
Déplacements imposés	Repositionner directement le mannequin	Repositionnement partiel possible	Mouvement pas toujours cohérent avec la cinématique naturelle de l'articulation	Testée, puis abandonnée comme méthode principale
Forces appliquées	Repositionner progressivement le modèle	Approche la plus pertinente pour guider le mouvement global	Mise en œuvre longue et délicate	Utilisée dans la stratégie finale
Contraintes spatiales	Éviter les mouvements parasites	Amélioration nette de la stabilité du repositionnement	Paramétrage délicat	Utilisées dans la stratégie finale
Comportement matériau rigide	Rigidifier des segments et réduire le coût de calcul	Solution non adaptée au THUMS complet	Incompatibilité avec l'architecture interne du modèle	Abandonnée
Regroupement nodal en corps rigide	Stabiliser cinématiquement certaines zones	Stabilisation utile de certaines parties	Peu ou pas de gain notable en temps de calcul	Utilisation complémentaire
Conversion de composantes déformables en composantes rigides	Rendre rigides certaines zones et réduire le coût numérique	Gain de temps de calcul mesuré de 14 à 34 % selon les régions rigidifiées	Nécessite un choix raisonné des régions à rigidifier	Solution principalement retenue
Repositionnement distal du pied	Ajuster la posture finale au niveau distal	Toujours problématique à ce stade	Erreurs persistantes liées à des sous-systèmes internes	Point encore non résolu

Tableau-A II-5.3 Déformations principales maximales par part
ligamentaire

Complexe	Part du modèle	Correspondance anatomique	Déformation principale maximale	Instant
Médial droit	Ligament médial 1	Ligament tibio-naviculaire	22,0 %	0,061 s
Médial droit	Ligament médial 2	Ligament tibio-spring	22,5 %	0,057 s
Médial droit	Ligament médial 3	Ligament tibio-calcanéen	14,9 %	0,051 s
Médial droit	Ligament médial 4	Ligament tibio-talien postérieur profond	10,9 %	0,048 s
Médial gauche	Ligament médial 1	Ligament tibio-naviculaire	14,8 %	0,056 s
Médial gauche	Ligament médial 2	Ligament tibio-spring	21,4 %	0,073 s
Médial gauche	Ligament médial 3	Ligament tibio-calcanéen	18,5 %	0,088 s
Médial gauche	Ligament médial 4	Ligament tibio-talien postérieur profond	11,7 %	0,084 s
Latéral droit	—	Ligament talo-fibulaire postérieur	39,6 %	0,073 s
Latéral droit	—	Ligament calcanéo-fibulaire	14,7 %	0,061 s
Latéral droit	—	Ligament talo-fibulaire antérieur	10,3 %	0,094 s
Latéral gauche	—	Ligament talo-fibulaire postérieur	31,8 %	0,060 s
Latéral gauche	—	Ligament calcanéo-fibulaire	12,8 %	0,062 s
Latéral gauche	—	Ligament talo-fibulaire antérieur	6,7 %	0,036 s

ANNEXE III

MATÉRIEL SUPPLÉMENTAIRE CHAPITRE 5

Cette annexe présente un élément complémentaire associé au chapitre 5. La Figure-A III-1 illustre l'évolution du coût normalisé selon les rigidifications cumulatives appliquées au modèle. Elle complète la discussion des limites numériques et du coût de calcul en fournissant une visualisation synthétique de l'effet des simplifications successives sur le temps de calcul relatif.

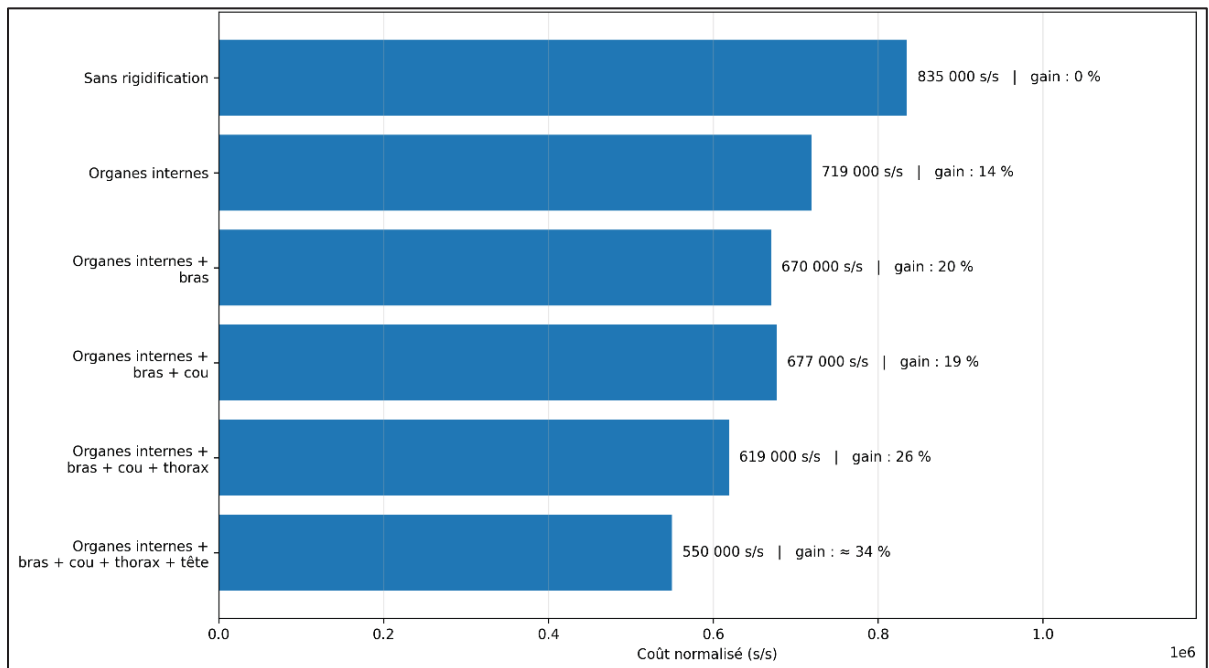


Figure-A III-1 Évolution du coût normalisé selon les rigidifications cumulatives du modèle

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Aubol, K. G., & Milner, C. E. (2023). Minimum sampling frequency for accurate and reliable tibial acceleration measurements during rearfoot strike running in the field. *Journal of Applied Biomechanics*, 39(3), 193-198. doi: 10.1123/jab.2022-0069
- Auer, J., Schöffl, V. R., Achenbach, L., Meffert, R. H., & Fehske, K. (2021). Indoor bouldering—A prospective injury evaluation. *Wilderness & Environmental Medicine*, 32(2), 160-167. doi: 10.1016/j.wem.2021.02.002
- Backe, S., Ericson, L., & Janson, S. (2009). Rock climbing injury rates and associated risk factors in a general climbing population. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 19(6), 850-856. doi: 10.1111/j.1600-0838.2008.00851.x
- Bailly, N., Schäuble, A., Honoré, S., Guesneau, M., Wei, W., Fournier, M., ... Petit, Y. (2024, septembre). Head kinematics during experimental e-scooter falls. Communication présentée à *Proceedings of the International Research Council on the Biomechanics of Injury (IRCOBI) Conference 2024*, Stockholm, Sweden (pp. 130-131). Repéré à <https://www.researchgate.net/publication/384051915>
- Balsalobre-Fernández, C., Tejero-González, C. M., del Campo-Vecino, J., & Bavaresco, N. (2014). The concurrent validity and reliability of a low-cost, high-speed camera-based method for measuring the flight time of vertical jumps. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(2), 528-533. doi: 10.1519/JSC.0b013e318299a52e
- Beurienne, E., Bailly, N., Luiggi, M., Martha, C., Bruna-Rosso, C., Wylomanski, M., ... Dorsemayne, M. (2025a). The art of falling: Identifying the falls scenarios associated with bouldering injuries. *Frontiers in Sports and Active Living*, 7, Article 1609133. doi: 10.3389/fspor.2025.1609133
- Beurienne, E., Dorsemayne, M., Bruna-Rosso, C., Wylomanski, M., Bailly, N., & Behr, M. (2025b). Designing safer climbing pads: The role of foam, covers, and trapped air in pad performance. *Results in Engineering*, 28, Article 107218. doi: 10.1016/j.rineng.2025.107218
- Bhaskaran, D., Wortley, M., Chen, Q., Milner, C. E., Fitzhugh, E. C., & Zhang, S. (2015). Effect of a combined inversion and plantarflexion surface on ankle kinematics and EMG activities in landing. *Journal of Sport and Health Science*, 4(4), 377-383. doi: 10.1016/j.jshs.2014.10.001
- Blay, A., Baudinet, I., & Clément, J. (2025). Performance analysis in speed climbing among developing athletes. *Multidisciplinary Biomechanics Journal*, 2, 457-459. doi: 10.46298/mbj.16168
- Boulanger, J., Seifert, L., Hérault, R., & Coeurjolly, J.-F. (2015). Automatic sensor-based detection and classification of climbing activities. *IEEE Sensors Journal*, 16(3), 742-749. doi: 10.1109/JSEN.2015.2481511
- Bousigues, S., Naaim, A., Robert, T., Muller, A., & Dumas, R. (2025). The effects of markerless inconsistencies are at least as large as the effects of the marker-based soft tissue artefact. *Journal of Biomechanics*, 182, Article 112566. doi: 10.1016/j.jbiomech.2025.112566

- Breen, M., Reed, T., Nishitani, Y., Jones, M., Breen, H. M., & Breen, M. S. (2023). Wearable and non-invasive sensors for rock climbing applications: Science-based training and performance optimization. *Sensors*, 23(11), Article 5080. doi: 10.3390/s23115080
- Brockett, C. L., & Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma*, 30(3), 232-238. doi: 10.1016/j.mporth.2016.04.015
- Brønd, J. C., & Arvidsson, D. (2016). Sampling frequency affects the processing of ActiGraph raw acceleration data to activity counts. *Journal of Applied Physiology*, 120(3), 362-369. doi: 10.1152/jappphysiol.00628.2015
- Button, K. D., Wei, F., Meyer, E. G., & Haut, R. C. (2013). Specimen-specific computational models of ankle sprains produced in a laboratory setting. *Journal of Biomechanical Engineering*, 135(4), Article 041001. doi: 10.1115/1.4023521
- Buxton, E. L., Hiley, M. J., & Yeadon, M. R. (2024). A comparison of protocols for measuring forces during landing on competition mats in gymnastics. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 238(4), 417-421. doi: 10.1177/17543371221140495
- Buzzacott, P., Schöffl, I., Chimiak, J., & Schöffl, V. (2019). Rock climbing injuries treated in US emergency departments, 2008-2016. *Wilderness & Environmental Medicine*, 30(2), 121-128. doi: 10.1016/j.wem.2018.11.009
- Clément, J., Charbonneau, M., & Thompson, M. (2021). Instantaneous velocity estimation for the four swimming strokes using a 3-axis accelerometer: Validation on paralympic athletes. *Journal of Biomechanics*, 117, Article 110261. doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110261
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2e éd.). Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates.
- Colville, M. R., Marder, R. A., Boyle, J. J., & Zarins, B. (1990). Strain measurement in lateral ankle ligaments. *The American Journal of Sports Medicine*, 18(2), 196-200. doi: 10.1177/036354659001800214
- Crenna, F., Rossi, G. B., & Berardengo, M. (2021). Filtering biomechanical signals in movement analysis. *Sensors*, 21, Article 4580. doi: 10.3390/s21134580
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., ... Thelen, D. G. (2007). OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 1940-1950. doi: 10.1109/TBME.2007.901024
- Desmarais, Y., Mottet, D., Slangen, P., & Montesinos, P. (2021). A review of 3D human pose estimation algorithms for markerless motion capture. *arXiv*. Repéré à <https://arxiv.org/abs/2010.06449>
- Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A.-G., & Buchner, A. (2007). G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*, 39(2), 175-191. doi: 10.3758/BF03193146
- Fernández-González, P., Koutsou, A., Cuesta-Gómez, A., Carratalá-Tejada, M., Miangolarra-Page, J. C., & Molina-Rueda, F. (2020). Reliability of Kinovea® software and agreement with a three-dimensional motion system for gait analysis in healthy subjects. *Sensors*, 20(11), Article 3154. doi: 10.3390/s20113154
- Fuss, F. K., & Niegl, G. (2010). Biomechanics of the two-handed dyno technique for sport climbing. *Sports Engineering*, 13(1), 19-30. doi: 10.1007/s12283-010-0052-1

- Gayzik, F. S., Moreno, D. P., Danelson, K. A., McNally, C., Klinich, K. D., & Stitzel, J. D. (2012). External landmark, body surface, and volume data of a mid-sized male in seated and standing postures. *Annals of Biomedical Engineering*, 40(9), 2019-2032. doi: 10.1007/s10439-012-0546-z
- Golanó, P., Vega, J., de Leeuw, P. A. J., Malagelada, F., Manzanares, M. C., Götzens, V., & van Dijk, C. N. (2010). Anatomy of the ankle ligaments: A pictorial essay. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 18(5), 557-569. doi: 10.1007/s00167-010-1100-x
- Halabchi, F., & Hassabi, M. (2020). Acute ankle sprain in athletes: Clinical aspects and algorithmic approach. *World Journal of Orthopedics*, 11(12), 534-558. doi: 10.5312/wjo.v11.i12.534
- Heebner, N. R., Rafferty, D. M., Wohleber, M. F., Wenke, N. M., & Sell, T. C. (2017). Landing kinematics and kinetics at the knee during different landing tasks. *Journal of Athletic Training*, 52(12), 1101-1108. doi: 10.4085/1062-6050-52.11.25
- Helm, M., Ritzmann, R., Gollhofer, A., & Freyler, K. (2019). Anticipation modulates neuromechanics of drop jumps in known or unknown ground stiffness. *PLoS ONE*, 14(1), Article e0211276. doi: 10.1371/journal.pone.0211276
- Huang, J., Huang, C., & Mo, F. (2022). Analysis of foot-ankle-leg injuries in various under-foot impact loading environments with a human active lower limb model. *Journal of Biomechanical Engineering*, 144(1), 011012. doi: 10.1115/1.4052111
- Hur, E. S., Bohl, D. D., & Lee, S. (2020). Lateral ligament instability: Review of pathology and diagnosis. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 13(4), 494-500. doi: 10.1007/s12178-020-09641-z
- International Federation of Sport Climbing. (2023). *Wall requirements: IFSC event* [PDF]. Repéré à https://images.ifsc-climbing.org/ifsc/image/private/t_q_good/prd/zyoowsp9iiywlszflw99.pdf
- International Olympic Committee. (2016, 3 août). *IOC approves five new sports for Olympic Games Tokyo 2020*. Repéré à <https://olympics.com/ioc/news/ioc-approves-five-new-sports-for-olympic-games-tokyo-2020>
- Ishida, T., Ino, T., Yamakawa, Y., Wada, N., Koshino, Y., Samukawa, M., ... Tohyama, H. (2024). Estimation of vertical ground reaction force during single-leg landing using two-dimensional video images and pose estimation artificial intelligence. *Physical Therapy Research*, 27, 35-41. doi: 10.1298/ptr.E10127
- Iwamoto, M., Nakahira, Y., & Kimpara, H. (2015). Development and validation of the Total Human Model for Safety (THUMS) toward further understanding of occupant injury mechanisms in precrash and during crash. *Traffic Injury Prevention*, 16(sup1), S36-S48. doi: 10.1080/15389588.2015.1015000
- Jones, G., Schöffl, V., & Johnson, M. I. (2018). Incidence, diagnosis, and management of injury in sport climbing and bouldering: A critical review. *Current Sports Medicine Reports*, 17(11), 396-401. doi: 10.1249/JSR.0000000000000534
- Josephsen, G., Shinneman, S., Tamayo-Sarver, J., Josephsen, K., Boulware, D., Hunt, M., & Pham, H. (2007). Injuries in bouldering: A prospective study. *Wilderness & Environmental Medicine*, 18(4), 271-280. doi: 10.1580/06-WEME-OR-071R1.1

- Kanko, R. M., Laende, E. K., Davis, E. M., Selbie, W. S., & Deluzio, K. J. (2021a). Concurrent assessment of gait kinematics using marker-based and markerless motion capture. *Journal of Biomechanics*, 127, Article 110665. doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110665
- Kanko, R. M., Laende, E., Selbie, W. S., & Deluzio, K. J. (2021b). Inter-session repeatability of markerless motion capture gait kinematics. *Journal of Biomechanics*, 121, Article 110422. doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110422
- Kawachi Cruz, J., Chew, K. Y., Ren, M. Y., & Lee, Y. H. D. (2025). Complex knee injuries from bouldering: A case series. *Journal of ISAKOS: Joint Disorders & Orthopaedic Sports Medicine*, 14, Article 100995. doi: 10.1016/j.jisako.2025.100995
- Kinovea. (2025). *Linear and angular kinematics: Data filtering*. Repéré à <https://www.kinovea.org/help/en/measurement/kinematics.html>
- Kitagawa, Y., Ichikawa, H., Pal, C., King, A. I., & Levine, R. S. (1998). Lower leg injuries caused by dynamic axial loading and muscle tensing. Communication présentée à 16th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Windsor, Ontario, Canada, Paper No. 98-S7-O-09.
- Kovářová, M., Pyszko, P., & Kikalová, K. (2024). Analyzing injury patterns in climbing: A comprehensive study of risk factors. *Sports*, 12(2), Article 61. doi: 10.3390/sports12020061
- Kristianslund, E., Krosshaug, T., & van den Bogert, A. J. (2012). Effect of low-pass filtering on joint moments from inverse dynamics: Implications for injury prevention. *Journal of Biomechanics*, 45(4), 666-671. doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.12.011
- Lakens, D. (2013). Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: A practical primer for t-tests and ANOVAs. *Frontiers in Psychology*, 4, Article 863. doi: 10.3389/fpsyg.2013.00863
- Lam, W. W. T., Tang, Y. M., & Fong, K. N. K. (2023). A systematic review of the applications of markerless motion capture technology for clinical measurement in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 20, Article 57. doi: 10.1186/s12984-023-01186-9
- Lee, S. Y., Kim, S. M., Lee, R. S., & Park, I. R. (2024). Effect of participation motivation in sports climbing on leisure satisfaction and physical self-efficacy. *Behavioral Sciences*, 14(1), Article 76. doi: 10.3390/bs14010076
- Li, Z., Zhang, J., Wang, J., Gao, J., Li, M., & Wang, Z. (2022). Preliminary study on the mechanisms of ankle injuries under falling and impact conditions based on the THUMS model. *Forensic Sciences Research*, 7(3), 518-527. doi: 10.1080/20961790.2021.1875582
- Lin, J. Z., Lin, Y. A., & Lee, H. J. (2019). Are landing biomechanics altered in elite athletes with chronic ankle instability? *Journal of Sports Science and Medicine*, 18(4), 653-662.
- McDonald, J. W., Henrie, A. M., Teramoto, M., Medina, E., & Willick, S. E. (2017). Descriptive epidemiology, medical evaluation, and outcomes of rock climbing injuries. *Wilderness & Environmental Medicine*, 28(3), 185-196. doi: 10.1016/j.wem.2017.05.001
- Michaels, R., Barreira, T. V., Robinovitch, S. N., Sosnoff, J. J., & Moon, Y. (2025). Estimating hip impact velocity and acceleration from video-captured falls using a pose estimation algorithm. *Scientific Reports*, 15, Article 1558. doi: 10.1038/s41598-025-85934-y

- Mills, C., Yeadon, M. R., & Pain, M. T. G. (2010). Modifying landing mat material properties may decrease peak contact forces but increase forefoot forces in gymnastics landings. *Sports Biomechanics*, 9(3), 153-164. doi: 10.1080/14763141.2010.524244
- Morgan, E. F., Unnikrisnan, G. U., & Hussein, A. I. (2018). Bone mechanical properties in healthy and diseased states. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 20, 119-143. doi: 10.1146/annurev-bioeng-062117-121139
- Müller, M., Heck, J., Pflüger, P., Greve, F., Biberthaler, P., & Crönlein, M. (2022). Characteristics of bouldering injuries based on 430 patients presented to an urban emergency department. *Injury*, 53(4), 1394-1400. doi: 10.1016/j.injury.2022.02.003
- Napier, C., Jiang, X., MacLean, C. L., Menon, C., & Hunt, M. A. (2020). The use of a single sacral marker method to approximate the centre of mass trajectory during treadmill running. *Journal of Biomechanics*, 108, Article 109886. doi: 10.1016/j.jbiomech.2020.109886
- Needham, L., Evans, M., Wade, L., Cosker, D. P., McGuigan, M. P., Bilzon, J. L., & Colyer, S. L. (2022). The development and evaluation of a fully automated markerless motion capture workflow. *Journal of Biomechanics*, 144, Article 111338. doi: 10.1016/j.jbiomech.2022.111338
- Ortega, D. R., Rodríguez Bies, E. C., & Berral de la Rosa, F. J. (2010). Analysis of the vertical ground reaction forces and temporal factors in the landing phase of a countermovement jump. *Journal of Sports Science & Medicine*, 9(2), 282-287.
- Özdemir, E., & Aynardi, M. (2025). Lateral ankle instability: Review of the diagnosis & treatment. *SurgiColl*, 3(1). doi: 10.58616/001c.116263
- Pagnon, D., Domalain, M., & Réveret, L. (2021). Pose2Sim: An end-to-end workflow for 3D markerless sports kinematics—Part 1: Robustness. *Sensors*, 21(19), Article 6530. doi: 10.3390/s21196530
- Pagnon, D., Domalain, M., & Réveret, L. (2022). Pose2Sim: An end-to-end workflow for 3D markerless sports kinematics—Part 2: Accuracy. *Sensors*, 22(7), Article 2712. doi: 10.3390/s22072712
- Pagnon, D. (2025). *Pose2Sim* (Version 0.10.0) [Logiciel]. Repéré à <https://github.com/perfanalytics/pose2sim>
- Park, S., Lee, K., Kim, D., Yoo, J., Lee, Y., & Park, S. (2017). Analysis of plantar pressure during climbing for the development of sports climbing shoes. *Footwear Science*, 9(sup1), S111-S113. doi: 10.1080/19424280.2017.1314367
- Potter, M. V., Ojeda, L. V., Perkins, N. C., & Cain, S. M. (2019). Effect of IMU design on IMU-derived stride metrics for running. *Sensors*, 19(11), Article 2601. doi: 10.3390/s19112601
- Provot, T., Chiementin, X., Oudin, E., Bolaers, F., & Murer, S. (2017). Validation of a high sampling rate inertial measurement unit for acceleration during running. *Sensors*, 17(9), Article 1958. doi: 10.3390/s17091958
- Pueo, B., Penichet-Tomás, A., & Jiménez-Olmedo, J. M. (2020). Validity, reliability and usefulness of smartphone and Kinovea motion analysis software for direct measurement of vertical jump height. *Physiology & Behavior*, 227, Article 113144. doi: 10.1016/j.physbeh.2020.113144
- Puig-Diví, A., Escalona-Marfil, C., Padullés-Riu, J. M., Busquets, A., Padullés-Chando, X., & Marcos-Rodríguez, P. (2019). Validity and reliability of the Kinovea program in

- obtaining angles and distances using coordinates in 4 perspectives. *PLOS ONE*, 14(6), Article e0216448. doi: 10.1371/journal.pone.0216448
- Rupp, J. D., Miller, C. S., Reed, M. P., Madura, N. H., Klinich, K. D., & Schneider, L. W. (2008). Characterization of knee-thigh-hip response in frontal impacts using biomechanical testing and computational simulations. *Stapp Car Crash Journal*, 52, 421-474. doi: 10.4271/2008-22-0017
- Scataglini, S., Abts, E., Van Bocxlaer, C., Van den Bussche, M., Meletani, S., & Truijen, S. (2024). Accuracy, validity, and reliability of markerless camera-based 3D motion capture systems versus marker-based 3D motion capture systems in gait analysis: A systematic review and meta-analysis. *Sensors*, 24(11), Article 3686. doi: 10.3390/s24113686
- Schinkel-Ivy, A., Altenhof, W. J., & Andrews, D. M. (2014). Validation of a full body finite element model (THUMS) for running-type impacts to the lower extremity. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17(2), 137-148. doi: 10.1080/10255842.2012.672562
- Schöffl, V., Popp, D., Küpper, T., & Schöffl, I. (2015). Injury trends in rock climbers: Evaluation of a case series of 911 injuries between 2009 and 2012. *Wilderness & Environmental Medicine*, 26(1), 62-67. doi: 10.1016/j.wem.2014.08.013
- Schreiber, P., Crandall, J. R., Hurwitz, S. R., & Nusholtz, G. S. (1998). Static and dynamic bending strength of the leg. *International Journal of Crashworthiness*, 3(3), 295-308. doi: 10.1533/cras.1998.0077
- Schwanitz, S., Kohout, N., Krumm, D., & Odenwald, S. (2024). Impact loads when jumping on indoor climbing mats. Communication présentée à *15th International Conference on the Engineering of Sport (ISEA 2024)*, Loughborough, United Kingdom. doi: 10.17028/rd.lboro.27052576.v1
- Seth, A., Hicks, J. L., Uchida, T. K., Habib, A., Dembia, C. L., Dunne, J. J., ... Delp, S. L. (2018). OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLoS Computational Biology*, 14(7), Article e1006223. doi: 10.1371/journal.pcbi.1006223
- Severin, I.-C., & Dobrea, D.-M. (2021). Using inertial sensors to determine head motion—A review. *Journal of Imaging*, 7(12), Article 265. doi: 10.3390/jimaging7120265
- Sibella, F., Frosio, I., Schena, F., & Borghese, N. A. (2007). 3D analysis of the body center of mass in rock climbing. *Human Movement Science*, 26(6), 841-852. doi: 10.1016/j.humov.2007.05.008
- Sinsurin, K., Vachalathiti, R., Jalayondeja, W., & Limroongreungrat, W. (2013). Altered peak knee valgus during jump-landing among various directions in basketball and volleyball athletes. *Asian Journal of Sports Medicine*, 4(3), 195-200. doi: 10.5812/asjasm.34258
- Stewart, A., Marfell-Jones, M., Olds, T., & De Ridder, J. (2011). *International standards for anthropometric assessment (ISAK)*. Potchefstroom, South Africa: International Society for the Advancement of Kinanthropometry.
- Takao, M., Ozeki, S., Oliva, X. M., Inokuchi, R., Yamazaki, T., Takeuchi, Y., ... Glazebrook, M. (2020). Strain pattern of each ligamentous band of the superficial deltoid ligament: A cadaver study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 21, 289. doi: 10.1186/s12891-020-03296-0

- Teng, P. S. P., Leong, K. F., & Kong, P. W. (2020). Influence of foot-landing positions at initial contact on knee flexion angles for single-leg drop landings. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 91(2), 316-325. doi: 10.1080/02701367.2019.1669765
- Tonoli, A., Galluzzi, R., Zenerino, E. C., & Boero, D. (2016). Fall identification in rock climbing using wearable device. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 230(3), 171-179. doi: 10.1177/1754337115592749
- Toyota Motor Corporation, & Toyota Central R&D Labs., Inc. (2024). *Documentation: Total Human Model for Safety (THUMS) AM50 Version 7.1 Occupant Model* [Documentation technique]
- Toyota Motor Corporation. (s.d.). *THUMS: Total Human Model for Safety*. Repéré le 24 avril 2026 à <https://www.toyota.co.jp/thums/>
- Uhlrich, S. D., Falisse, A., Kidziński, Ł., Muccini, J., Ko, M., Chaudhari, A. S., ... Delp, S. L. (2023). OpenCap: Human movement dynamics from smartphone videos. *PLoS Computational Biology*, 19(10), Article e1011462. doi: 10.1371/journal.pcbi.1011462
- Vicon. (2025). *Blue Trident IMU product page*. Repéré à <https://www.vicon.com/hardware/blue-trident/>
- Vicon/IMeasureU. (2025). *Blue Trident sensor specifications*. Repéré à <https://support.imeasureu.com/article/70-sensor-specifications>
- Wang, Y., Wang, X., Ma, N., Zhou, Q., Wang, J., & Sun, X. (2024). Numerical simulation of response behavior and damage regularity of human lower limbs under axial impact load. *Journal of Physics: Conference Series*, 2791(1), Article 012011. doi: 10.1088/1742-6596/2791/1/012011
- Wei, F., Fong, D. T.-P., Chan, K.-M., & Haut, R. C. (2015). Estimation of ligament strains and joint moments in the ankle during a supination sprain injury. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(3), 243-248. doi: 10.1080/10255842.2013.792809
- White, D. J., & Olsen, P. D. (2010). A time motion analysis of bouldering style competitive rock climbing. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(5), 1356-1360. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181cf75bd
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4e éd.). Hoboken, NJ: John Wiley & Sons.
- Wong, D. W.-C., Niu, W., Wang, Y., & Zhang, M. (2016). Finite element analysis of foot and ankle impact injury: Risk evaluation of calcaneus and talus fracture. *PLOS ONE*, 11(4), Article e0154435. doi: 10.1371/journal.pone.0154435
- Woollings, K. Y., McKay, C. D., & Emery, C. A. (2015). Risk factors for injury in sport climbing and bouldering: A systematic review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*, 49(17), 1094-1099. doi: 10.1136/bjsports-2014-094372
- Yamada, H. (1970). *Strength of biological materials*. Baltimore, MD: Williams & Wilkins.
- Yoganandan, N., Pintar, F. A., Boynton, M., Begeman, P., Prasad, P., Kuppa, S. M., ... Eppinger, R. H. (1996). Dynamic axial tolerance of the human foot-ankle complex. *SAE Technical Paper 962426*. doi: 10.4271/962426
- Yu, B., Gabriel, D., Noble, L., & An, K. N. (1999). Estimate of the optimum cutoff frequency for the Butterworth low-pass digital filter. *Journal of Applied Biomechanics*, 15(3), 318-329. doi: 10.1123/jab.15.3.318

- Zampagni, M. L., Brigadoi, S., Schena, F., Tosi, P., & Ivanenko, Y. P. (2011). Idiosyncratic control of the center of mass in expert climbers. *European Journal of Applied Physiology*, 111(8), 1643-1650. doi: 10.1007/s00421-010-1780-5
- Ziebart, C., Giangregorio, L. M., Gibbs, J. C., Levine, I. C., Tung, J., & Laing, A. C. (2017). Measurement of peak impact loads differ between accelerometers: Effects of system operating range and sampling rate. *Journal of Biomechanics*, 58, 222-226. doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.04.027