

Partie 3 :

Outils, méthodes et données de référence pour mieux décrire les traumatismes du piéton

Fiche de synthèse

Contributeurs :

Chapitre 1 : Outils et méthodes pour l'utilisation de modèles EF détaillés du membre pelvien : mécanismes lésionnels et variabilité des conditions d'impacts

Ifsttar-LBA

Chapitre 2 : Outils et méthodes pour l'utilisation de modèles EF détaillés de la tête

UDS

Chapitre 3 : Mieux décrire les processus lésionnels du genou ligamentaire

Ifsttar-LBA

Chapitre 4 : Analyse expérimentale de la chute au sol

Ifsttar-LBA & UCBL LBMC

Questions posées

De manière complémentaire aux approches expérimentales, la simulation numérique, une fois validée et robuste, permet de recueillir des données non mesurables expérimentalement et de compléter ainsi la connaissance des mécanismes lésionnels. Dans ce champ de recherche, l'utilisation de modélisations détaillées proposées par les méthodes éléments finis s'avère particulièrement efficace pour évaluer de manière plus fine la vulnérabilité du piéton aux regards des conditions d'impact, de la nature du véhicule et surtout de poser les bases de critères de blessure plus efficaces.

Dans le projet ASP, les enjeux ont été focalisés sur la protection de la tête et du membre pelvien. Ainsi les questions posées dans cette troisième partie concernent :

- *La définition d'outils et méthodes d'évaluation fine de la vulnérabilité du piéton ;*
- *L'étude de l'incidence du type de véhicule sur la vulnérabilité de la jambe piéton ;*
- *L'étude de la chute au sol sur la vulnérabilité du piéton ;*
- *La mise en œuvre de données de références pour conforter la validation des modèles et la pertinence des critères de blessure à développer ;*

Chapitre 1 : Outils et méthodes pour l'utilisation de modèles EF détaillés du membre pelvien : mécanismes lésionnels et variabilité des conditions d'impacts

Le « Lower Limb Model for Safety » est un modèle éléments finis complet du membre pelvien. Il a été largement utilisé pour étudier la vulnérabilité du membre pelvien lors d'un choc piéton. La méthodologie employée dans le projet ASP s'inscrit en continuité avec ces précédents travaux.

Ce premier chapitre fournit les informations nécessaires à la compréhension du modèle utilisé ainsi que la méthode d'analyse proposée qui est basée sur une analyse comparative suivant un ou plusieurs plans d'expérience. Ainsi, pour chaque simulation, une analyse exhaustive de la chronologie du traumatisme permet de suivre certaines données du modèle (déformation, contraintes, accélération) directement reliées aux lésions ligamentaires et osseuses.

Résultats marquants :

Aspects méthodologiques : présentation du modèle LLMS – Méthode d'analyse et d'évaluation des lésions

Résultats sur l'analyse de sensibilité au regard des conditions d'impact :

- Une chronologie de lésions en deux temps : lésion ligamentaire (et/puis) lésion osseuse
- Les fractures osseuses sont dominantes contre le point de plus grande rigidité du véhicule où chez le 95^{ème} percentile
- La hauteur du point d'impact genou est déterminante sur le couple flexion cisaillement appliqué
- La hauteur du point d'impact (ie. le percentile considéré) et l'orientation du piéton influencent la nature de la première lésion ligamentaire

Chapitre 2 : Outils et méthodes pour l'utilisation de modèles EF détaillés de la tête

Le SUFEHM (Strasbourg University Finite Element Head Model) est un modèle détaillé de la tête permettant d'évaluer autant les lésions osseuses que cérébrales. Dans le processus de mise en œuvre d'une méthodologie d'évaluation de la face avant du véhicule, l'analyse des résultats de la simulation numérique de l'impact de la tête au moyen du modèle SUFEHM a été réalisée automatiquement par un post processeur développé à cet effet.

L'analyse des résultats avec le SUFEHM permet une visualisation simple et directe des risques de lésion et des probabilités de lésions inhérents à la reconstruction numérique d'accidents ou pour des conditions types d'accident.

Résultats marquants :

Aspects méthodologiques : mise en œuvre d'un outil dédié pour l'analyse des lésions et probabilités de lésions de la tête du piéton.

Chapitre 3 : Mieux décrire les processus lésionnels du genou ligamentaire

L'analyse des résultats obtenus dès le démarrage du projet nous a conduit à chercher à mieux décrire par la simulation les processus de rupture des structures ligamentaires et à compléter les connaissances existantes sur les critères de rupture du genou ligamentaire en cisaillement pur.

Résultats marquants :

I. The failure modeling of knee ligaments in the finite element model

Upgrade of failure properties of knee ligaments at the model level using inverse analysis

II. Injury Thresholds of Knee Ligaments Under Lateral–Medial Shear Loading: An Experimental Study

Under lateral tibial translation and medial tibial translation, both primary injury types of knee ligaments and force curves were defined

Under pure shearing, the majority of primary failure modes were anterior cruciate ligament (ACL) injury when the tibia was displaced medially and posterior cruciate ligament (PCL) injury when the tibia was displaced laterally.

Experimental results indicated that the injury threshold of the knee joint under lateral–medial shear loading varied from 11.4 to 17.6 mm, with an average level approximately 14.3 mm.

Chapitre 4 : Analyse expérimentale de la chute au sol

Afin de discriminer les lésions induites par la chute au sol de celles dues à l'impact contre le véhicule, un système de retenue du piéton a été conçu. Deux campagnes d'essais expérimentaux, avec et sans chute au sol, ont été menées utilisant des corps donnés à la science et des véhicules non piétonnés puis piétonnés : au total 13 essais ont été réalisés.

Résultats marquants :

Aspects méthodologiques : *mise en œuvre d'un système de retenue du piéton*

Résultats crash tests :

Base de données accélérométriques et cinématographiques
Fréquence et gravité des lésions thoraciques

Influence de la taille du sujet sur

Sommaire

Chapitre 1

Outils et méthodes pour l'utilisation de modèles EF détaillés du membre pelvien : mécanismes lésionnels et de la variabilité des conditions d'impacts **168**

I. Présentation du modèle LLMS 168

II Méthodologie d'analyse 172

III Conditions de chocs utilisés – Analyse de sensibilité 175

IV Résultats 183

Références 189

Chapitre 2

Outils et méthodes pour l'utilisation de modèles EF détaillés de la tête **191**

I Présentation du SUFEHM et de ces limites de tolérance 191

II. Outil de prédiction du traumatisme crânien 196

Chapitre 3

Mieux décrire les processus lésionnels du genou ligamentaire **206**

1. The failure modeling of knee ligaments in the finite element model 206

II. Injury Thresholds of Knee Ligaments Under Lateral–Medial Shear Loading: An Experimental Study 215

Chapitre 4

Analyse expérimentale de la chute au sol **226**

1. Outils et méthodes 226

II. Résultats 228

III. Conclusion 237

Chapitre 1 :

Outils et méthodes pour l'utilisation de modèles EF détaillés du membre pelvien : Mécanismes lésionnels et variabilité des conditions d'impacts

Le « Lower Limb Model for Safety » est un modèle éléments finis complet du membre pelvien. Il a été largement utilisé pour étudier la vulnérabilité du membre pelvien lors d'un choc piéton dans le cadre des projets APROSYS (6^{ème} PCRDT), APPA (PREDIT) ou pour des activités de recherches (CEVE, IHRA). Son utilisation a permis de compléter l'analyse des mécanismes lésionnels du membre pelvien et de poser les bases de critères de blessure de la jambe.

La méthodologie employée dans le projet ASP, s'inscrit en continuité avec ces précédents travaux. La simulation numérique sera utilisée ici à un double niveau :

- Tout d'abord, par analyse comparative, l'objectif est d'évaluer en quoi les différentes typologies de véhicules et modèles offrent une protection du membre pelvien. Cette analyse viendra notamment s'appuyer sur la comparaison entre des véhicules dits piétonnés ou non.
- Ensuite, pour chaque véhicule, une analyse de sensibilité sur la variabilité des conditions d'impact viendra compléter l'analyse de la vulnérabilité du membre pelvien par famille de voiture. Cette même analyse de sensibilité sera également utilisée pour construire des critères de blessure combinés du membre pelvien.

Pour chaque simulation, une analyse exhaustive de la chronologie du traumatisme permettra de suivre certaines données du modèle (déformation, contraintes, accélération) directement reliées aux lésions ligamentaires et osseuses.

I. Présentation du modèle LLMS

- Le Modèle

Le modèle LLMS, pour Lower Limb Model for Safety est un modèle éléments finis avancé du membre pelvien établi en étroite collaboration entre MECALOG (aujourd'hui ALTAIR développement) et le Laboratoire de Biomécanique Appliquée. Ce modèle a été obtenu par traitement d'images IRM et scanner d'un sujet volontaire (figure 1). La description anatomique du modèle LLMS vise à intégrer l'ensemble des structures dont les fonctions physiologiques et mécaniques sont significatives pour le membre pelvien. Les différents travaux réalisés à ce jour ont conduit à décliner trois versions du modèle LLMS (Arnoux 2001, 2004, 2005, 2006, Behr 2006).

- La version originale qui comprend : *25000 Noeuds, 13500 Coques, 11200 Solides, 500 Ressorts, 100 cartes de matériaux.*
- Une version dite tonique, qui intègre l'ensemble des loges musculaires de la jambe et permet de simuler les processus de contraction musculaire.

- Une version passive qui propose une modélisation plus fine de l'appareil ligamentaire et des tissus mous. C'est cette dernière version du modèle (dont la validation a été mise à jour) qui est ici utilisée pour le projet ASP.

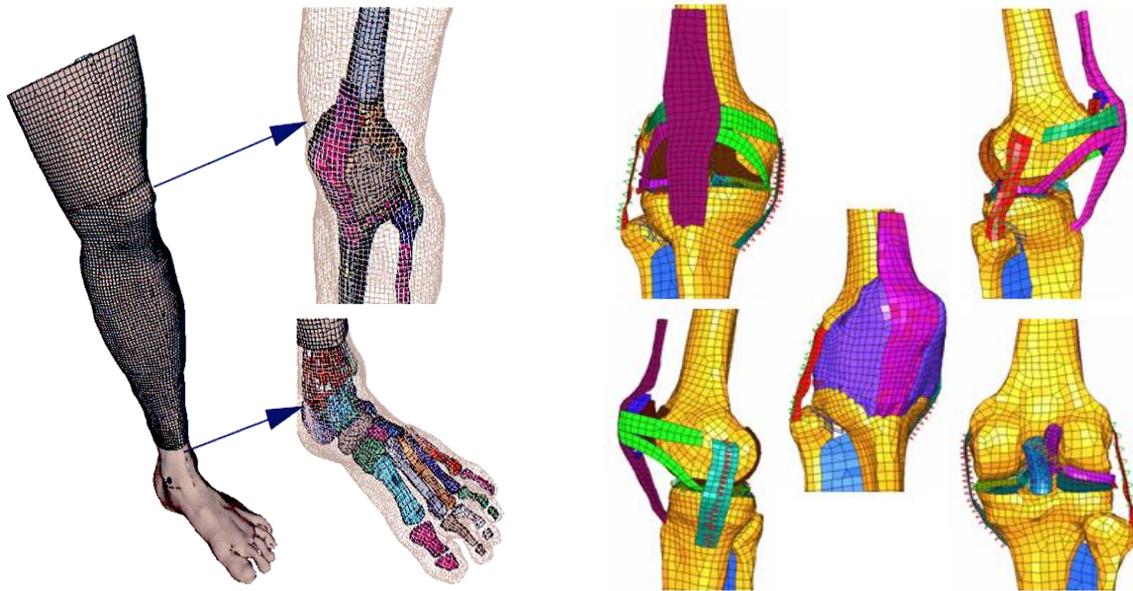


Figure a.1 : Présentation générale du modèle LLMS

D'un point de vue mécanique, le modèle LLMS est entièrement déformable excepté pour les phalanges, la partie proximale du fémur et l'hémi pelvis. Ces structures sont décrites comme des corps rigides dont les conditions cinématiques sont obtenues par des joints mathématiques.

Les propriétés mécaniques des tissus décrits dans le modèle sont obtenues en référence aux données de la littérature. De manière synthétique, les structures osseuses sont considérées comme élasto plastiques alors que les autres tissus mous sont décrits comme viscoélastiques ou élastiques en fonction des données disponibles dans la littérature. Les propriétés mécaniques des principales structures du modèle sont résumées dans le tableau 1.

D'un point de vue géométrique, les structures anatomiques du modèle sont modélisées suivant des éléments coques, solides ou unidimensionnels au regard de leur comportement mécanique et de leurs pertinence sur des considérations anatomiques. Les épaisseurs corticales, la densité et le module d'Young varient suivant leur localisation sur les os longs. Enfin, les interactions des tissus sont décrites suivant des interfaces de contacts avec frottement (toutes symétriques). Des conditions cinématiques des types adhésion sont utilisées pour simuler les jonctions os - muscles. Enfin, les insertions ligamentaires sont décrites suivant un maillage continu ou des conditions d'adhérence via des conditions cinématiques (lorsque les maillages en vis-à-vis ne sont pas compatibles).

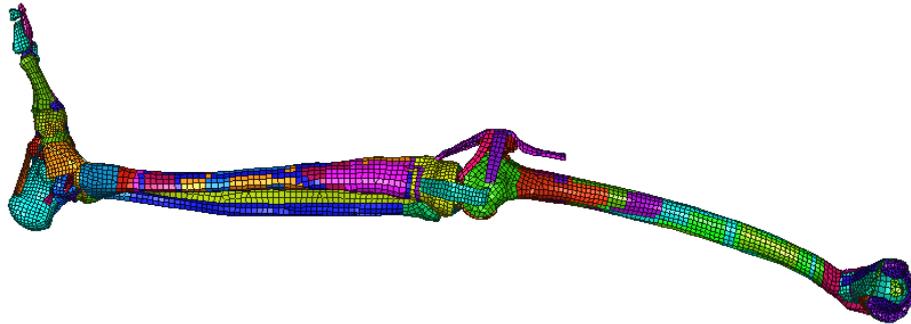


Figure a.2 : Illustration de la distribution géométrique des propriétés sur le tibia

	Density	Young's modulus	Poisson's ratio	Yield stress	Failure strain	Failure stress	Reference
Units	g/mm^3	MPa		MPa	%	MPa	
Diaphyseal Femur/tibia	0.0018 to 0.0021	15000 to 16000	0.3	120	3	125 to 130	Beillas, 1999 Geraldine, 2007
Metaphyseal Femur/Tibia	0.0018 to 0.0021	12000 to 15000	0.3	80 to 100	3	110 to 130	Lotz, 1991
Epiphyseal Surfacic bone	0.0018	5000 to 6000	0.3	80 to 100	3	110 to 130	Mente, 1994 Atkinson, P.J., 1998
Other (surfacic patella, fibula, ankle)	0.0015 to 0.0021	12000 to 15000	0.3	80 to 100	2 to 3	100 to 125	Similar to metaphyseal bone
Cancellous bone	0.0013 to 0.00185	75 to 450	0.3	10	3	15	Goldstein, 1987 Linde, 1994

	Density	Young's modulus	Poisson's ratio	Et	Failure strain	Viscosity Coef.	Reference
Units	g/mm^3	MPa		MPa	%	MPa	
MCL	0.001	45	0.3	330	28	6.6	Arnoux, 2000 Weiss, 2001
LCL	0.001	45	0.3	330	28	6.6	
PCL	0.001	35	0.3	340	24	6.6	
ACL	0.001	60	0.3	340	24	6.6	

	Density	Young's modulus	Poisson's ratio	Reference
Units	g/mm^3	MPa		
Meniscus	0.001	250	0.3	Fithian, 1990
Cartilage	0.001	20	0.3	Repo, 1977 Atkinson, P.J., 1998
Knee capsule	0.001	35	0.3	Arnoux, 2000
Flesh	0.0009	2.5	0.3	Arnoux, 2000
Skin	0.0009	1	0.3	Arnoux, 2000

Table a.1 : Synthèses des principales propriétés mécaniques du modèle de référence

La validation du modèle LLMS, résumée à la table 2 est obtenue sur plusieurs niveaux. Isolément, les structures osseuses, ligamentaires, musculaires sont soumises à des essais de flexion, traction, compression proposés dans la littérature afin de s'assurer de la pertinence des modèles de comportement retenus. A un deuxième niveau, le comportement des structures (ou segment du membre) a pu être évalué, depuis la vérification des mouvements physiologiques (mouvements de flexion extension des articulations) jusqu'au comportement des structures au choc. Enfin, le comportement du modèle complet de la jambe (couplé ou non) a été évalué dans des situations de chocs pleine échelle. Notons que la validation du modèle est ici multidirectionnelle, depuis le choc frontal au choc latéral.

	Validation experiments	References	Parameters
Isolated Tissues	Ligament bone complex traction	Arnoux, 2000	Force, displacement
	Ligament bone complex tensile	Dommelen, 2005	Force, strain
	3-point bending of bone	Geraldine, 2007	Force, displacement
	3-point bending of femur	Beillas, 1999	Force
	Muscle compression	Dhaliwal, 2002	Force
Sub-segment tests	3-point bending of leg	Nyquist, 1985	Force
	Patellar impact on flexed knee	Haut, 1995 Hayashi, 1996	Force
	Tibia impact on flexed knee	Banglmaier, 1999	Force
	Anterior-posterior flexed knee	Viano, 1978	Force, displacement
	Tibia impact on flexed knee	Banglemeier, 1999	Force
	Knee lateral-medial bending/combined loading	Bose, 2007	Moment
Whole-lower limb tests	Whole limb shearing	Kajzer, 1990	Force
	Whole limb bending	Kajzer, 1993	Force
	Frontal sled test	Beillas, 2001	Force

Table a.2 : Base de validation du modèle

- Spécificité du choc piéton :

Afin de se placer dans la configuration d'un accident piéton, nous utiliserons une version du modèle couplé à un modèle de mannequin hybride 3 modifié. Ce choix permet de disposer d'un sujet complet pour prendre en compte les effets de masse et d'inertie possibles pour la première phase du choc tel que cela avait été réalisé dans le cadre du précédent projet APPA (figure a3).

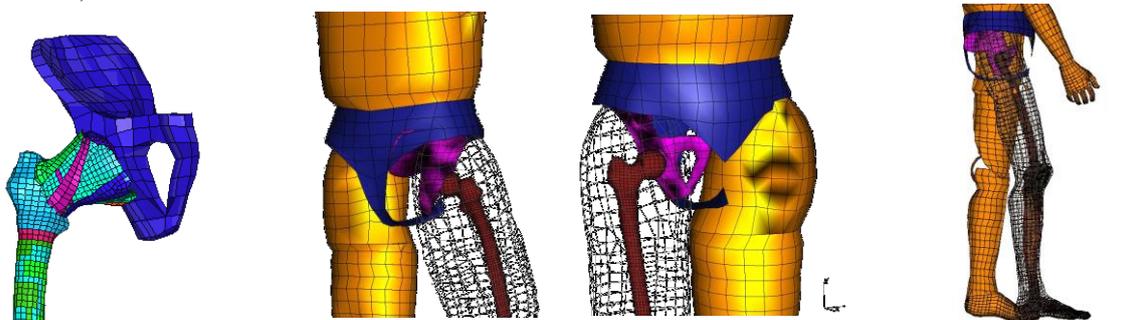


Figure a.3 : Illustration du couplage avec le modèle Hybride.

II Méthodologie d'analyse

II.1- Objectifs

Les objectifs de cette tâche sont de proposer une analyse comparative pour différents modèles de véhicules (piétonnés ou non) qui décrivent les différentes familles de face avant telles que proposées à la tâche 1.

Cette analyse comparative est envisagée à deux niveaux :

- Tout d'abord pour chaque véhicule, un essai de référence puis une analyse de sensibilité autour de cet essai de référence seront proposés.
- Ensuite par comparaison entre différentes familles de véhicule, l'objectif sera d'évaluer les différences de protection ou de vulnérabilité de la jambe au regard de ces modèles de véhicule dans la condition de référence et autour.

Il est important de noter que cette tâche n'a pas pour ambition d'évaluer l'efficacité de protection de tel ou tel véhicule. L'objectif est ici de montrer en quoi un véhicule piétonné augmente le niveau de sécurité. Il vise également à identifier ce qui en terme de protection (ou vulnérabilité de la jambe) différencie les différentes familles de véhicules.

Sur la première année de cette tâche l'objectif était de définir la méthode et de l'appliquer à une catégorie de véhicule. A défaut d'avoir pu disposer de modèle de véhicule, nous avons pris la liberté de travailler avec un modèle C3 qui avait été fourni au LBA par Peugeot Citroën lors du projet APPA.

II.2- Méthodologie d'évaluation des lésions

Qu'il s'agisse d'évaluer la variabilité des conditions d'impact, la particularité des véhicules dits piétonnés, ou encore de procéder à l'amélioration des critères de blessures, la méthodologie d'analyse est basée sur une évaluation directe de l'apparition potentielle des lésions. S'agissant du membre pelvien dans une situation d'impact piéton, l'évaluation des lésions sera réalisée de manière dissociée pour les structures ligamentaires et osseuses.

En préalable à la réalisation du projet ASP, une mise à jour de la table de validation du modèle a pu être réalisée.

La méthodologie d'analyse du modèle suivant la chronologie du choc est basée sur l'analyse conjointe des trois éléments suivants :

a. Evaluation de la cinématique articulaire. Cette première étape vise à mesurer l'ensemble des mouvements articulaires afin d'identifier (sur la base de considérations anatomiques fonctionnelles) l'apparition d'un mouvement pathologique. La particularité d'un choc piéton nous amène à focaliser notre attention sur la torsion du genou, les effets de flexion et de cisaillement latéral. Pour cela des couples de points anatomiques, projetés dans les différents plans anatomiques et dont les vecteurs soient représentatifs des différentes structures anatomiques ont été définis. Cela concerne l'identification des axes de la jambe et de la cuisse, les axes antéro postérieur et latéro médial pour le tibia et le fémur. Un produit scalaire entre ces vecteurs suivant les différents plans anatomiques est calculé afin de déterminer les trois rotations du genou : la flexion extension, la torsion, la flexion latérale. Enfin, des points

de référence choisis sur l'épine tibiale et dans l'échancrure inter condylienne sont utilisés afin d'évaluer les mouvements relatifs du tibia par rapport au fémur avec comme centres d'intérêt particuliers, les effets de tiroirs antéro-postérieurs, le cisaillement latéral et enfin l'extension du tibia par rapport au fémur.

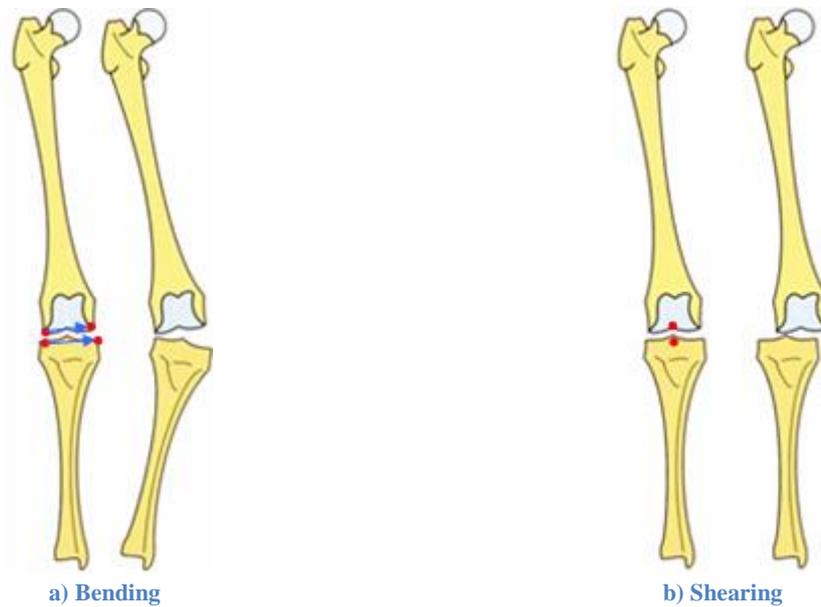


Figure a.4 : Points de mesure utilisés pour déterminer la cinématique de l'articulation du genou

b. Evaluation du risque de blessures des tissus osseux.

Plusieurs mesures peuvent être utilisées pour évaluer le risque de fracture des structures osseuses :

- Les lois de comportement qui ont été intégrées dans le modèle. Ici, un modèle de type élasto plastique de Johnson Cook couplé à un critère de rupture (de type kill éléments) sur la déformation plastique permet de simuler de manière simplifiée la fracture des structures osseuses (Schileo et al., 2008; Kimpara et al., 2006; Arnoux et al., 2005). Notons que dans l'utilisation du modèle, lorsque le niveau de contrainte de Von Mises est proche de 130MPa, la structure osseuse se trouve proche de son seuil de rupture. La rupture est par contre directement évaluée sur le nombre d'éléments supprimés.

- Dans la perspective de proposer un critère de rupture de la structure osseuse utilisable à l'échelle d'un choc piéton et qui puisse être transférable vers un modèle de jambe règlementaire, d'autres mesures sont réalisées sur le modèle.

L'accélération des structures osseuses est enregistrée au centre de la diaphyse et sur chacune des métaphyses (figure a.5), et le pic d'accélération est enregistré au moment de la fracture.

Des sections ont été définies de manière régulière le long de l'axe longitudinal du tibia et du fémur. Ces mesures sont complétées par une section placée au centre du grand trochanter. L'illustration de ces sections est proposée à la figure a.6. Pour chacune de ces sections, la résultante des efforts normaux et tangentiels est calculée.

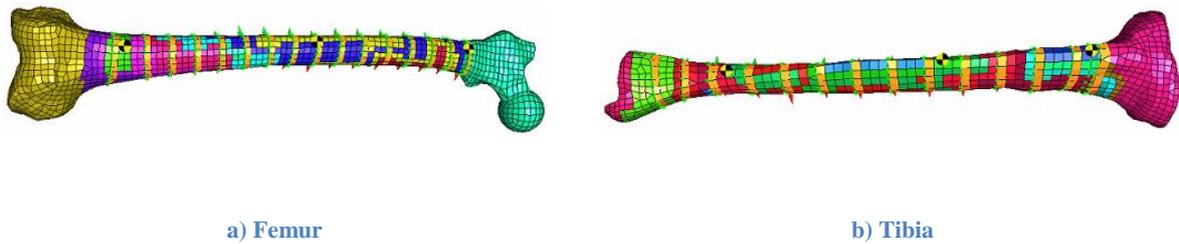


Figure a.5: Illustration des points de mesure des sections et accélération sur le modèle

c. Evaluation du risque de blessure des tissus ligamentaires

Les tissus ligamentaires exhibent un critère de rupture en déformation. Ainsi dans le modèle, pour chaque ligament du genou, l'analyse de la déformation suivant la longueur utile du ligament sera utilisée pour en évaluer son risque de rupture.

Pour cela pour chacun des quatre ligaments du genou, nous avons implanté dans le modèle des ressorts de raideur négligeable le long de l'axe du ligaments afin d'accéder au niveau de déformation de la structure.

Cette instrumentation est utilisée pour déterminer la déformation globale (ou moyenne) sur tout le ligament. De plus la courbe des maximums de déformation, qui correspond au maximum des déformations locales à chaque instant permet d'évaluer macroscopiquement si le champs de déformation est homogène, de localiser les zones les plus déformées (supposées initier la rupture) et enfin de proposer une hypothèse supplémentaire quant au risque (plutôt sur risque) de rupture ligamentaire.

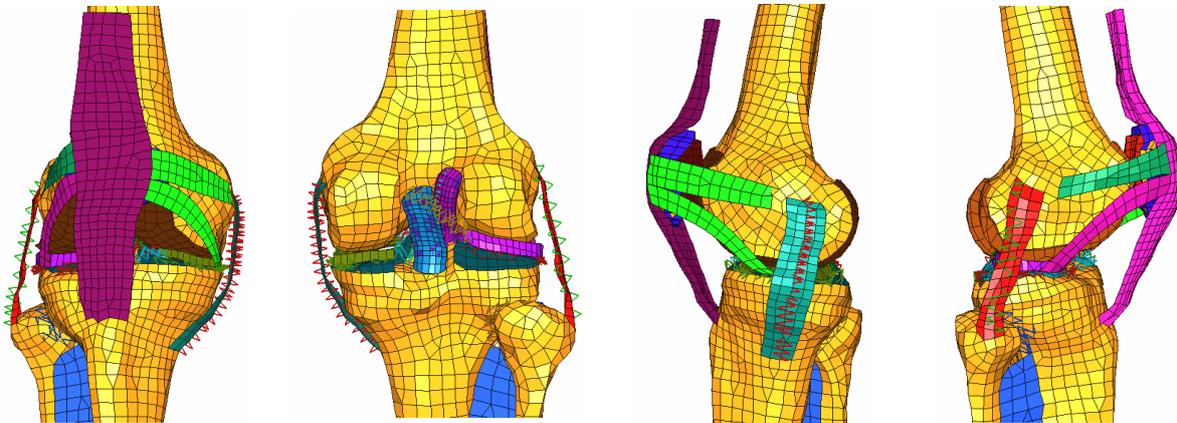


Figure a.6: Structures ligamentaires et mesure du niveau de déformation

Notons qu'un modèle de rupture qui suit un critère en déformation a été implémenté afin d'évaluer le processus multiple de lésions ligamentaires. Ce modèle et sa validation sont décrits à la tâche 2. Avec cette technique, la rupture est alors directement évaluée par le calcul.

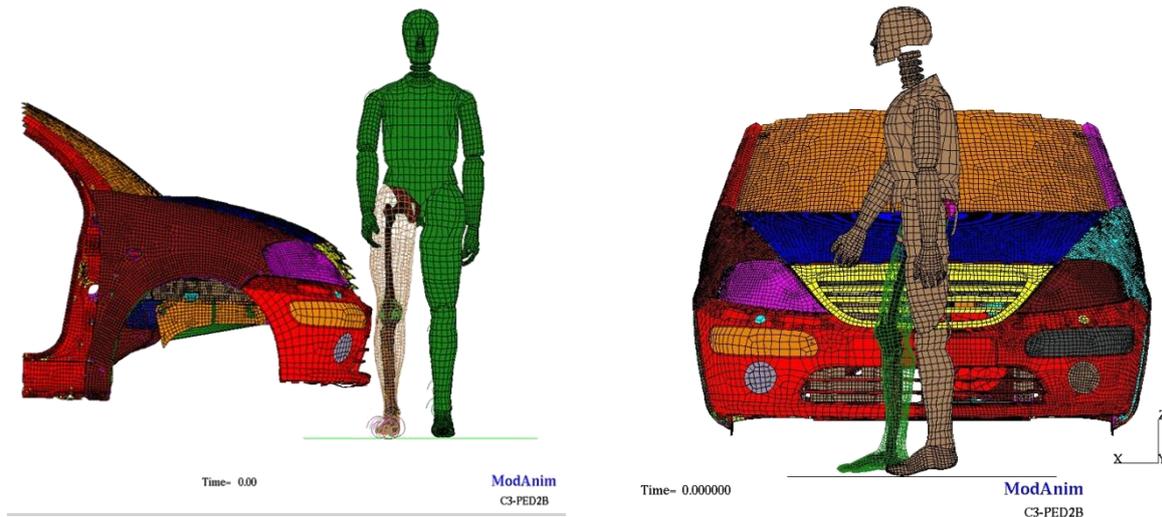


Figure a.8 : Illustration des conditions aux limites du choc.

La forme et la rigidité de la face avant du véhicule ont une incidence forte sur le niveau de protection offert pour le piéton. L'objectif étant d'étudier l'incidence de ces caractéristiques du véhicule, les paramètres géométriques importants du modèle ont été relevés et sont rappelés ci-après (figure a.11).

	Measurements (mm)
A	243
B	407
C	519
D	789
E	458
F	523
G	183

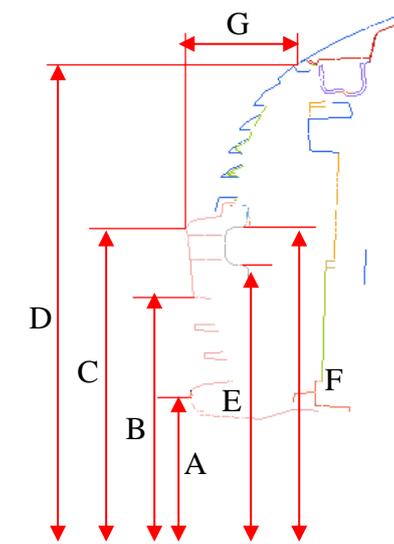


Figure a.9 : Caractéristiques géométriques de la face avant du C3

- Réponse du modèle et essai expérimental de référence

La simulation de l'essai expérimental réalisé dans le cadre du projet ASP avait été utilisée pour vérifier la cohérence des blessures observées à la nécropsie avec celles postulées par interprétation de la simulation numérique.

La cinématique du modèle est cohérente en amplitude et en temps avec celle mesurée expérimentalement (figure a.12 et a.13). Elle exprime essentiellement un mouvement de flexion latérale dominant suivi d'un effet de cisaillement initialement faible mais qui devient plus important en fin de première phase. On observe également en fin de la première phase un effet important d'étirement (en z) de l'articulation du genou.

Notons que l'axe de rotation de ce mécanisme de flexion semble localisé sur la partie externe des glènes tibiales (à la zone de contact articulaire). La flexion latérale obtenue à la première rupture ligamentaire est proche de 15° alors que le cisaillement latéral est à cet instant compris entre 5 et 7mm.

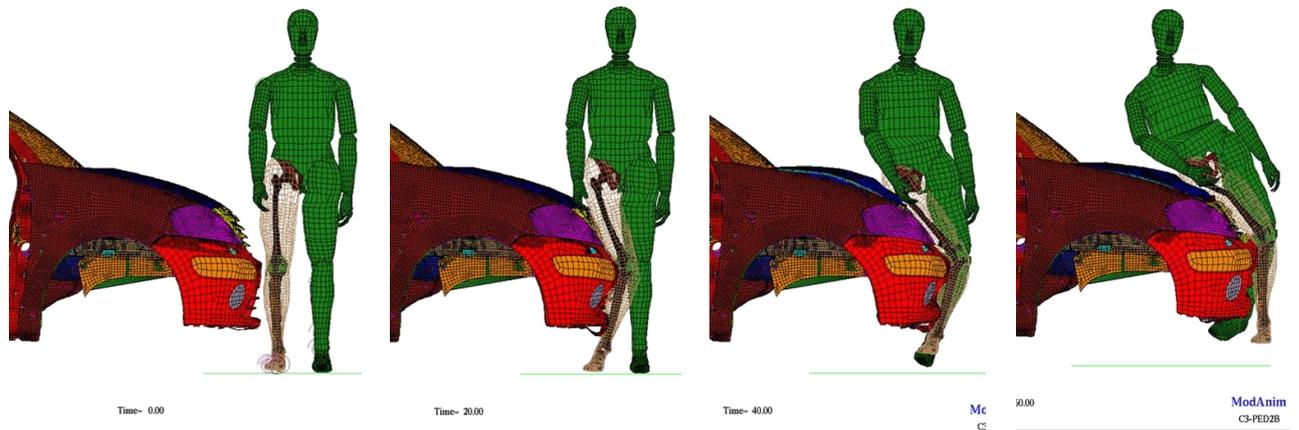


Figure a.10 : Illustration de la cinématique globale du sujet lors de la première phase du choc

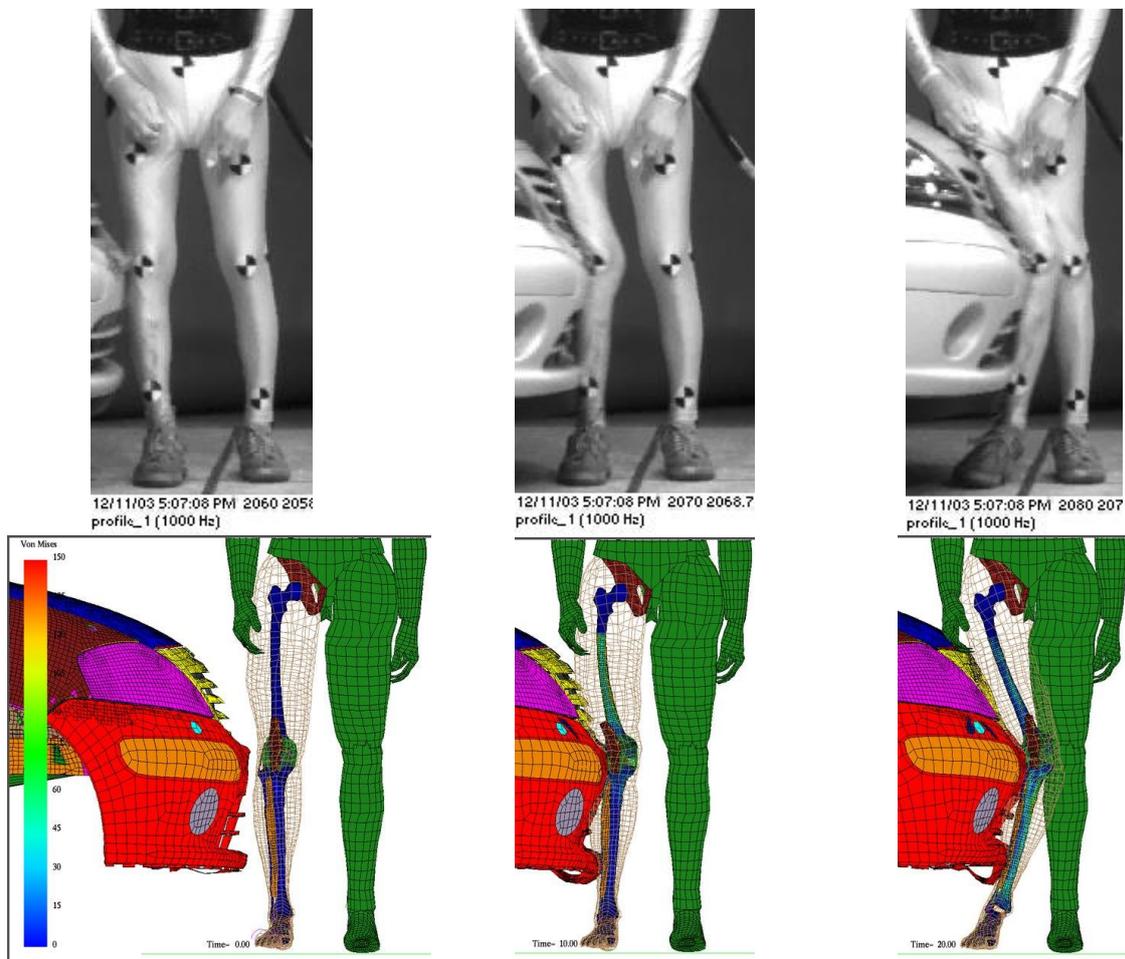


Figure a.11 : Illustration de la cinématique du membre pelvien au moment du choc, après le premier contact qui initie la flexion latérale du genou et enfin après la première rupture ligamentaire

III.2. L'analyse de sensibilité

Une première étape de l'analyse de sensibilité qui est ici mise en œuvre, porte sur les conditions du choc et s'appuie sur cinq variables indépendantes : la vitesse, la taille du piéton (ou hauteur du point d'impact), la position relative du piéton par rapport au véhicule et la direction de l'impact.

- La vitesse

Le choix de la zone d'exploration des vitesses du choc est obtenu à partir des données rapportées par l'IHRA (Pedestrian Safety Working Group) et proposé à la figure a.15 et a.16 (IHRA, 2001). Ce document montre la distribution des conditions de vitesses initiales estimées lors d'accidents piétons évaluée entre 25-30km/h pour 50% des cas. De plus, pour des blessures de la jambe avec un AIS 2 à 6, 50% des accidents sont estimés pour des vitesses comprises entre 30 et 40km/h. Ainsi, afin d'avoir un spectre d'analyse exhaustif nous considérerons comme vitesse : 20, 30, 40, 50km/h

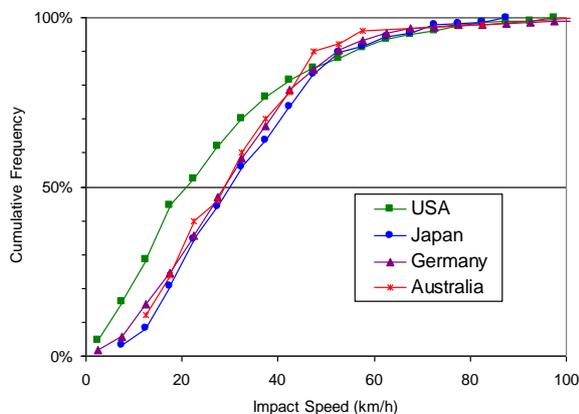


Figure a.12 Distribution des vitesses d'impact par pays

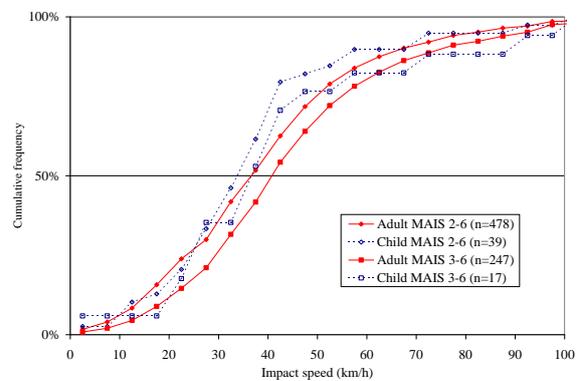


Figure a.13 : Distribution des vitesses d'impact par niveau de MAIS.

- La hauteur du point d'impact

Peu d'études (Gordon et al. 1998, Anthropometric Source Book 1978) considèrent les caractéristiques anthropométriques du corps humain en position debout. Une grande campagne de mesures anthropométriques (ANSUR) de l'US Army, réalisée entre 1987 et 1988 (Gordon et al. 1989) portait sur 132 mesures anthropométriques collectées sur 9000 sujets debout et assis. Cette base de données montre une distribution symétrique des hauteurs et masse autour de valeurs moyennes qui sont considérées comme le 50^{ème} percentile. Le positionnement du modèle LLMS au regard de cette base de données est proposé à la figure a.17

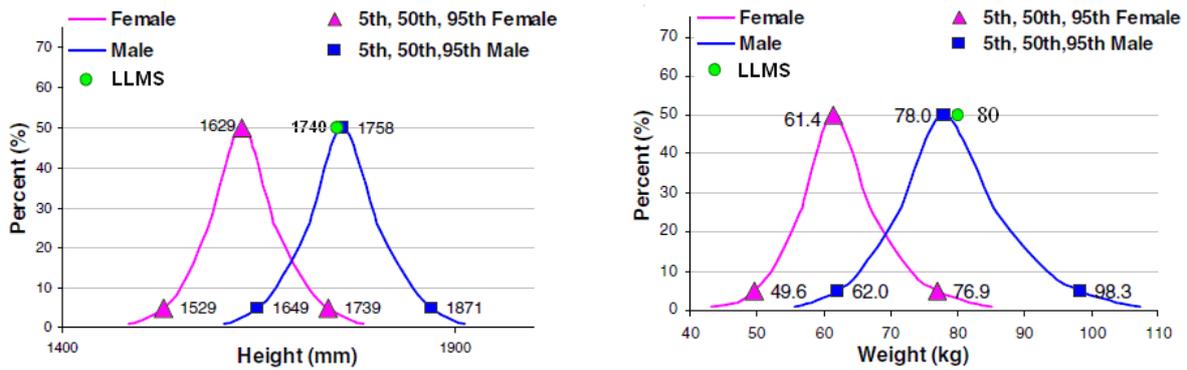


Figure a.14 Distribution du poids et de la hauteur sur la base de donnée ANSUR

L’outil de simulation MADYMO-GEBOD package [TNO, 1996] a été utilisé pour développer les hauteurs caractéristiques du modèle piéton. Il utilise la base de données relative à l’outil RAMSIS [RAMSIS 1997], basée sur une analyse de la population de l’Europe de l’ouest pour des sujets âgés de 18 à 70 ans réalisée en 1984.

Parameter	3 year old child	6 year old child	Small female	Mid-size male	Large male
Standing height [m]	0.95	1.17	1.53	1.74	1.91
Seated height [m]	0.55	0.64	0.81	0.92	1.00
Shoulder breadth [m]	0.25	0.28	0.40	0.47	0.52
Knee height [m]	0.28	0.35	0.47	0.54	0.59
Weight [kg]	14.5	23.0	49.77	75.7	101.1

Table a.3 Anthropometry of the pedestrian models

La taille et la masse de la jambe LLMS ont été comparées aux données 50^{ème} percentile décrites dans le rapport de l’University of Michigan Transportation Research Institute (UMTRI) proposé au groupe de travail Biomécanique de l’IHRA. La jambe doit mesurer 493 ± 5 mm de la plante des pieds jusqu’au centre du genou et avoir un centre de gravité à 233 ± 10 mm depuis le centre de l’articulation du genou. Le LLMS est à 489mm et correspond donc bien à un 50^{ème} percentile. Afin de prendre en compte l’influence de l’anthropométrie (ou de la hauteur du véhicule), trois hauteurs d’impact correspondant aux 5th, 50th, 95th percentile ont été définies. Ces dimensions ont été obtenues par des méthodes de scaling telles que proposées à la table a.19.

Model	Height	Scale Factors	Knee joint center height	Translated Distances
5%	1530	0.879	430	-59
50%	1740	1.0000	489	0
95%	1910	1.098	537	+48

Table a.4: Présentation des éléments de “scaling” utilisés pour définir 3 hauteurs différentes de jambe

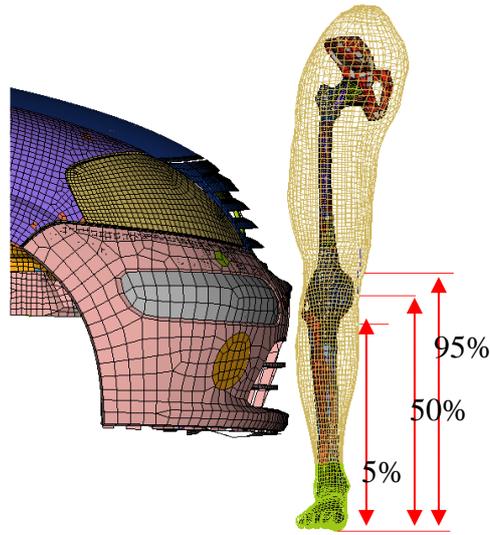


Figure a.15 Impact heights of C3-pedestrian model

La figure a.20 illustre ces trois différentes conditions d'impact. Un espace (ou décalage) de 12 mm a été retenu entre sol et la plante des pieds. Ces différentes tailles et donc configurations d'impact semblent à l'évidence favoriser du cisaillement pur pour les modèles 5^{ème} et 95^{ème} percentile alors que le 50^{ème} percentile tend à favoriser la flexion latérale.

- Position d'impact

La position d'impact est utilisée pour mettre en évidence lors d'un choc trois aspects de la structure mécanique qui compose la face avant : la capacité de déformation de la peau plastique, une rigidité globale appropriée et enfin une distribution homogène des efforts (pour éviter les points durs). La prise en compte de ces trois facteurs peut être obtenue en considérant trois positions d'impacts distinctes :

- P01 à 488 mm depuis le centre de la face avant de sorte à être devant des structures absorbantes (crush can). Cette zone est théoriquement la plus rigide.
- P02 à 243mm depuis le centre de la face avant, à mi-distance P01 et le centre du véhicule pour couvrir partiellement les structures absorbantes et les optiques de la voiture.
- P03 au centre du véhicule, zone théorique de plus grande flexibilité.

Ces trois zones d'impact sont décrites à la figure a.16.

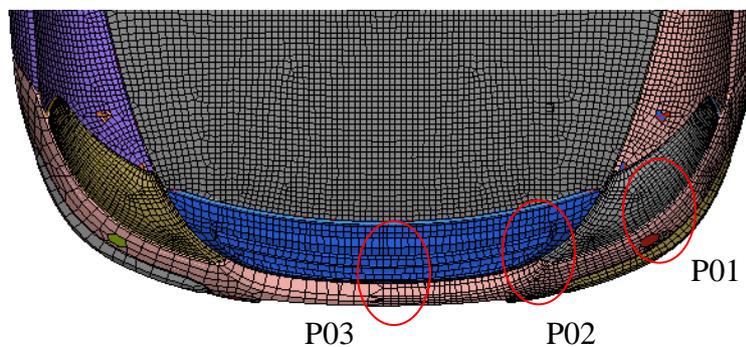


Figure a.16 : Vue de dessus des trois positions d'impact

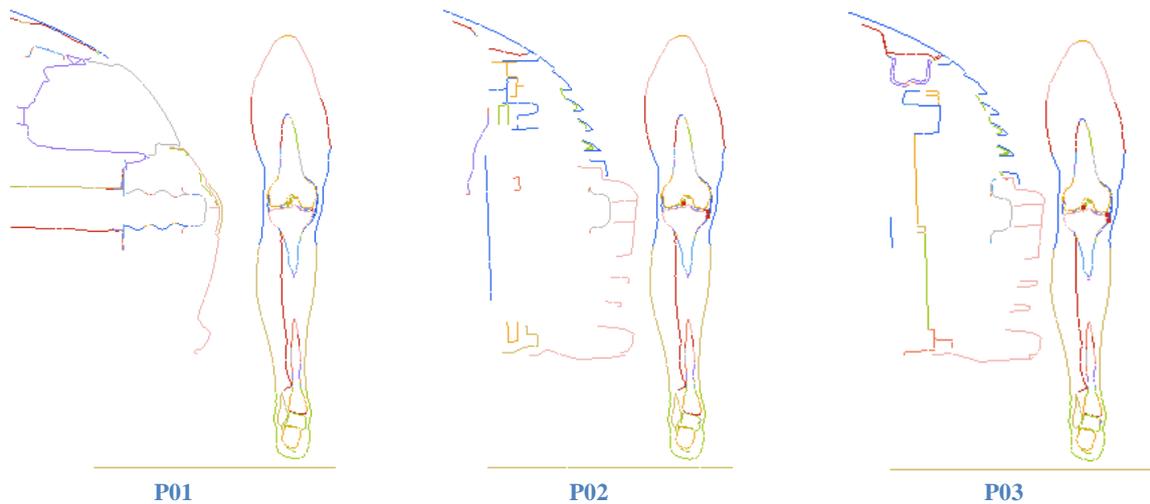


Figure a.17: Vue en section des trios positions d'impact

- Direction d'impact

La direction d'impact est définie à partir de la rotation du piéton. Cette direction est obtenue par l'angle réalisé entre le plan coronal et la trajectoire du piéton. Pour l'analyse de sensibilité trois orientations à 0° , 30° , 60° ont été retenues et résumées à la figure a.22.

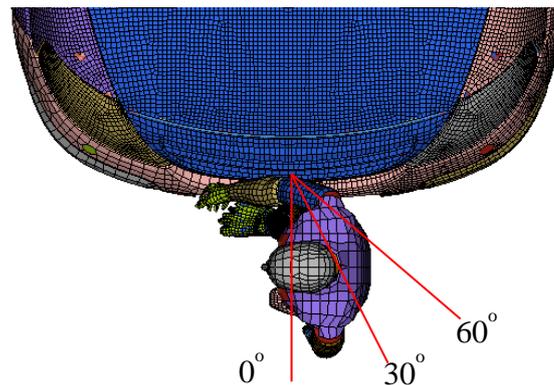


Figure a.18 Définition des directions d'impact

- Plan d'expérience final.

Le plan d'expérience final se décompose en plusieurs séquences qui permettent notamment de distinguer le paramètre vitesse des autres variables (cf. figure a.24). Dans un premier temps, nous avons retenu uniquement l'impact à 40km/h tel que donné dans la directive européenne pour construire le plan d'expérience. Le détail des 27 simulations réalisées est proposé dans le tableau a.25

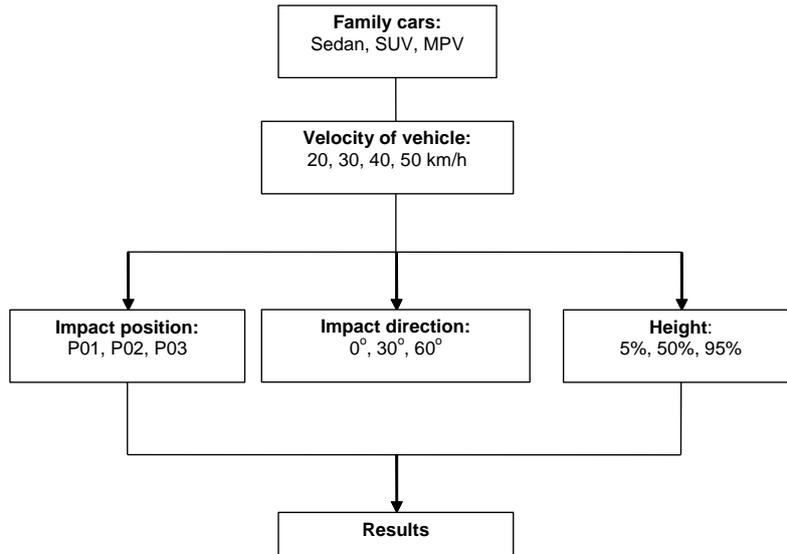


Figure a.19 : Principe de la matrice de sensibilité

Position	Height	Direction (°)
P01	5%	0
P01	50%	0
P01	95%	0
P01	5%	30
P01	50%	30
P01	95%	30
P01	5%	60
P01	50%	60
P01	95%	60
P02	5%	0
P02	50%	0
P02	95%	0
P02	5%	30
P02	50%	30
P02	95%	30
P02	5%	60
P02	50%	60
P02	95%	60
P03	5%	0
P03	50%	0
P03	95%	0
P03	5%	30
P03	50%	30
P03	95%	30
P03	5%	60
P03	50%	60
P03	95%	60

Tableau a.5 : détails des simulations réalisées

IV Résultats

Au regard des trois directions d'impact, des trois positions retenues et enfin des trois hauteurs possibles d'impact, au total 27 simulations pour une vitesse de l'ordre de 40km/h ont été proposées. Selon le type de simulation, la première blessure observée sur le membre pelvien a été la rupture d'un ou de plusieurs ligaments de l'articulation du genou (MCL, PCL, ACL) et la fracture des structures osseuses (plateau tibial, extrémité proximale de la fibula). Dans certaines situations, la fracture de la diaphyse fémorale a également été observée.

Les lésions les plus fréquentes sont la rupture du LCA et du LCP (10 cas chacun). 5 fractures osseuses et deux ruptures du LCM ont également été constatées.

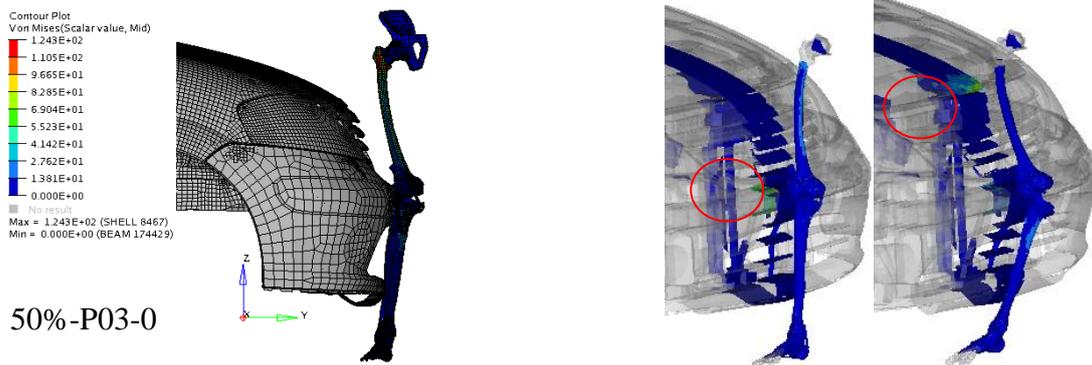


Figure a.20: Injury mechanisms of knee and femur

Les résultats obtenus montrent que les blessures sont

- soit directes, au contact avec le pare choc pour les lésions du genou ou au contact avec l'arête du capot pour les fractures du fémur.
- soit indirectes, par les mécanismes « traditionnels » de flexion latérale et de cisaillement latéral autour de la face avant du véhicule.

Les fractures osseuses

Toutes les fractures osseuses obtenues par la simulation correspondent à des situations d'impact bas puisque toutes obtenues pour le modèle de jambe représentatif d'un 95^{ème} percentile.

Trois des cinq fractures osseuses ont été obtenues pour une position d'impact en P01 qui correspond au point de plus grande rigidité. Le détail de simulation conduisant à la fracture osseuse est rapporté dans le tableau ci-après.

Model	Position	Direction(°)	Fracture types	Time(ms)
95%	P01	0°	Tibia	5.2
95%	P01	30°	Fibula-tibia	3.8
95%	P01	60°	Fibula-tibia	5.9
95%	P03	0°	Tibia	3.7
95%	P03	30°	Fibula-tibia	7.4

Table a.6 Data for bone fractures as first injury

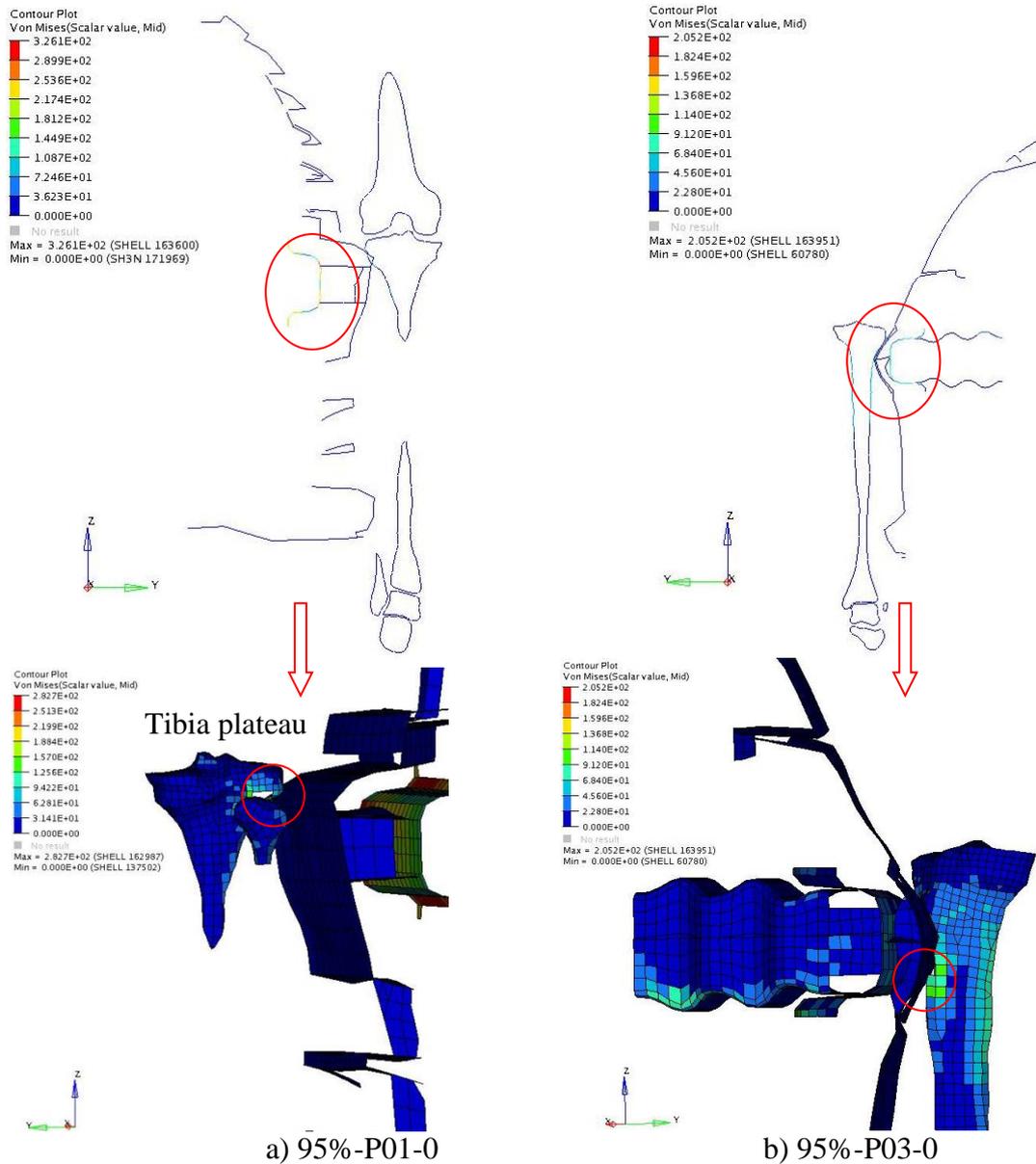


Figure a.21 Injury mechanisms of initial bone fractures

La figure ci-dessus explicite l'apparition des fractures osseuses par impact direct au regard des composants du véhicule :

- s'agissant du point d'impact en P01, le composant principal qui semble responsable de la fracture osseuse est le « crush can » qui se trouve en arrière de la peau du pare choc
- pour le point d'impact en P03, la fracture pourrait être induite par un effet combiné de la forme de la « skin » et du « bumper rail ».

L'incidence de la rigidité de ces structures (P01, P02 et P03) sur le risque de fracture osseuse est explicitée à la figure 6.6.

Notons que la hauteur du centre du pare choc du C3 est de 490 mm, comparée à 489 mm pour la position du centre du genou sur un 50^{ème} percentile qui elle-même correspond à la hauteur de la métaphyse proximale du tibia pour un 95^{ème} percentile.

Ainsi, un impact direct avec le véhicule sur ces positions de plus grande rigidité de la face avant du véhicule semble responsable des blessures immédiates au contact avec le véhicule. Néanmoins, si l'impact est localisé sur une articulation, l'effet de flexion-cisaillement de la jambe semble limiter le risque de fracture osseuse. Pour autant, la forme et les propriétés de la face avant peuvent elles limiter le risque de lésion au niveau du genou ?

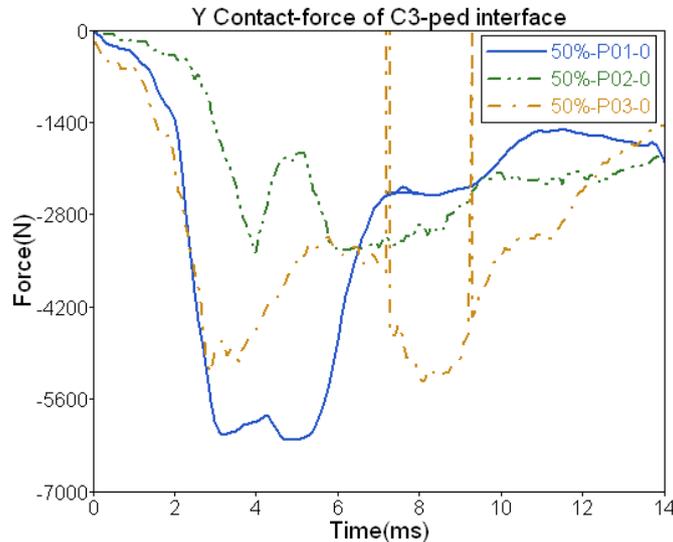


Figure a.22 Forces for the comparison of vehicle stiffness

Ruptures ligamentaires

Ligament collatéral médial

Sur les 27 simulations, 2 ruptures du LCM (en première blessure) et une rupture simultanée du MCL et LCP ont été observées. Toutes ces blessures correspondent à un impact à 0° pour un sujet de type 50^{ème} percentile. La position du genou (50^{ème} percentile) centrée sur le parechoc semble privilégier un mécanisme de flexion latérale pure, à l'origine de la rupture ligamentaire.

L'analyse des niveaux de cisaillement, de flexion latérale et de torsion du genou à l'instant de la blessure (figure 6.3) montre que la rupture du LCM pourrait découler d'une combinaison entre flexion latérale, cisaillement et torsion.

Model	Position	Injury type	Time (ms)	Bending (°)	Shearing	Torsion (°)
50%	P01	MCL	6.88	12.77	6.63	12.7
50%	P02	MCL*	13.2	21.16	6	4.56
50%	P03	MCL	8.6	16.55	3.14	12.78

Note: * stands for the case that MCL almost fail at the same time with PCL

Table a.7 : Flexion latérale, cisaillement et torsion du MCL au moment de la rupture

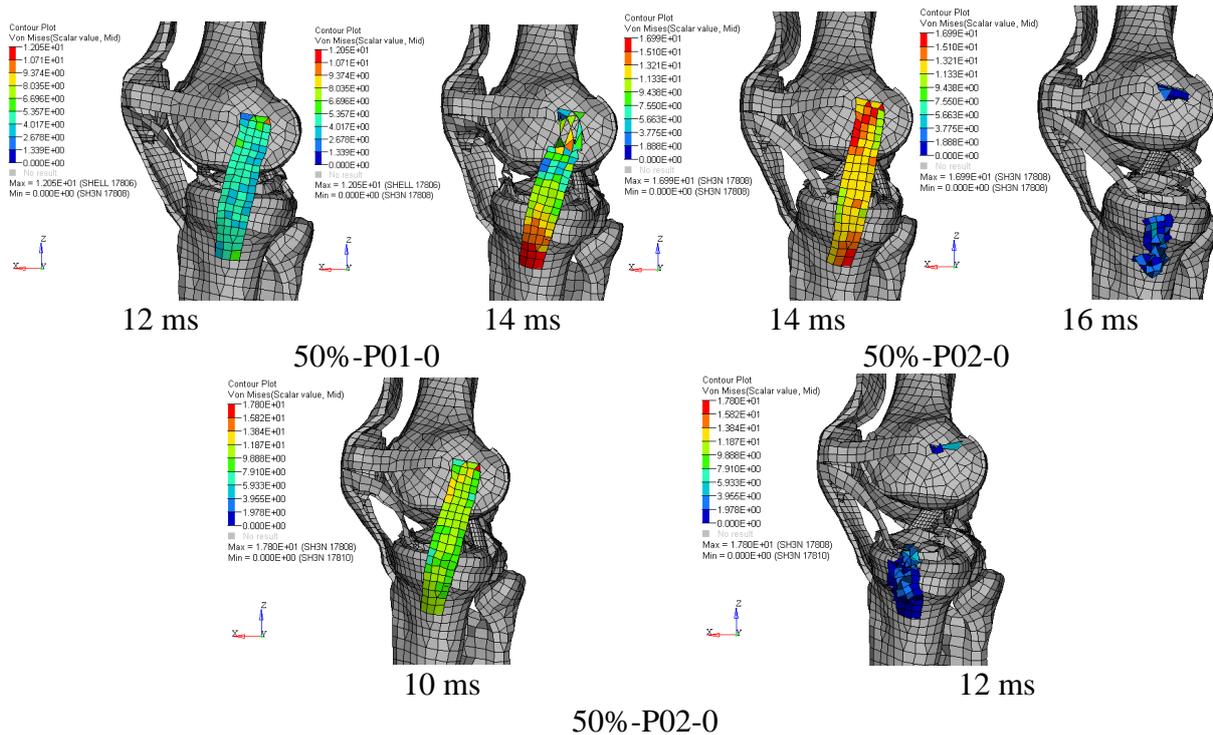


Figure a.23: Ligament ruptures as the first injury

Une illustration du chargement du LCM au regard de la cinématique globale du genou est illustrée à la figure 6.4. Notons que le mécanisme de torsion décrit jusqu'ici comme une “sécurité” pour le genou [Arnoix 2005] aurait, au-delà d’une certaine amplitude, un effet délétère, en accélérant le risque d’apparition de blessure.

Ligaments croisés

A l’analyse des tableaux 6.4 à 6.6, il semblerait que la rupture des ligaments croisés pour des piétons de type 5^{ème} et 95^{ème} percentile serait principalement due à du cisaillement. Le 5^{ème} percentile semble soutenir une prédominance de lésions du LCP (7 au total) contre seulement deux rupture du LCA. La direction d’impact a également une incidence sur la nature des lésions ligamentaires. Ainsi un impact à 0° privilégierait une lésion du LCP alors qu’un impact à 60° privilégierait une lésion du LCA.

Model	Position	Injury type	Time	Bending (°)	Shearing	Torsion (°)
5%	P01	ACL	4.65	1.26	10.13	4.27
95%	P01	PCL*	8.5	10.13	13.15	4.03
5%	P02	PCL	5.3	1.58	10.85	2.2
50%	P02	PCL	12.6	20.02	5.74	5.71
95%	P02	PCL	10.2	9.28	14.02	4.1
5%	P03	PCL	4.3	1.67	10.49	0.13
95%	P03	PCL*	7.9	7.72	13.53	16.38

Table 6.4 Injury time and tolerances of cruciate ligaments (0° direction)

Model	Position	Injury type	Time	Bending (°)	Shearing	Torsion (°)
5%	P01	PCL	5.4	2.15	9.2	0.96
50%	P01	ACL	8.4	15.02	2.78	5.09
95%	P01	PCL*	9.9	10.58	16.77	10.17
5%	P02	PCL	5.7	1.82	9.3	0.66

50%	P02	ACL	12.3	20.9	4	1.5
95%	P02	ACL	8.1	6.41	12.78	0.45
5%	P03	PCL	5.5	1.9	9.61	0.86
50%	P03	ACL	8.2	16.08	4.57	0.91
95%	P03	ACL*	6.9	3.87	10.63	5.98

Table 6.5 Injury time and tolerances of cruciate ligaments (30° direction)

Model	Position	Injury type	Time	Bending (°)	Shearing	Torsion (o)
5%	P01	PCL	6.9	3.6	9.01	0.84
50%	P01	PCL	8.5	15.82	2.45	3.81
95%	P01	ACL*	8.2	13.83	9.66	3.59
5%	P02	PCL	7.1	1.63	9.76	0.04
50%	P02	ACL	12.1	18.89	6.75	7.38
95%	P02	ACL	7.2	5.59	9.75	1.75
5%	P03	ACL	8.4	5.08	9.57	1.71
50%	P03	ACL	11.2	22.2	8.15	4.28
95%	P03	ACL	7.4	5.21	9.4	1.97

Note: *stands for the case of bone fracture as initial injury.

Table 6.6 Injury time and tolerances of cruciate ligaments (60° direction)

Cette analyse doit être maintenant complétée par comparaison avec d'autres typologies de véhicules. De même, elle doit servir de base à la définition des critères de blessures qui sont étudiés à la tâche 2.

Analyse des variables de la matrice de simulations.

En considérant une vitesse d'impact de 40km/h, 3 orientations, 3 positions du piéton et enfin 3 hauteurs d'impacts ont été évalués. De ces 27 simulations il est alors possible d'évaluer les facteurs ayant une influence sur la séquence du choc et donc, sur la vulnérabilité du piéton.

La hauteur de l'impact apparaît comme le facteur le plus influent sur le risque et la nature des blessures. Son influence sur les mécanismes de blessure est donnée par la modification des relations entre flexion latérale et cisaillement.

Ces résultats ont servi de base à une analyse plus approfondie proposée pour l'analyse et l'évaluation des critères de blessure. Ainsi, 36 simulations supplémentaires qui s'appuient sur une variation plus fine de la hauteur d'impact ont été utilisées pour compléter notre analyse.

La première matrice de simulation présentée ci avant est un plan factoriel d'ordre trois, construit autour de trois variables (hauteur, position, orientation). Ce plan factoriel est maintenant analysé pour en extraire les facteurs les plus importants.

Pour cette étude, le coefficient de détermination R^2_{abj} qui permet d'éviter les effets de surestimation de facteurs rencontrée avec R^2 est utilisé. Il est défini par Mittlbock and Schemper (1996) et rappelé à l'équation a.1 :

$$R^2_{abj} = 1 - \frac{MSE}{MST} \quad (a.1)$$

avec *MSE*, the Mean Square Error and *MST*, the Mean Square Total.

Tout comme le coefficient de détermination R^2 , plus la valeur sera proche de 1, meilleure en sera la régression.

A partir du plan d'expérience présenté au tableau a.25, l'analyse des tables de variance sur le cisaillement est proposée table a.21. Elle inclut les effets d'un seul facteur ou de deux couplés.

df représente les occurrences possibles de ce facteur, F-value est le résultat du "F-test" pour comparer la variance du modèle et son résidu. Enfin, P-value est la probabilité de réalisation de la "F value" si l'hypothèse de nullité est vraie. Dans cette étude, R^2_{abj} de la flexion latérale et du cisaillement sont respectivement à 0.961 et 0.896. Pour la torsion, l'analyse ne montre pas d'incidence significative sur ce phénomène. Ce dernier n'est donc pas explicité dans les tables ci-après

Factors	df	F-value	P-value (P>F)
A-Position	2	0.59	0.5790
B-Height	2	288.08	<0.0001
C-Direction	2	2.94	1.1104
AB	4	13.79	0.0012
AC	4	3.51	0.0616
BC	4	1.57	0.2724

a) Bending

Factors	df	F-value	P-value (P>F)
A-Position	2	1.09	0.3814
B-Height	2	95.93	<0.0001
C-Direction	2	1.44	0.2926
AB	4	3.45	0.0642
AC	4	1.87	0.2096
BC	4	6.17	0.0145

b) Shearing

Table a.21. Statistical analysis of variance

Les valeur de "Prob > F" plus petites que 0.05 indiquent que le facteur étudié est considéré comme influent avec un intervalle de confiance à 95%. La flexion latérale, la hauteur, les interactions hauteur-position (AB) sont des paramètres influantla réponse du modèle au regard de l'analyse de sensibilité réalisée ici. De même, pour le cisaillement, la hauteur et le couplage hauteur-direction (BC) sont les paramètres les plus influents.

Au total, l'angle de flexion latérale à la rupture varie de 1.26° à 22.2° degrés et le cisaillement de 2.17 à 16.77 mm. Compte tenu des conditions d'impact les plus récurrentes (la hauteur du "bumper" et de la jambe) ; et à la différence des autres percentiles, l'impact 50^{ème} percentile donne une valeur de flexion latérale toujours la plus importante que le cisaillement.

On observe également que le seuil de cisaillement à la rupture pour un piéton 95^{ème} percentile est toujours plus important que celui observé pour un piéton 50^{ème} percentile. Ceci s'explique par des mécanismes de cisaillement inversés entre fémur et tibia pour un 95^{ème} et 5^{ème} percentile.

REFERENCES

- Arnoux P.J., Kang H.S., Kayvantash K., Brunet C., Cavallero C., Beillas P., Yang H., *The Radioss Lower Limb Model for safety: application to lateral impacts*, International Radioss user Conference. Sophia June 2001
- Arnoux P.J., Cesari D., Behr M., Thollon L., Brunet C., *Pedestrian lower limb injury criteria evaluation a finite element approach*, Traffic Injury Prevention journal, Vol. 6, N°3, 2005, pp. 288-297
- Arnoux P.J., Cesari D., Behr M., Thollon L., Brunet C., *Pedestrian lower limb injury criteria evaluation a finite element approach*, International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact., Graz, 2004
- Beillas P., Begeman P. C., Yang K. H., King A. I., Arnoux P. J., Kang H. S., Kayvantash K., Brunet C., Cavallero C., Prasad P., *Lower Limb: Advanced FE Model and New Experimental Data*, Stapp Car Crash Journal, Vol. 45, 2001, pp. 469-493
- Bose D., Arnoux P.J., Cardot J., Brunet C., *Evaluation of knee injury threshold in pedestrian car crash loading using numerical approach*, International Journal of Crashworthiness, to be published 2006
- Arnoux P.J., Behr M., Thollon L., Cardot J., Cesari D., Brunet C., *“Pedestrian lower limb injury criteria evaluation, A finite element approach”*, Revue Européenne des éléments finis, 2005, 14, pp. 487-515
- Arnoux P.J., Thollon L., Behr M., Brunet C., Cesari D., *“Lower limb injury criteria in real pedestrian impact situation”*, Proc. IRCOBI, 2006
- Behr M., Arnoux P.J., Serre T., Thollon L., Brunet C., *Tonic Finite Element Model of the Lower Limb*, Journal of Biomechanical Engineering, 2006 Apr;128(2):223-8.
- Schileo E., Taddei F., Cristofolini L., Viceconti M., 2008. *Subject-specific finite element models implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture location on human femurs tested in vitro*. Journal of Biomechanics 41(2), 356-367.
- Arnoux P.J., Subit D., Masson C., Chabrand P., Brunet C., 2005, *Knee ligaments mechanics- From experiments to FE simulation*, Revue Européenne des éléments finis, 14, 577-600
- Kimpara H., Iwamoto M., Watanabe I., Miki K., Lee J.B., Yang K.H., King A., 2006. *Effect of assumed stiffness and mass density on the impact response of the human chest using a three-dimensional FE model of the human body*. Journal of Biomechanical Engineering 128, 772-776.
- Cesari D., Arnoux P.J., Borde P., Cassan F., Chalandon S., Martin J.L., Masson C., Minne F., Hermitte T., Perrin C., Serre T., Joonekindt S., Vallee H., *Amélioration de la protection des piétons en cas d'accident. Rapport final projet PREDIT APPPA, convention DSCR N° 000403, 2008*
- IHRA/PS/200. (2001) *International Harmonized Research Activities, Pedestrian safety working group, Report*.
- Untaroiu C., Shin J., Ivarsson J., Crandall J., Takahashi Y., Akiyama A., Kikuchi Y. (2007) *Pedestrian kinematics investigation with finite element dummy models based on anthropometry scaling method*. Proc. Of the 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), Lyon, France, Paper No. 07-0328.
- Gordon C.C., Churchill T., Clauser C.E., Bradtmiller B., McConville J.T., Tebbetts I., Walker R.A. (1989). *1988 Anthropometric Survey of U.S. Army Personnel: Methods and Summary Statistics. Final Report (NATICK/TR-89/027) U.S. Army Natick Research Development and Engineering Center, Natick, Massachusetts*.
- TNO. (1996) *MADYMO User's Manual 3D, Version 5.2*. Road Vehicles Research Institute, Delft, The Netherlands.
- RAMSIS. (1997) *RAMSIS Manual version 3.1*. Tecmath GmbH, Kaiserlautern, Germany.
- Mittlböck M., Schemper, Md. (1996) *Explained variation for logistic regression*, Statistics in Medicine, Vol. 15: 1987-1997.
- Cardot J. (2006) *Réponse du membre pelvien d'un usager vulnérable lors d'un impact avec un véhicule motorisé*. PhD. Thesis, Marseille, 10 February 2006.
- Levine R., Begeman P., King A. (1984) *An analysis of the protection of lateral knee bracing in full extension using a cadaver simulation of lateral knee impact*. American Academic of Orthopedica Surgical.
- Kajzer J., Cavallero C., Ghanouchi S., Bonnoit J., Ghorbel A. (1990) *Response of the knee joint in lateral impact: effect of shearing loads*. Proc. Of the 1990 International Conference on the Biomechanics Impacts (IRCOBI), Bron, France, pp. 293-304.

- Kajzer J., Cavallero C., Bonnoit J., Morjane A., Ghanouchi S. (1993) Response of the knee joint in lateral impact: effect of bending moment. *Proc. Of the 1993 International Conference on the Biomechanics Impacts (IRCOBI)*, Bron, France, pp. 105-116.
- Ramet M., Bouquet R., Bermond F., Caire Y., and Bouallegue M. (1995) Shearing and Bending Human Knee Joint Tests in Quasi-Static Lateral Load. *Proc. Of the 1995 International Conference on the Biomechanics of Impacts*, Bron, France, pp. 93–105.
- Kajzer J., Schroeder G., Ishikawa H., Matsui Y., Bosch U. (1997) Shearing and bending effects at the kne joint at high speed lateral loading. *Proc. Of the SAE World Congress*, Warrendale, PA, Paper No. 973326.
- Kajzer J., Matsui Y., Ishikawa H., Schroeder G., Bosch U. (1999) Shearing and bending effects at the kne joint at low speed lateral loading. *Proc. Of the SAE World Congress*, Warrendale, PA, Paper No. 1999-01-0712..
- Kerrigan J.R., Bhalla K.S., Madeley N.J., Funk J.R., Bose D., Crandall J.R. (2003a) Experiments for establishing pedestrian-impact lower limb injury criteria. *Proc. Of the SAE World Congress*, Warrendale, PA, Paper No. 2003-01-0895.
- Ivarsson J., Lessley D., Kerrigan J., Bhalla K., Bose D., Crandall J., Kent R. (2004) Dynamic response corridors and injury thresholds of the pedestrian lower extremities. *Proc. Of the 2004 International Conference on the Biomechanics Impacts (IRCOBI)*, Bron, France, pp. 179-191.
- Bose D., Bhalla K.S., Untaroiu C.D., Ivarsson B.J., Crandall J.R., Hurwitz S. (2008) Injury tolerance and moment response of the knee joint to combined valgus bending and shear loading. *J Biomech Eng.*, 130(3): 031008.
- Mather, B.S. (1967) Correlations Between Strength and Other Properties of Long Bones. *Journal of Trauma*, 7(5): 633-638.
- Mather, B.S. (1968) Variation with Age and Sex in Strength of the Femur. *Medical and Biological Engineering*, 6: 129-132.
- Mather, B.S. (1968) Observations on the effects of static and impact loading on the human femur. *Journal of Biomechanics*, 1: 331-335.
- Nyquist G.W., Cheng R., El-Bohy A.R., King A.I. (1985) Tibia bending: strength and response. *Proc. Of the SAE World Congress*, Warrendale, PA, Paper No. 851728.
- Nyquist G.W. (1986) Injury tolerance characteristics of the adult human lower extremities under static and dynamic loading. *Proc. Of the SAE World Congress*, Warrendale, PA, Paper No. 861925.
- Yamada H. (1970) *Strength of Biological Materials*, Williams & Wilkins Company, Baltimore.
- Martens M., Van Audekercke R., De Meester P., Mulier J.C. (1986) Mechanical Behaviour of Femoral Bones In Bending Loading. *Journal of Biomechanics*, 19:443-454.
- Kerrigan J., Bhalla K., Madeley N.J., Crandall J. and Deng B. (2003b) Response Corridors for the Human Leg in 3-Point Lateral Bending. *Proc. Of the 7th US National Congress on Computational Mechanics*, Aluquerque, Nex Mexico, Paper No. 1281.
- Kerrigan J., Drinkwater D.C., Kam C.Y., Murphy D.B., Ivarsson B.J., Crandall J.R., Patrie J. (2004) Tolerance of the Human Leg and Thigh in Dynamic Latero-Medial Bending. *International Journal of Crashworthiness*, 9(6), pp. 607-623.
- Kennedy E. A., Hurst W.J., Stitzel J.D., Cormier J.M., Hansen G.A., Smith E.P., Duma S.M. (2004) Lateral and Posterior Dynamic Bending of the Mid-Shaft Femur: Fracture Risk Curves for the Adult Population, *Proc. Of the SAE World Congress*, Warrendale, PA, Paper No. 2004-22-0002.

Chapitre 2 :

Outils et méthodes pour l'utilisation de modèles EF détaillés de la tête

I Présentation du SUFEHM et de ses limites de tolérance

Que ce soit dans le monde des transports automobiles, cycliste ou motocycliste les systèmes de protections de la tête sont évalués à partir d'essais de choc réalisés avec une fausse tête équipée d'un accéléromètre linéaire. Le risque de lésion de la tête est alors exprimé en fonction de ce pulse d'accélération (ou de décélération) à partir du HIC (Head Injury Criteria) dont la formule est rappelée ci-dessous.

$$\text{HIC} = \max \left(\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_2 - t_1} \gamma dt \right)^{2.5} (t_2 - t_1) \text{ avec } t_2 - t_1 < 15 \text{ ms}$$

Son calcul est basé sur l'enregistrement expérimental de l'accélération linéaire d'une fausse tête et une limite à 1000 exprime un risque de lésion sérieux. Au plan mécanique le choc est un pulse très bref d'accélération (ou de décélération) qui dure de l'ordre de 10 millisecondes. Plus simplement il s'agit d'une variation très brusque de la vitesse, un phénomène qui a lieu dans un temps et un espace (une épaisseur) très faible. Les facteurs essentiels sont donc : vitesse initiale et distance d'arrêt.

Les limites du critère actuel sont bien connues par les spécialistes puisqu'il est basé sur une fausse tête rigide, ne tient pas compte de la direction de l'impact ni de la composante rotatoire de l'accélération. Enfin ce critère global ne permet pas de distinguer des mécanismes de lésions très divers tel que la fracture du crâne, l'hématome sous dural et les lésions neurologiques, un ensemble complexe de mécanismes pourtant présent dans le domaine de l'accidentologie. Pour finir il n'a pas été montré à ce jour que ce type de critère est applicable à l'enfant.

Depuis une vingtaine d'année les chercheurs en biomécanique ont développé des modèles plus performants que les fausses têtes. Il s'agit de modèles mathématiques ou numériques appelés Modèles Eléments Finis qui utilisent l'outil informatique pour le calcul de la réponse mécanique de la tête en termes de pression ou de cisaillement intra-cérébral ou de contraintes osseuses au niveau du crâne en cas de choc. Un tel modèle, développé par l'Université de Strasbourg est illustré en figure b.1.

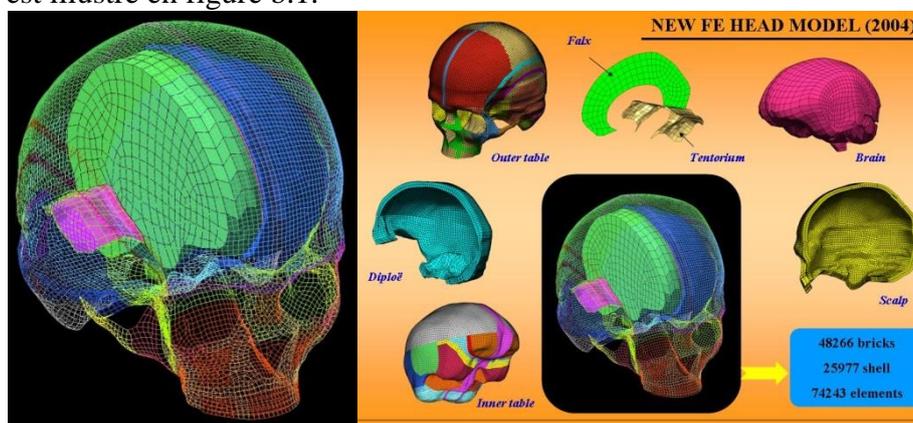


Figure b.1. Illustration du modèle éléments finis de la tête humaine développé par l'Université de Strasbourg pour le calcul de la réponse mécanique de la tête en cas de choc.

L'originalité de la démarche proposée ici consiste à développer une approche couplée expérimentale-numérique qui considérerait la réponse expérimentale 6D de la fausse tête comme donnée d'entrée du modèle numérique de la tête pour estimer le risque de lésion en présence en regard des différents critères établis. Cette démarche est illustrée en Figure .

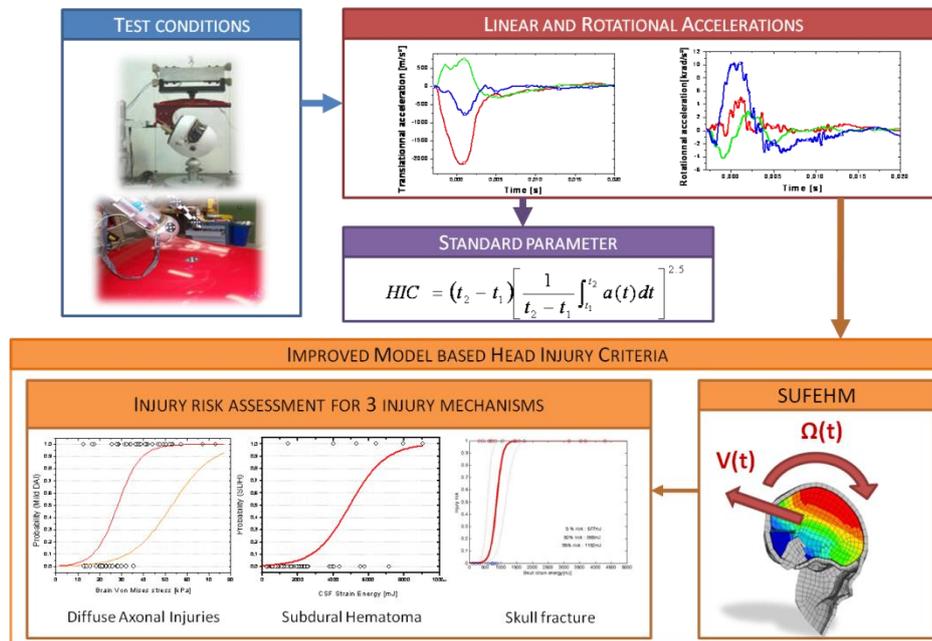


Figure b.2. Outil de prédiction des lésions de la tête développé par l'Université de Strasbourg (UdS head injury prediction tool)

Nous allons rappeler dans ce qui suit quelques aspects du « SUFEHM » développé par Kang en 1998, et utilisé tout au long de ce projet.

Le modèle a été construit à partir d'un crâne humain sec dont les surfaces externe et interne ont été digitalisées avec un dispositif de mesure tridimensionnelle. La création semi-automatique du maillage a été obtenue avec le logiciel Hypermesh.

La mise en place des membranes intracérébrales a été faite à l'aide d'atlas d'anatomie, et le cerveau remplit l'espace intracrânien jusqu'à 2 mm de la boîte crânienne. Le maillage est continu entre toutes les parties du modèle. L'espace subarachnoïdien est représenté entre le cerveau et le crâne pour simuler le liquide cébrospinal. Cet espace est maillé avec une couche d'éléments brique et entoure intégralement le cerveau.

La tente sépare le cervelet du cerveau et la faux s'intercale entre les deux hémisphères cérébraux dans le plan sagittal. Le scalp est modélisé par des éléments brique et recouvre entièrement le crâne et l'os facial.

Globalement le présent modèle est constitué de 11939 nœuds, 13208 éléments divisés en 10395 éléments brique et 2813 éléments coques (Figure b.3).

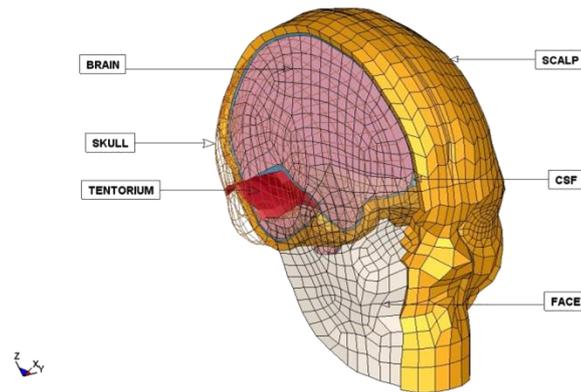


Figure b.3. Modèle éléments finis de la tête (modèle SUFEHM) développé par Kang(1998).

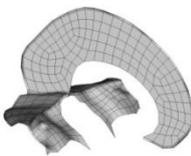
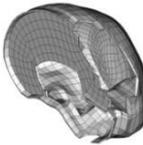
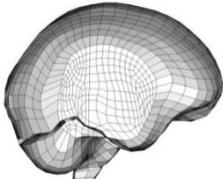
Les caractéristiques mécaniques affectées aux constituants du modèle par éléments finis de la tête humaine sont consignées dans le tableau b.11.

L'os crânien, modélisé par 1813 éléments coques composites affecté d'un critère de rupture de type Tsai-Wu, est constitué d'une table externe et d'une table interne en os cortical entourant une structure spongieuse : le diploë.

La modélisation de la liaison entre le cerveau et le crâne est réalisée par une couche d'éléments brique à bas module d'élasticité pour simuler la compliance de l'espace subarachnoïdien, déterminée dans une étude antérieure par Willinger et al. (1995) au moyen d'une analyse modale de la tête in vivo.

La structure supposée homogène et isotrope du cerveau est maillée en 5508 éléments briques affectés d'une loi de comportement viscoélastique. La viscoélasticité est assurée par un modèle rhéologique de Boltzman. Les paramètres mécaniques de ce modèle de Boltzman sont optimisés de façon à ce qu'il superpose sa réponse aux tests rhéologiques de Shuck et al. (1972).

Les 2296 éléments brique du scalp, tout comme les 471 éléments membranes de la faux et de la tente, sont considérés comme élastiques et affectés de caractéristiques mécaniques issues de l'étude de Zhou et al. (1996).

Segment	Illustration	Maillage	Comportement Mécanique	Caractéristiques Mécaniques	Caractéristiques Mécaniques
Faux du Cerveau et Tente du Cervelet		471 Eléments Membranes	Elastique Linéaire	$e = 1 \text{ mm}$ $\rho = 1140 \text{ kg/m}^3$ $E = 31.5 \text{ MPa}$ $\nu = 0.45$	/
Interface Cerveau Crâne		2591 Eléments Briques	Elastique Linéaire	$\rho = 1040 \text{ kg/m}^3$ $E = 0.012 \text{ MPa}$ $\nu = 0.49$	/
Cerveau et Cervelet		5508 Eléments Briques	Elastique Visqueux	$\rho = 1040 \text{ kg/m}^3$ $K = 1125 \text{ MPa}$ $G_0 = 0.049 \text{ MPa}$ $G_{inf} = 0.0167$ $\beta = 145 \text{ s}^{-1}$	/

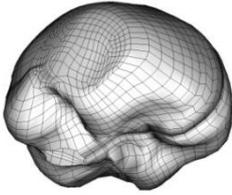
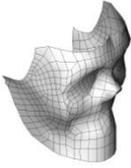
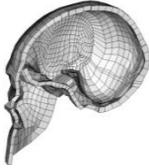
Crâne		1813 Eléments Coques Composites 3 couches	Elastique Plastique Fragile	Cortical e = 2 mm $\rho = 1900 \text{ kg/m}^3$ E = 15000 MPa $\nu = 0.21$ K = 6200 MPa UTS = 90 MPa UTC = 145 MPa	Songieux e = 3mm $\rho = 1500 \text{ kg/m}^3$ E = 4600 MPa $\nu = 0.05$ K = 2300 MPa UTS = 35 MPa UTC = 28 MPa
Face		529 Eléments Coques	Elastique Linéaire	e = 10 mm $\rho = 2500 \text{ kg/m}^3$ E = 5000 MPa $\nu = 0.23$	/
Peau		2296 Eléments riques	Elastique Linéaire	$\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$ E = 16.7 MPa $\nu = 0.42$	/

Tableau b.11. Modèle par éléments finis de la tête humaine – Propriétés mécaniques implémentées sous RADIOSS®.

Le modèle SUFEHM est disponible sous le logiciel de calcul crash RADIOSS® (Willinger et al. 1999) et a été validé en regard de tests expérimentaux sur cadavres :

- Nahum et al. (1977), (impact d'un cylindre rigide avec amortisseur sur tête cadavérique en zone frontale à 9m/s) en termes de :
 - o Force de contact entre l'os frontal de la tête et l'impacteur qui vient la heurter (force maximale de 6900N).
 - o Accélération du crâne (accélération maximale de la tête de 198g et HIC de 744)
 - o Pressions intra-crâniennes en régions frontale, occipitales, pariétale et dans la fosse postérieure.
- Trosseille et al. (1992), (impacts sur cadavres) en termes de :
 - o Accélérations intra-cérébrales en régions frontale, occipitale et au niveau du noyau lenticulaire.
 - o Pressions intra-crâniennes en régions frontale, occipitale, temporale, et au niveau des ventricules latéraux et du troisième ventricule.
- Yoganandan et al. (1994), (impact d'une sphère rigide de 1.213kg, de rayon 48mm sur le vertex d'une tête cadavérique à 7.3m/s) en termes de :
 - o Force d'interaction entre la sphère impactante et les os crâniens (~ 10kN).
 - o Traits de fractures linéaires calculés lors de la simulation corrélés à ceux observés expérimentalement.

Des limites de tolérance ont donc été établies pour le modèle SUFEHM sous RADIOSS® en reconstruisant 68 cas d'accidents réels. Les accidents considérés sont issus des domaines du transport et du sport :

- Accidents de motocyclistes casqués.
- Chocs de têtes de piétons renversés par une automobile contre le pare-brise de celle-ci.
- Chocs tête contre tête de footballeurs américains lors de confrontations sportives.
- Mises en accélérations de la tête lors des courses de formule 1.

Cette méthodologie globale, conduite en partenariat avec diverses institutions à travers le monde est illustrée en Figure 1. La Figure 2 montre ensuite comment des méthodes statistiques ont permis d'établir une corrélation entre un paramètre mécanique calculé sur

toutes les victimes et la survenue d'une lésion donnée. Ces histogrammes sont alors à l'origine de courbes de risque de survenue de la fracture, d'hématomes sous duraux ou encore de lésions neurologiques. De cette façon, pour tout choc il sera possible de prédire le risque de lésion associé à chaque mécanisme.

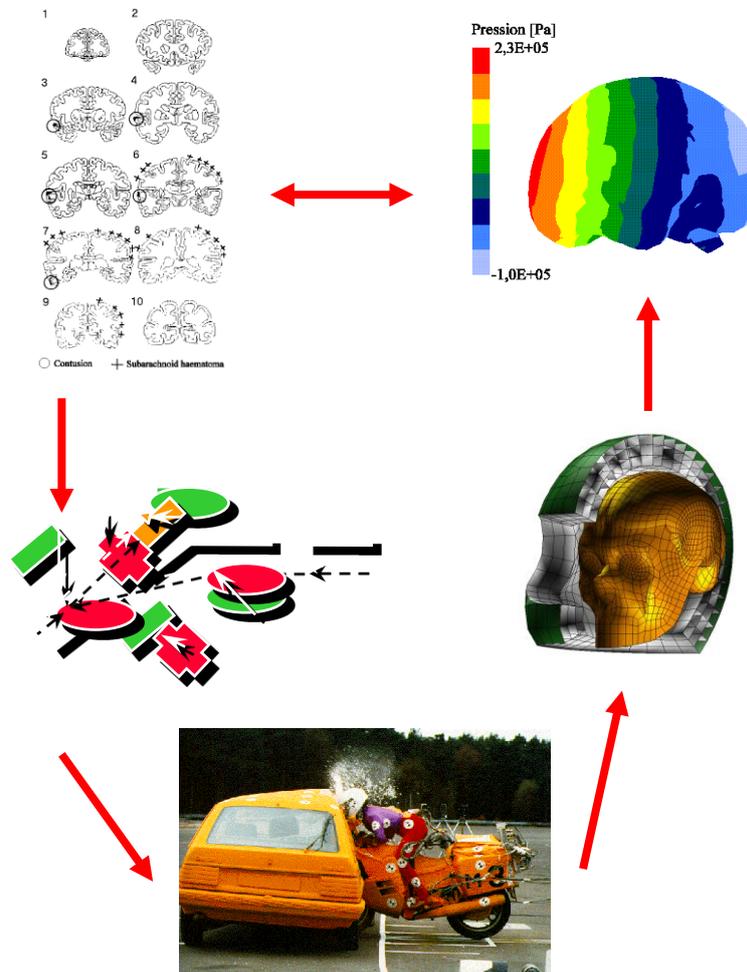


Figure 1. Méthodologie mise en place à l'Université de Strasbourg pour l'étude de la corrélation entre les paramètres mécaniques intracrâniens et la survenue d'une lésion donnée

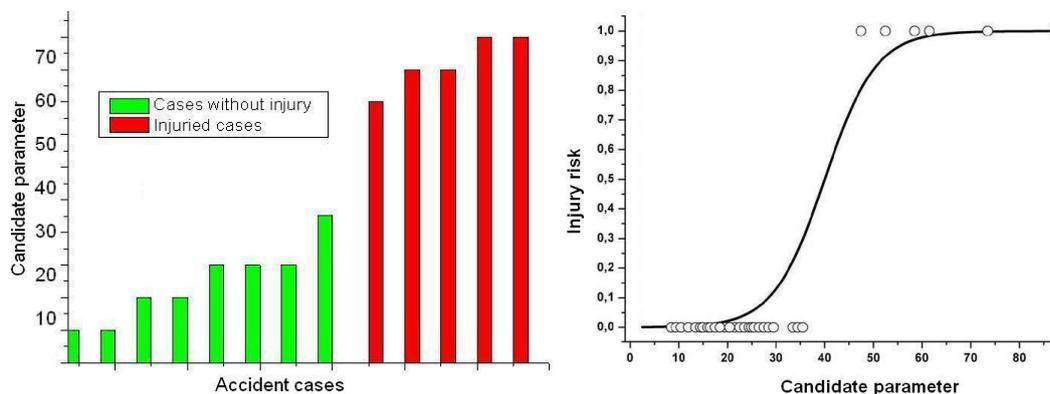


Figure 2. Illustration de la méthode statistique qui établit une corrélation entre un paramètre mécanique et un type de lésion et la courbe de risque associée.

Une corrélation entre certains paramètres mécaniques calculés et les lésions observées ont permis de quantifier un certain nombre de limites de tolérance (qui nous serviront dans la suite de ce travail) présentés dans les tableau (Deck & Willinger 2008), correspondant à une probabilité d'apparition des lésions de 50 %.

Pour les lésions neurologiques modérées (respectivement sévères), trois paramètres mécaniques ont été corrélés à un risque de 50% d'apparition de ces lésions :

- La déformation de Von Mises dans le cerveau, avec une limite de 25% (respectivement 35%),
- La contrainte de Von Mises dans le cerveau, avec une limite de 26 kPa (respectivement 33 kPa).

Les paramètres corrélés quant à un risque de 50% d'apparition d'hématomes sous-duraux sont :

- La pression minimale dans le liquide cébrospinal, avec une limite de -135 kPa,
- L'énergie de déformation du liquide cébrospinal, avec une limite de 5.3 J.

Enfin, l'énergie de déformation du crâne a été corrélée à l'apparition de la fracture crânienne, avec une limite de 0.8 J.

	Lésions neurologiques modérées	Lésions neurologiques sévères
Déformation de Von Mises dans le cerveau (%)	25	35
Contrainte de Von Mises dans le cerveau (kPa)	26	33

Tableau b.2. Limites de tolérance du modèle SUFEHM sous RADIOSS® pour les lésions neurologiques modérées et sévères.

	Hématome sous-dural
Pression minimale dans le liquide cérébro-spinal (kPa)	-135

Tableau b.3. Limites de tolérance du modèle SUFEHM sous RADIOSS® pour les hématomes sous-duraux.

	Fracture du crâne
Energie de déformation du crâne (mJ)	865

Tableau 2. Limites de tolérance du modèle SUFEHM sous RADIOSS® pour les fractures du crâne.

II. Outil de prédiction du traumatisme crânien

L'interface de post traitement développée ici est un outil permettant la visualisation des résultats pertinents d'une simulation numérique d'accident en vue d'une prédiction automatique de lésions de la tête anatomique UdS (SUFEHM). Les résultats de la simulation numérique seront traités de façon à être comparés aux limites de tolérance du modèle éléments finis de la tête. Cette interface doit permettre à un utilisateur non formé sur le solver RADIOSS de récupérer les résultats des calculs effectués sous RADIOSS et d'en tirer des pourcentages de risques de lésions à la tête obtenus avec le SUFEHM relativement aux lésions neurologiques et aux hématomes sous duraux sur les bases des critères proposés par Deck et al. 2008, ainsi que leur localisation.

L'interface de post-traitement s'intéresse:

- Aux contraintes de Von Mises maximales pour la prédiction de lésions neurologiques
- Et aux minima de pression pour l'évaluation des risques d'hématomes sous duraux

Le programme devra signaler un éventuel dépassement de 10% de l'énergie de Hourglass par rapport à l'énergie totale de la simulation.

Concernant l'extraction des paramètres pour la prédiction de lésions en termes de contraintes de Von Mises dans le cerveau ou de pression minimale dans le LCS, l'utilisateur devra pouvoir choisir le nombre de maximum d'éléments qu'il souhaite afficher. L'utilisateur aura également accès à un affichage 3D du cerveau avec une visualisation des extrema.

La Figure 3 présente l'organisation des fonctionnalités de l'interface de post traitement.

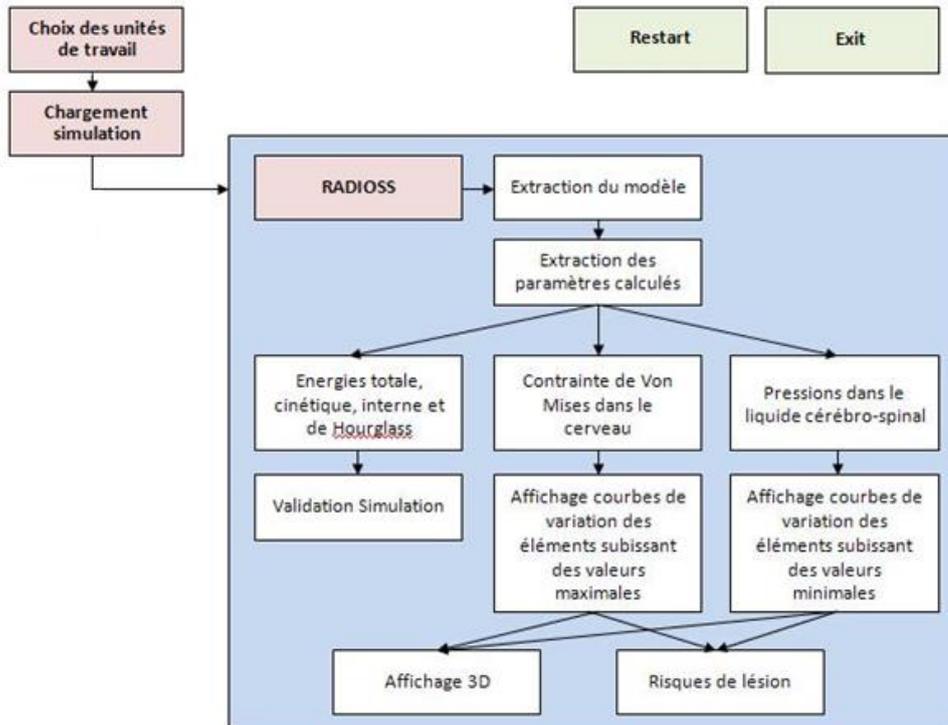


Figure 3 : Diagramme de l'interface de post traitement

Initialisation des données

Avant de lancer le chargement de fichiers de sortie RADIOSS et de post traiter les résultats, l'utilisateur doit préciser les unités qui ont été utilisées par le solveur. En ce qui concerne les unités de longueur, temps et masse, le Tableau présente toutes les possibilités de choix d'unités.

Longueur	Temps	Masse	Pression	Energie
m	s	g	mPa	mJ
m	s	Kg	Pa	J
m	s	Mg (tonne)	kPa	kJ
m	ms	g	kPa	kJ
m	ms	Kg	MPa	MJ
m	ms	Mg (tonne)	GPa	GJ
mm	s	g	Pa	nJ
mm	s	Kg	kPa	μJ
mm	s	Mg (tonne)	MPa	mJ
mm (par défaut)	ms (par défaut)	g (par défaut)	MPa (par défaut)	mJ par défaut)
mm	ms	Kg	GPa	J
mm	ms	Mg (tonne)	TPa	kJ
cm	ms	g	10 ⁵ Pa (bar)	dJ
cm	ms	Kg	10 ⁸ Pa (kbar)	hJ
cm	ms	Mg (tonne)	10 ¹¹ Pa (Mbar)	10 ⁵ J

Tableau b.5 : Unités de longueur, de masse et de temps disponibles pour l'utilisateur.

En fonction des unités de longueur, de masse et de temps choisis par l'utilisateur, les unités de pression et d'énergie vont varier. Des conversions seront ensuite effectuées afin de ne

présenter les résultats de pression en [kPa] et les résultats d'énergie en [mJ]. Par défaut, les unités utilisées sont en [mm], [ms] et [g].

Après avoir sélectionné les unités utilisées, l'utilisateur peut charger les fichiers de sortie de RADIOSS (Y00i). Le programme ouvre alors une boîte de dialogue demandant à l'utilisateur de sélectionner le dossier contenant tous les fichiers de la simulation. Cela oblige l'utilisateur à placer dans un même dossier tous les fichiers d'une même et unique simulation. Ces fichiers de sortie RADIOSS seront ensuite scannés par l'interface de post traitement

Validité de la simulation

Les résultats de la simulation numérique peuvent être considérés comme valides si l'énergie de Hourglass ne dépasse pas 10 % de l'énergie totale du modèle, c'est-à-dire la somme de l'énergie interne et de l'énergie cinétique. Ces trois énergies sont calculées pour chaque pas de temps. Les valeurs temporelles sont elles aussi sauvegardées afin de pouvoir tracer une courbe d'évolution. La première ligne de valeurs de chaque fichier Y00n, illustrée sur la Figure 4, contient le pas de temps et les valeurs de l'énergie interne et cinétique.

```
#RADIOSS OUTPUT FILE V21 TESTY009
/GLOBAL

#FORMAT: (1P5E16.9)
#      TIME INTERNAL_ENERGY  KINETIC_ENERGY  ROT_KINE_ENERGY  EXTE_FORCE_WORK
8.000794857E+00 4.873165146E+03 5.898016539E+04 1.153325732E+00 6.401896583E+04
```

Figure 4. Illustration de la récupération du pas de temps auquel est généré le fichier Y00n, des énergies interne et cinétique du modèle par éléments finis.

L'énergie de Hourglass est, quant à elle, donnée pour chaque élément brique et coque. Toutes les énergies de Hourglass sont additionnées afin de n'avoir qu'une valeur par pas de temps. Quatre courbes sont alors tracées dans la fenêtre de visualisation (Figure 5) : la courbe de l'énergie totale, la courbe de l'énergie cinétique, la courbe de l'énergie interne et la courbe de l'énergie de Hourglass. Si jamais l'énergie de Hourglass dépasse 10 % de l'énergie totale, un message apparaît précisant le pourcentage de dépassement et le pas de temps auquel il y a eu un dépassement.

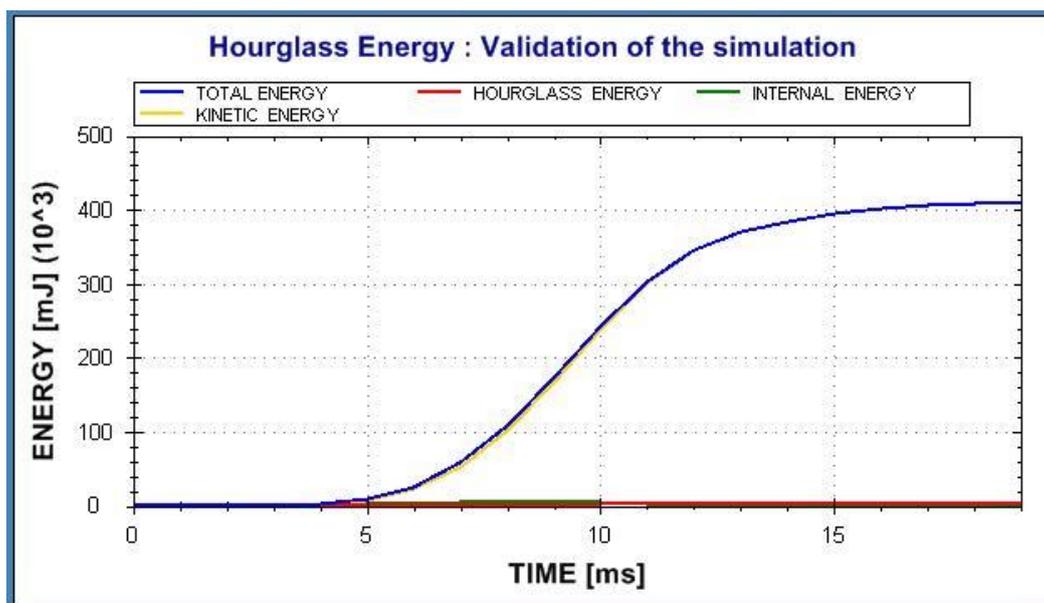


Figure 5 : Illustration du tracé de courbe des Energie totale, interne, cinétique et de Hourglass en fonction du temps.

Estimation automatique du risque lésionnel

Afin de déterminer le pourcentage de risque d'apparition d'une lésion crânio-encéphalique, il faut que le programme développé lise les résultats de la simulation numérique afin de les traiter. Une fois que le paramètre mécanique correspondant à la définition d'un des critères de lésion est calculé, il est comparé avec les limites de tolérance.

Les calculs décrits dans ce paragraphe concernent des paramètres mécaniques dont l'évolution temporelle au cours de la simulation est directement fournie dans les fichiers de sortie Y00n. Il s'agit donc ici de trier les valeurs qui nous intéressent et de les traiter afin d'en extraire la valeur pertinente.

Les limites de tolérances concernent les valeurs extrêmes atteintes par un paramètre mécanique. Pour chacun de ces paramètres, la détermination des minima et maxima s'effectue pour un nombre d'éléments fixés par l'utilisateur, mais seule la valeur extrême permet de déterminer un pourcentage d'apparition de lésion.

Les valeurs de pression pour les éléments briques sont fournis dans la partie « /SOLID /SCALAR /PRES » de chaque fichier de sortie Y00n. Pour faciliter la compréhension de la récupération de ces valeurs de pressions, leur organisation dans le fichier Y00n est illustrée en Figure 6.

```
/SOLID   /SCALAR   /PRES
Pressure
#FORMAT: (1P6E12.5) (VAR(I), I=1, NUMSOL)
 2.04129E-03 1.50475E-02 -9.24907E-03 -4.26778E-04 1.42364E-02 -2.33108E-02
 3.77737E-03 -1.77564E-02 -5.60858E-02 -4.79296E-02 -5.68172E-02 -2.98595E-02
 -2.82721E-02 -4.85703E-02 -6.96839E-02 -6.97828E-02 -7.63105E-02 3.05110E-02
 2.53433E-02 4.35902E-02 4.35731E-02 4.13146E-02 6.62400E-02 2.91179E-02
 2.54839E-02 3.66178E-02 4.54194E-02 1.23692E-02 3.08223E-02 4.11927E-02
 1.37344E-02 -3.88339E-03 1.68276E-02 3.26872E-03 1.05504E-02 -1.91471E-02
 9.69354E-03 -2.00052E-02 -4.86587E-02 -4.36618E-02 -5.28846E-02 -4.06489E-02
 -3.80689E-02 -6.44108E-02 -8.97320E-02 -6.61809E-02 -8.12762E-02 2.60259E-02
```

Figure 6 : Présentation de l'organisation des valeurs de pressions atteintes pour chaque élément brique du modèle par éléments finis

Les données sont présentées en six colonnes. Elles sont écrites dans l'ordre des numéros des éléments solides. Le programme scanne le fichier ligne par ligne et stocke ces valeurs de pressions pour tous les éléments solides du modèle. Cependant, il ne faut conserver que les valeurs de pression correspondant aux éléments composants le LCS. Il suffit donc de ne garder que les valeurs de pression dont l'indice correspond à un numéro identifiant un élément solide du LCS. La réorganisation effectuée dans le fichier Y000 présente l'avantage d'utiliser une numérotation croissante et consécutive contrairement aux numéros définis par l'utilisateur qui peut être aléatoire. L'indice d'une valeur de pression correspond donc à un numéro d'élément brique.

Pour le LCS, on s'intéresse ici aux valeurs minimales. Par défaut, dans l'interface de post traitement, l'utilisateur verra s'afficher les courbes de variation de pression des dix éléments subissant les pressions les plus faibles. (Figure 7).

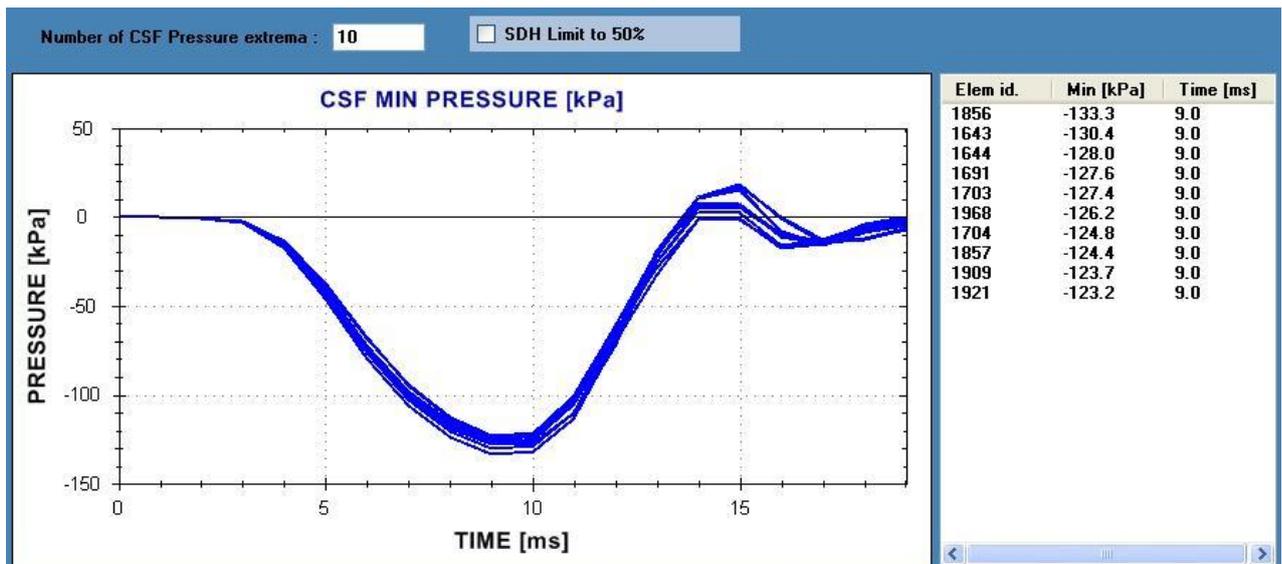


Figure 7 : Illustration du graphique présentant les courbes de variation de pression des 10 éléments du LCS subissant une pression minimale

L'utilisateur aura alors comme information à droite des courbes de variation de pression, les numéros d'identification des éléments subissant une pression minimale, le minimum de pression en [kPa] atteint par ces éléments par ordre croissant, ainsi que le temps auquel ce minimum est atteint. L'utilisateur pourra alors choisir de modifier le nombre d'éléments affichés subissant une pression minimale, ou encore de choisir de n'afficher que les éléments dont la pression minimale dépasse le seuil de probabilité d'apparition de lésion à 50 % (En cochant la case « SDH Limit to 50 % »). Ainsi, il pourra connaître le nombre d'éléments dépassant ce seuil de probabilité d'apparition d'hématomes sous-duraux

Les valeurs de la contrainte de Von Mises dans le cerveau sont fournies pour chaque élément brique dans la partie « /SOLID /SCALAR /VONM » de chaque fichier de sortie Y00n comme l'illustre la Figure 8.

La récupération des données et le tri des valeurs maximales sont effectués de la même façon que décrit dans le précédemment pour les pressions. Toutes les valeurs fournies par les fichiers Y00n sont stockées puis traitées. La contrainte de Von Mises est exprimée en fonction des composants du tenseur des contraintes. Elle présente la particularité de s'exprimer en fonction des invariants du tenseur des contraintes.

```

/SOLID      /SCALAR      /VONM
Von Mises Stress
#FORMAT: (1P6E12.5) (VAR(I), I=1, NUMSOL)
2.62132E-03 3.04895E-03 2.47929E-03 2.82583E-03 2.28246E-03 3.09957E-03
1.72368E-03 2.94383E-03 4.06246E-03 3.87048E-03 3.78346E-03 4.57795E-03
5.14335E-03 5.92293E-03 7.16689E-03 3.88884E-03 6.33651E-03 2.55959E-03
3.11340E-03 2.83051E-03 2.86383E-03 2.55657E-03 4.41318E-03 3.53643E-03
3.47081E-03 3.94169E-03 3.47848E-03 3.26556E-03 2.96332E-03 5.27086E-03
3.59304E-03 4.22230E-03 3.39449E-03 3.24852E-03 3.20598E-03 3.48142E-03
2.17524E-03 3.21725E-03 4.34765E-03 3.59870E-03 3.16789E-03 5.60429E-03

```

Figure 8 : Présentation de l'organisation des valeurs des contraintes de Von Mises atteintes pour chaque élément brique du modèle par éléments finis

Selon la forme du tenseur des contraintes, la contrainte de Von Mises prendra des écritures différentes. Dans le cas général, elle est donnée par l'équation:

$$\sigma_{VM} = \frac{1}{\sqrt{2}} [(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2 + (\sigma_{22} - \sigma_{33})^2 + (\sigma_{11} - \sigma_{33})^2 + 6(\sigma_{12}^2 + \sigma_{13}^2 + \sigma_{23}^2)]^{1/2}$$

L'affichage des résultats est similaire à celui présenté pour les pressions dans le LCS. Pour le cerveau, on s'intéresse ici aux valeurs maximales de la contrainte de Von Mises. Par défaut, dans l'interface de post traitement, l'utilisateur verra s'afficher les courbes de variation de contrainte de Von Mises des dix éléments subissant les contraintes les plus fortes. (Figure 9).

L'utilisateur aura alors comme information à droite des courbes de variation de contrainte de Von Mises, les numéros d'identification des éléments subissant une contrainte de Von Mises maximale, le maximum de contrainte en [kPa] atteint par ces éléments par ordre croissant, ainsi que le temps auquel ce maximum est atteint. L'utilisateur pourra alors choisir de modifier le nombre d'éléments affichés subissant une contrainte maximale, ou encore de choisir de n'afficher que les éléments dont la contrainte de Von Mises maximale dépasse le seuil de probabilité d'apparition de lésion modérée à 50 % ou sévère à 50 % (En cochant la case « Moderate DAI Limit to 50 % » ou « Severe DAI Limit to 50 % »). Ainsi, il pourra connaître le nombre d'éléments dépassant ce seuil de probabilité d'apparition de lésion neurologique sévère et modérée.

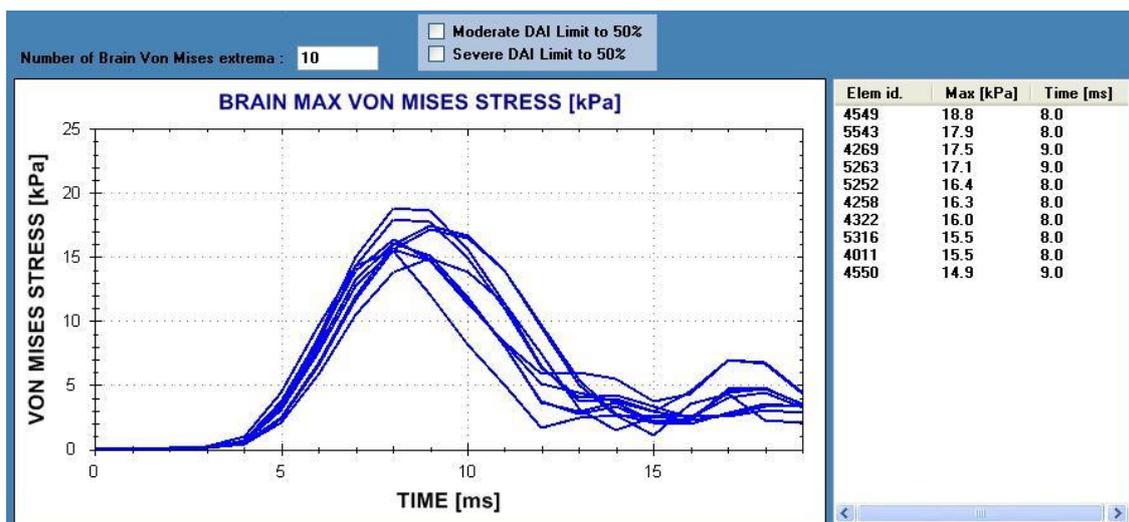


Figure 9 : Illustration du graphique présentant les courbes de variation de contrainte de Von Mises des 10 éléments du cerveau subissant une contrainte de Von Mises maximale

Visualisation 3D des résultats

L'utilisateur doit pouvoir visualiser les résultats du traitement des fichiers de sortie de la façon la plus explicite possible. L'interface a pour objectif de donner une estimation du risque de lésion encouru lors de l'accident qui a été simulé numériquement. Pour cela, les paramètres calculés correspondants à un critère de lésion sont injectés dans une fonction. Cette fonction, appelée Sigmoïde ou courbe de risque, donne une probabilité d'apparition de lésion à partir de la valeur des paramètres calculés.

Les paramètres de critère de lésion étant calculés sur plusieurs éléments, l'utilisateur va pouvoir visualiser ces éléments soumis à des extrema grâce à une interface de visualisation 3D du cerveau et du LCS.

Il s'agit ici de fournir un risque d'apparition de lésion présenté sous forme d'un pourcentage de risque à l'utilisateur. Deck et Willinger en 2008 ont proposé de nouvelles limites de tolérance pour la tête humaine à partir de reconstructions numériques de cas d'accidents réels

sous RADIOSS. Ces études ont permis d'identifier les limites de tolérance des tissus du segment crânio-encéphalique à des mécanismes de lésions spécifiques : les hématomes sous duraux et les lésions neurologiques sévères et modérées.

- **Limites de tolérances quant à l'apparition d'hématomes sous-duraux :**

Le critère proposé pour les hématomes sous-duraux est basé sur le minimum de pression dans le LCS. Le Tableau donne les limites de tolérance pour les hématomes sous-duraux et la Figure 10 donne la sigmoïde associée aux hématomes sous-duraux.

Probabilité d'apparition d'un hématome sous-dural	Pression dans le LCS
5 %	-94 kPa
50 %	-135 kPa
95 %	-177 kPa

Tableau b.6 : Limites de tolérance pour les hématomes sous-duraux avec RADIOSS.

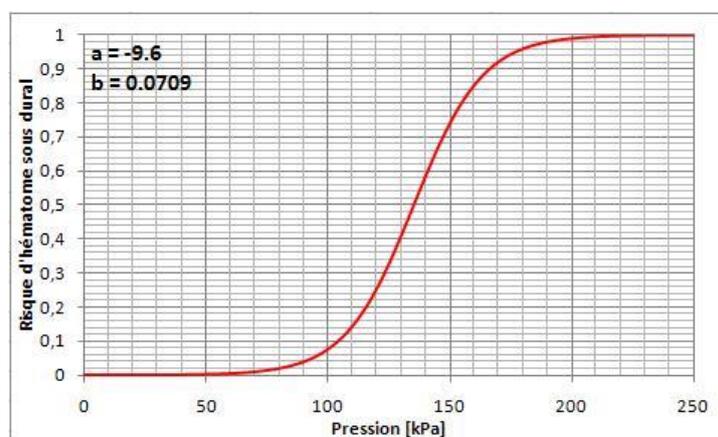


Figure 10: Courbe de risque d'apparition d'hématomes sous duraux en fonction de la pression minimale dans le LCS.

- **Limites de tolérance quant à l'apparition de lésions neurologiques :**

On distingue deux types de lésions neurologiques : les lésions neurologiques modérées et les lésions neurologiques sévères. Les lésions neurologiques modérées se traduisent par un état d'inconscience voire d'évanouissement limité à quelques minutes ou à quelques heures après l'impact de la tête. Les lésions neurologiques sévères correspondent à un état de coma excédant 24 heures.

Le critère proposé pour ce type de lésions est la contrainte de Von Mises maximale dans le cerveau. Les valeurs de ce critère sont données dans le Tableau b.7 pour les lésions neurologiques modérées et dans le Tableau b.8 pour les lésions neurologiques sévères. Les Figure 11 et Figure 12 donnent les sigmoïdes associées aux lésions neurologiques modérées et sévères respectivement.

Probabilité d'apparition d'une lésion neurologique modérée	Contrainte de Von Mises dans le cerveau
5 %	19 kPa
50 %	26 kPa
95 %	33 kPa

Tableau b.7 : Limites de tolérance pour les lésions neurologiques modérée.

Probabilité d'apparition d'une lésion neurologique sévère	Contrainte de Von Mises dans le cerveau
5 %	23 kPa
50 %	33 kPa
95 %	42 kPa

Tableau b.8 : Limites de tolérance pour les lésions neurologiques sévères.

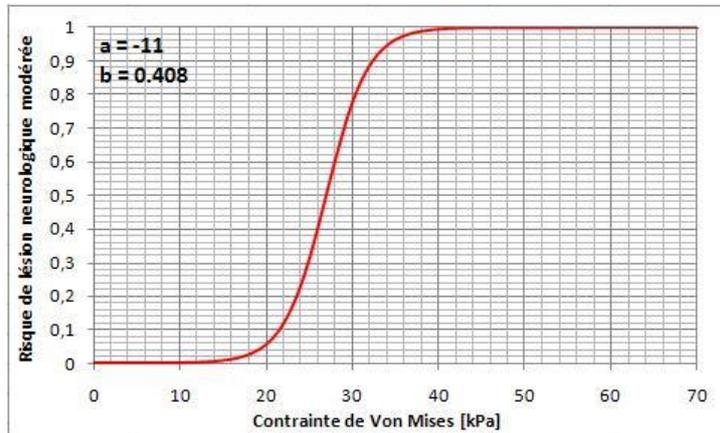


Figure 11 : Courbe de risque d'apparition de lésions neurologique modérée en fonction de la contrainte de Von Mises maximale dans le cerveau.

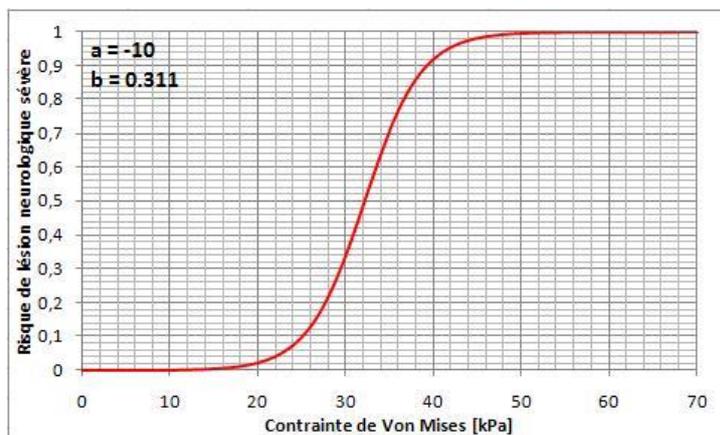


Figure 12 : Courbe de risque d'apparition d'une lésion neurologique sévère en fonction de la contrainte de Von Mises maximale dans le cerveau.

Après que l'utilisateur ait chargé les fichiers de sortie, les probabilités de lésion vont s'afficher comme illustrée Figure 13.

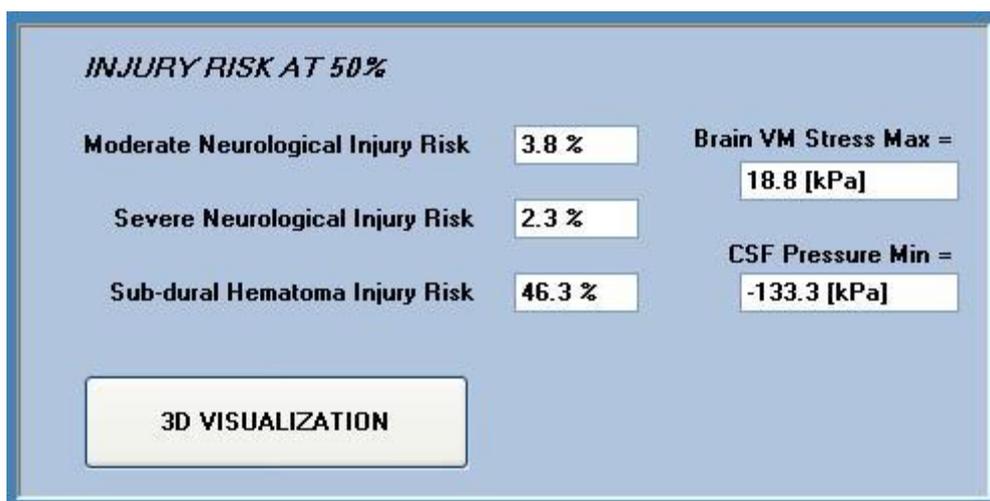


Figure 13. Illustration de la fenêtre affichant les résultats.

L'utilisateur va donc avoir trois résultats importants :

- La probabilité de lésion neurologique modérée

- La probabilité de lésion neurologique sévère
- La probabilité d'hématome sous dural

La valeur des deux extrema servant à calculer ces probabilités sont également affichées. (Maximum de la contrainte de Von Mises dans le cerveau et minimum de la pression dans le LCS). Ensuite, l'utilisateur va pouvoir visualiser en 3 dimensions (Figure 14), les éléments subissant des pressions minimales dans le LCS et les éléments subissant des contraintes de Von Mises maximales dans le cerveau. Par défaut, l'utilisateur verra les 10 éléments subissant des valeurs extrêmes, mais il pourra en voir plus s'il le désire. D'autre part, pour les pressions et les contraintes, l'élément subissant une valeur maximale sera affiché en rouge, cet élément correspondant à la valeur extrême servant à établir un pourcentage de risque de lésion.

La fenêtre de visualisation 3D a été faite de façon à ce que l'utilisateur puisse faire tourner le modèle, le déplacer dans l'espace et zoomer, de façon à ce que la visualisation des éléments se fasse le plus simplement possible. Par conséquent, l'utilisateur va pouvoir localiser une lésion très facilement.

Enfin, le programme affiche par défaut les 10 courbes de variation des 10 éléments subissant des valeurs extrêmes, mais cela n'est pas figé. En effet, l'utilisateur peut définir le nombre d'éléments à subissant des valeurs extrêmes à afficher. D'autre part, une manipulation très intéressante est de cocher la case « limit to 50% ». Le programme va alors afficher tous les éléments subissant des pressions ou des contraintes physiques qui mènent à une probabilité de lésion supérieure à 50 %. L'utilisateur va donc pouvoir visualiser quelle proportion du cerveau, via le nombre d'éléments affiché, aura une probabilité de risque de lésion au dessus de 50 %.

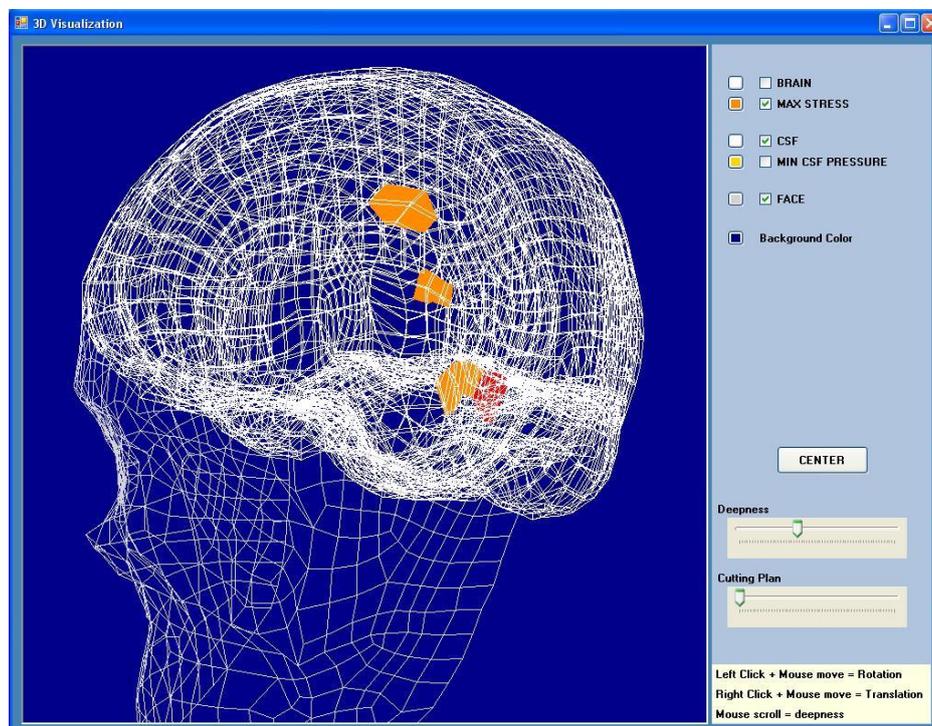


Figure 14. Illustration de la visualisation 3D des éléments correspondant à des valeurs extrêmes de paramètres physique.

Conclusion

Dans le cadre de la mise au point d'une méthodologie d'évaluation de la face avant du véhicule, l'analyse des résultats de la simulation numérique de l'impact de la tête au moyen du modèle SUFEHM en termes de risque lésionnel, a été réalisée automatiquement par un post processeur développé à cet effet.

L'interface de post traitement des résultats obtenus avec le SUFEHM permet une visualisation simple et directe des risques de lésions inhérents à la reconstruction numérique d'accidents. L'utilisateur n'a qu'à indiquer le dossier contenant tous les fichiers résultant de la simulation sous RADIOSS et ainsi visualiser les paramètres calculés et les probabilités de lésions qui en découlent.

L'utilisateur pourra aussi visualiser et localiser les lésions grâce à un rendu 3D du modèle de la tête. Ce programme permet un gain de temps certain concernant le post traitement des résultats de simulations en estimant le risque lésionnel.

L'avantage de ce post processeur est d'annuler tout effet d'une manipulation ou de jugement de l'opérateur et permet à un non spécialiste de procéder à l'analyse. Une illustration de ce post-processeur est proposée en Figure 15.

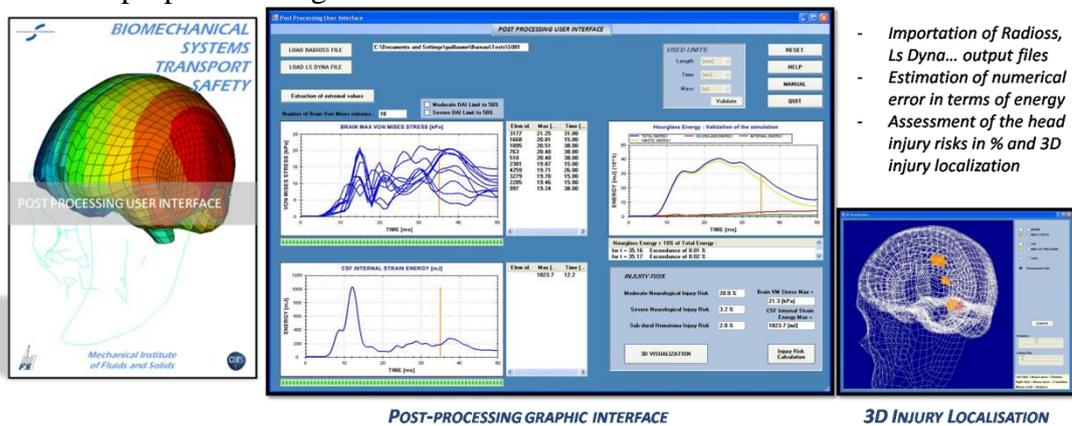


Figure 15 : Illustration du post processeur développé pour contrôler le calcul et calculer les risques lésionnels du SUFEHM

Chapitre 3 :

Mieux décrire les processus lésionnels du genou ligamentaire

I. The failure modeling of knee ligaments in the finite element model

This contribution was published in the journal- International Journal of Crashworthiness: Mo F, Arnoux PJ, Cesari D, Masson C. The failure modeling of knee ligaments in the finite element model. Int. J. Crashworthiness. 2012:1-7.

Arnoux et al. (2005) promoted the use of the global strain of the entire ligament to identify injury risk in the simulation. Such a method can predict the injury risk of ligaments using the ultimate strain from the tensile tests regardless of the model characteristics. However, it did not simulate the realistic ligament failure in the model (with deleting elements), and its selected global failure strain thresholds (from the selected ultimate strain of the tensile tests) were still needed to be validated under complex loading conditions. Hence, this study aims to establish a failure modeling method to predict the injuries of knee ligaments properly considering the complex loading conditions as well as validate the methods of Arnoux et al. (2005). Due to the specific model characteristics, ultimate strain of tensile loading test could not be implemented directly in the model as strain failure parameters. To obtain the proper strain failure parameters, we firstly established them with the iterative simulations by approaching the global failure strain in the simulation to the ultimate strain reported by the tensile test. Then, these failure parameters were evaluated against the published experimental tests concerning combined lateral bending and shearing loadings as well as pure lateral bending and shearing. Overall results from the finite element simulations showed a good adoptability of the established failure properties for predicting the ligament failures as well as validated the method using global failure strain of Arnoux et al. (2005).

Introduction

Knee ligaments (anterior cruciate ligament (ACL), posterior cruciate ligament (PCL), lateral collateral ligament (LCL), medial collateral ligament (MCL)) can be injured due to overloaded while performing their role in restricting abnormal joint motions. Ligaments injuries can lead to knee joint instability, a long-term impairment and greatly restrict normal activity (Woo et al., 2006). Therefore, basic and applied research efforts have been implemented to investigate both injury tolerances and mechanisms of the knee ligaments to improve safety system design, mechanical properties to promote the development of reconstruction techniques and rehabilitation methods for healing.

In the previous literature, many previous tensile experiments were performed on knee ligaments and concluded tolerances of ultimate strain measured from the test results (Quapp, Weiss 1998, Van Dommelen et al., 2005). The previous methods of ligament failure modeling principally included the ultimate strains from the tensile tests in finite element models. Early research of Bermond et al. (1993) modeled knee ligaments with 1D linkage element, and set

ultimate strain 0.3, 0.4, 0.6 for LCL, MCL and cruciate ligaments. Then, Takahashi and Kikuchi (2000) reviewed several test results with a conclusion at 21.9% average ultimate strain applied in the model. However, failure properties of ligaments could highly depend on the modeling characteristics, which indicates strain failure parameters defined in the specific model, could vary with the material, element size, geometric characteristics. Thus, the ultimate strain of ligaments from experimental test results should be adjusted to sustain the relevant prediction of failure possibilities at the element level in the specific model.

Furthermore, in real pedestrian accidents, the injury mechanisms of knee ligaments can be mainly attributed to lateral bending and shearing. Woo SL-Y et al. (1983) found that ultimate strain of the ligament substance is consistently and considerably less than the failure strain of the bone-ligament-bone complex. So it suggested that the bone-ligament structure stretches non-uniformly with the highest deformation occurring near or at ligament insertion sites. Milz et al. (2002) indicated that bone-ligament attachments could be described as a gradient of properties from ligaments to bone structures. Under the same discovering with Milz et al (2002) conclusion, Subit et al. (2008) promoted the bone-ligament attachment model with ligamentous fibers directly embedded in the bone structure. The authors also mentioned that bone-ligament attachment properties could be very sensitive to loading directions. Therefore, the ultimate strain of ligaments is still needed to be determined in the different loading directions. Numerical modeling with strain failure properties at the element level could be a good method to predict the macroscopic rupture of bone-ligament attachments and investigate the global failure strain (corresponding to ultimate strain in the tensile test) of the entire ligament under complex loading conditions.

The objective of the current study is to propose a failure modeling method to properly predict knee ligament injuries in the loading environments related to car-pedestrian impact. We established the strain failure parameters of knee ligaments based on the ultimate strain from the previous tensile tests (Arnoux et al., 2002), and evaluated these failure parameters by the previous experimental tests regarding lateral bending and shearing mechanisms (Kajzer et al., 1990, 1993, Ramet, Bouquet 1995, Bose et al., 2004).

Material and methods

Model description

“Lower Limb Model for Safety” (LLMS) model was selected for the simulation analysis (Figure 2.1), which is a finite element model developed from a detailed description of the lower limb anatomy derived from CT and MRI scans collected on a subject close to a 50th percentile male. The model included detailed anatomic structures of lower limb from hip joint to the toe region, which has been largely reported in previous studies from design to validation (Arnoux 2000, Beillas et al., 2001, Arnoux et al., 2005, 2008). Its validations included series of experimental tests ranging from soft tissue tensile tests to whole limb impacts. Thus it is a biofidelic model which can reflect the structural responses of human lower limb. The bones included the cortical bone and trabecular bone, and were separated into several geometrical parts regarding bone thickness and density distribution. The material properties of bones were established with a Johnson Cook elasto-plastic material law based on the literature data. Ligaments and tendons of the knee joint were modeled with a generalized viscoelastic material (Kelvin Voigt law) and additional elastic/viscoelastic springs. The simple schematic model in Figure 2.7 shows the generalized viscoelastic Kelvin-Voigt model where a time-dependent spring working in parallel with a Navier dashpot is put in series with

a nonlinear rate-dependent spring. Table 2.2 shows material properties of four major ligaments of the knee joint. Low stiffness springs along main fibred axes of the entire ligament at the element level were used to calculate the strain of the ligament.

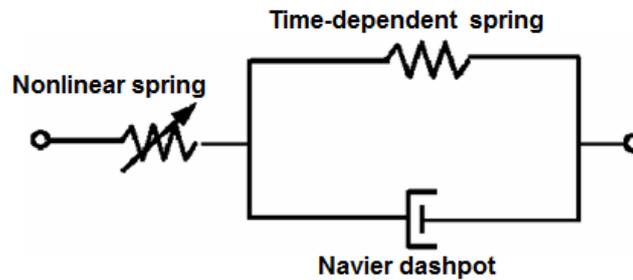


Figure Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..16 **The schematic of generalized Kelvin-Voigt model**

Table Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..1 **Summary of viscoelastic properties of ligaments**

References	LCL	MCL	PCL	ACL
Yong's modulus (MPa)	50	60	120	70
Poisson ratio	0.3	0.3	0.3	0.3
Tangent Young's modulus (MPa)	48	58	105	65
Viscosity coef. (pure shear)	6.6	6.6	6.6	6.6

Definition of strain failure parameters of ligaments in the model

The major assumption performed in this work was supported by considering the failure properties of knee ligaments can be mainly attributed to the ultimate strain level (Weiss, Gardiner 2001, Arnoux et al., 2002, Van Dommelen et al., 2005). The recent tensile experimental test results in the literature about the ultimate strain were summarized in the Table 2.3. Because of the different tensile loading conditions, the ultimate strain acquired in the previous tests exhibited some variations, especially for medial collateral ligament. From the view of the anatomic structure of the medial knee joint, the superficial medial collateral ligament includes three insertions (Robert et al., 2007): one femoral attachment and two tibial attachments. In the measurement of the ultimate strain, the selected length between whichever two attachments should be decided from the literature to profit from these experimental results. In this study, the test results from Arnoux et al. (2002) were selected for tensile validations because of well-known testing conditions. The effective length for measuring the strain of the medial collateral ligament was the distance between the femoral and proximal tibial insertion.

Table Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..2 **Review on the ultimate strains of the previous tensile tests**

References	LCL	MCL	PCL	ACL
Arnoux et al. (2002)	25-38%	25-38%	18-24%	18-24%
Kerrigan et al. (2003b)	7-11%	11-20%		
Van Dommelen et al. (2005)	18(1.8)%	39%(8.6)%	aPCL 18 (2)% pPCL 14 (1)%	aACL 18 (3)% pACL

Note: aACL - the antero-medial part of the ACL;
 pACL - the postero-lateral part of the ACL;
 aPCL - the antero-lateral part of the PCL;
 pPCL - the postero-medial part of the PCL.

The advantage of computational modeling is the ability to identify macroscopic local injuries by computing data which can not be recorded during experiments. The knee ligament modeling with the implementation of failure properties supplies a tool to assist in predicating ligament ruptures or avulsions. However, the failure parameters in a specific model should be adjusted according the model characteristics as described in the introduction. Recently, Arnoux et al. (2005) promoted the use of the global strain of the entire ligament to identify the injury risk in the simulation. Such a method can predict the injury risk of ligaments using the ultimate strain from the tensile tests regardless of the model characteristics. However, it did not simulate the realistic ligament failure in the model (with deleting elements), and its selected global failure strain thresholds (from the selected ultimate strain of the tensile experiments) are still needed to be validated under complex loading conditions. To establish the strain failure parameters of knee ligaments considering the robust loading conditions, we currently developed a failure modeling method for ligaments in two steps:

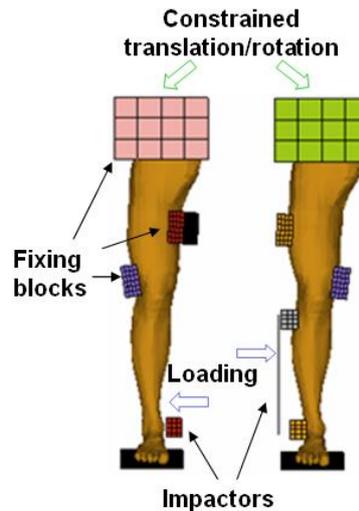
First, the strain failure parameters were established with the iterative calculations by approaching the global failure strain in the simulation to the ultimate strain reported by the tensile experimental tests (Arnoux et al. 2002);

Then, the established failure parameters were implemented in the knee joint model, evaluated in the complex loading environments composed of both lateral bending and shearing. Pure lateral bending, pure lateral shearing and combined bending and shearing were considered (Table 2.4). Details of the boundary and testing conditions supplied by the literature were set up in the FE simulations as follows:

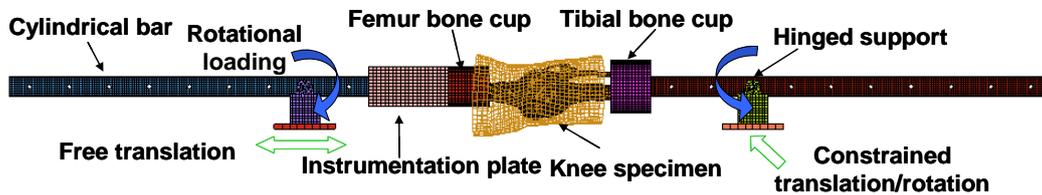
- Ramet and Bouquet (1995) tests: The leg and thigh were set as rigid bodies. Only the knee joint was defined to be deformable in the simulation. The thigh was fixed in all translational and rotational freedom degrees. The leg was kept free in the loading directions. The pure lateral shearing and bending were imposed on the lower leg block at 0.1 mm/ms and 0.1 deg/ms, respectively.

- Kajzer et al. (1990, 1993) tests: In the FE simulation, the proximal femur was constrained with a pre-loaded mass of 40 kg. The thigh was pre-fixed with upper and lower blocks. Then, the 40 kg impactor with an initial velocity of 20 km/h impacted on the lower leg to simulate pure shearing and bending loadings (Figure 2.8.a). And the impactor translation was limited to 150mm after the initial contact position. The modeling of devices was also used in the previous study (Arnoux et al., 2005).

- Bose et al. (2004, 2007, 2008) tests: The FE model of this test has been introduced in the previous study (Bose et al., 2007). The overall boundary conditions of the model set-up were indicated by green arrows in Figure 2.8.b. Different rotational loading curves from experimental data were applied on the joints (shown by the blue arrows) to modeling combined bending and shearing loadings.



a) Pure bending and shearing models for Kajzer et al. (1990, 1993) tests



b) Complex loading model for Bose et al. (2004, 2007, 2008) tests

Figure Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..17 Finite element models for modeling the experimental tests

Table Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..3 Previous experimental tests for evaluating the failure model

Experiments	Subject	References	Evaluating parameters
Pure quasi-static bending/shearing	Lower limb	Ramet and Bouquet, 1995	Force, ligament failure properties
Pure dynamic bending/shearing	Lower limb	Kajzer et al., 1990, 1993	Force, ligament failure properties
Combined bending and shearing	Knee joint	Bose et al., 2004, 2007, 2008	Ligament failure properties

Results

Strain failure parameters

To take account the strain failure mechanism into the specific model, the strain failure parameters in the model were obtained by the comparison of the global failure strain calculated in the simulation to the ultimate strain in the experimental test. The typical process to obtain the strain failure parameters was shown in Figure 2.9. The objective global failure strain is the selected ultimate strain from the test results. The failure parameters at the element level in the model were adjusted iteratively in order to approach this objective global failure strain and fit the experimental force corridor. In this study, 24% global failure strain for cruciate ligament and 28% for collateral ligaments from test results were selected as the objective global failure strains (Arnoux et al., 2002).

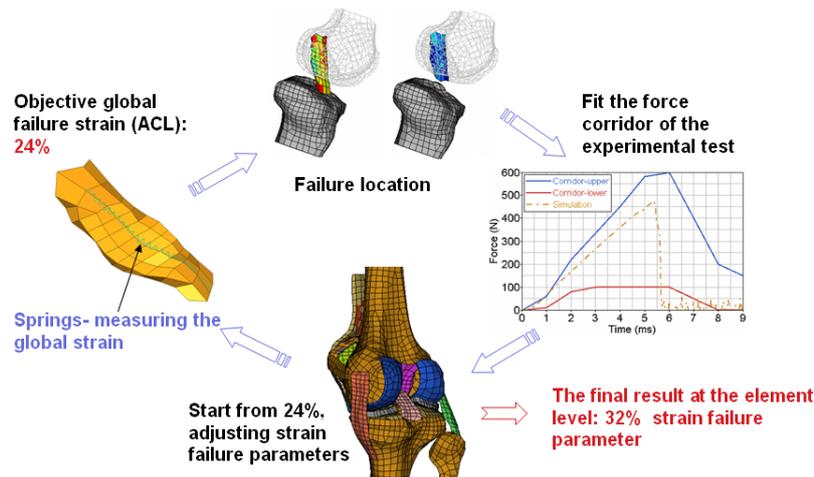


Figure Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..18 **The scheme for postulating the failure parameters- ACL example**

By the iterative calculations, strain failure parameters calculated for the four ligaments were listed in the Table 2.5. Significant differences were observed between the objective global failure strain from the test results and realistic strain failure parameters implemented at the element level of the model definition (especially for cruciate ligaments). In addition, the failure location obtained with the model was relevant with the one observed experimentally (Figure 2.9).

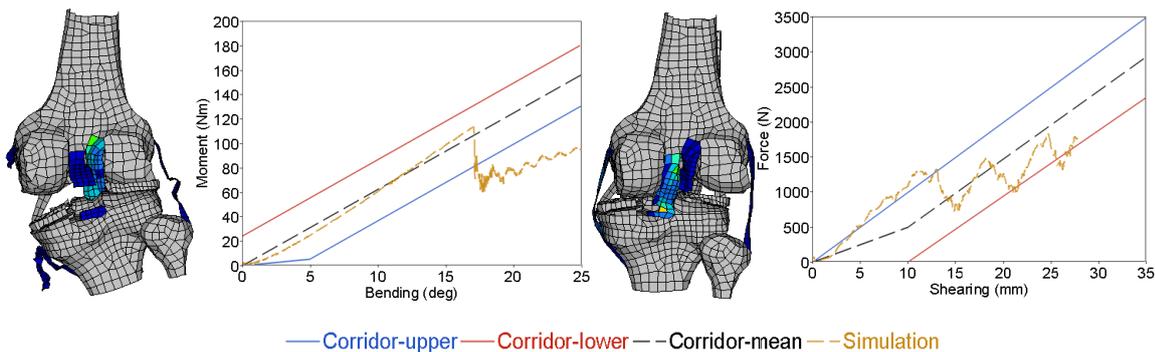
Table Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..4 **Strain failure parameters of knee ligaments in the model**

Ligaments	Element types	Objective global failure strains	Strain failure parameters
ACL	Shell and solid	24%	31%
PCL	Shell and solid	24%	28%
MCL	Shell	28%	30%
LCL	Shell	28%	34%

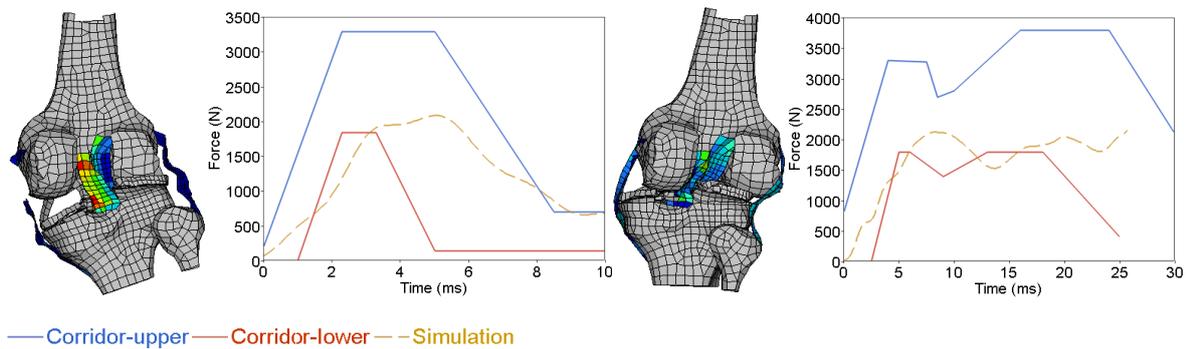
Evaluations of the strain failure parameters

Pure lateral bending and shearing

First, the failure properties of knee ligaments were evaluated through simple loading tests related to isolated injury mechanisms including pure lateral bending and shearing. The impact forces are well correlated with the test results, regardless of quasi-static or dynamic loadings (Figure 2.10 and Figure 2.11).



a) Lateral bending simulation **b) Lateral shearing simulation**
Figure Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..19 Quasi-static pure lateral bending/shearing simulations



a) Lateral bending simulation **b) Lateral shearing simulation**
Figure Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..20 Dynamic pure lateral bending/shearing simulations

Table 2.6 shows the injury occurrences from the previous tests and the current simulations (Kajzer et al., 1990, 1993, Ramet and Bouquet, 1995). It illustrates the potential onsets of knee ligament injuries in the tests. The simulation results note the onsets of knee injuries during the loading process.

Table Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..5 Evaluation of ligaments failure properties under pure lateral loadings

References	Results type	First Ligament injuries	Time (ms)	Shearing(mm)	Bending (deg)	Global failure strain
Quasi-static loading (Ramet, et al., 1995)	Bending test	MCL/LCL			18.9	
	Simulation	MCL			17	27%
	Shearing test	ACL/MCL		12 (micro) 22 (macro)		
	Simulation	ACL		13		20%
Dynamic loading (Kajzer, et al., 1990, 1993)	Bending test	MCL	20		11	
	Simulation	MCL	28.1		20.8	28%
	Shearing test	MCL/ACL/LCL	15-20			
	Simulation	MCL	15.8	15.3		15%

For Ramet and Bouquet (1995) tests, the FE simulation results are close to the test results considering lateral bending and shearing levels. The global failure strain of ACL (20%) under shearing is a little smaller than 24% of the global failure strain under bone-ligament tensile loading. For the dynamic bending test of Kajzer et al. (1993), the comparison of failure time and joint kinematics showed certain differences between FE simulations and test results. The accuracy of these test results could be limited by the recording method of the dynamic loading. For the dynamic shearing test of Kajzer et al. (1990), the low global failure strain of MCL (15%) was found.

Combined bending and shearing

In three cases with combined bending and shearing contributions, the joint kinematics recorded in the simulations show good correlations with the previous test results (Table 2.7). Overall kinematics with evident combined bending and shearing are shown in the Figure 2.12. The global failure strains in these cases are similar, and close to the tensile loading results. The bending and shearing thresholds of MCL vary largely in these cases.

Table Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..6 **Evaluation of ligament failure properties under complex loadings**

References	Results type	First ligament injuries	Time (ms)	Shearing (mm)	Bending (deg)	Global failure strain
Bose, et al., 2004, 2007, 2008	4-point bending test1	MCL	22.2	4.79	12.31	
	Simulation Combined loading test1	MCL	29.5	4.38	14	27%
	Simulation Combined loading test1	MCL	18.4	16.44	9.92	
	Simulation Combined loading test2	MCL	21.3	16.96	6.94	26%
	Simulation Combined loading test2	MCL	14.2	23.67	7.24	
	Simulation	MCL	14.5	27.09	7.5	28%

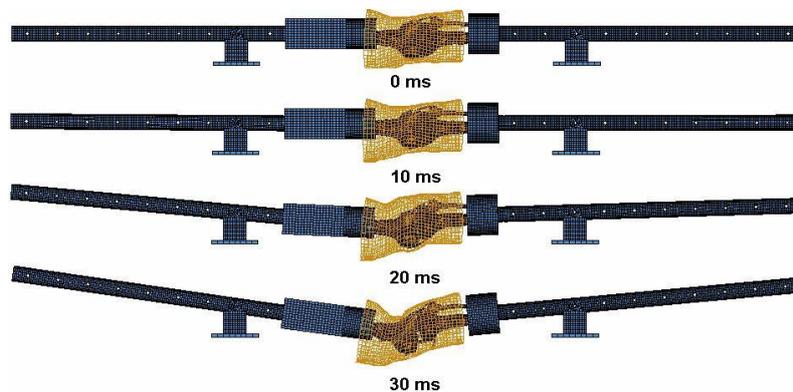


Figure Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..21 **Model kinematics to time history of the simulation for combined loading test1**

Discussion

In the past three decades, significant advances have been made in characterizing the biomechanical properties of knee ligaments as an individual component as well as their contribution to joint function (Woo et al., 2006). Computational modeling of the viscoelastic properties of soft tissues provides a valuable tool to estimate the injury risk of knee ligaments. The current study proposed a failure modeling method of knee ligaments related to the element strain, to evaluate the rupture of knee ligaments caused by the injury mechanisms reported by pedestrian accidents. These injury mechanisms are relevant to lateral bending, lateral shearing and their combinations.

In the definition of failure parameters, the current work showed that the strain failure parameters of the specific model were dependant on the model characteristics. This was indicated by the difference between the applied failure strain in the model and the objective global failure strain, namely the ultimate strain obtained from the experimental test (Table 2.5). This difference ranged from 2% to 7% regarding four major ligaments. Thus the ultimate strain level recorded from the test results should not be applied on the element level of the numerical model directly. With the variation of modeling characteristics, these strain failure parameters should be adjusted by the iterative calculations following the current proposed method. In future, the modeling characteristics (such as material, element size, geometry) should be assessed to determine their influences on strain failure parameters. In addition, the most common failure regions of ligaments were located around bone-ligament attachments (Figure 2.9), which was confirmed by the corresponding tests (Arnoux et al., 2002). The complex geometry of knee ligaments, and their interactions with the neighboring structures could have an influence on the whole structural response and lead to the concentration of ligament deformation. Therefore, in the future, the local strain distribution should be investigated to find its relevancy to the injury occurrence of the entire ligament.

Regarding the evaluations of strain failure properties of ligaments, the simulation results are in agreements with the previous test results of both isolated loadings and complex loadings (Table 2.6 and 2.7). In the Kajzer et al. (1993) test, although the force-time history fits well with the corridors, the threshold of bending at failure of ligament shows a difference with the test result (Table 2.6). This could be due to the calculating method of joint kinematics in the tests. In these whole lower limb dynamic bending tests, the calculation of bending angle was related to the analysis of high speed movies with the markers on the skins of subjects. Thus large variations could be induced by the deformation of soft tissues, which could not be determined in the tests. To avoid these potential errors, numerical simulations seem to be a valuable supplement to calculate the joint kinematics with points on bone structures. That means further experimental investigation on joint kinematics could be necessary to verify the bending threshold. Then, we simulated Bose, et al. (2004, 2007, 2008) tests. In this test series, only isolated knee joints were used and the joint kinematics can be detected from the relative motions of devices, which provided more accurate results of joint kinematics. Overall simulation results presented good agreements with test results concerning both lateral bending and shearing levels when ligament injuries occurred. These results validated the efficiency of the established failure properties by the iterative calculation under complex loading conditions.

For pure bending and combined bending and shearing loading, global failure strains recorded in the simulations showed close values to the ultimate strain of tensile experimental tests. So this demonstrated that the ligament injuries can be predicted with the thresholds of global failure strains in these types of loading environments. Although the ligaments showed the similar global failure strain under these loading conditions (Table 2.6 and 2.7), knee joint kinematics at failures exhibited significant differences. This could indicate that isolated lateral bending and shearing thresholds are not robust injury criteria for the knee joint. Nevertheless previous studies always considered pure lateral bending and shearing levels separately (Kajzer et al., 1990, 1993,EEVC/ WG 10 1994,EEVC/ WG 17 1998). We recommend that a robust knee injury criterion should be described as a combined threshold of both lateral bending angle and shear displacement.

On the other hand, the injury occurrences of knee ligaments presented lower global failure strains (20% and 15%) in two shearing tests (Table 2.6), while comparing with the tensile test

results (Table 2.5). This phenomenon could be attributed to the contact between the ligament substance and bone structures including the tibia eminence and femoral condyles (Figure 2.10.b and 2.11.b). This type of knee joint kinematics caused serious local concentration of the ligament deformation, leading to the low global failure strain. Thus the current work also underlined the needs to strength knowledge of knee joint failure properties under shearing loading conditions on the basis of future additional experiments.

Conclusions

In conclusion, the ultimate strain obtained by the experimental tensile tests should not be directly implemented in the numerical model. Strain failure parameters in a model should be adjusted regarding the specific model characteristics. And these failure properties of ligaments should be evaluated by the experimental tests with complex loading conditions. In addition, the application of the current method can be also extended to the failure modeling of other soft tissues.

II. Injury thresholds of knee ligaments under lateral–medial shear loading: An experimental study

This contribution was published in the *Traffic Injury Prevention* (2013) 14, 623–629 Mo F, Arnoux PJ, Cesari D, Masson C. Injury Thresholds of Knee Ligaments Under Lateral–Medial Shear Loading: An Experimental Study

Introduction

Knee is the most voluminous and complex of all the joints of the human body. With a significant range of motion, the knee's stability depends largely on the four major ligaments (anterior cruciate ligament (ACL), posterior cruciate ligament (PCL), medial collateral ligament (MCL) and lateral collateral ligament (LCL)). Knee ligaments can be partially or completely damaged due to overloaded in performing their role to restrict abnormal joint motions. The outcomes of knee ligaments injuries are characterized in a long-term impairment and greatly restriction of normal activities (Woo et al., 2006). As indicated by (Woo et al., 2006), Miyasaka KC et al. (1991) estimated the injuries of knee ligaments at the incidence of 2/1000 people every year (Miyasaka KC et al., 1991), while the failure of ACL and MCL accounts for 90% of all these injuries. For the pedestrian, Otte and Haasper (2005) analyzed 1794 cases of pedestrian accidents collected from 1985 to 2003 within GIDAS, and indicated the rupture of four major ligaments existed in the 56.2% of pedestrians including MCL (20.7%), ACL (14.1%), LCL (10.6%), PCL (7.8%).

Regarding the rupture of the knee ligaments, the safety regulation for the pedestrian established the vehicle testing procedure to promote manufacturers to improve the vehicle design. The European Union Directive 2003/102/EC (2003) used the proposed the acceptance level (6 mm of the lateral shear displacement) by the EEVC/WG10 (1994), which was based on the 4 kN measured from the cadaver test. EEVC/WG17 (1998) considered that this shear

displacement is too small and will not significantly influence the lower limb kinematics. In addition, EEVC/WG 10 also described that this level was associated with the injury of anterior cruciate ligament (ACL), which can be obtained from the ligament length (25-30mm) multiplied by an 20% failure strain. However, the structural property of the knee ligament seemed to be ignored in the 6 mm tolerance of lateral shear displacement.

The previous studies indicated that the structure properties of ligaments are based on tests of the entire bone-ligament-bone structure, which depend on both the material properties of the ligament insertions and the geometry of the bone-ligament-bone structure (Woo et al., 1983, Weiss, Gardiner 2001, Subit et al., 2008). Woo SL-Y et al. (1983) found that the strain of the ligament substance is consistently and considerably less than specific deformation of the bone-ligament-bone complex. Milz et al (2002) indicated that there is no cortical bone at insertion where bone and ligament interlock with each other. Furthermore, Subit et al (2007) indicate that the failure of ligament insertion could be influenced by the loading direction. Woo et al. (1991) evaluated the structural properties of femur-ACL-tibia complex with tensile tests by two groups: one knee from each pair was oriented anatomically and the contra lateral knee was oriented with the tibia aligned vertically. The results showed that the specimens tested in the anatomical orientation presented higher stiffness, ultimate load and energy absorbed. These points indicated that injury tolerances of knee ligaments could highly depend on the loading direction. Moreover, the recent studies performed by Mo et al. (2012a,b) for pedestrian safety found that the knee ligament injuries under lateral shear displacement could be influenced by the interaction between the ligament substance and the neighboring bone structure including tibia eminence and femoral condyles. Since failure properties of ligament-to-bone attachments could be influenced by the loading direction and the internal structure of knee joint, the injury tolerance of knee ligaments should be determined with the test concerning the structure of knee joint and the expected loading direction. Especially for lateral shear displacement, the moving direction of tibia plateau to femur condyles should be considered as the contact between the ligament and bone structure could influence the structural response and failure tolerance of the ligaments.

In addition, most previous experimental tests for pedestrian safety focused on the full lower limb impact or the entire knee joint with surrounding muscles. Ramet and Bouquet (1995) performed the quasi-static lateral shearing test of the whole lower limb, and reported that the first internal perturbations occurred at a 13 mm lateral shear displacement from the examination by the stethoscope, and 23 mm corresponded to the first macroscopic lesions. Kajzer et al. (1997, 1999) implemented lower limb tests exposed to pure lateral shear test under high velocity (40km/h) and lower velocity (20km/h). With complex injuries of bones and ligaments, the shear displacement at the time of initial ligament failure was concluded as 16mm. Recently, Kerrigan et al. (2003a) conducted two shear tests with isolated knee joints using acoustic sensors to monitor the primary injury occurrence of the ligaments. Under a hypothesis of the early peak in shear force corresponding to ligament failure, Bhalla et al. (2003) concluded two test results of Kerrigan et al. (2003a), and speculated the shear displacements as 12.7 and 17.8 mm. All these previous studies regardless of quasi-static or dynamic loadings tested the intact knee joint with the surrounding muscle. Total injuries of the knee joint were reported, and the corresponding tolerance of the primary injuries was determined with the disturbance of recorded testing data such as force, acceleration and acoustic emission. However, it could not match the specific injury occurrence with the disturbance of recorded testing data. As the signal disturbance of ligament rupture is not evident as bone fracture, it could be difficult to detect the exact failure time of the ligament

injuries. Also, these previous tests only reported the lateral shear displacement as an entire group without distinguishing the moving direction of tibia plateau to femur condyles.

The objective of the current study is to investigate the injury tolerance of knee joint under lateral shear loading with the entire bone-ligament-bone structure of knee joint. Regarding the knee joint structure and previous simulation work in our lab, lateral shear loading was categorized into two groups by the relative displacement of tibia to femur: tibia medial translation and tibia lateral translation. The primary injury time of ligament was distinguished by the comparative analysis of the experimental video to force curve. Then, the corresponding tolerance of lateral shear displacement of knee joint was obtained. In addition, the essential difference of structural response of knee joint during two types of shear loadings was founded by the testing results.

Material and methods

Specimen preparation

Ten cadaveric human knees were obtained in accordance with the ethical guidelines established by the Ethical Committee of the Marseille Faculty of Medicine. Anthropometric details of the subjects were reported in the Table 3.1. The subjects have the average age of 86 years, the average height of 163 cm and the average weight of 60 kg. The knee joint was extracted completely from the cadaver with surrounding subcutaneous soft tissues. The specimens were conserved at -20 C with surrounding humid gauze tissues with physiological (0.9 %) saline in polyethylene bags prior to testing.

A surgeon dissected the specimens to the bone-ligament-bone structure by removing the surrounding soft tissues apart from meniscus and four major ligaments (anterior cruciate ligament (ACL), posterior cruciate ligament (PCL), medial collateral ligament (MCL) and lateral collateral ligament (LCL)), to monitor the failure process of knee joint with high-speed camera. The tibia and femur were sectioned with an oscillating saw by cutting parallel to a transverse plane about 175mm to knee joint center. With regard to clamp apparatus, two bone ends of specimens were embedded in cylindrical moulds (Length 100mm, diameter 80mm) with casting urethane resin (Figure 3.1). During the molding process, the knee joint was kept in full extension with clamps to avoid unpredictable damage to soft tissues.

Table Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..7 **Anthropometric details of the cadavers**

Subject	Age (years)	Sex	Height (cm)	Weight (kg)
Knee 03	78	Female	165	66
Knee 04	80	Female	158	47
Knee 05	80	Female	161	64
Knee 06	105	Female	167	68
Knee 07	88	Female	162	53



Figure Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..22 The prepared mould of specimen

Shear test protocol

The experimental tests were implemented on the MTS servo hydraulic test system which can meet a full spectrum of static and dynamic test requirement. This hydraulic device includes two calibrated force sensors (one 3-component force sensor with the range from -15 kN to 15 kN under the mounting basement and the other on the moving jack with the range from -13.5 kN to 13.5 kN), and one calibrated Linear Variable Differential Transformer (LVDT) displacement sensor inside the moving jack. Two high-speed (frequency 1000Hz) cameras were disposed at the lateral plane of the specimen to monitor the failure process of ligaments. The testing data including displacement and force were digitized and filtered with a sampling frequency of 1024Hz.

The overall testing system is presented in the Figure 3.2. Two moulds of specimens are mounted in the steel clamp apparatus, and fixed with the surrounding bolts. Following the installing procedure, the specimen was adjusted to lateral loading direction keeping its full extension, and fit their joint centers close to the moving axe of the jack. The additional steel blocks were used in the clamp apparatus to adjust the relative position of two moulds, for avoiding pre-shear or pre-flexion on knee joint.

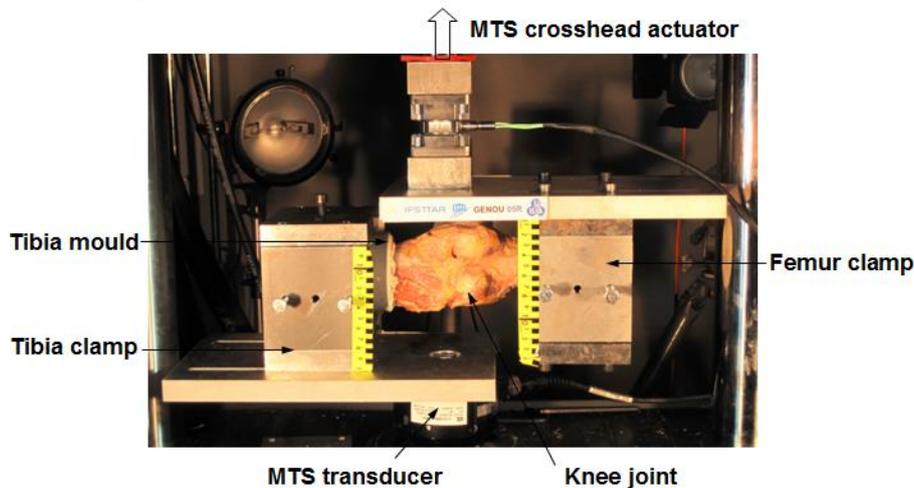


Figure Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..23 Lateral shear test set up for a typical lateral-medial shear test

Before the test, the specimen was first preconditioned by applying 10 cycles of a sinusoidal displacement (amplitude 1 mm) at 1 Hz. The amplitude was limited in the quasi-linear elastic domain of the ligament mechanical behavior to avoid any macro or micro failure. Following the preconditioning and consequent 100ms pose, the specimen was tested in lateral shear loading by applying 30 mm displacements to the femur mould of specimen at a constant velocity of 0.5 m/s. After the test, the force, shear displacement and the video from high-

speed camera were collected to analyze the primary knee injury and its tolerance of lateral shear.

In the following failure test, to compare the knee joint stiffness and failure occurrence under two reverse shear directions, three pairs of knee joints were tested in two groups (Knee 03, 04 and 05): right knee under tibia lateral translation, the counterpart under tibia medial translation. Other two pairs were tested under the same shear direction of tibia lateral translation (Knee 06 and 07) to investigate the influence of right and left knee joint.

Results

For living tissues, loading-unloading cycles are always applied as the preconditioning to achieve a stationary and reproducible mechanical response of the tissues. During the 10 cycles of the current test, force-displacement curves showed stationary responses without significant amplitude shift. The typical cycling load curve was shown in Figure 3.3.

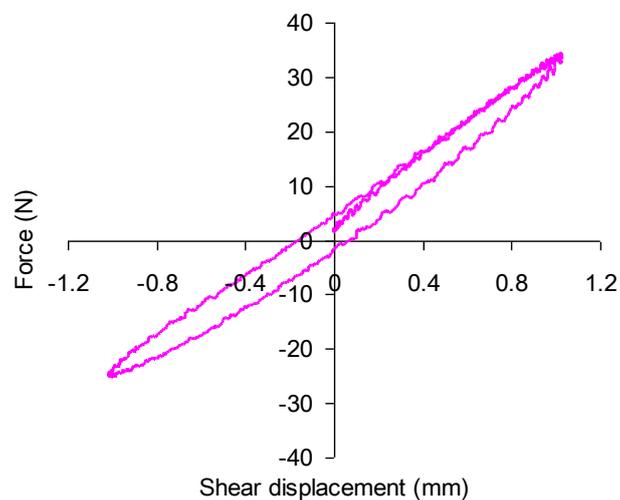


Figure Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..24 **The typical cycling shear load curve of the knee joint**

The typical force curves of the binate subject under reverse loading directions are shown in Figure 3.4. All other force curves are illustrated in the Appendix Figure A.1. The explosion symbol represents the failure of the knee ligaments. The evident variation related to the injury occurrences is notice in the tibia medial translation. The left knee joint under tibia medial translation shows a clear falling of the force level after the ligament failure, while the case of tibia lateral translation presents relative smooth curve with slight fluctuation.

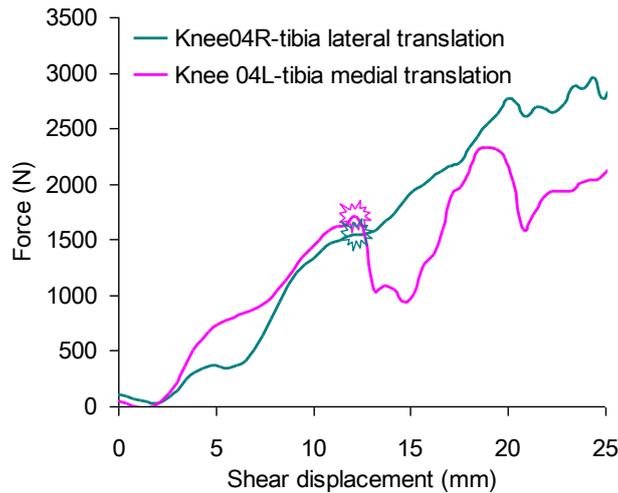


Figure Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..25 The typical force curves of one pair of knee joint under reverse loading directions

The comparison of structural responses between the left and the right knee under the same shearing direction (tibia lateral translation) is shown in Figure 3.5. The results of the other pair of the knee joints were also included in the Appendix Figure A.2. For the specimen of Knee 06R, the proximal fracture was noticed at first due to the osteoporotic bone structure. The results of this test are illustrated as references. Non significant difference is notice between the left knee and right knee under the same shearing direction.

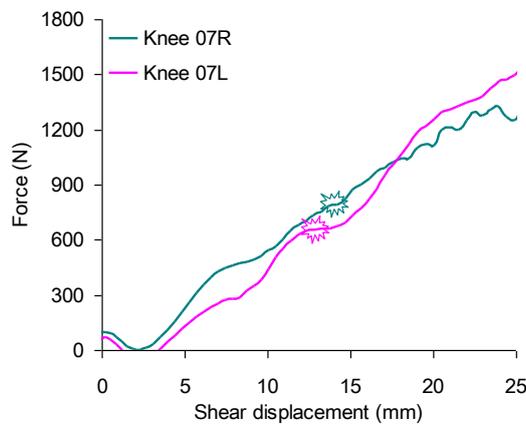


Figure Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..26 The typical force curves of one pair of knee joint under tibia lateral translation

The recorded video and loading force curve are combined to determine the onset of knee joint injury (Figure 3.6): the failure moment monitored by the high-speed camera corresponds to the first evident peak or relative smooth wave crest of the loading force. In the most cases, the onset of the macroscopic rupture of the ligaments was noticed from by comparing the video and force curve. There is not evident onset of LCL rupture in the test of Knee 3L through the video analysis, and we postulated the substantial wave crest as the starting point of the rupture. The failure process of the ligaments are recorded in the video, two cases are shown in the Figure 3.7. Especially for the PCL, it appears that the bundles of the ligament are pulled out from the bone structure gradually.

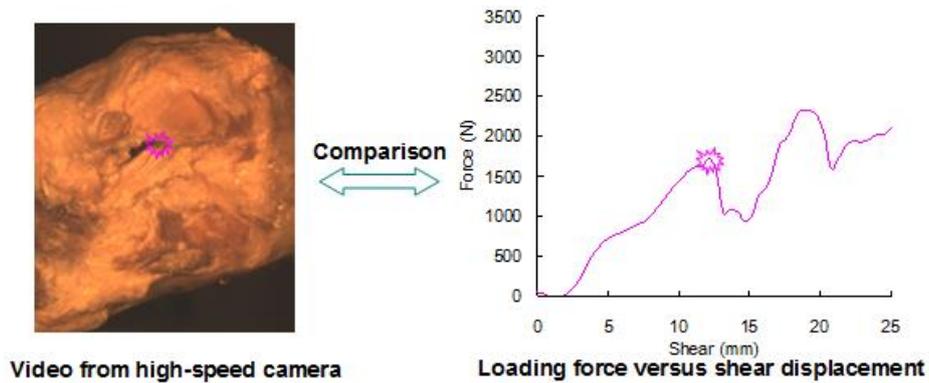


Figure Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..27 **The method for determining initial ligament failure**

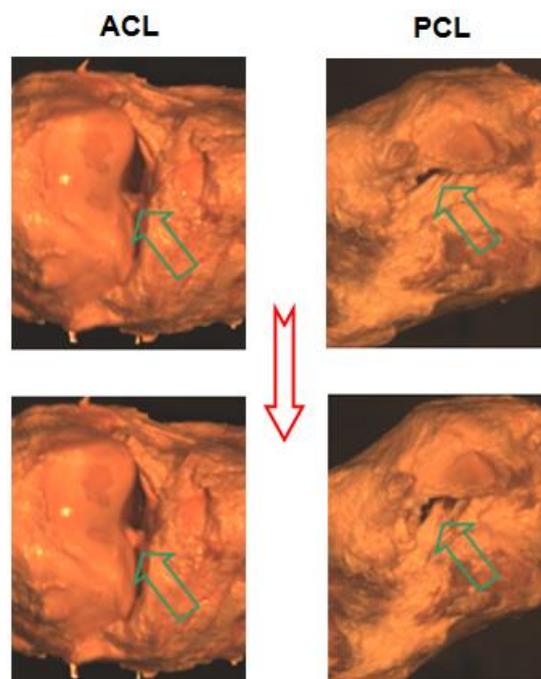
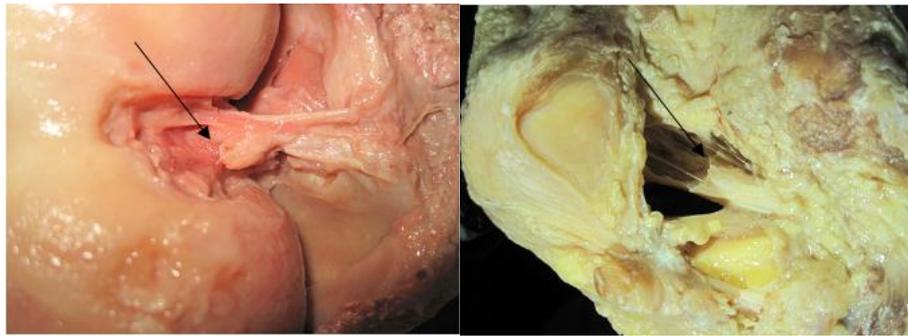


Figure Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..28 **The failure processes of the ligaments in the shear loadings**

The primary injuries are mostly attributed to cruciate ligaments, especially for ACL; only one LCL has been found. However, LCL is frequently found as the secondary injury. Ligament bundles failed all at bony attachments, with partial avulsion of bone tissue or ligamentous substance peeling off the attachment (Figure 3.8).



a) ACL femoral attachment

b) PCL femoral attachment

Figure Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..29 **Typical failure patterns of knee ligaments**

The failure site of the knee injury occurrence, the tolerance of shear displacement and the corresponding force are summarized in Table 3.2. Regarding the other tests, the mean level of tibia lateral translation at primary failure is 14.03 mm (Standard Deviation (SD)= 1.87 mm), while that of tibia medial translation is 14.78 mm (Standard Deviation (SD)= 2.61 mm). The injury tolerances related to these two loading directions do not show significant difference.

Table Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..8 **Summary of the primary injury occurrences of the knee joints**

Specimen	Shear direction	Primary injury occurrence	Shear (mm)	Force (N)	Other failure sites
Knee 03R	Tibia lateral	LCL-fibular attachment	13.68	882.41	-
Knee 04R	Tibia lateral	PCL-femoral attachment	12.30	1536.68	ACL-femoral attachment LCL-femoral attachment
Knee 05R	Tibia lateral	ACL-tibial attachment	13.61	1391.71	LCL-laxity
Knee 03L	Tibia medial	ACL-tibial attachment	17.43	2275.05	-
Knee 04L	Tibia medial	ACL-femoral attachment	12.20	1706.19	LCL-femoral attachment
Knee 05L	Tibia medial	ACL-tibial attachment	14.71	1306.14	LCL-fibular attachment
*Knee 06R	Tibia lateral	Proximal femur	11.36	656.48	-
Knee 06L	Tibia lateral	PCL-tibial attachment	17.58	749.40	ACL-femoral attachment
Knee 07R	Tibia lateral	PCL-tibial attachment	14.21	788.26	LCL-laxity
Knee 07L	Tibia lateral	ACL-femoral attachment	12.80	656.11	MCL-laxity

Discussion and conclusion

The current study investigates the structural response of the knee joint and its primary injuries with two types of lateral shear loading: tibia lateral and medial translation. Various methods including numerical simulation, experimental test for mechanical properties, anatomic dissection, are adopted by researchers to evaluate the injury tolerance of knee joint as a whole, or the function of individual structures. As described in the introduction, the previous studies could not match the specific injury occurrence properly with the testing data due to the intact knee joint. To determine the reliable tolerance of the knee injury occurrence, we maintained the bone-ligament-bone structure of the knee joint, and detect the macroscopic failure of the knee joint by combing high-speed camera and force data.

As shown in the typical cycling load curve (Figure 3.3), the structural response of two lateral shear loading directions was not symmetric. This could indicate the substantial difference of knee stiffness in two shear loadings of tibia medial translation and tibia lateral translation. The non-symmetric structure of internal knee joint could be responsible for this phenomenon, which causes the varying structural response under the two shear loading directions due to the factors such as the dominant ligament affording for the shear force, the varying contact region between the ligaments, the eminence of tibia plateau and the femur condyles. Then, three pairs of knee joints were tested with right knee joint under tibia lateral translation, the counterparts under tibia medial translation. The essential different curve shapes of tibia medial translation and tibia lateral translation are noticed after the rupture of the ligaments (Figure 3.4). When the ligament rupture occurred in the tibia medial translation, the ligament could be in the contact with bone structure, which would cause the brittle failure behavior of the ligaments. Considering the knee structure, it could be the contact between the ACL and femur medial condyle. However, the shear displacements with the primary injury occurrences did not show significant differences under two shear loading directions, with averaged levels around 14 mm (Table 3.2). As the similar stiffness and shear tolerances are found for one pair of knee joint under the same shear loading direction (Figure 3.5), it could further demonstrated that the different structural responses of the other three pairs of knee joints are principally due to the shear loading directions. Only two pairs of the knee joint were implemented in the same shear loading direction (tibia lateral translation). There is still one case with the proximal bone fracture. In the future, more experimental tests could be implemented under the tibia medial translation to verify this difference.

In the current tests, knee ligaments failed at bony attachments including cruciate ligaments and LCL, which is relevant to the previous tensile test results of bone-ligament-bone complex (Arnoux et al., 2002, Subit et al., 2009). It underlines the influence of bone insertion structure and bone-ligament hydroxyapatite gradient on the failure property of the ligament. However, it could be also related to the method used in the experimental test for detecting the ligament failure. Because of the covering from the femur condyles, the mid par of the ACL bundles cannot be monitored during the testing process. This point should be addressed in the future study. Knee is a six-degree-of-freedom joint, with three translational and three rotational degrees of freedom (Grood, Suntay 1983). Weiss and Gardiner (2001) summarized knee ligament functions determined experimentally by previous studies, and described that ACL acts as a primary restraint to anterior tibial displacements while PCL as a primary restraint to posterior tibial displacement. Concerning the primary knee injuries, most frequently injured parts are cruciate ligaments, followed by one case of LCL (Table 3.2). The unique bone fracture of proximal femur is attributed to the subject with osteoporosis. These injury occurrences also indicated that cruciate ligaments could be principal restraints to tibia lateral and medial translations as in tibia anterior and posterior translations. Especially for tibia medial translation, ACL appeared to be the primary restraint. Under lateral shear loading, the

elongation of the ligament is decided by the angle of the ligament bundle to the loading direction and the level of shear displacement. ACL attaches at the posterior part of the medial surface of the lateral femoral condyle and the front of the medial tibial spine. PCL attaches to the lateral surface of the medial condyle, and extends distally to the posterior surface of tibia (Goldblatt, Richmond 2003). Thus, without considering the geometry of bone structure and the properties of bony attachment, the high failure risk of PCL under tibia lateral translation, and ACL under tibia medial translation could be explained by the fiber directions of ACL and PCL. In the current test, the primary ACL failures appear in all tests of tibia medial translation. The largest portion of primary knee injuries under tibia lateral translation is the PCL failure. However, there are still two cases exhibiting primary ACL failures. Considering the joint kinematics of entire knee structural response, the local deformation of the ACL close to its insertions could be significantly influenced by the contact between the ACL bundles and the medial surface of lateral femoral condyle in the tibia lateral translation. Hence, ACL could be the most vulnerable part in lateral shear loading, including both tibia lateral and medial translation.

About knee ligaments, the tensile failure strain has been globally reported in the literature with regard to the experiments of ligament-bone complex or only ligamentous substance (Table 3.3).

Table Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..9 **Review on the ultimate strains of the previous tensile tests**

References	Ligament preparation type	Velocity	Lateral collateral ligament (LCL)	Medial collateral ligament (MCL)	Posterior cruciate ligament (PCL)	Anterior cruciate ligament (ACL)
(Kennedy et al., 1976)	Isolated ligament	12.5 cm/min 50 cm/min		23(5.9)% 24.3(3.5)%	28(4.2)% 24(5.1)%	30.8(4.9)% 35.8(6.3)%
(Arnoux et al., 2002)	Bone-ligament-bone	2m/s	24-38% (mm)	21-38%	15-23%	18-24%
(Van Dommelen et al., 2005)	Bone-ligament-bone	1.6m/s	18(1.8)%	39%(8.6)%	aPCL 18 (2)% pPCL 14 (1)%	aACL 18 (3)% pACL 22%(3)%

As described in the introduction, due to the structure properties of bony attachment, the failure strain of the ligaments could highly depend on the loading direction. In the current study, ultimate strain was not measured directly in the test due to the intact bone-ligament-bone structure of knee joint. However, as the injury threshold of shear displacement has been measured in the test, the ultimate strain of knee ligaments under tibia lateral/medial translation could be estimated by the Equation 3.1: ultimate strain ε is defined as the ratio between the maximum elongation and the anatomical length of the ligament; where l_0 represents the initial length of ligaments; l is the length with primary ligament failure; d is

the lateral shear displacement; and α is the sharp angle between tibia plateau and ligaments in the coronal plane.

$$\varepsilon = \frac{l - l_0}{l_0} = \frac{\sqrt{(l_0 \sin \alpha)^2 + (d \pm l_0 \cos \alpha)^2} - l_0}{l_0}$$

(Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce

style dans ce document..1)

In the Equation 3.1, the ligament geometry and its elongation should be supposed as linear along anatomic fiber direction. However, PCL was divided into two components with evident directional change point (Kim et al., 2008). Thus the failure strain of PCL could be hardly estimated. Goldblatt and Richmond (2003) summarized the anatomic description of knee from the literatures: the average length of ACL is reported from 26mm to 38mm. The deformation of the ACL in the tibia lateral translation would be largely influenced by the interaction between the ACL bundles and the femur lateral condyle. The entire ACL would be bent around the femur lateral condyle considering the finite element simulations in our lab. Thus only the ACL strain level in the tibia medial translation was estimated through the Equation 3.1 to evaluate the failure strain of the ligaments in the shear loading. The correlation of the ACL failure strain to the ACL-tibia plateau angle is shown in Figure 3.8 by setting the mean ACL length at 32mm and the average shear tolerance at 14mm in the Equation 3.1.

Based on the magnetic resonance imaging (MRI) findings, several previous studies summarized the mean angle between the ACL and the tibial plateau was approximately 70° (Kim et al., 2008, Saupe et al., 2008, Kaya et al., 2010). Hence, the lateral shear failure strain of ACL could be 22%, which is in the range of the tensile failure strain of the previous tests (Table 3.3).

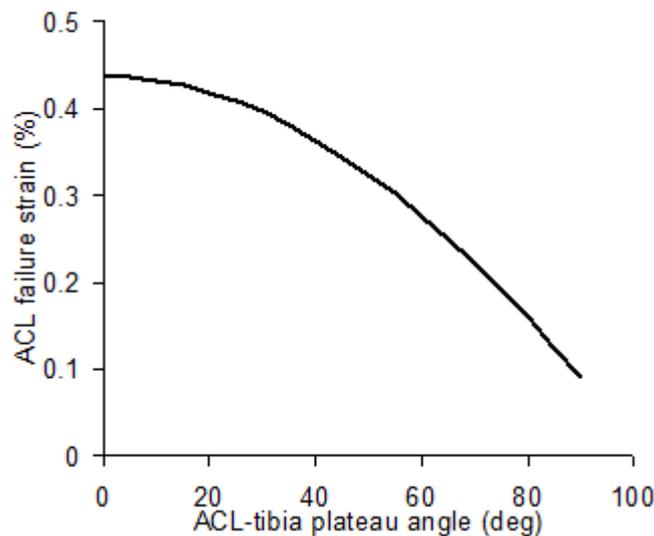


Figure Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..30 The correlation of shear failure strain to ACL-tibia angle

Chapitre 4 :

Essais pleine échelle - Analyse expérimentale de la chute au sol

Afin de discriminer les lésions induites par la chute au sol de celles dues à l'impact contre le véhicule, un système de retenue du piéton a été conçu. Plusieurs campagnes d'essais expérimentales utilisant des corps donnés à la science (au total 13 essais) ont été réalisés avec et sans chute au sol.

I. Outils et méthodes

Sujet d'anatomie

La méthode de conservation et le protocole expérimental utilisés lors de cette étude ont été approuvés par le Comité d'Ethique de la Faculté de Médecine de Marseille.

Les sujets étaient conservés dans une solution de Winkler [1] gardant leur souplesse aux niveaux des articulations et modifiant que très peu les propriétés mécaniques des tissus, en particulier osseux [2]. Avant chaque essai, 40 mesures anthropométriques ont été prises sur le sujet et ce dernier a été radiographié afin de vérifier son intégrité osseuse. L'âge, la taille et le poids des sujets sont présentés Table 1.

	Age	Sexe	Taille (cm)	Poids (kg)
FSR01	81 ans	F	154	67
FSR02	72 ans	M	172	69
FSR03	72 ans	F	154	
FSR04	83 ans	F	167	62
FSR05	61 ans	M	172	88
FSR06	67 ans	M	172	
FSR07	86 ans	M	173	62
FSR08	64 ans	M	178	87
FSR09	90 ans	F	155	57
FSR10	89 ans	F	150	39
FSR11	88 ans	M	171	80
FSR12	83 ans	F	162	68
FSR13		F	147	37

Table 1 - Données caractéristiques des sujets d'anatomie

Véhicule impactant

Afin de limiter les variations liées au véhicule impactant, nous souhaitons réaliser dans un premier temps tous les essais prévus pour ce projet avec le même véhicule. Disposant d'un Renault Scenic, le premier essai FSR01 a été réalisé avec ce véhicule à 32km/h. Or lors de la préparation de l'essai suivant FSR02, ce véhicule a présenté des problèmes mécaniques/électroniques très importantes le rendant inutilisable. Nous avons donc acquis un nouveau véhicule. Notre choix s'est porté sur un véhicule très courant, la Renault Mégane. Les neuf essais suivants ont alors été réalisés avec ce véhicule. Enfin, au cours de la dernière

année du projet nous avons souhaité utiliser des véhicules dits « piétonnés ». C'est pourquoi les 3 derniers essais ont été réalisés avec une C3 et une C4, modèles 2012.

Protocole

Position initiale

Le sujet était maintenu debout grâce à un collier cervical fixé à un électro-aimant (Figure 1). Ce dernier a été lâché 10ms avant l'impact. Ainsi le sujet, bien que toujours en position érigée, était libre à l'instant du choc et soumis uniquement aux effets de la pesanteur. Il était positionné de façon à être heurté sur son côté latéral droit. Les deux pieds étaient en contact avec le sol et placés de façon à supporter identiquement le poids du corps et à assurer la stabilité du sujet.

La voiture était propulsée par une catapulte horizontale et freinait 10ms après le choc.

Instrumentation

Des accéléromètres tri axes ont été fixés sur le sujet. Pour la tête, un capteur a été positionné dans la bouche, au niveau du palais. Un capteur a été visé sur la crête iliaque droite. Pour la cuisse droite, un accéléromètre a été collé sur la face antérieure du fémur, au dessus des condyles fémoraux. Pour la jambe droite, le capteur a été collé sous la tubérosité tibiale. En fin un capteur a été visé sur le sternum.

La fréquence d'échantillonnage est de 10kHz. Les accélérations sont ensuite filtrées, avec un filtre passe-bas de 1000Hz (Norme iso J211).

Les essais sont filmés à l'aide de caméras rapides tournant de 500 à 1000 im/s en vue latérale permettant une analyse cinématique complète. Deux caméras GoPro ont également été fixées sur le véhicule au niveau du pavillon avant droit et au niveau de pare-brise inférieur droit.

Système de retenue

Le système de retenue a été développé par l'UCBL. L'objectif était de concevoir un mécanisme qui évite la chute au sol du piéton mais qui n'entrave pas sa cinématique lors de l'impact sur le véhicule. En particulier les chocs de la jambe contre le pare-choc puis de la tête sur le pare-brise ne doivent pas être modifiés par le système. De plus les moyens d'acquisition du LBA consistent en un procédé filaire, chaque capteur étant connecté au boîtier d'acquisition. Le moyen de retenue ne doit donc également tenir compte de cette contrainte et ne pas perturber les mesures. Après différentes études, la solution retenue est basé sur un système composé d'un baudrier-harnais et d'un descendeur évacuateur.



Figure 1- Position initiale du sujet

Matrice d'essais

Cinq essais pleine échelle véhicule léger-piéton ont été réalisés avec chute au sol (FSR01_05) et huit essais ont été réalisés sans chute au sol (FSR06_13).

	FSR01	FSR02	FSR03	FSR04	FSR05
Vitesse d'impact	32,5km/h	40,2km/h	38,9km/h	38,5km/h	39,0km/h
Véhicule	Scenic	Mégane	Mégane	Mégane	Mégane

	FSR06	FSR07	FSR08	FSR09	FSR10
Vitesse d'impact	41,2km/h	40,8km/h	40,8km/h	41,3km/h	41,0km/h
Véhicule	Mégane	Mégane	Mégane	Mégane	Mégane

	FSR11	FSR12	FSR13
Vitesse d'impact	40,11km/h	39,88km/h	39,98km/h
Véhicule	C3	C4	C3

Table 2 : Matrice d'essais

II. Résultats

Après impact, les distances de freinage du véhicule et de chute au sol du sujet (pour les essais 01-05) par rapport à sa position initiale ont été mesurées (Table 3). Le WAD a été également relevé.

Les distances de freinage pour les essais 02-10 (Mégane) ont été en moyenne de 7,35m ($\pm 0,5m$). Elles ont été légèrement supérieures pour la C3 (8m) et pour la C4 (9m). Dans le cas des essais avec chute au sol, la distance de projection du piéton a été en moyenne de 10,2m ($\pm 1,1m$). Le WAD a été compris entre 164cm et 230cm.

	FSR01	FSR02	FSR03	FSR04	FSR05
Distance de freinage du véhicule	9,1m	7,5m	7,1m	6,45m	6,75m
Distance de chute au sol du sujet	8,90m	11,2m	9,1m	11,1m	9,30m
WAD (cm)	179cm	199cm	174cm	167cm	230cm

	FSR06	FSR07	FSR08	FSR09	FSR10
Distance de freinage du véhicule	7,9m	7,30m	7,4m	8m	7,75m
WAD (cm)	207cm	210cm	213cm	170cm	175cm

	FSR11	FSR12	FSR13
Distance de freinage du véhicule	8,12m	9,22m	7,97m
WAD (cm)	192cm	172cm	164cm

Table 3 - Distances de freinage, de chute au sol et WAD

Résultats cinématiques

La figure 2 présente pour tous les essais réalisés la position du piéton en 3 instants :

- Position initiale
- Impact sur le tibia
- Impact bassin
- Impact de la tête

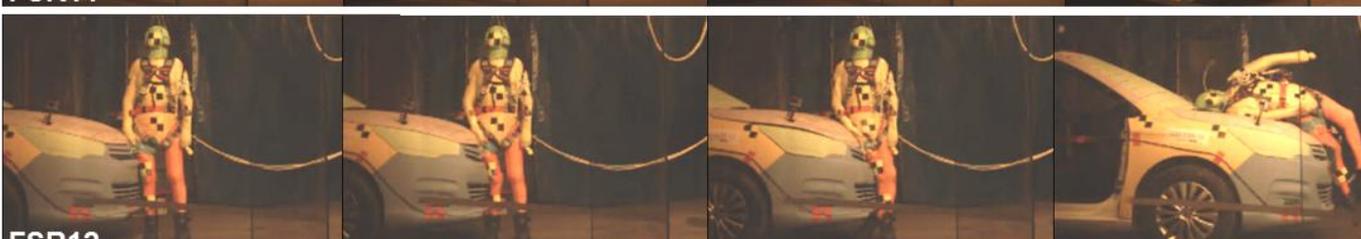
On constate dans tous les cas une trajectoire enroulée, typique des chocs piéton centrés et à ces vitesses. Le premier impact se produit sur le tibia et/ou fémur, suivi entre 20 et 30ms plus tard par l'impact du bassin sur le capot. L'impact tête se produit entre 100 et 110ms après le premier impact.

De par la petite taille de certains sujets d'anatomie, on note que l'impact de la tête se situe dans certains tests au niveau de la jonction capot-pare brise. C'est en particulier le cas pour les essais 03, 09, 10, 12, 13.





Pas d'images



Lésions

Suite à chaque essai une autopsie a été réalisée. Les résultats sont présentés table 4.

Au vu de l'ensemble des résultats, il apparaît :

- des ruptures, totales ou partielles, des ligaments du genou ont été constatées lors de 6 essais avec la Renault Mégane. Les essais réalisés avec les véhicules piétonnés n'ont généré aucune rupture ligamentaire.
- une fracture osseuse (tibia ou fibula) diminue le risque d'une lésion ligamentaire
- des fractures fémorales ont été relevées. Elles n'ont concernées que des sujets de petite taille
- de nombreuses fractures du bassin ont été constatées : lors de 3 essais avec la Mégane et lors des 2 essais avec C3/C4. Dans le premier cas, la chute au sol n'était pas évitée et peu de déformation ont été constatée sur le VL. L'impact responsable de la lésion, véhicule ou sol, peut donc paraître incertaine. Dans le second cas, des déformations très importantes ont été relevées sur les véhicules et la chute au sol a été évitée (Figure 3). Ce dernier point montre que les lésions du bassin peuvent être attribuées à l'impact contre le véhicule. La taille des sujets joue évidemment un rôle sur le point d'impact du bassin sur le véhicule : il est à noter que les sujets utilisés pour les 2 essais avec le véhicule C3 (FSR11 et FSR13) étaient de taille très différente ($\Delta T=24\text{cm}$) et donc le point impact sur le VL n'est pas le même et seul le sujet le plus petit (essai FSR13) a subi une fracture du bassin.
- De très nombreuses fractures de côtes ont été relevées, aussi bien lors des essais avec chute au sol que lors des essais avec système de retenue.

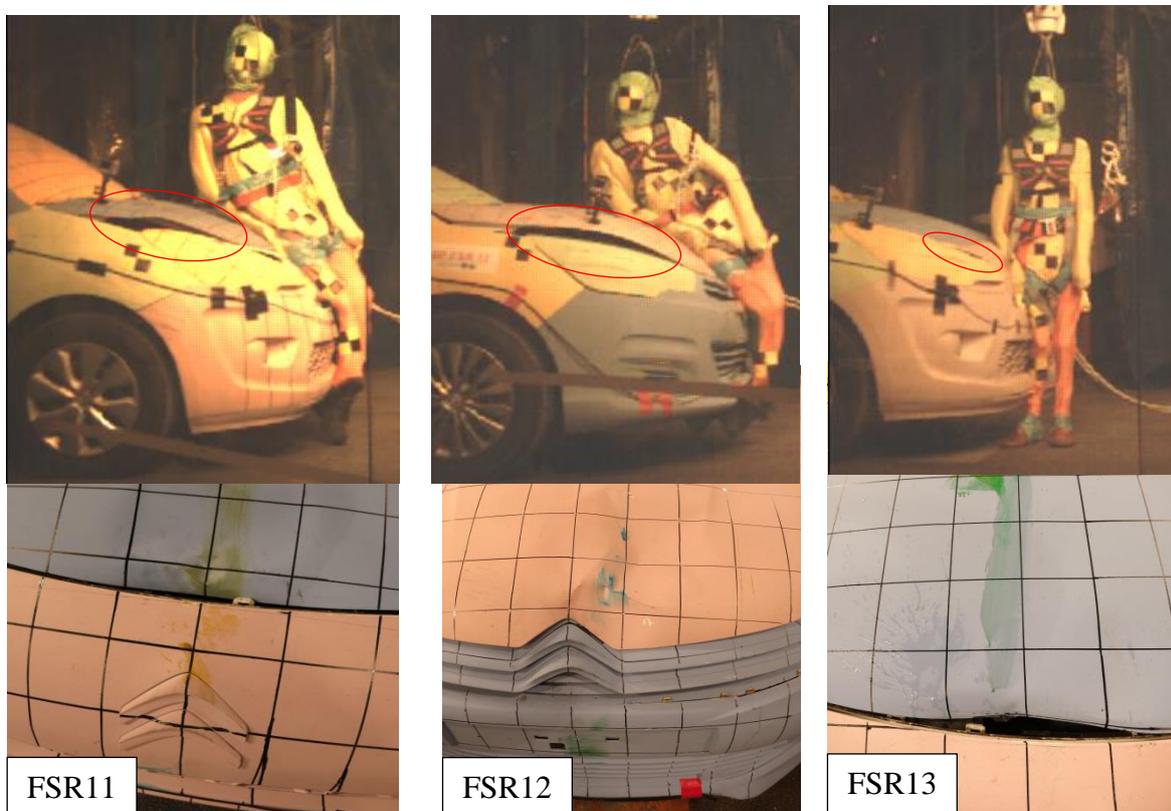


Figure 3 : Déformations au cours de l'impact et résiduelles pour les essais FSR11, FSR12, FSR13

	Membre Inférieur Droit					Membre Inférieur Gauche					Bassin	Thorax	Membres supérieurs	Autres
	genou	tibia	fibula	condyles fémoraux	fémur	genou	tibia	fibula	condyles fémoraux	fémur				
FSR02	LLI, LCA					LCA partiel					fx branches ischio et ilio pubiennes droite et gauche	fx des 3,4,5,6, 7, 8, 9 ^{èmes} gauches		
FSR03		fx 1/3 moyen	fx 1/3 moyen		fx articulaire		fx du pilon	fx distale		fx extra-articulaire	fx des branches gauches	fx des 5, 6 ^{èmes} gauches		fx C5
FSR04	LCA partiel	fx malléole	fx spiroïdale 1/3 inférieur			LLE partiel					fx du cadre	fx de la 6 ^{ème} droite fx des 3, 8 ^{èmes} gauches		fx scapula luxation C6-C7
FSR05	LLI	fx plateau et arrachement épine tibiale										fx de la 5 ^{ème} cote gauche		
FSR06	sans											fx de la 2 ^{ème} cote droite		
FSR07		fx 1/3 supérieur déplacée	fx du col											fx luxation coude droit
FSR08	LCA	fx sub-tubérositaire							fx externe					
FSR09														
FSR10	LCA partiel			fx interne	fx 1/3 moyen ouverte déplacée							fx des 3,4 ^{èmes} gauches fx des 3,4,6 ^{èmes} droites		
FSR11		Fx ouverte diaphysaire communitive	Fx ouverte									Fx des 4,5,6,7 ^{èmes} droites Fx des 4,5 ^{èmes} gauches		

FSR12		fx bifocale	fx avec un fragment médial	fx interne							fx des branches ilio-pubienne & ischio-pubienne droite atteinte de l'articulation sacro-iliaque.	fx des 6, 7 ^{èmes} droites		
FSR13					fx supra condylienne						fx sacro iliaque droite et du cadre obturateur à droite			Fx C2, C3 Fx bi malléolaire de la cheville droite

Table 4 : Lésions relevées

Résultats accélérométriques

La table 5 présente les valeurs du pic d'accélération à 3 ms (exprimé en g) pour chaque essai et chaque capteur lors de l'impact contre le véhicule.

Premiers points d'impact, le tibia et le fémur ont des pics d'accélération à 3ms en moyenne du même ordre de grandeur, en moyenne de 124g pour le tibia et 114g pour le fémur, ce dernier présentant une plus large dispersion dans les résultats. De même les fractures du tibia ont été constatées pour les plus grandes valeurs d'accélération (Figure 4).

Essai	Tibia	Fémur	Iliaque	Sternum	Tête
1	89,36	29,14	61,55	36,90	66,75
2	134,81	147,55	-	67,40	67,87
3	151,49	110,20	-	-	105,20
4	pas de mesures-				
5	246,03	45,74	83,39	42,04	50,09
6	171,94	-	67,25	-	37,83
7	76,49	152,40	49,00	32,64	28,99
8	169,56	125,07	34,85	42,39	29,70
9	-	112,23	98,28	42,98	133,79
10	-	185,98	53,52	52,36	235,45
11	107,62	60,55	30,96	40,23	61,12
12	163,03	67,82	-	26,69	147,79
13	59,21	119,66	61,36	40,29	124,94

Table 5 : Valeur des pics d'accélération 3ms pour les 13 essais en g



Figure 4 : pics d'accélération à 3ms pour le tibia et le fémur. x : essai avec fracture du tibia

Les pics d'accélération à 3ms pour le bassin sont en moyenne de 64g entre 25ms et 35ms après le premier impact.

Les pics d'accélération à 3ms pour le sternum sont en moyenne de 45g entre 70ms et 90ms après le premier impact.

Pour l'extrémité céphalique, l'accélération à 3ms est comprise entre 29g et 235g, environ 110ms après impact.

Afin d'illustrer l'influence de la taille des sujets sur les niveaux d'accélération, nous avons divisé notre population en 2 groupes, le premier correspondant aux sujets dont la taille est inférieure à 160cm (N=5), le second correspondant aux sujets dont la taille est supérieure à 160cm (N=7). La moyenne des pics d'accélération à 3ms pour chacun des sous-groupes est présentée dans la table 6. La différence la plus probante concerne le pic d'accélération de la tête qui est nettement supérieur chez les sujets de petite taille (133g vs 43g).

Taille	Tête	Sternum	Fémur	Tibia	Iliaque
147cm < T < 156cm	133,22	43,13	111,44	100,02	68,68
164 cm < T < 178cm	42,90	46,12	117,69	125,36	58,62

Table 6 : Pics d'accélération à 3ms en fonction de la taille des sujets (en g)

A partir des accélérations mesurées dans la tête, le HIC a été calculé (Table 7). Il est supérieur à 1000 pour 5 essais.

	FSR01	FSR02	FSR03	FSR05	FSR06	FSR07	FSR08	FSR09	FSR10	FSR11	FSR12	FSR13
HIC	338	555	1635	201	502	334	103	2340	10768	504	2961	1558

Table 7 : Valeurs des HIC pour chaque essai

Le HIC est particulièrement élevé pour l'essai FSR10. Cela s'explique par le point d'impact de la tête lors de cet essai et des déformations constatées sur le véhicule (Figure 5).

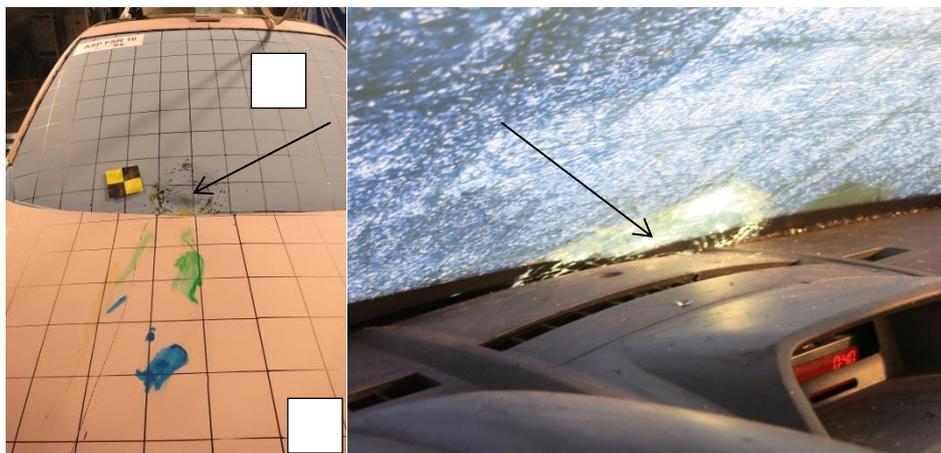


Figure 5 : Point d'impact de la tête pour l'essai FSR10

Est présenté ci-dessous le HIC en fonction de la taille des sujets (figure 6). On peut constater que le HIC est plus élevé pour les sujets de petite taille. On note également que le HIC semble faible pour l'essai FSR05 au regard de la taille du sujet. Or l'analyse cinématographique montre que lors de l'essai c'est le coude droit qui impacte fortement le bas du pare-brise, modifiant l'impact de la tête comme illustré figure 7.

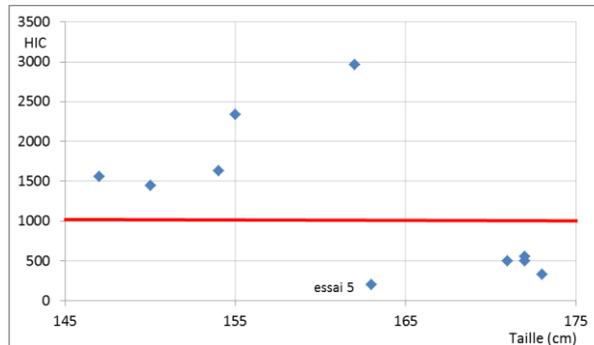


Figure 6 : HIC en fonction de la taille des sujets

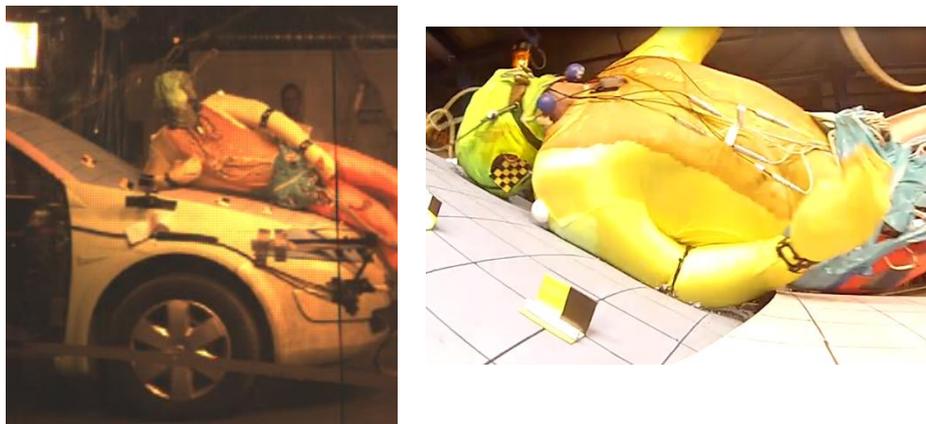


Figure 7 : Impact du coude et de la tête pour l'essai FSR05

Logiquement on trouve une bonne corrélation entre le HIC et le pic d'accélération de la tête ($R^2 = 0,92$ pour une approximation polynomiale d'ordre 2) (figure 8).

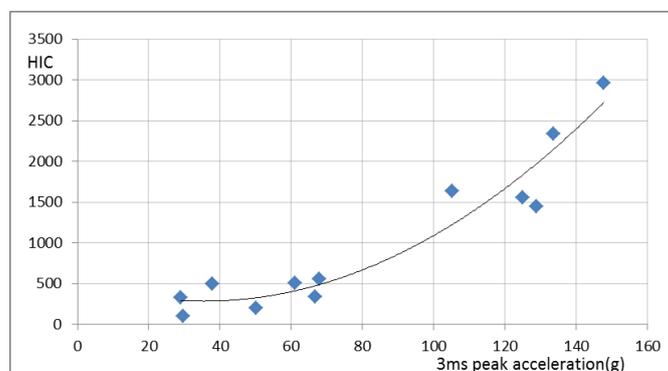


Figure 8 : HIC en fonction du pic d'accélération de la tête

La figure 9 présente le WAD en fonction de la taille du sujet (l'essai FSR05 a été volontairement supprimé du fait de l'impact coude). Là encore le paramètre taille joue un rôle essentiel ($R^2 = 0,90$ pour une approximation polynomiale d'ordre 2).

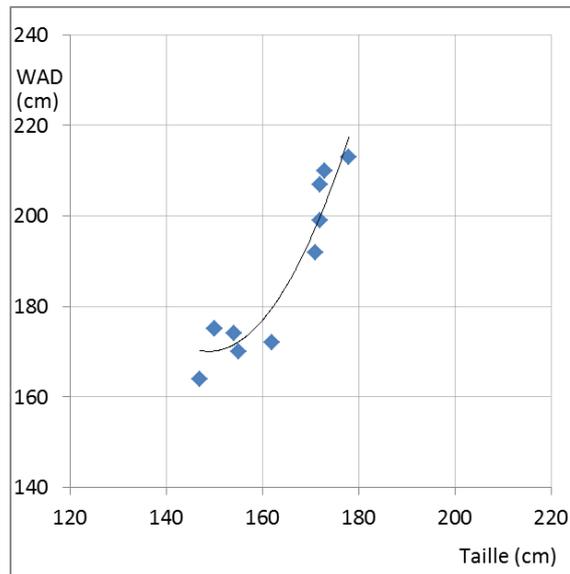


Figure 9 : WAD en fonction de la taille du sujet

III. Conclusion

Treize essais pleine échelle ont été réalisés dans le cadre du projet ASP. Enrichissant et actualisant la base de données expérimentales sur l'accidentologie piéton : le comportement cinématique et les points d'impact du piéton sur le véhicule ont été analysés, les sollicitations dynamiques subies par le membre inférieur, le bassin et la tête ont été estimées et les lésions associées ont été constatées.

De par la similitude dans les conditions initiales de choc, à savoir une position piéton « standard », ce type de configuration a conduit à évaluer et de comparer l'agressivité entre un véhicule non piétonnisé (Renault Megane) et des véhicules piétonnisés (C3/C4). Les résultats obtenus, bien qu'ils demandent à être confirmés au vu du faible nombre d'essais réalisés avec les véhicules piétonnisés, semblent montrer un risque moindre de lésions ligamentaires du genou pour les véhicules récents. Par contre le risque de lésions du bassin semble identique mais est fortement lié à la taille du sujet.

La mise en place du dispositif de retenue évitant la chute la chute au sol a conduit à distinguer les évènements spécifiques qui ont conduit aux lésions induites par l'impact du véhicule et sur lesquels une attention particulière devra être apportée. Outre les segments corporels faisant déjà l'objet de critères réglementaires, nos résultats montrent de très nombreuses fractures de côtes. Souvent multiples elles conduisent à des volets costaux et potentiellement à des hémithorax. La gravité de telles lésions, particulièrement chez des sujets âgés, doit conduire à une réflexion sur l'opportunité de la prise en compte de ces lésions dans la réglementation.

L'approche par essais sous systèmes semble peu réaliste, l'analyse cinématographique des essais ayant montré des conditions de chocs en particulier pour le bassin et pour la tête, très variables puisque intégrant d'une part la géométrie et les propriétés des véhicules et d'autre part la morphologie des piétons et le couplage entre chaque segment étudié. En particulier la taille du sujet joue un rôle essentiel sur la localisation du point d'impact de l'extrémité céphalique et en conséquence sur l'accélération 3ms de la tête et le HIC, conduisant à une inégalité de risque de blessures.