Partie 5 :

Quelles évolutions pour les outils et standards d'évaluation des solutions de protection des piétons

Fiche de synthèse

Contributeurs :

Chapitre 1 : Quelles perspectives d'évolution des standards d'évaluation ? <u>Ifsttar-LBA-UMRESTTE-UNEX / UDS / UCBL-LBMC / FAURECIA / PLASTIC OMNIUM</u>

Chapitre 2 : Vers un modèle physique/numérique d'évaluation de la tête

<u>UDS</u>

Chapitre 3 : Vers un modèle physique d'évaluation de la jambe <u>UCBL-LBMC / Ifsttar-UNEX</u>

Questions posées

Depuis la mise en œuvre des méthodes et règles d'évaluation des véhicules, le parc automobile a évolué de manière considérable tant dans le design, la géométrie que dans la capacité à mieux dissiper l'énergie au choc notamment avec l'introduction de véhicules dits piétonnisés. Les critères biomécaniques, tout comme les outils et méthodes d'évaluation des véhicules n'ont pas ou peu suivi ces évolutions.

- Les essais sous-systèmes (dans leurs approches découplées) sont-ils adaptés à la réalité ?

- Les protocoles, critères de blessures et critères d'évaluation sont-ils adaptés à la diversité du parc automobile ?

- Comment le couplage entre « virtual testing » et amélioration des modèles physiques peuvent-ils conduire à des évolutions des standards d'évaluation concernant la tête et le membre pelvien ?

Chapitre 1 : Quelles perspectives d'évolution des standards d'évaluation ?

Dans une première partie, ce chapitre donne un état de l'art relatif à la réglementation piéton. A partir des résultats des travaux du projet qu'il s'agisse de l'observation épidémiologique, de l'analyse multi corps du choc piéton et enfin l'analyse détaillée des lésions sur les membres pelviens et l'extrémité céphalique, plusieurs propositions et/ou pistes d'évolution sont proposées.

<u> Résultats marquants :</u>

- Nécessité d'introduire des essais d'évaluation qui tiennent compte des différentes catégories de véhicules

- Nécessité de d'interdépendance des essais sous systèmes

- Nécessité de revoir les conditions d'impact

- Evolution et consolidation des critères de blessure tête et jambe

Chapitre 2 : Vers un modèle physique/numérique d'évaluation de la tête

Ce chapitre propose une nouvelle procédure d'évaluation qui combine approche expérimentale et simulation numérique.

- La partie expérimentale consiste à tester le capot de voiture à l'aide de la tête piéton ISO en enregistrant l'accélération linéaire et rotatoire.

- La partie numérique consiste à simuler l'impact de la tête par éléments finis sur un modèle simplifié à partir des paramètres localisés du point d'impact obtenu avec la fausse tête piéton ISO. Sur ce dernier modèle une évaluation plus complète par simulation EF permet d'évaluer plus finement le risque de blessure

Résultats marquants :

- Nouvelle méthode expérimentale/ numérique d'évaluation de la vulnérabilité de la tête du piéton

Chapitre 3 : Vers un modèle physique d'évaluation du membre inférieur

Ce chapitre vient poser les bases d'un nouveau modèle physique d'évaluation de la jambe. Ce modèle se veut en cohérence avec les données expérimentales, les critères de blessure du membre inférieur proposé dans le projet., les outils de référence utilisés jusqu'ici mais aussi avec le modèle numérique LLMS.

<u>Résultats marquants :</u>

Définition d'une matrice complète de raideur du genou qui puisse être au cœur du design du modèle physique d'évaluation.

Proposer un concept et prototype de modèle physique d'évaluation de la jambe qui tienne compte :

- de la mobilité physiologique et pathologique du genou (à partir de la matrice de raideur proposée)
- dont l'utilisation est non destructive : les respects des critères étant validés à partir du post-traitement des données mesurées.

Chapitre 4 : Standard méthodologique dans l'utilisation des modèles numériques

Ce chapitre fournie une synthèse des éléments méthodologiques clefs dans l'utilisation des modèles tête et membre pelvien.

Sommaire

Chapitre 1	
Quelles perspectives d'évolution des standards d'évaluation ?	316
I. Historique et évolution	316
II. Les essais sous-système	316
III. Les évolutions prévisibles à court terme	317
IV. Spécificité des essais «EuroNCAP »	319
V. Les limites de la réglementation	320
VI. Quelles perspectives d'évolution ouvertes par le projet ASP ?	322

Chapitre 2

Vers un modèle physique/numérique d'évaluation de la tête	325
I. Introduction	325
II Méthodologie	326
III Conclusion	333

Chapitre 3

Vers un modèle physique d'évaluation du membre pelvien	334
I. Evaluation of knee joint stiffness matrix	334
II. Prototype d'un modèle physique d'évaluation de la jambe	344

Chapitre 4

Standard méthodologique dans l'utilisation des modèles numériques	363
I. Définition de standards méthodologiques pour l'extrémité céphalique	363
II. Synthèse dans l'utilisation du modèle LLMS	373

Chapitre 1 :

Quelles perspectives d'évolution des standards d'évaluation ?

I. Historique et évolution

Avec l'augmentation du nombre de voitures dans les pays industrialisés, et son corollaire, l'augmentation du nombre d'accidents, la protection des occupants de voiture a fait l'objet de nombreux travaux de recherche depuis le début des années 1960. Cela a abouti à la mise en place de plusieurs réglementations destinées à garantir un certain niveau de protection des occupants d'automobiles dans les principales configurations de choc, et pour répondre aux exigences de la réglementation, des dispositifs de sécurité innovants ont été développés et intégrés dans les véhicules.

A partir de la fin des années 1970 quelques recherches concernant la protection des piétons ont été réalisées, principalement en Europe, puis au Japon et en Australie, sans que les instances internationales en charge de la réglementation ne mettent en place de projet dans ce domaine.

Ce n'est qu'à partir de 1985 que le CEVE/EEVC a entrepris de développer une méthode d'évaluation du choc voiture piéton, susceptible d'être utilisée dans la réglementation. Un premier rapport préliminaire intitulé « *Study of test methods to evaluate pedestrian protection for cars* » a été publié en 1989, et ce rapport a servi de point de départ au rapport du CEVE/EEVC GT17 publié en 1998, et révisé en 2002 intitulé «*Improved test methods to evaluate pedestrian protection afforded by passenger cars* », sur lequel s'est appuyée la Commission Européenne pour développer la directive européenne sur la sécurité des piétons.

II. Les essais sous-système

Le CEVE a réalisé une analyse approfondie des résultats d'essais disponibles, et sur cette base a décidé de privilégier une approche par essais sous-systèmes. Le choix des zones corporelles à protéger a été fait à partir de l'analyse des données d'accidents disponibles à cette époque.

Il a également été choisi d'assurer la protection pour des chocs de piétons jusqu'à 40 km/h, ce qui correspond à une majorité des accidents corporels.

Le CEVE a proposé trois grands types d'essais : une jambe mécanique, un impacteur de bord de capot et une fausse tête qui se déclinée en deux versions (adulte et enfant).

L'impacteur jambe a l'anthropométrie d'une jambe adulte $50^{\text{ème}}$ centile, il est propulsé à 40km/ contre la face avant du véhicule et il permet de mesurer l'angle de flexion et le déplacement par cisaillement du genou ; il permet également de mesurer l'accélération du tibia dans le but de prédire le risque de fracture.

L'impacteur du bord antérieur de capot est destiné à simuler le choc d'un fémur adulte contre l'arête de capot ; l'impacteur est guidé, ce qui concentre la dissipation de son énergie cinétique sur une zone restreinte du véhicule ; les conditions d'impact dépendent de la forme de l'avant du véhicule, et ont été déterminées à partir de simulations numériques utilisant un modèle dont on peut s'interroger sur la validation.

L'impacteur de tête est une sphère équipée d'un accéléromètre triaxial permettant de calculer le HIC ; les caractéristiques géométriques de la tête mécanique et les conditions de choc sont différentes pour l'adulte et pour l'enfant.

Ces essais ont servi de base au développement de la directive européenne sur la protection des piétons (phase 1), qui après une période d'évaluation a été remplacée par un règlement ECE (phase 2) qui est une simple évolution de la phase 1, et qui a intégré les résultats du groupe de travail de l'IHRA, validé dans le cadre d'un GTR.

Le tableau ci-dessous résume les conditions d'essai et les valeurs des critères de protection retenues pour la phase 2 de la réglementation sur la protection des piétons.

Impacteur	Conditions d'essai	Critères de protection
Jambe/face avant	40 km/h	Flexion $<19^{\circ}$
		Cisaillement <6.0 mm
		Accel. haut tibia <170g
Cuisse/pare-chocs	40 km/h	Somme des forces <7.5kN
haut		Moment de flexion <510Nm
Cuisse/bord antérieur	Energie cinétique dépend de	Somme des forces <7.5kN
de capot*	la forme de l'avant du	Moment de flexion <510Nm
	véhicule	
	(vitesse, masse et incidence	
	variables)	
Tête enfant/capot	35 km/h	HIC<1000/1700
	50°	(3.5 kg headform)
Tête adulte/capot	35 km/h	HIC<1000/1700
	65°	(4.5 kg headform)

* « for monitoring purpose only

III. Les évolutions prévisibles à court terme

Le GRSP a mis en place un groupe de travail GTR ayant pour but d'étudier la possibilité de remplacer la jambe mécanique actuelle (communément appelée jambe TRL) par la jambe mécanique « FlexPLI » développée par le JARI.

Le développement du FlexPLI a nécessité plusieurs années avant d'aboutir à un prototype robuste susceptible d'être utilisé dans des essais normalisés. Le cahier des charges utilisé pour développer le FlexPLI prévoit de reproduire par des éléments mécaniques les principaux éléments anatomiques de genou humain sollicité dans un choc transversal ; cette approche a abouti à une jambe mécanique très complexe, augmentant les problèmes liés à la répétabilité et à la reproductibilité de la réponse au choc, alors qu'on peut penser qu'une jambe avec une articulation du genou plus simple, reproduisant la réponse du genou humain sans

nécessairement intégrer tous les composants du genou humain pourrait avoir un niveau de biofidélité aussi élevé sans les inconvénients de la complexité.

Au cours de l'avancement de son développement il a été décidé de donner une section carrée aux éléments représentant le tibia et le fémur ; ce choix peut paraitre surprenant, car d'une part on s'éloigne de la forme du tibia humain et d'autre part lors de chocs décalés sur un coté de la face avant l'arête du tibia peut être directement impliquée, entrainant un mouvement de rotation axiale peu réaliste.

Par rapport à la jambe mécanique TRL, le principal avantage du FlexPLI est d'avoir un tibia et un fémur déformables en flexion, procurant un mode de chargement et une interface plus réaliste avec les surfaces du véhicule testé. La mesure directe de la sollicitation du tibia pour en déterminer le moment de flexion durant l'impact est également un progrès par rapport à la jambe TRL qui est limitée à la mesure de l'accélération en un point pour prédire le risque de lésions à la jambe.



Figure 1 : Structure interne du FlexPLI



Figure 2 : Séquences d'un essai avec le FlexPLI (véhicule générique)

IV. Spécificité des essais «EuroNCAP »

- Evolution de l'Euro NCAP

L'Euro NCAP estime que les constructeurs devraient déployer davantage d'efforts en matière de protection des piétons. Cela permettrait de sauver la vie de nombreux piétons et réduirait le nombre de traumatismes psychologiques subis chaque année par des conducteurs. En introduisant dans sa note globale le score relatif à la protection des piétons, Euro NCAP vise à encourager l'amélioration des performances des véhicules à cet égard. La cote « Protection des Piétons » est composée des résultats de tests effectués à l'aide d'impacteurs représentatifs de différentes parties du corps de l'enfant (tête) et de l'adulte (tête, jambe, cuisse).

De 1997 à 2009, Euro NCAP utilisait pour la protection des piétons une cote séparée représentée sous forme d'étoiles. La cote « protection des piétons » se basait sur les résultats des tests effectués sur les impacteurs de tête d'enfant et d'adulte et sur les deux impacteurs de jambe. Depuis 2009, cette cote fait partie intégrante du système de notation globale mais l'évaluation est restée identique sur le plan technique.

Year		2009	2010	2011	2012	
Box 1: Adult Occupant Protection			50%	50%	50%	
Box 2: Child Occupa	nt Protection	20%	20%	20%	20%	
Box 3: Pedestrian Pro	otection	20%	20%	20%	20%	
Box 4: Safety Assist		10%	10%	10%	10%	
Year	2009	2010		20	11	2012
For five stars, at least:	70%	75%		75	%	80%
For four stars, at least:	55%	60%		60	%	70%
For three stars, at least:	45%	50%	50%		%	60%
For two stars, at least:	35%	35%		35	%	55%
For one star, at least:	20%	25%		25	%	45%
Child head Upper leg Leg						

Figure 3 : Illustration des cotations EuroNcap

GOOD

ADEQUATE MARGINAL

V. Les limites de la réglementation

Les nombreux essais réalisés dans la cadre de l'EuroNCAP, de la réglementation ou pour la recherche permettent d'évaluer les questions soulevées par la mise en œuvre de ces essais ; le tableau ci-dessous résume les limites de la réglementation, en distinguant les conditions d'essai, les outils (impacteurs) et les critères prédictifs de la survenue des lésions.

Essai	Conditions	Impacteur	Critères
Jambe/face avant	-Généralement correct pour les chocs centrés -Problème de répétabilité pour les chocs sur les côtés du pare-choc	-Tibia et fémur rigides -Réponse mécanique du genou non validée -Eléments déformables à usage unique (problèmes de coût et de répétitivité)	-Critères de flexion et de cisaillement considérés comme indépendants -Accélération du tibia mauvais prédicteur du risque de fracture
Cuisse/bord antérieur de capot	-Conditions de choc variables intégrant la géométrie de véhicule testé, mais procédure non validée	-Impacteur guidé non représentatif du choc voiture/piéton -Fondement biomécanique très incertain	-Critères de blessure (force max et moment) non validés
Tête enfant/capot	-Conditionsdechoc(incidence et vitesse)nonvalidées-Conditiondechocunique ne prenantpas encomptelescaractéristiquesduvéhiculeles	-Fausse tête simpliste -Pas de prise en compte du couplage thorax/cou/tête -Impossibilité de mesurer l'accélération angulaire	-Critère ancien et non validé pour l'enfant (HIC) -Pas de prise en compte de l'accélération angulaire
Tête adulte/capot	-Condition de choc unique ne prenant pas en compte les caractéristiques du véhicule	-Fausse tête simpliste -Pas de prise en compte du couplage thorax/cou/tête -Impossibilité de mesurer l'accélération angulaire	-Critère ancien (HIC) -Pas de prise en compte de l'accélération angulaire

Sur la base du tableau ci-dessus il est possible de proposer des pistes de recherche pour améliorer les conditions d'essai et les outils utilisés dans les méthodes d'essai concernant la protection des piétons en cas de collision par une automobile.

- <u>Essai jambe</u>

De nombreuses publications ont identifié les problèmes relatifs à cet essai qui concernent à la fois la méthode et les outils (impacteur).

La mauvaise répétabilité de cet essai, surtout lorsque le point d'impact s'écarte de l'axe du véhicule peut s'expliquer par la composante tangentielle de la force de contact à l'impact perturbant la cinématique de l'impacteur conçu pour se déformer dans un plan vertical parallèle à l'axe du véhicule. Pour tenter de remédier à ce problème il conviendrait d'étudier la possibilité d'effectuer les essais selon une trajectoire perpendiculaire au point de contact, à une vitesse qui serait égale la composante selon cette direction du vecteur vitesse de 40 km/h ; cela permettrait de limiter la rotation axiale de l'impacteur.

L'impacteur pose également des problèmes de répétabilité, liés à l'utilisation d'un ressort pour contrôler la déformation en cisaillement, et d'un élément déformable à usage unique pour la flexion. L'impacteur développé par le JARI prend en compte ces problèmes, mais soulève d'autres problèmes potentiels de répétabilité liés en particulier à la section carrée du tibia et du fémur. Les questions de répétabilité doivent être prises en considération dès la conception, sans attendre les résultats d'essais. Concevoir un impacteur biofidèle est un vrai challenge. Celui-ci devrait avoir des os longs déformables, et son concept devrait être basé sur la réponse humaine plutôt que sur la description anatomique du genou, car la biofidélité de l'impacteur se réfère à sa réponse dans des chocs représentant des situations de référence, c'est-à-dire les plus graves et les plus fréquentes.

Les critères de blessure du genou actuellement utilisés dans la réglementation, considèrent de façon indépendante les mécanismes de flexion et de cisaillement ; des travaux récents montrent qu'il existe une relation entre les deux mécanismes, et après validation, il conviendrait de faire évoluer les critères de protection dans cette direction.

Utiliser de nouveaux critères de blessures pour le genou combinant flexion et cisaillement, basés sur les récents résultats biomécaniques.

- Essai cuisse/bord antérieur de capot

Cet essai a fait l'objet de nombreuses discussions pour deux raisons principales : d'une part il ne reproduit pas correctement les mécanismes de blessure lors du contact de l'ensemble cuisse et bassin avec l'avant de la voiture et d'autre part parce que son application avec les critères proposés entrainerait des modifications sur des véhicules dont on peut penser qu'ils ne produisent pas de lésion grave. C'est pour cette raison que cet essai n'est pas discriminatoire dans la réglementation, mais est réalisé « for monitoring purpose only ».

Ce constat implique de repenser complètement cet essai ; le préalable est de clairement identifier les mécanismes des lésions à protéger : un nouveau type d'essai, s'il est justifié par les études accidentologiques, devrait reproduire correctement les mécanismes mis en jeu (conditions de choc et outils) et intégrer des critères de blessure pertinents afin qu'il soit utilisé dans les situations où un risque de lésions est identifié, en compte les mécanismes de blessure mis en œuvre dans ce type d'impact.

- Essai de tête contre le capot

Les conditions de l'essai actuellement utilisé par la réglementation sont indépendantes des caractéristiques du véhicule, ce qui est incohérent si on considère la réglementation dans sa globalité ; les connaissances acquises devraient permettre d'établir des corrélations validées entre les caractéristiques géométriques du véhicule et les conditions de choc (vitesse et incidence), permettant d'associer une condition de choc spécifique à chaque véhicule. Cette approche ouvre la porte au « virtual testing » afin de déterminer les conditions de choc de l'impacteur tête.

L'essai et les critères associés limitent l'évaluation du risque de blessures à celles qui sont associées à des mécanismes d'accélération linéaire ; pourtant certains travaux montrent que certaines lésions constatées dans les accidents réels sont à associer à l'accélération angulaire. La fausse tête utilisée dans cet essai ne permet pas de mesurer directement l'accélération angulaire, mais on peut penser à une méthode indirecte pour la déterminer : en utilisant les résultats de ces essais comme données d'entrée pour des simulations utilisant un modèle numérique de corps complet il doit être possible de prédire le risque de lésions associées à des mécanismes rotationnels, permettant ainsi d'avoir une vision plus complète des blessures encourues.

<u>Autres points à explorer</u>

Les études d'accidents montrent que les enfants sont souvent impliqués dans les accidents de type piéton ; la réglementation ne considère la protection des enfants par un essai spécifique que pour les lésions à la tête, alors que certaines études accidentologiques font apparaitre

d'autres lésions ; il convient de vérifier si ces lésions ont une fréquence et une gravité nécessitant leur prise en compte dans les exigences réglementaires, et si tel est le cas, si les essais réglementaires ayant pour finalité de protéger les adultes assurent également la protection, des enfants.

VI. Quelles perspectives d'évolution ouvertes par le projet ASP ?

Cette question est centrale pour le projet ASP. Le projet ASP, dans sa mise en œuvre et son exécution a été fortement dédié vers l'exploration de perspectives d'évolutions des standards.

A la lumière des résultats obtenus à ce jour, la règlementation piétons et en particulier les essais sous-systèmes qui sont aujourd'hui proposés, semblent de moins en moins adaptés à la réalité.

- Une première critique de ces essais vient de leur découplage. En effet, des essais soussystèmes peuvent s'avérer satisfaisants alors que pour un choc équivalent, un essai sur corps complet peut être davantage vulnérant. Un premier élément de réflexion pourrait être dans le manque de relations entre les essais sous-systèmes.

- Le second point porte sur les protocoles eux-mêmes. Compte tenu des différents types de véhicules qui sont aujourd'hui commercialisés doit-on adapter les essais sous-systèmes en fonction du type de véhicule.

- Le troisième point relève de la nature des critères de tolérance utilisés.

Chacune de ces différentes perspectives ont été déclinées dans chacune des parties/chapitre du projet. Nous en rappellerons ici les lignes principales :

- <u>L'analyse épidémiologique :</u>

Les blessures à la tête concernent tous les âges, et un peu plus les hommes. Les lésions au bassin, concernent beaucoup plus les femmes. S'agissant des lésions graves, il est sans doute dommage qu'aucun essai ne concerne le thorax, alors que celui-ci constitue, après la tête, la deuxième zone des blessures les plus graves, voire mortelles. Notons enfin que suivant ces lésions sont fortement représentées pour des typologies de véhicule de type monospace.

L'analyse globale de l'accident (méthodes multi corps)

L'analyse de sensibilité autour de toute la séquence du choc piéton fournit et confirme des pistes d'évolution des standards d'évaluation :

- l'interdépendance des séquences du choc suggère d'identifier de faire évoluer la notion d'essais sous-systèmes par des essais sous-systèmes reliés. Ce point suggère des travaux complémentaires pour identifier ces interdépendances.

- Elargir les zones de sensibilité (plan d'expérience d'évaluation) pour rendre compte de certains effets (marche, postures, ...),

- Modifier les angles d'impact tête/pare-brise qui aujourd'hui, aussi bien via les essais Euro-Ncap que les essais réglementaires, ne semblent pas pertinents avec la réalité des reconstructions d'accidents proposées dans le projet.

- Promouvoir des modifications des vitesses d'impact règlementaires avec une vitesse d'impact de la tête enfant plus faible que pour l'adulte.

- Supporter des modifications substantielles dans les procédures d'évaluation sur essais sous système en proposant des critères d'évaluation dépendant des grande familles de véhicules (telles que définies dans la littérature et complétées dans le projet ASP). L'angle d'impact tête proposé ci-avant pourrait en être une première application.

- Même si le nombre de reconstructions d'accident réalisées dans le projet reste faible (et doit être renforcé pour être statistiquement représentatif) il serait particulièrement intéressant de faire évoluer l'étape d'évaluation de l'impact tête par un essai d'impact tête couplé à un rachis cervical ou un thorax (les réponses de la tête seule surestiment en général les critères biomécaniques).

- L'analyse de la chute au sol semble indiquer un impact bassin tout aussi violent que celui contre le véhicule (sachant que le sol est une surface plane, donc plus favorable). Les niveaux d'accélération obtenus pour les impacts sur le bassin sont à analyser en fonction de la typologie du véhicule et de la morphologie du piéton. Ces éléments suggèrent de promouvoir des travaux complémentaires focalisés sur le bassin afin de confirmer ou d'infirmer la pertinence d'un essai bassin.

- L'analyse de la vulnérabilité de la tête et des membres pelviens

Les travaux réalisé sur la biomécanique du membre pelvien confirment la nécessité de faire évoluer les critères de blessure de la jambe suivant trois directions majeures :

- dissocier lésions du genou ligamentaire des lésions osseuses (même si la vitesse d'impact est un facteur de sévérité souvent à l'origine de lésions osseuses associées aux lésions ligamentaires).

- considérer un critère de blessure du tibia à partir de calcul du moment de flexion et pondéré par la localisation du point d'impact.

- considérer un critère de blessure du genou qui combine à minima flexion latérale et cisaillement latéral. Notons que ce critère ne serait plus un scalaire mais une fonction du cisaillement et de la flexion latérale.

- l'introduction du virtual testing sur des modèles humains doit être inscrite en prospective. Les analyses de sensibilité réalisées dans ce projet étant un exemple pour souligner tout l'intérêt de ce type de méthode.

<u>Les travaux réalisés sur l'extrémité céphalique</u> plaident une fois encore pour une évolution des critères de blessure de la tête :

- ces critères doivent dissocier lésions des structures osseuses des lésions des organes nobles

- la capacité à prédire « la densité » de lésions axonales diffuses au regard des contraintes mesurées, à introduire les effets de cisaillement ouvre des perspectives d'évolution des critères de blessure

- enfin, les résultats du projet ASP souligne l'enjeu que représente la prise en compte des accélérations rotatoires dans le processus d'évaluation de la vulnérabilité du piéton.

- tout comme précédemment, le Virtual testing sur des modèles humains biofidèles est aujourd'hui un outil extrêmement efficace. Il conduit (ci-après) à proposer des nouvelles méthodes d'évaluation qui combinent essais physiques et simulations numériques.

Références

EEVC Working Group 17 Report, *Improved test methods to evaluate pedestrian protection afforded by passenger cars* (December 1998 with September 2002 updates).

EEVC Working Group 10 report, European Experimental Vehicles Committee: *Study of test methods to evaluate pedestrian protection for cars.*, presented to the 12th ESV Conference, Gothenburg, May 1989.

European Experimental Vehicles Committee:

EEVC Working Group 10 report, *Study of test methods to evaluate pedestrian protection for cars.* presented to the 12th ESV Conference, Gothenburg, May 1989.

Atsuhiro Konosu, *Development of Flexible Pedestrian Legform Impactor (Flex-PLI) Introduction of Flex-PLI Technical Evaluation*, Group (Flex-TEG) Activities. Government/Industry Meeting, May 12-14, 2008

Chapitre 2 :

Vers un modèle physique d'évaluation de la tête

I. Introduction

Dans les normes et les régulations actuelles, la plupart des critères de lésion de la tête tels que le HIC, sont basés et développés à partir de modèles physiques qui sont maintenant largement utilisés [1]–[3]. En effet, pour la régulation de la protection du piéton, le European Enhanced Vehicle Safety Committe (EEVC WG10 et WG17) a développé des procédures de test afin d'évaluer le niveau de protection des piétons de la face avant des véhicules. Dans la directive Européenne (2003/102/EC) [1] ainsi que dans le protocole de test piéton de l'EuroNCAP [2] le substitut de la tête est très simplifié. Il consiste en un objet hémisphérique en aluminium recouverte d'une peau en élastomère. Le critère de lésion de la tête utilisé est le Head Injury Criteria (HIC) [4] calculé à partir de l'accélération linéaire enregistrée au centre de gravité de la tête. La valeur de ce critère ne doit pas dépasser 1000 pour la tête adulte. Ueno et Melvin [5] ainsi que DiMasi et al. [6] ont trouvé que l'utilisation seule de l'accélération linéaire ou rotatoire pouvait sous-estimer la sévérité des lésions de la tête. Par ailleurs, Zhang et al. [7] ont conclu que les deux composantes linéaire et rotatoire de l'accélération sont des causes significatives pour les lésions traumatiques médium. Plus récemment, Deck et al. [8] ont conduit une analyse approfondit de la contribution rotatoire et linéaire de l'accélération de la tête lors d'accidents de piétons. Ils ont conclu que la composante rotatoire a une influence très importante à la fois pour le chargement intracérébrale et pour le mouvement relatif cerveaucrâne qui sont deux mécanismes de lésions connues pour conduire respectivement à des lésions neurologiques et des hématomes sous duraux. L'ensemble de ces résultats conduisent les auteurs à un consensus qui suggère que les futurs normes de protection de la tête devraient inclure la composante rotatoire en plus de la composante linéaire de manière à rendre plus réaliste le chargement de la tête et de mieux prédire le risque lésionnel. Un certain nombre de tentatives visant à améliorer le critère de lésion de la tête basées soit sur des paramètres globaux [9] soit par une modélisation par éléments finis [10]. Une amélioration des critères a pu être apportée dans le cadre du projet Européen APROSYS SP5 "Biomechanics" en 2007 [11] en se basant sur l'état de l'art sur la modélisation par éléments finis de la tête. Ainsi la fracture du crâne, l'hématome sous-dural et les lésions neurologiques sont définies par les paramètres mécaniques respectivement l'énergie de déformation du crâne, la pressions du liquide cérébro-spinal et de la contrainte de Von Mises dans le cerveau.

Néanmoins, l'utilisation dans les normes et les régulations de la modélisation par éléments finis de la tête humaine pour tester le risque lésionnel du piéton de la face avant du véhicule peut être considérée approprié, possède une limitation majeure en temps en coût qui est la caractérisation et la modélisation du capot de la voiture. Le but de ce travail est de proposer une nouvelle procédure de test réunissant une partie expérimentale et une partie numérique. La partie expérimentale consisterait à tester le capot de voiture à l'aide de la fausse tête piéton ISO en enregistrant l'accélération linéaire et rotatoire. Ensuite la partie numérique consisterait à simuler l'impact de la tête par éléments finis sur un modèle simplifié à paramètres localisés du point d'impact identifié à partir des données de la fausse tête piéton ISO.

Dans un premier temps, afin de montrer la faisabilité de la procédure, nous avons utilisé un modèle par éléments finis de capot.

II. Méthodologie

Dans la mesure où la prédiction de la blessure à la tête est plus précise avec des critères de lésion basés sur la modélisation par éléments finis de la tête, il est essentiel d'avoir un modèle du comportement mécanique du point d'impact au capot. Cette caractérisation mécanique du "point de capot" sera un test dynamique à l'aide de la fausse tête piéton ISO avec une vitesse d'impact proche de celle utilisée dans les essais piétons standard, soit 11 m/s et un angle défini par rapport à la surface d'impact.

L'idée, dans le présent travail, est d'avoir une masse raisonnable, une inertie et une géométrie avec une vitesse initiale afin de caractériser le point d'impact dans des conditions de choc.

Les réponses accélérométriques de la fausse tête permettent ensuite de modéliser le point d'impact avec un modèle à paramètres localisés en termes d'inertie, d'élasticité, de plasticité et d'absorption d'énergie le long de la normale et en terme de frottement dans la direction tangentielle.

Dans une dernière étape, le modèle à paramètres localisés du capot est couplé au modèle par éléments finis de la tête afin d'évaluer le risque lésionnel du point étudié.

Caractérisation du « point-capot »

Afin de démontrer la faisabilité de cette étude, un modèle par éléments finis validé d'un capot de voiture a été utilisé et est illustré dans la figure . Ce modèle a été développé par Tinard *et al.* [12] et consiste en un panneau supérieur modélisé par des éléments coques et d'un bloc moteur considéré comme corps rigide. La loi de comportement du panneau supérieur est une loi élastoplastique dont les propriétés mécaniques sont reportées en tableau 1.





Figure 1. Représentation du modèle par éléments du capot utilisé pour cette étude ainsi que le bloc moteur. Le modèle par éléments finis de la fausse tête piéton ISO est représenté en figure 2. Il consiste en une hémisphère en aluminium, d'une plaque en aluminium et d'une peau en elastomère. Les lois de comportement sont reportées dans le tableau 2 en accord avec Lawrence [13]. Le modèle de la tête comporte 3020 éléments solides.

	<i>P</i> [kg m ⁻³]	E [MPa]	υ	
Rubber skin	1 950	7	0.4	
Aluminum sphere	2 800	200 000	0.29	
End plate	2 800	200 000	0.29	

Tableau 2. Propriétés mécanique du modèle par éléments de la fausse tête piéton ISO.



Figure 2. Représentation du modèle par éléments finis de la fausse tête piéton ISO.

Afin de montrer la méthodologie permettant de développer le modèle à paramètres localisés du « point capot », l'ensemble des données utilisées ont été extraites de la simulation par éléments finis. Ce test numérique a consisté à simuler l'impact de la fausse tête piéton ISO sur le capot, comme illustrée en figure 3. Ce test numérique s'appuie sur la configuration du test normatif de la directive européenne à savoir une inclinaison de la fausse tête de 60° par rapport à l'horizontal avec une vitesse de 11 m/s. L'inclinaison du capot est de 11° par rapport à l'horizontal.



Figure 3. Représentation du test numérique avec la fausse tête ISO et un modèle par éléments finis du capot.

Des extraits de la simulation du test numérique sont représentés dans la figure . Les données de sorties en termes d'accélérations linéaire et rotatoire ont été extraites de la simulation au niveau du centre de gravité de la fausse tête comme. La figure représente les résultantes des composantes linéaire et rotatoire de l'accélération de la fausse tête. La composante linéaire permet de caractériser le point d'impact et la composante rotatoire permet, dans ce cas numérique, de valider le modèle. Il est à noter que dans la méthodologie finale, ce test et ces données seront conduits et extraits expérimentalement uniquement.



Figure 4. Extraits de la simulation du test numérique de la fausse tête sur le capot.



Figure 5. Représentation de l'accélération linéaire résultante (a) et de l'accélération rotatoire résultante (b). Pour l'identification des paramètres de raideur du modèle, nous utilisons dans un premier temps le comportement normal (axe du ressort) obtenu par projection des composantes de l'accélération linéaire sur l'axe du ressort et multiplication par la masse de la tête de 4.5 kg. Afin de tracer la force en fonction de la déflexion du capot, on intègre deux fois l'accélération. Nous obtenons ainsi une courbe de force-déplacement comme illustrée en figure 6a. Dans une démarche similaire, le comportement tangentiel est obtenu par projection de l'accélération sur le plan orthogonal à l'axe du ressort. Le comportement tangentiel est illustré en figure 6b.



Figure 6. Représentation de l'accélération linéaire résultante (a) et de l'accélération rotatoire résultante (b).

Modèle à paramètres localisés du « point capot »

Le modèle à paramètres localisés du « point capot » consiste en une plaque rigide dont la masse est localisée au centre de gravité et inclinée de 11° par rapport à l'horizontal comme le panneau supérieur du capot. Cette plaque est reliée au référentiel par un ressort non linéaire généralisé (c'est-à-dire qu'une fonction effort-déplacement est implémentée pour les 6 degrés de liberté), comme illustrée en figure 7a. Le plan rigide est contraint en rotation dans les 3 directions et en translation dans l'axe transverse perpendiculaire à la direction d'impact. Au niveau du ressort, seules les raideurs normales et tangentielles sont implémentées extraites des courbes force-déplacement du « point capot ». Le plan rigide est modélisé en éléments coques de 0.1 mm d'épaisseur dont la masse est concentrée au centre de gravité qui est aussi le point d'attache du ressort. Afin d'éviter tout effet inertiel au moment du contact de la tête sur la

plaque, cette masse est faible avec 1^e-7 kg. Par ailleurs, afin d'éviter des problèmes de calcul, les courbes forces-déplacement ont été simplifiées, comme le montres la figure 8.



Figure7. (a) Illustration du modèle à paramètres localisés du "point capot". (b) Représentation des conditions initiales de la fausse tête pour valider le modèle du « point capot ».



Figure 8. Représentation de la courbe force-déplacement normale (a) et tangentielle (b) implémentées dans l'élément ressort du modèle.

La validation du modèle a été effectuée en simulant l'impact de la fausse tête sur le modèle du « point capot » dans la même configuration que précédemment à savoir une inclinaison de la tête de 60 ° par rapport à l'horizontal et une vitesse de 11 m/s, comme illustrée en figure 7b. Les réponses calculées sont les accélérations linéaire et rotatoire ainsi que la déflection du plan et la vitesse angulaire de la tête.





Figure 9. Extraits de la simulation de l'impact fausse tête sur le modèle à paramètres localisés du « point capot ». La figure 9 figure montre des extraits de la simulation de l'impact de la fausse tête sur le modèle du « point capot » capturés aux mêmes temps que ceux de la figure 4 figure . On observe un déplacement vertical de la plaque accompagné d'un déplacement transverse. On observe également une rotation de la fausse tête en accord avec celle observé lors de la simulation d'impact avec le modèle par éléments finis du capot. Les accélérations linéaire et rotationnelle de la fausse tête issues de la simulation d'impact avec le modèle « point capot » sont comparées à celles extraites lors de la simulation avec le modèle de capot par éléments finis, comme illustrées en figure 10. Pour le modèle « Point capot » l'accélération maximale est de 134 g comparée à 130 g pour le modèle par éléments finis, soit un écart de 3 %. En ce qui concerne le HIC, les deux valeurs calculées sont très proches avec 938 pour le « point capot » et 927 pour le capot complet soit un écart de 1.2 %. En ce qui concerne l'accélération rotationnelle, l'écart est un peu plus important avec 10 %. Cette différence peut être observée en termes de vitesse de rotation dans la figure 11a. Cependant la forme de la courbe est en accord avec celle observé avec le modèle par éléments finis. La vitesse de rotation finale est de 5 rad/s pour le modèle à paramètres localisés contre 6 rad/s pour le modèle capot complet. La déflection du plan rigide est de 65 mm ce qui correspond au résultat de la simulation avec le capot complet (figure 11figure b).



Figure 10. Superposition des accélérations résultantes (a) linéaire et (b) rotatoire de la fausse tête du modèle « point capot » et le modèle par éléments finis du capot.



Figure 11. Superposition de la vitesse angulaire de la fausse tête dans l'axe transverse (a) et de la déflection du point d'impact (b).

Couplage avec le SUFEHM

L'étape finale de la méthodologie est d'utiliser le modèle par éléments finis de la tête humaine (SUFEHM) pour évaluer le risque lésionnel du « point capot ». Le modèle de tête développé par Kang *et al.* [14] et validé par Willinger *et al.* [15] est donc couplé au modèle à paramètres localisés dans des configurations initiales choisies. Pour ce travail, la configuration initiale retenue est celle décrite dans la figure 11 à savoir un impact fronto-vertex à une vitesse de 11m/s.



Figure 12. Représentation des conditions initiales de la tête SUFEHM couplée au modèle « point capot ».

La figure 13 illustre l'animation de la simulation de l'impact du modèle SUFEHM avec le modèle « point capot ». On observe une très faible rotation de la tête entre l'état initiale et à 30 ms. Les risques lésionnels de lésions neurologiques modérées et sévères sont respectivement de 0.9 % et 0.5 %. En ce qui concerne l'hématome sous dural, le risque est évalué à 22.1 %.



Figure 13. Extraits de la simulation de l'impact du modèle par éléments finis de la tête (SUFEHM) avec le modèle à paramètres localisés du « point capot ».

Afin d'évaluer l'erreur obtenue par la modélisation du « point capot » par un modèle à paramètres localisés, nous avons reproduit la même simulation, mais en utilisant le modèle du capot complet. La figure 14 montre les extraits de la simulation capturés aux mêmes instants que la simulation avec le « point capot ». On observe également une faible rotation entre l'état initiale et à 30 ms.





Figure 14. Extraits de la simulation de l'impact du modèle par éléments finis de la tête (SUFEHM) avec le modèle par éléments finis du capot.

La figure 15 représente la superposition de la force de contact en fonction du temps entre le modèle de la tête humaine et les modèles du capot en éléments finis et à paramètres localisés. Le contact avec le modèle « point capot » est légèrement plus court (17 ms contre 19 ms avec le modèle capot entier). Par ailleurs, le pique de force est légèrement plus important pour le modèle « point capot » (5.4 kN contre 5.1 kN pour le modèle capot entier). En termes de contrainte de Von Mises dans le cerveau, les deux simulations donnent une distribution similaire, comme le montre la figure 16. La contrainte maximale apparait au même moment dans les deux configurations. Dans le cas de la simulation avec le modèle « point capot », la contrainte de Von Mises est légèrement plus faible avec une valeur de 15.5 kPa contre 18.8 kPa avec le capot complet, ce qui correspond à un risque de lésion neurologique modérée de 0.9 % contre 3.4 %. En revanche, la dépression dans le liquide cérébro-spinal est plus important dans le cas de l'impact avec le modèle « point capot » avec -117.6 kPa contre -115.5 kPa dans le cas du modèle capot entier, ce qui représente un risque d'hématome sous dural de 22.1% contre 19.6% respectivement. Le tableau 3 reporte les valeurs des contraintes et des pressions ainsi que les risques lésionnels.







Figure 161. Représentation de la contrainte de Von Mises dans le cerveau dans le cas de l'impact (a) sur le modèle capot entier et (b) sur le modèle « point capot » au temps et dans la section où apparaît le maximum de contrainte.

	Brain Von Mises Stress [kPa]	Neurologi Injury Ris Moderate	cal k [%] Severe	CSF Pressure [kPa]	Hematoma Injury Risk [%]
FE Bonnet	18.8	3.4	1.5	-115.5	19.6
Bonnet Point	15.5	0.9	0.5	-117.6	22.1

Tableau 3. Comparaison des contraintes de Von Mises maximales dans le cerveau ainsi que les pressions intracrâniennes dans le CSF et des risques lésionnels associés pour les deux modèles de capot utilisés.

III. Conclusions

Dans le présent travail, il a été proposé de modéliser le point d'impact du capot par un modèle à paramètres localisés. Ce travail de faisabilité a été conduit en tout numérique, c'est-à-dire à partir de simulation par éléments finis d'impact fausse tête sur capot. Les résultats ont montré qu'une telle modélisation était possible à l'aide de test standard.

La procédure d'évaluation de la sévérité d'un capot de voiture à l'aide de critère biomécanique, est décrite dans la figure 17. La prochaine étape de ce travail est d'appliquer cette procédure à des tests expérimentaux sur capots réels.



Figure 17. Représentation de la procédure d'évaluation de la sévérité du capot à l'aide du modèle par éléments finis de la tête humaine.

• Proposition à court terme :

Aucune proposition de modification de la fausse tête n'est présentée à court terme.

• Proposition à long terme :

A long terme, la fausse tête pourra être munie de capteurs de rotation (accéléromètres ou vitesse) afin de proposer un modèle de « point capot » pleinement validé.

Chapitre 3 :

Vers un modèle physique d'évaluation de la jambe

Ce chapitre s'articule en 2 parties :

- L'évaluation de la matrice de raideur du genou : qui fait l'objet d'un article en cours de soumission et qui est présenté comme tel.

- L'étape de design d'une solution technologique de modèle physique de jambe réglementaire.

I. Evaluation of knee joint stiffness matrix

Introduction

In the European Union, 19.5% fatalities (6711 victims) of road traffic accidents were from pedestrian in 2009, while the pedestrian fatalities of France accounted for 11.6% (ONSIR, 2010). Especially, lower limbs have been demonstrated in the previous studies to be one most frequently injured body segment, accounting for about 1/3 of total pedestrian injuries (IHRA, 2001, Carter et al. 2008). In order to mitigate the lower limb injuries associated with pedestrian accidents, an understanding of lower limb response and injury threshold is required. Thus the stiffness characteristics of knee joint are the critical points to understand this structural response.

Knee articulation is the most voluminous and complex of all the articulations. It is an articulation supporting the weight of body, locating between distal extremity of femur and proximal extremity of tibia. With a significant range of motion, the knee's stability depends on the four ligaments (the anterior cruciate ligament (ACL), the posterior cruciate ligament (PCL), the medial collateral ligament (MCL) and the lateral collateral ligament (LCL)), the menisci, the joint capsule and the surrounding muscles. Knee joint was described as a joint coordinate system with 6 motion components (Grood and Suntay 1983, Weiss and Gardiner 2001), including tibia anterior/posterior, medial/lateral, and distal/proximal translations (joint distraction), as well as flexion/extension, internal/external and varus/valgus rotations (Fig. 1).



Figure 1 The scheme of knee joint kinematics (Weiss and Gardiner 2001)

Based on in-depth investigation of real-world accidents, International Harmonized Research Activities (2001) show 80-90 percents of pedestrians were impacted on either the right or left side, and APROSYS database confirmed this result with 89% (Carter 2006). Hence, the lateral impact was frequently focused in the analysis of pedestrian safety. Under the lateral car-pedestrian impact, lateral bending and lateral shearing caused by vehicle bumper, were considered as critical injury mechanisms to knee joint (Teresinski and Madro 2001, Yang 2005). In comparison with the clinic translations and rotations of knee joint, lateral bending strands for varus/valgus rotation while lateral shearing represents tibia medial/lateral translations. Masson et al. (2005) also reported torsion (tibia internal/external rotation) variations under the lateral impact, and indicated that torsion was an incidence for mitigating knee injuries from a medical view.

Several legforms have been developed for evaluating the vehicle design to mitigate pedestrian injuries. In EU, protection of pedestrian lower limbs has been regulated on the basis of the subsystem test methods proposed by European working groups European Enhanced Vehicle-safety Committee (EEVC) WG10 and WG17 (1994, 1998). TRL model was selected in this subsystem test (Fig. 2). However, under knee bending moment, TRL model has been reported to be stiffer than post mortem human subject tests (Yasuki 2007b, Yasuki 2007a). In the vehicle-pedestrian impact simulations, these studies indicated the earlier rebounding of TRL model from the bumper fascia compared with the lower limb of human model. In the design of TRL legform, a single steal plate was used to represent the deformable knee joint. The knee-bending moment of the impactor is generated by plastic bending of this steal plate. Thus the bending kinematics of the legform could be largely influenced by the strain rate.



Figure 2. TRL legform impactor (1994, 1998)

Recently, JAMA and JARI have developed a Flexible Pedestrian legform Impactor (Flex-PLI) with flexible tibia and femur (Konosu and Takahashi 2003). The knee joint has been described with a component with four major ligaments (MCL,ACL,PCL,LCL). The elongation of ligaments was measured to evaluate potential knee injuries. However, the knee joint is an extreme complex articulation, and the injury occurrences of knee ligaments could be influenced by their attachments, structural characteristics of articulation, and interaction of bone and ligaments. The efficiency of Flex-PLI for reflecting knee injuries is needed to be evaluated in a further step with post mortem human subject tests.



Figure 3. Flex-PLI legform impactor

Hence, the motivation of the present study is to establish a stiffness matrix of knee joint, to reflect global joint kinematics of human knee joint properly. Thus this stiffness matrix can be realized by the mechanical components for developing a biofidelic legform impactor, which can simulate the global joint kinematics of human knee to predict potential injury occurrences. To determine the stiffness matrix of knee joint, a biofidelic lower limb model of finite element was simulated based on the stiffness method as described in the literature (Piziali *et al.* 1977). The simulation results were compared with previous test results. At last, the stiffness matrix was implanted into a basic legform model to evaluate its efficiency, by the comparison of the joint kinematics to the car-pedestrian impact.

Material and methods

Stiffness method

"Lower Limb Model for Safety" (LLMS) model was selected for the simulation analysis (Fig. 4), which is a finite element model developed from a 50th percentile human male volunteer. The model included detailed anatomic structures of lower limb from hip joint to the toe region, which has been developed and validated against series of experimental tests ranging from soft tissue tensile tests to whole limb impacts (Arnoux *et al.* 2005, Bose *et al.* 2007, Mo *et al.* 2012c).



Figure 4 Lower Limb Model for Safety

A stiffness method rather than a flexibility method was selected, based on the description of Piziali *et al.* (1977) study. The boundary condition of FE simulation is to fix one bone and to input a single displacement to the other bone (Fig. 5). Thus only one element of θ or u is non-zero (Eq. 1). This produces six isolated equations with a single known displacement and measuring force or moments. Then, each K can be determined.

$$\begin{bmatrix}
M_{valgus} \\
M_{internal} \\
F_{lateral} \\
M_{varus} \\
M_{external} \\
F_{medial}
\end{bmatrix} =
\begin{bmatrix}
K_{11} & \cdots & K_{61} \\
\vdots & \ddots & \vdots \\
\vdots & \ddots & \vdots \\
K_{16} & \cdots & K_{66}
\end{bmatrix}
\begin{bmatrix}
\theta_{valgus} \\
\theta_{internal} \\
u_{lateral} \\
\theta_{varus} \\
\theta_{external} \\
u_{medial}
\end{bmatrix}$$
(1)

Regarding pedestrian impact environments introduced above, tibia medial/lateral translation, valgus/varus and internal/external rotation were considered in the FE simulations (Fig. 5). Thigh and leg parts were set as rigid to impose the displacement at the same rotation centre. Based on the lower limb kinematics of the car-pedestrian impact, valgus/varus rotation centre was chosen between femur condyles and tibial plateau, for calculating their corresponding stiffness characteristics. As tibia internal/external rotation was around tibia axial line, the structural response was not sensitive to the variation of rotation centre along tibia axial direction. The crosspoint of tibia axial line and flexion axis was postulated as internal/external rotation centre for calculating the corresponding stiffness. This flexion axis was defined based on the Montgomery *et al.* (1998) study. The imposed displacement was reached by the imposed velocity at 0.1 mm/ms or 0.1 deg/ms within total 100 ms.



Figure 5 Modeling of coordinate system for 6 degrees of knee joint stiffness

Legform modeling

To evaluate the efficiency of the present stiffness matrix, a basic biofidelic legform (Bio-L) was created based on the reported matrix and TRL legform (Fig. 6). The total length of the present legform is 926 mm, with the same femur (432 mm) and tibia (494 mm) length as defined in TRL legform. A 4 kg and a 2 kg lump masses were respectively placed on the entire femur and tibia tube in order to achieve the total mass 13.4 kg as specified in the TRL model. The summary of model materials and properties was illustrated in Table 1. The

stiffness matrix was applied in a general spring to represent deformable knee joint.

Component	Element type	Materials	Density (kg/m ³)	E (MPa)	Yield stress (MPa)	Possion ratio
Femur	Shell	Johnon- cook	2914	205000	295	0.3
Tibia	Shell	Johnon- cook	2914	205000	295	0.3
Flesh	Solid	Elastic	960	2.5	-	0.4
Skin	Solid	Elastic	158	30	-	0.4
Knee joint	General spring	Spring	Stiffness: tibia valgus/varus rotation (7.15 Nm/deg) and internal/external rotation (2.35 Nm/deg); tibia lateral/medial and anterior/posterior translation (192000 N/m).			

Table 1 Material and properties of legform model



Figure 6 The basic biofidelic legform (Bio-L) impactor

A "Euroncap supermini (segment B)" class finite element car model was selected in the finite element (FE) simulation. The pedestrian model was the combination of the 50% Hybrid-III dummy model and LLMS model at hip joint in the lateral impact direction with vehicle to consider the whole human body inertial effects during impact sequence (Fig. 7.a.). The entire car-pedestrian impact model has been evaluated through full-scale test results in the previous study (Mo *et al.* 2012c). The vehicle-legform impact model was presented in Fig. 7.b. The lower limb kinematics of two models were recorded the marking points on the long bones, or tibia and femur tube, respectively.





<u>Results</u>

Stiffness matrix

According to the simulation results, tibia valgus/varus, internal/external rotation and lateral/medial translation were presented in the following Fig. 8, 9 and 10. Apart from initial function of simulation results due to initial penetrations in the global model, the residual part of curves presented non-linear characteristics with primary laxity phase and following stiffness part. There was not significant difference of structural responses found between tibia internal and external rotation. Valgus rotation loading also had similar knee response with varus rotation. However, the knee structural responses under tibia lateral/medial translation, showed substantial variation. Markolf *et al.* (1976) also presented similar stiffness characteristics of tibia valgus/varus and internal/external rotation, and indicated the principal difference of tibia anterior/posterior translation. Moreover, potential stiffness difference of tibia lateral/medial translation has been also indicated in the previous experimental tests (Mo *et al.* 2012b), and can be mainly attributed to asymmetric structural characteristics of knee joint under reverse shear loading directions.



Figure 8 Stiffness characteristics of tibia valgus/varus rotation



Figure 9 Stiffness characteristics of tibia lateral/medial translation



Figure 10 Stiffness characteristics of tibia internal/external rotation

The measuring method developed by Markolf *et al.* (1976), was used to calculate stiffness of knee joint. A typical torque versus rotation curve of the knee joint is shown in Fig. 11. From this diagram, a nonlinear region at lower loads and a linear region at higher loads could be discerned. The joint stiffness was defined as the slope of the linear region. Markolf *et al.* (1976) reported that laxity of kne joint increased uniformly from 2 degrees at full extension to 9 degrees at full flexion for varus/valgus rotation, 2 degrees to 5 degrees for anterior/posterior translation, and 10 degrees to 27 degrees for tibia internal/external rotation. Under the carpedestrian impact, tibia internal/external rotation ranged from 0 to 18 degrees when initial injuries occurred (Mo *et al.* 2012a). It was located in the laxity region. In that case, tibia internal/external response of the current study was considered in the laxity region, and presented a closed linear response. Thus the regression for the tibia internal/external rotation was of non-significant change considering the regressive region of rotation degrees. Hence, regarding the previous tests and present simulations, the linear regression was fit to the response curve ranged from 2 degrees/mm to 10 degrees/mm, for all loading types. A typical case of regression for joint stiffness was shown in Fig. 12.



Figure 11 A typical response curve illustrating the non-linear structural response (Markolf et al. 1976)



Figure 12 A typical regression for calculating the stiffness

At last, the stiffness matrix was defined as Eq. 2. In the present matrix, the stiffness of valgus/varus rotation (7.6Nm/deg, 6.7Nm/deg) and internal/external rotation (2.4Nm/deg, 2.3Nm/deg) do not show substential difference in two loading directions. Markolf *et al.* (1976) reported the tibia internal/external rotation of knee joint at full extension, ranging from 1.7 Nm/deg to 3.3 Nm/deg without significant variation in two loading directions. And Markolf *et al.* (1978) described the comparison of the varus-valgus stiffness at full extension, showed that the average stiffness values for the vivo subjects and cadaver were nearly identical, ranging from 7.0 Nm/deg to 8.3 Nm/deg.

However, the stiffness characteristics of tibia lateral translation (145000 N/m) was not closed to tibia medial translation (239000 N/m). Ramet and Bouquet (1995) presented a series of lateral shearing tests, without distinguished loading directions of tibia lateral/medial translation. In this study, the reported average slope stiffness of shearing load was 97000 N/m. On the other hand, Markolf *et al.* (1976) reported the stiffness of tibia anterior/posterior translation at full extension with evident difference. While the average stiffness of tibia anterior translation was 118000 N/m closed to lateral translation was 195000 N/m far larger than anterior translation level. As Mo *et al.* (2012b) indicated the substantial difference of structural response between tibia lateral and medial translation under dynamic loadings, it could indicated that the results of Ramet and Bouquet (1995) represented only the tibia lateral anterior.



In conclusion, according to the results in Eq. 2, the present results by FE simulation were in agreement with the previous test results form biomechanical view. Futhermore, to apply this stiffness matrix in the FE modeling, the matrix was simplified considering loading directions and realistic applications. Regarding loading directions, the average values of tibia valgus/varus rotation, internal/external rotation, and lateral/medial translation was used to achieve the symetric mechanical responses. Coupling coefficients were neglected due to the limitation of modeling method. Thus the

simplified matrix used in the 6DOF general spring of legform modeling is shown in Eq. 3. For robust development, the anterior/posterior translation was also considered with the same value as lateral/medial translation considering Markolf *et al.* (1976) study.



Evaluation of stiffness matrix by kinematics analysis

The lower limb kinematics was analyzed by the marking points of pedestrian and legform models (Fig. 13). From 0ms to 30ms, small difference of joint kinematics was found between legform and lower limb of pedestrian model. From the simulation analysis, tibia valgus, internal rotation and lateral translation occurred in the present case of vehicle-pedestrian impact. However, the stiffness matrix considered the average value of two loading directions. Especially, the difference between tibia lateral and medial translation was evident. This could be responsible for the small difference of joint kinematics in Fig. 13. In addition, the deformable tibia and femur of pedestrian model compared with rigid legform could be also relevant to this difference.

As shown in Fig. 13, the rebounding of both lower limb of pedestrian and legform occur between 30 and 40 ms. At 40 ms, tt was noticed that the rebounding amplitude of femur part of legform was larger than lower limb of pedestrian model. Lower limb kinematics of pedestrian has considered the upper body mass and inertia of pedestrian. Nevertheless, this issue has not been joined to the legform. In future, the additional mass could be applied on the legform for representing the upper body mass and inertia.



Figure 13 Comparison of joint kinematics between pedestrian and legform

References

- Arnoux, P.J., Cesari, D., Behr, M., Thollon, L., Brunet, C., 2005. Pedestrian lower limb injury criteria evaluation: A finite element approach. Traffic Injury Prevention 6 (3), 288-97.
- Bose, D., Arnoux, P.J., Cardot, J., Brunet, C., 2007. Evaluation of knee injury threshold in pedestriancar crash loading using numerical approach. International Journal of Crashworthiness 12 (4), 381-399.
- Carter, E., 2006. Analysis of the in-depth database of real-world pedestrian and cyclist accident cases, deliverable d3.1.3. APROSYS Integrated Project on Advanced Protection Systems.

- Carter, E.L., Neal-Sturgess, C.E., Hardy, R.N., 2008. Aprosys in-depth database of serious pedestrian and cyclist impacts with vehicles. International Journal of Crashworthiness 13 (6), 629-642.
- European Experimental Vehicles Committee: Working Group 17 on Pedestrian Proctection, 1994. Proposals for methods to evaluate pedestrian protection for passenger cars: Final report. Australia.
- European Experimental Vehicles Committee: Working Group 17 on Pedestrian Proctection, 1998. Improved test methods to evaluate pedestrian protection afforded by passenger cars.
- Grood, E.S., Suntay, W.J., 1983. A joint coordinate system for the clinical description of 3dimensional motions - application to the knee. Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme 105 (2), 136-144.
- International Harmonized Research Activities (Ihra), 2001. Pedestrian safety working group 2001 report.
- Konosu, A., Takahashi, M., Year. Development of a biofidelic pedestrian legform impactor: Introduction of jama-jari legform impactor ver. 2002. Proc. In: Proceedings of the 18th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), Nagoya, Japan
- Markolf, K.L., Graffradford, A., Amstutz, H.C., 1978. Invivo knee stability quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus. Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume 60 (5), 664-674.
- Markolf, K.L., Mensch, J.S., Amstutz, H.C., 1976. Stiffness and laxity of knee contributions of supporting structures quantitative invitro study. Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume 58 (5), 583-594.
- Masson, C., Arnoux, P.J., Brunet, C., Cesari, D., Year. Pedestrian injury mechanisms & criteria: A coupled experimental and finite element approach. In: Proceedings of the 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles Conference (ESV), Lyon, France.
- Mo, F., Arnoux, P.J., Cesari, D., Masson, C., 2012a. Knee injury criterion under the car-pedestrian impact environments. Submitted for publication.
- Mo, F., Arnoux, P.J., Cesari, D., Masson, C., 2012b. Knee joint injury tolerance under lateral/medial shear loading. Submitted for publication.
- Mo, F., Arnoux, P.J., Jure, J.J., Masson, C., 2012c. Injury tolerance of tibia for the car-pedestrian impact. Accident Analysis & Prevention 46 (0), 18-25.
- Montgomery, S.C., Moorehead, J.D., Davidson, J.S., Lowe, D., Dangerfield, P.H., 1998. A new technique for measuring the rotational axis pathway of a moving knee. The Knee 5 (4), 289-295.
- Obervatoire National Interministériel De La Sécurité Routière, 2010. La sécurité routière en france: Bilan de l'année 2010.
- Piziali, R.L., Rastegar, J.C., Nagel, D.A., 1977. Measurement of the nonlinear, coupled stiffness characteristics of the human knee. Journal of Biomechanics 10 (1), 45-51.
- Ramet, M., Bouquet, R., Year. Shearing and bending effects at the knee joint tests in quasi-static lateral load. In: Proceedings of the 1995 International Research Council on Biomechanics of Injury (IRCOBI) Conference, Brunnen, Switzerland, pp. 93-105.
- Teresinski, G., Madro, R., 2001. Knee joint injuries as a reconstructive factors in car-to-pedestrian accidents. Forensic Science International 124 (1), 74-82.
- Weiss, J.A., Gardiner, J.C., 2001. Computational modeling of ligament mechanics. Critical Reviews in Biomedical Engineering 29 (3), 303-371.
- Yang, J.K., 2005. Review of injury biomechanics in car-pedestrian collisions. International Journal of Vehicle Safety 1 (Nos.1/2/3), 100-117.
- Yasuki, T., 2007a. Mechanism analysis of pedestrian knee-bending angle by sedan-type vehicle using human fe model. International Journal of Crashworthiness 12 (4), 329-339.
- Yasuki, T., 2007b. Mechanism analysis of pedestrian knee-bending angle by suv type vehicles using human fe model. International Journal of Crashworthiness 12 (6), 645-651.

II. Prototype d'un modèle physique d'évaluation de la jambe

Jambe ASP : présentation du problème

L'intérêt de la jambe règlementaire est de modéliser de façon représentative le comportement général d'une jambe de piéton. Cette jambe pourrait par exemple être l'outil de référence pour de nouveaux essais obligatoires au lancement d'un véhicule sur le marché. Pour cela, elle doit tenir compte de la grande disparité de morphologie qu'il existe entre les piétons, le risque de blessure n'étant pas le même chez un adulte que chez un enfant ou une personne âgée.

La réalisation de cette jambe nécessite dans un premier temps la fabrication de prototypes.

Le premier prototype de la jambe ASP a été conçu à partir d'un cahier des charges défini par les différents acteurs du projet ASP, notamment par le LBMC et le LBA.

Le choc que l'on souhaite reproduire est un **choc latéral** lorsque la jambe est tendue car c'est le cas le plus fréquent lors d'accidents (Cf Figure 1)

On ne modélise donc pas dans ce prototype la liaison pivot qui permet la flexion de la jambe.



Figure 1 - Comportement du genou lors d'un choc avec un véhicule

II.1 Cahier des charges

Des études réalisées dans les laboratoires de l'IFSTTAR en amont ont permis de dégager un cahier des charges suivant lequel le comportement du prototype se rapprocherait le plus possible de celui d'une jambe humaine. Ce cahier des charges indique que le prototype doit suivre la cinématique suivante : Deux poutres distinctes (le fémur et le tibia) séparées par 2 liaisons distantes de 20mm : -une liaison pivot

-une liaison glissière

Ces deux liaisons simulent le genou. (cf Figure 2)



Figure 2 : Schématique du mannequin

Une matrice de raideur (établie à partir d'études numériques au LBA) traduit le comportement cinématique de la jambe, si la liaison pivot est soumise à une force F et/ou un couple C :

$$\begin{bmatrix} F \\ C \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -K_{11} & K_{12} \\ K_{21} & -K_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} D \\ \theta \end{bmatrix}$$

Avec
$$K_{11} = 160,8 \text{ N/mm} \qquad \text{et} \qquad K_{21} = 160,8 \text{ N/mm} \\ K_{12} = 0 \qquad \text{et} \qquad K_{22} = 293 \ 126,4 \text{ Nmm/rad}$$

Cette matrice de raideur est complexe de par son couplage non-réciproque entre la rotation et la translation. En effet la translation doit provoquer une rotation mais la rotation ne doit pas provoquer un déplacement en translation. Des problèmes technologiques nous ont contraints à supprimer ce couplage lors de la conception, trop complexe à mettre en place sur le système. On a donc 2 équations simples pour traduire la raideur en translation et la raideur en rotation : F = K11 * D $C = K22 * \Theta$

De plus :

- La liaison glissière doit permettre un déplacement D de ± 15mm
- > L'angle α entre le fémur et le tibia doit pouvoir osciller de ±20°, pas de butée nécessaire, il faut juste pouvoir faire des mesures dans cette plage angulaire.
- les dimensions et la masse doivent être semblables à une jambe humaine, à savoir : Masse=11.5kg; Dimensions : environ 45 cm de longueur de chaque côté du genou
- mesure par capteurs : déplacement en translation, angle de rotation, force exercée sur la jambe, couple exercé sur la jambe
- Fenêtre d'observation de 50ms
- > chocs possible sur le fémur ou sur le Tibia, sur toute la longueur.

Des chocs sur piétons réalisés par l'EuroNCAP ont permis de mesurer les valeurs maximales de force que peut subir la jambe : Fmax=6000N

Cmax=380N.m

Le dimensionnement de la jambe a été fait en prenant une force Fmax = 10000N et un couple Cmax = 1000N.m

II.2 Conception du mannequin de jambe

Solution initiale

Le prototype de jambe est constitué de 3 « blocs » :

- Le tibia qui est un tube soudé sur une boite qui fait la fixation avec le genou
- Le genou qui contient la liaison glissière et la liaison pivot de la jambe
- > Le fémur de forme carré qui contient les boitiers de mesure de couple

Un revêtement se rapprochant des caractéristiques de la peau humaine entoure le système. Le genou n'est pas protégé car il ne doit pas subir de chocs.



Figure 3 : Vue globale de la jambe ASP

La liaison glissière

La liaison glissière est composée de 3 pièces principales (2) (4) et (5). Une pièce mobile (le genou(2)) et deux pièces fixes (4) et (5) en liaison encastrement avec le tibia. La translation a lieu par deux axes (58) montés sur les 2 parties fixes. Deux douilles à billes (57) permettent le mouvement entre les 2 axes et le genou.



Figure 4 : Détail liaison glissière

La mesure de l'effort dans la liaison glissière se fait via un capteur de force F 442 fixé sur le genou. La partie intérieure du capteur est-elle fixée sur un axe qui transmet l'effort lorsque le genou translate. Deux ressorts (3) assurent la raideur dans la liaison glissière. Un capteur de déplacement à fil (32) mesure le déplacement linéaire du genou.

<u>La liaison pivot</u>

La liaison pivot est constituée d'un axe (10) monté sur roulements. Les roulements sont englobés dans des couvercles (11) et (13) en liaison encastrement avec le genou.

La pièce (12) transmet la rotation de l'axe (10) au fémur.

Le capteur de position angulaire (54) mesure l'angulation entre le fémur et le tibia.



Figure 5 : **Détail liaison pivot**

La mesure de couple

La mesure du couple dans la liaison pivot se fait par 2 capteurs de force F 442 (7), implantés symétriquement dans le fémur. Deux câbles parallèles enroulés sur les poulies 19 leur transmettent des efforts via un piston (27) lorsque le fémur tourne par rapport au tibia. La raideur de la rotation est assurée par 2 ressorts (20). On mesure ainsi le couple en multipliant la force mesurée par le rayon d'enroulement des poulies (21mm).



Figure 6 : Détail mesure de couple par cables

La tension des cables se fait en reglant la hauteur des boitiers (22) par les écrous (24), qui sont guidés sur 2 tiges filetées fixes par rapport au fémur. Des cales de réglage (28) permettent d'affiner l'allongement des ressorts (20).



Figure 7 : Vue en coupe boitier de mesure du couple

Modifications apportées avant fabrication

Après étude de la conception du système et dans l'optique du lancement de la fabrication, quelques modifications à la jambe ont dû être apportées avant de pouvoir lancer la fabrication. Ces modifications sont parties de problèmes rencontrés énumérés ci-dessous.

Problème 1 : fixation Fémur/axe de rotation

La liaison entre l'axe 16 et le rectangle de fixation 43 du fémur était initialement prévu par soudage. Pour des raisons de démontage et de réglage, il est préférable de bloquer la translation par un axe transversal.



Figure 8 : Solution non retenue liaison fémur/axe de rotation

De plus, le montage du capteur Novotechnik P2500 (27) tel que prévu n'est pas réalisable car la plaque (22) ne peut pas être intégrée sur le capteur comme sur la figure.

Solution 1

Pour pallier ce problème, l'axe est modifié pour faire passer 2 vis qui supporteront le poids de la partie supérieure de la jambe (environ 100N). Ces vis sont serrées de l'autre côté par 2 écrous.

Une étude de dimensionnement a permis de valider le diamètre de 6mm pour ces deux vis. Egalement un capteur d'angle ayant des oreilles de fixation (le SRH280) a été choisi. Une modification du support de roulement a donc été nécessaire (voir figure).



Figure 9 : Solution choisie pour le maintien en position du fémur sur l'axe

Problème 2 : mesure de force en translation

La force dans la glissière était normalement transmise via un axe fileté (11) vissée dans le capteur F 442. Or les capteurs de force F442 initialement prévu n'ont aucun trou fileté. Il a donc fallu revoir la liaison.



Figure 10 : Liaison glissière antérieure



Figure 11 : Vue en coupe liaison glissière version antérieure

Solution 2

La capteur F442 C fonctionne avec des jauges de contraintes. Cela nécessite qu'il y ait une partie fixe et une partie ou l'on applique la force à mesurer. La solution choisie est de faire un système pour brider le capteur sur sa partie intérieure (voir figure ci-dessous).



Figure 12 : Vue en coupe de la liaison glissière modifiée

Egalement, le remplacement des douilles par des douilles à billes standard à collerette a permis de réduire les couts et de facilité de montage. L'usiner des chapeaux pour contenir les douilles est ainsi évité.



Figure 13a : Solution antérieure : douilles + chapeaux



Figure 13b : Solution choisie : douilles à collerette

Problème 3 : choix des ressorts

Les ressorts initialement choisis lors de la première phase de conception étaient des ressorts standards. Leurs caractéristiques se rapprochaient au mieux du cahier des charges mais la raideur n'était pas précisément celle souhaitée. De plus, en raison de leur spécificité, ils n'étaient disponibles que chez un fournisseur avec un délai important (8 semaines). Par conséquent, nous avons contacté des fabricants de ressort sur-mesure, le société Ressort Cochet a été choisie.

Il a fallu recalculer leurs caractéristiques d'après la matrice de raideur et modifier légèrement leur raideur.

Les longueurs à vide et les diamètres sont conservés pour ne pas modifier leurs implantations dans le système.

Ressort 1 (translation) : F = 160.8 * D

Caractéristique souhaitée : une raideur de 160.8 N.mm pour le ressort 1, et une course de 15mm.

<u>Ressort 2 (rotation) :</u> C= 293126.4 * Θ

La course du ressort 2 pour un angle de 20° est de 7.129mm. D'après le cahier des charges, la raideur doit être de 293 126,4 Nmm/rad en rotation, soit un couple de 293 126,4 x 0.349 = 102301N/mm pour une rotation du fémur de 20° (0.349rad).

Avec un bras de levier de 21mm, la force sera de 102301/21 = 4871,5N

La raideur du ressort 2 est donc :

R=Force/déplacement

➢ R= 4871.5/7.129= 683.33N/mm

Problème 4 : maintien en position du bloc pivot avec le genou

Le bloc pivot est fixé au genou par l'intermédiaire des 2 supports de roulement (11). Le maintien en position initialement prévu est une vis CHC M3-L8. Cette pièce étant le seul lien entre la « partie haute » et la « partie basse » de la jambe, elle peut donc potentiellement transmettre un effort important. Il est cependant difficile de quantifier cet effort maximum. Si l'on considère le genou en butée et un effort appliqué au fémur, la vis de maintien en position est alors soumise à du cisaillement pur.



Figure 14: Maintien en position avec une vis

Une étude de dimensionnement de la vis a permis d'obtenir les résultats suivants : Effort maximum pouvant être appliqué à la vis M3 avant qu'elle casse en cisaillement : **1758,4N**

Pour un effort maximum de 10000N appliqué sur le genou, on a donc 5000N sur chaque vis.

> 2 vis M3 ne sont donc pas suffisantes pour la fixation des supports sur le genou.

Solution 4



Figure 15 : Maintien en position avec 4 vis

Pour des raisons d'encombrement, augmenter le diamètre de la vis n'est pas possible. Nous avons donc décidé de multiplier le nombre de vis à 4 de chaque côté du genou. En considérant que l'effort est reparti de façon homogène dans les 8 vis, chaque vis est donc soumise à 10000N/8 = 1250N < 1758,4N

Autres modifications

- Piston 27 : suppression des deux méplats aux extrémités et diminution du trou latéral 4H13 à 3H13 pour augmenter la surface de la section (sous-dimensionné).
- Liaison pivot : ajout de 2 cales de réglage pelables (61) pour régler le jeu de fonctionnement
- Ressort anti-rebonds : il était prévu initialement de mettre un ressort anti-rebonds audessus du piston 27 pour éviter un choc violent lors du retour en position initiale. Ne trouvant pas ce ressort dans le commerce, nous décidons de mettre un morceau de mousse cylindrique diamètre 39mm épaisseur 15mm.
- Diamètre du tube tibia : le tube du tibia en aluminium avait un diamètre extérieur de 110mm. En ajoutant les 16mm de mousse, cela nous donne un diamètre de 142mm. En comparant avec les mannequins existants, ces dimensions sont bien trop grandes pour

un tibia. Notre choix s'est donc porté sur un tube de diamètre 80mm épaisseur 5mm, ce qui donne un tibia plus rigide.

Attache Tibia 38 : ajout d'un trou au centre pour faire passer le câble du capteur F 442
 C de mesure de force dans la liaison glissière.

Choix des matériaux

Pièces mécaniques

Le matériau utilisé pour le dimensionnement des pièces mécaniques n'avait pas été spécifié lors de la première phase de conception. Le matériau devra être à la fois léger et résistant, tout en restant abordable financièrement.

La jambe a un volume d'environ 3500 cm³, hors capteurs, câbles, visserie et revêtement.

Un premier bilan de masse avec l'utilisation d'acier C35 pour l'usinage des pièces mécaniques, nous donne un poids d'environ 28.5kg.

Ce qui est au-dessus de la masse souhaitée.

Notre choix s'est donc porté sur un alliage d'aluminium renforcé, le 5083 dont les caractéristiques mécaniques sont les suivantes :

- Désignation : EN AW-5083 [Al Mg4, 5Mn0.7]
- Résistance mécanique= 285 MPa
- limite élastique = 200MPa
- masse volumique 2.65 g/cm³

Ce matériau est validé par des études de dimensionnement pour toutes les pièces soumises à des efforts importants.

Cependant, pour une question de rigidité, les pistons des boitiers de mesure de couple sont réalisés en inox au vue de leur petit diamètre et des efforts qu'ils doivent transmettre.

<u>Revêtement</u>

Le revêtement de la jambe doit se rapprocher des caractéristiques d'une peau humaine. Les mannequins existants de chez Humanetics sont revêtus d'une peau bi-composant, composée de mousse polyuréthane (10mm) de densité 40kg/m³ et d'une couche de vinyle (2mm) de densité 1150kg/m³.

Le choix adopté est donc de reproduire ce revêtement bi-composant pour notre prototype en se procurant 2 matériaux proches et en effectuant un collage :



Figure 16 : Phase de collage des 2 composants (en haut la mousse polyuréthane, en bas le plastique souple)



Figure 17 : Revêtement après découpe

Le revêtement obtenu est découpé aux bonnes dimensions pour entourer le fémur et le tibia. On pourra éventuellement retravailler l'aspect de ce revêtement dans une version future de la jambe, pour améliorer la bio fidélité avec des variations d'épaisseur.

Bilan de masse

La masse de la jambe avec l'alliage d'aluminium 5083 est d'environ 9,5kg. Si l'on rajoute les capteurs, les câbles, la visserie et le revêtement la masse devrait avoisiner 11kg. Ceci est donc proche de ce qu'impose le cahier des charges.

Solution définitive

La solution définitive du prototype est diffère quelque peu de la première phase de conception.



Figure 18 : Version définitive du prototype

Toutes les pièces mécaniques ont été usinées par un sous-traitant. Le tube tibia est commandé chez un fournisseur, et nous nous occupons de la découpe ainsi que du soudage sur l'attache tibia.

Mises en plans

Avant de lancer la fabrication du prototype, la réalisation d'un dossier de plans est nécessaire. Un dossier de plans complet de la jambe sous Solidworks a été réalisé dans lequel les pièces sont classées par ordre de priorité. Ce dossier de plan a été remis à l'usineur (société SDCMV à Vaulx-en-Velin).



Figure 19 : Exemple de mise en plans : arbre de rotation de la liaison pivot

Fabrication du système

Les pièces conçues ont été usinées ou achetées chez des fournisseurs extérieurs.

Notice de montage

Cette notice a pour but de faciliter la compréhension du système et de ses réglages aux futurs utilisateurs.



Figure 20 : Extrait de la notice : montage de la liaison glissière

Protocoles d'essais de vérification du fonctionnement

Une fois assemblée, il convient de savoir si la jambe réagit bien comme on le souhaite et si la matrice de raideur est respectée.

Pour cela, nous avons mis en place un protocole de tests qui permettront d'affiner les réglages avant de réaliser des essais en conditions réelles de choc piéton/véhicule.

Tests en statique

Le test en statique est un test simple visant à vérifier la raideur des ressorts en translation et en rotation. La machine utilisée est une presse delta lab



Figure 21 : Presse Deltalab

a. <u>Raideur en translation</u>

Fixation



Figure 22 : Test en translation

Le tibia cylindrique est fixé sur une table indépendante de la presse comme sur la figure cidessus. Il faut démonter le bloc fémur pour ce test.

Protocole

D'après la matrice de raideur, l'équation du mouvement de translation est la suivante : F(N) = 160.8 * déplacement (mm)

Une force F d'intensité connue est appliquée par la presse au niveau de l'axe de rotation (10). Ainsi, un déplacement linéaire du genou a lieu dans la liaison glissière. Le tableau ci-dessous récapitule les déplacements engendrés en fonction de l'intensité de la force F. Les valeurs mesurées peuvent alors être comparées aux valeurs du cahier des charges.

F(N)	Raideur(N/mm)	deplacement (mm)
2400	160,8	14,9
2300	160,8	14,3
2200	160,8	13,7
2100	160,8	13,1
2000	160,8	12,4
1900	160,8	11,8
1800	160,8	11,2
1700	160,8	10,6
1600	160,8	10,0
1500	160,8	9,3
1400	160,8	8,7
1300	160,8	8,1
1200	160,8	7,5
1100	160,8	6,8
1000	160,8	6,2
900	160,8	5,6
800	160,8	5,0
700	160,8	4,4
600	160,8	3,7
500	160,8	3,1
400	160,8	2,5
300	160,8	1,9
200	160,8	1,2
100	160,8	0,6
0	160,8	0,0

Figure 23 : Résultats test en translation

b. Raideur en rotation







La fixation est la même que pour le premier test, mais la jambe est ici complète. Il convient également de bloquer la liaison glissière par une cale placée entre le genou (2) et l'attachegenou (4). Le déplacement en translation du genou diminuerait grandement la précision du test car la force F a bien plus d'influence sur le déplacement en translation que sur celui en rotation.

Protocole

L'équation de la raideur en rotation est la suivante :

Couple exercé(Nm) = 293.126 * angle résultant (rad)

Si l'on exerce un couple donné, on peut donc vérifier le bon déplacement angulaire de l'axe de la liaison pivot. Le tableau ci-dessous montre l'angle que nous devons mesurer en fonction de la force que l'on applique à la jambe à une distance fixe du centre de la liaison pivot (ici 300mm). Pour réaliser les essais de raideur, il suffit donc d'appliquer une force connue F à une distance d du centre de la liaison pivot

Force appliquée(N)	Bras de levier(mm)	Couple correspondant(N/mm)	Angle mesuré(°)
40	300	12000	2,3
60	300	18000	3,5
80	300	24000	4,7
100	300	30000	5,9
120	300	36000	7,0
140	300	42000	8,2
160	300	48000	9,4
180	300	54000	10,6
200	300	60000	11,7
220	300	66000	12,9
240	300	72000	14,1
260	300	78000	15,2
280	300	84000	16,4
300	300	90000	17,6
320	300	96000	18,8
340	300	102000	19,9
360	300	108000	21,1
380	300	114000	22,3
400	300	120000	23,5
420	300	126000	24,6
440	300	132000	25,8
460	300	138000	27,0
480	300	144000	28,1
500	300	150000	29,3

Figure 25 : Résultats test en rotation

<u>Tests en Dynamique</u>

Le test en dynamique a pour but de reproduire les futurs essais pour lesquelles la jambe a été conçue, mais à plus petite échelle. On peut ainsi vérifier le comportement général de la jambe et le bon fontionnement des capteurs lors d'un choc bref de forte intensité.

Machine utilisée :

Pendule + système vidéo haute vitesse + table élévatrice + système de fixation avec rotule



Figure 26 : Pendule + système vidéo haute vitesse + table élévatrice + système de fixation avec rotule

Protocole :

L'idée de ce test est de maintenir la jambe entre la table élévatrice et un point d'appui rotulé sur le haut de la jambe. En règlant la hauteur de la table élévatrice, on règle également la pression appliquée sur la jambe, qui simule le poids du reste du corps et qui est mesurée par un capteur. Des précédentes études ont montrées que cette force doit être en moyenne de 400N. La table élévatrice est revêtue de papier de verre pour l'adhérance au sol.

Schema :



Figure 27 : Schématique du test en dynamique



Figure 28 : Montage du test en dynamique

Ce montage nécessite la fabrication d'une pièce de liaison simple (en rouge) qui la rotule au fémur. Les axes sont déjà montés sur le pendule comme sur la figure ci-dessus.

D'après des précédents tests faits avec de tels pendules, nous possèdons des données sur l'énergie qu'il peut développer en fonction de la hauteur de chute et de la masse. La masse est de 6.1kg et la hauteur max de largage est de 2000mm. L'énergie developpée en lachant la masse de la hauteur maximum est 120J, ce qui correspond, pour un impact sur revêtement de type mousse, à une force d'impact d'environ 3KN. Cet ordre de grandeur nous convient pour la force d'impact, car elle correspond à 1/3 de la force maximum que l'on peut appliquer à la jambe. Ce test, sans être trop violent, dévoilera un mouvement significatif dans les liaisons.

CONCLUSION

Le cœur du modèle physique de jambe règlementaire que nous avons choisi de développer repose sur l'idée de représenter l'articulation du genou par une matrice de raideur équivalente.

Une première étude numérique, effectuée avec le modèle LLMS du LBA a permis de déterminer les termes de cette matrice de raideur en flexion latérale et en cisaillement du genou, qui sont les sollicitations induisant des blessures importantes lors d'un choc véhiculepiéton.

Le prototype développé s'appuie sur les résultats précédents. Il a été conçu, réalisé, assemblé et testé. Les fonctions attendues du mannequin sont remplies. Toutefois, l'assemblage et les tests ont mis en évidence des améliorations à apporter qui demanderont de légères modifications de pièces pour rendre le prototype entièrement opérationnel et répondant tout à fait aux critères de blessures De plus, ces améliorations permettront de répondre à la robustesse attendue et nécessaire pour son utilisation future.

Références bibliographiques

Sites fournisseurs :

Usinage pièces mécaniques : <u>http://www.sdcmv.fr/</u> Eléments standards : <u>http://www.ecmu-csr.fr</u> Capteur de déplacement : <u>http://www.alliantech.fr</u> Capteur d'angle : <u>http://www.wimesure.fr</u> Capteur de force : <u>http://www.tme-france.com/fr</u> Matière première : <u>http://www.vignonchoquit.fr/</u> Revetement : <u>http://www.maagtechnic.ch/fr.html</u> Elements standards et visserie : <u>http://www.givedis.com/</u>

Autres sites internet :

IFSTTAR : <u>http://www.ifsttar.fr/</u> Tracepart : <u>http://www.traceparts.com/fr/</u>

Manuels :

Guide du dessinateur industriel

User Manual Hybrid III 50 th Male 78051-218X (Humanetics)

Règlement n°78/2009 du Parlement Européen et du conseil du 14 janvier 2009 (relatif à la réception par type des véhicules à moteur au regard de la protection des piétons et autres usagers vulnérables de la route)

Chapitre 4 :

Standard méthodologique dans l'utilisation des modèles numériques

Ce chapitre s'articule en 2 parties :

- La définition de standards méthodologiques pour l'extrémité céphalique

- La définition de standards méthodologiques pour le membre pelvien.

I. Définition de standards méthodologiques pour l'extrémité céphalique

Introduction

La tâche 3.2 consiste à proposer une modélisation du point d'impact tête sur capot par un modèle à paramètres localisés. Un premier travail de faisabilité en tout numérique a été conduit durant les années 1 et 2. Ce travail a consisté à simuler un test standard par éléments finis d'une fausse tête impactant un capot par éléments finis développé par Tinard *et al.* [1]. Les résultats ont montré qu'une telle modélisation était possible à l'aide de test standard.

La procédure d'évaluation de la sévérité d'un capot de voiture à l'aide de critère biomécanique, est décrite précédemment. La prochaine étape de ce travail est d'appliquer cette procédure à des tests expérimentaux sur capots réels, ce qui fait l'objet de ce rapport.

Applications à des tests expérimentaux

Tests expérimentaux

Les tests expérimentaux ont été effectués par Plastic Omnium. Ils consistent en 3 résultats de choc tête avec la tête réglementaire ISO piéton enfant de 3. 5kg sur capot hybride métal-plastique (figure 1) :

- le 1^{er} est un essai au centre du capot avec une vitesse de 35 km/h donnant un HIC très faible,
- le 2^{ème} correspond à un impact vers un bord à proximité d'une butée capot à une vitesse de 40 km/h,
- le 3^{ème} est un impact vers un bord sur un matériau de forte épaisseur.

Les deux dernières configurations donnent des HIC de plus en plus élevés.



Figure 1. Représentation de la courbe de décélération de la fausse tête impactant le capot 1 pour un HIC de 380, le capot 2 pour un HIC de 1022 et impactant le capot 3 pour un HIC 1696.

Les modèles « point capot »

Pour identifier le comportement normal et tangentiel du ressort, nous utilisons la projection de l'accélération sur les composantes normales et tangentielles multipliées par la masse de la tête de 3.5 kg. La déflexion du capot est calculée par double intégration de l'accélération. Nous obtenons ainsi des courbes de force-déplacement comme illustrées en Figure 2, 3 et 4. Le comportement normal est obtenu par projection de l'accélération sur l'axe normal, et le comportement tangentiel est obtenu par projection de l'accélération sur le plan orthogonal à l'axe du ressort.



Figure 2. Représentation de la courbe force-déplacement normale (a) et tangentielle (b) calculées à partir de l'accélération pour le capot 1.



Figure 3. Représentation de la courbe force-déplacement normale (a) et tangentielle (b) calculées à partir de l'accélération pour le capot 2.



Figure 4. Représentation de la courbe force-déplacement normale (a) et tangentielle (b) calculées à partir de l'accélération pour le capot 3.

Afin d'éviter tout problème de calcul, les courbes de force-déplacement ont été simplifiées comme illustrées dans les figure 5, 6, 7. La courbe de charge suit la courbe complète (en bleue), en revanche, la courbe de décharge est modélisée par uniquement une pente de décharge (en rouge).



Figure 5 Représentation des courbes simplifiées force-déplacement normale (a) et tangentielle (b) pour le capot 1 implémentées dans le modèle.



Figure 6 Représentation des courbes simplifiées force-déplacement normale (a) et tangentielle (b) pour le capot 2 implémentées dans le modèle.



Figure 7. Représentation des courbes simplifiées force-déplacement normale (a) et tangentielle (b) pour le capot 3 implémentées dans le modèle.

Validation des modèles

Pour la validation du modèle « point capot », les tests expérimentaux d'impact de la fausse tête piéton enfant ont été simulés en utilisant le modèle par éléments finis de la fausse tête, comme décrit dans le paragraphe précédent et illustré dans la figure 8 et le tableau 1.

Les courbes d'accélérations ont été extraites des simulations et superposées aux courbes d'accélération issues des tests expérimentaux, comme illustrées dans la figure 8. Par ailleurs, le HIC a également été calculé pour chaque test et simulation relatif et reporté dans le tableau 1.

	Expéri	mental	Simulation			
	Acc. Max [g] HIC		Acc. Max [g]	HIC		
Capot 1	100	380	97	356		
Capot 2	192	1022	183	1057		
Capot 3	212	1696	200	1696		





Figure 8 Superposition de l'accélération de la fausse tête issue du test expérimentale sur (a) capot 1, (b) capot 2 et (c) capot 3 avec celle de la simulation avec le modèle « point capot ».

Il est à noter que les enregistrements expérimentaux ne comportent pas de composante rotatoire nécessaire à la fois pour recaler l'accélération du repère local (repère mobile) dans le repère global (repère fixe), mais aussi pour déterminer le coefficient de frottement. Pour ce dernier point, nous avons fait varier le coefficient de frottement de l'interface fausse tête-plaque pour étudier son influence sur l'accélération résultant. Trois valeurs ont été retenues : 0.1 0.2 et 0.5.



Figure 9. Superposition des courbes d'accélération de la fausse tête (a) et des courbes de vitesse angulaire (b) pour différents coefficients de frottement dans le cas du capot 1.



Figure 10. Superposition des courbes d'accélération de la fausse tête (a) et des courbes de vitesse angulaire (b) pour différents coefficients de frottement dans le cas du capot 2.



Figure 11. Superposition des courbes d'accélération de la fausse tête (a) et des courbes de vitesse angulaire (b) pour différents coefficients de frottement dans le cas du capot 3.

Les figures 9, 10 et 11 représentent la superposition des accélérations linéaires de la fausse tête ainsi que la vitesse angulaire pour différentes valeurs du coefficient de frottement. On remarque que l'accélération résultante est très peu influencée par la friction. En revanche, la courbe de la vitesse angulaire varie un peu plus lors de la montée en vitesse. Les vitesses finales restent relativement proches entre 5% et 10% d'écart.

Evaluation du risque lésionnel

Dans cette étape, chaque model de « point capot » validé a été utilisé avec le modèle par éléments finis de la tête humaine (SUFEHM) afin d'évaluer le risque lésionnel encouru pour une vitesse d'impact de 11.1 m/s (40km/h). Plusieurs configurations d'inclinaison de la tête ont été envisagées et présentées dans la figure 12. Par ailleurs, comme pour les simulations avec la fausse tête piéton, nous avons fait varier le coefficient de frottement de l'interface tête-plaque.





Cas du capot 1

La figure 13figure représente les contraintes de Von Mises maximales dans le cerveau ainsi que les pressions minimales dans le liquide cérébrospinal pour les différentes configurations d'impact et pour des coefficients de frottement.

Comme il était à prévoir, les niveaux de contrainte de Von Mises dans le cerveau ainsi que la pression dans le CSF varient suivant la localisation d'impact, la configuration la plus sévère étant P0R30. On remarque également que la variation de ces contraintes est plus importante à cette configuration lorsque le coefficient de frottement change. Néanmoins, la contrainte de Von Mises reste en dessous de la limite à 50% de risque des lésions neurologique sévère.



Figure 13. Représentation des contraintes de Von Mises maximales dans le cerveau (a) ainsi que les pressions minimales dans le CSF pour le capot 1.

Le risque lésionnel neurologique sévère est inférieur à 30% et le risque d'hématome sous dural ne dépasse pas 20%. En revanche, le risque de lésion neurologique modérée peut atteindre 65%, comme le montre la figure 14figure .



Figure 14. Représentation des risques de lésion de la tête en termes neurologique ou hématome sous dural pour les quatre configurations d'impact pour le capot 1.

Cas du capot 2

Dans le cas du capot 2, les contraintes de Von Mises dépassent dans presque toutes configurations la limite à 50% de risque de lésion neurologique modérée excepté la configuration vertex qui donne des valeurs faibles, comme illustrée en figure 15. Au niveau des pressions dans le liquide cérébrospinal, les valeurs sont plus élevées que dans le cas du capot 1, mais restent en majorité en dessous de la limite à 50% de risque d'hématome sous duraux.



Figure 15 Représentation des contraintes de Von Mises maximales dans le cerveau (a) ainsi que les pressions minimales dans le CSF pour le capot 2.

La figure 16 représente le risque lésionnel pour les différentes configurations avec l'écart obtenu en faisant varier le coefficient de friction. On observe que le risque de lésions neurologiques graves et modérées dépasse 70% dans les configurations P30R0 et P0R30 (occipital et latéral) et est très proche de 50% en P-30R0 (frontal). En ce qui concerne l'hématome sous-dural, le risque reste en dessous des 50%.

Par ailleurs, l'influence du frottement est plus importante au niveau du choc frontal contrairement au cas du capot 1 ou l'influence est observée en impact latéral.



Figure 16 Représentation des risques de lésion de la tête en termes neurologique ou hématome sous dural pour les quatre configurations d'impact pour le capot 2.

Cas du capot 3

La figure 17 représente les contraintes maximales de Von Mises dans le cerveau ainsi que la pression minimale dans le CSF pour les 4 configurations et les trois niveaux de friction. Pour toutes les configurations d'impact tangentiel, les valeurs des contraintes dépassent la limite à 50% de risque de lésion neurologique sévère. En ce qui concerne les hématomes sous duraux, les valeurs des pressions sont proches de la limite à 50% et dépassent pour l'impact latéral et frontal (figure 18).



Figure 17. Représentation des contraintes de Von Mises maximales dans le cerveau (a) ainsi que les pressions minimales dans le CSF pour le capot 3.



Figure 18. Représentation des risques de lésion de la tête en termes neurologique ou hématome sous dural pour les quatre configurations d'impact pour le capot 3.

Conclusions

Dans le présent travail, il a été proposé de modéliser le point d'impact du capot par un modèle à paramètres localisés. Ce travail s'est divisé en deux parties :

- Une étude de faisabilité qui a été conduite en tout numérique, c'est-à-dire à partir de simulations par éléments finis d'impact fausse tête sur capot. Les résultats ont montré qu'une telle modélisation était possible à l'aide de test standard.
- Une application de la méthode à des tests expérimentaux sur capots réels. 3 capots ont alors été testés et modélisés en « point-capot ». Après validation de chaque modèle vis-à-vis de son capot, les résultats ont permis d'évaluer le risque lésionnel de ces capots avec la tête par éléments finis (SUFEHM) à l'aide du post processing SUFEHM IRA illustrée en figure 19 et disponible sous différentes plateformes de calculs.

La procédure d'évaluation de la sévérité d'un capot de voiture à l'aide de critère biomécanique, a ainsi montré sa faisabilité.

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 19



Figure 19 : Illustration du post processeur développé pour contrôler le calcul et calculer les risques lésionnels du SUFEHM

1. Références

[1] "Directive 2003/102/EC of the European Parliament and of the Council." Nov-2003.

[2] "EuroNCAP Pedestrian Testing Protocol." EuroNCAP, 2004.

[3] "ECE 22.05, Uniform provision concerning the approval of protective helmets and their visors for driver and passengers of motor cycles and mopeds.".

[4] J. Hutchinson, M. J. Kaiser, and H. M. Lankarani, "The Head Injury Criterion (HIC) functional," *Appl. Math. Comput.*, vol. 96, no. 1, pp. 1–16, Oct. 1998.

[5] K. Ueno and J. W. Melvin, "Finite Element Model Study of Head Impact Based on Hybrid III Head Acceleration: The Effects of Rotational and Translational Acceleration," *J. Biomech. Eng.*, vol. 117, no. 3, pp. 319–328, 1995.

[6] F. P. DiMasi, R. H. Eppinger, and F. A. Bandak, "Computational Analysis of Head Impact Response Under Car Crash Loadings," SAE International, Warrendale, PA, 952718, Nov. 1995.

[7] L. Zhang, K. H. Yang, and A. I. King, "A Proposed Injury Threshold for Mild Traumatic Brain Injury," *J. Biomech. Eng.*, vol. 126, no. 2, pp. 226–236, Apr. 2004.

[8] C. Deck, D. Baumgartner, and R. Willinger, "Influence of rotational acceleration on intracranial mechanical parameters under accidental circumstances," in *Proceeding of IRCOBI Conference*, Maastricht, The Netherlands, 2007.

[9] Newman JA, Shewchenko N, and Welbourne E, "A proposed new biomechanical head injury assessment function - the maximum power index.," *Stapp Car Crash J.*, vol. 44, p. 215, Nov. 2000.

[10] L. Zhang, K. H. Yang, R. Dwarampudi, K. Omori, T. Li, K. Chang, W. N. Hardy, T. B. Khalil, and A. I. King, "Recent advances in brain injury research: a new human head model development and validation," *Stapp Car Crash J.*, vol. 45, pp. 369–394, Nov. 2001.
[11] C. Deck, M. Neale, and R. Willinger, "APROSYS SP5.1.1.b report, Improved model based head injury criteri." 2007.

[12] V. Tinard, C. Deck, F. Meyer, N. Bourdet, and R. Willinger, "Influence of pedestrian head surrogate and boundary conditions on head injury risk prediction," *Int. J. Crashworthiness*, vol. 14, no. 3, pp. 259–268, 2009.

[13] G. Lawrence and T. R. L. Limited, Assessment of the FTSS 4.5 Kg Aluminium Headfom as a Possible Alternative for EEVC WG17. TRL Limited, 2005.

[14] H. S. Kang, R. Willinger, B. M. Diaw, and B. Chinn, "Validation of a 3D anatomic human head model and replication of head impact in motorcycle accident by finite element modeling," *SAE Trans.*, vol. 106, no. 6, pp. 3849–3858, 1997.

[15] R. Willinger, H. S. Kang, and B. Diaw, "Three-dimensional human head finiteelement model validation against two experimental impacts," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 27, no. 3, pp. 403–410, 1999.

II. Synthèse dans l'utilisation du modèle LLMS

The current guideline presents a simplified introduction for the utilization of the LLMS model and its relevant programs.

Introduction of the LLMS

The "Lower limb model for safety" (LLMS) model is a finite element model of the human lower limb based on the Radioss code (Fig. 1). It is based on a detailed description of the lower extremity anatomy derived from MRI scans collected on a subject close to a 50th percentile male. The scanning step was 1 mm in joint parts and ranged from 5 mm to 10 mm in other regions. The model was meshed with shells, bricks, or springs depending on anatomical structures. The contacts between bones, ligaments and cartilages were modelled with multipurpose contacts. Most material properties of the model were derived from the literature. Details to support modeling choices were presented in the previous studies (Mo et al., 2012a;Arnoux et al., 2005;Beillas et al., 2001). It consists of describing compact and spongy bone materials with an elastoplastic material, representing knee and patellar ligaments by a generalized viscoelastic material and defining cartilage and meniscus properties using an elastic material law. The model has been validated at three levels: isolated tissues, sub segments and the entire lower extremity, such as ligament properties under tensile loading, the knee joint response under valgus bending, tibia properties under quasi-static and dynamic bending, and the evaluation of kinematic response of the entire lower extremity (Mo et al., 2012a;Arnoux et al., 2005;Beillas et al., 2001;Mo et al., 2012b;Bose et al., 2007;Mo et al., 2012c). To consider the entire human body mass and inertial effects during the simulation, we usually connect it with a 50% Hybrid-III dummy model at the hip joint with a spring (Fig. 2).



Fig. 1 Overview of "Lower Limb Model for Safety": the medial and lateral patellar wing (MPW and LPW), the medial and lateral meniscus patellar ligaments (MMP and LMP)



Fig. 2 Human body model with the LLMS

Key measurements in the simulation

- 1) Tibia bending moments and knee ligament strains were recorded to indicate the injury risk of the corresponding structures. Tibia bending moments of different regions were measured from sections defined at approximately each layer of tibial elements along the tibial axial direction. Knee ligament strains were measured from the deformation of springs along ligament fiber axes.
- 2) Global lower extremity kinematics was recorded by several nodes along tibial and femoral axes. In particular, knee joint kinematics (Lateral bending, Lateral shearing, torsion- internal-external rotation) are extracted by the relative angle of vectors or relative displacement of points in the lateral direction, respectively (Fig. 3). For the pedestrian research, we focused on lateral bending and shearing.

Fig. 3 Six knee motions (WeissGardiner, 2001)

How to use it?

We have developed two methods to extract results from the simulation:

- 1) Hyperdss+Matlab (in the folder "Hyperdss+Matlab");
- 2) Hyperstudy+Hypermath.

The second one is based on the first method by involving the new development of the Hyperworks 11- Hypermath programs. Here, we take this method as an example to introduce how we record data by the LLMS model during the simulation.

Programs for extracting data

1) Open the hyperstudy file "ASP-SFC", and register the functions of the folder "FuctionPerso"(Fig.4) by choosing "File"-"Set Preference File...". When you cannot properly register the function, please check the directory set in the register file "HML_prefs". Note: Hyperstudy is not very stable; sometimes it could unpredictably change your procedure. Never use "Save as", never save when you are not sure.



- rig, + Open und register the functions
- 2) Load the "tpl" file. The "LLMSV3_00.rad" is the model file. The other two options are engine files, which includes the variables for controlling the time step and run time. You do not need to load these two engine files if it is not necessary.

🌠 ASP-SFC - HyperStudy v11.0-1	01			
<u>File View T</u> ools <u>U</u> tilities <u>H</u> elp				
Current Study : APS Car Ana				
🕞 🙍 Study setup	Models:			
- 🗹 Create studies			-	- Template file
Create models	Label	Varname	Туре	
🗕 🚽 🗹 Create design variables	LLMSV3_00.rad	<u>m 1</u> 2	Template	/home/fuhaomo/DOEComp/LLMSV33.tpl
🗕 🚽 🗹 Do nominal run	L LLMSV3_01.rad	m_2	Template	
🗕 🚽 🗹 Create responses	LLMSV3_02.rad	m_3	Template	
🗕 🚽 🗹 Link design variables				
🔄 🗹 Sensitivity				
Ė- ^Σ <u>Ω̃</u> DOE study				
🗕 🗹 Create DOE study				
Controlled variables				
- 🖾 Controlled interactions				
- 🖾 Controlled allocations				
- 🔲 Uncontrolled variables				
- 🔲 Uncontrolled interactions				
- 🔲 Uncontrolled allocations				
- 🛄 Select responses				
- 🛄 Write/Execute runs				
— 🛄 Extract responses				
Post processing				
🖹 🖶 📚 Approximation				
Create approximation				
- Input matrix				
Validation matrix				
Build approximation				

Fig. 5 Load the "tpl" file

3) In design variables, you can find translation, rotation and scaling model. When you chose scaling the model, you should click on all "Mass_" options. In this project, we focus on three options shown in the Fig. 6. Note: Other options (Scale Model, Rotation_Angle) should be checked and improved in the future. You can delete or modify "Car_Type" variable when you want to include other model in the simulation.

🔏 ASP-SFC - HyperStudy v11.0-101										
<u>File View Tools Utilities H</u> elp										
Current Study : APS Car Ana										
P 4 Study setup Design variables										
- Create studies	On	Label	Varname	Model Parameter	Model Type					
Create design variables		Run Time	m 2 Run Time	m 2.Run Time 🔻	Template					
- I Do nominal run	Π	Time Step	m 2 Time Step	m 2.Time Step	Template					
- S Link design variables		Car_Type	m_1_Car_Type	m_1.Car_Type	Template					
⊑Σī DOF studu		Position_Trans_X	m_1_Position_Trans_X	m_1.Position_Trans_	Template					
Create DOE study		Position_Trans_Y	m_1_Position_Trans_Y	m_1.Position_Trans_	Template					
Controlled variables		Position_Trans_Z	m_1_Position_Trans_Z	m_1.Position_Trans_Z	Template					
Controlled interactions		Velocity	m_1_Velocity	m_1.Velocity	Template					
Uncontrolled variables	M	Rotation_Angle	m_1_Rotation_Angle	m_1.Rotation_Angle	Template					
Uncontrolled allocations		Scal_Model	m_1_Scal_Model	m_1.Scal_Model	Template					
Select responses		Mass_Pelvis_rb	m_1_Mass_Pelvis_rb	m_1.Mass_Pelvis_rb 🔻	Template					
Extract responses		Mass_Lumber_spine_rb	m_1_Mass_Lumber_spi	m_1.Mass_Lumber_s 🔻	Template					
Post processing		Mass_Upper_torso_rb	m_1_Mass_Upper_torso	m_1.Mass_Upper_tors-	Template					
E- ♥ Approximation		Mass_Neck_rb	m_1_Mass_Neck_rb	m_1.Mass_Neck_rb	Template					
- Input matrix		Mass_Head_rb	m_1_Mass_Head_rb	m_1.Mass_Head_rb 🔽	Template					
Validation matrix Build approvimation		Mass_Upper_arm_rb	m_1_Mass_Upper_arm_	m_1.Mass_Upper_ar 🔽	Template					
		Mass Lower arm rh	m 1 Mass Lower arm	m 1 Mass Lower ar 星	Template					
Fig. 6 Design variables										

4) In the responses, there are all outputs of the model: Failure time of knee ligaments, joint kinematics, tibia acceleration, tibia moments, etc. Here, 24% for cruciate ligaments and 28% for collateral ligaments were used as thresholds to evaluate ligament failure risks. Note: The tolerance of 1% is accepted. Sometimes the ligament strain can increase sharply more than 1% by only 0.1 ms. In some cases, the ACL or PCL strain reaches about 23.5% early, and keeps stable around this level. After long times, it exceeds 24%. We would tend to consider the time corresponding to 23.5% as the failure time. Because the 24% is the largest failure threshold considering the experimental results. In the other hand, the springs for measuring the ligament strain

are set in the middle of the ligament bundles. The strain of one side of the ligament bundle will surely exceed the strain of the middle part due to the ligament bend. Therefore, approximately 22% is recommended as the failure threshold for cruciate ligaments in the future. However, this influence could be not so large regarding the ligament length (around 40mm).



5) Link design variables link the Run_Time and Time_Step with impact velocities. This option also link the mass scaling.

🔬 ASF	P-SFC-Final - HyperStudy v1	1.0-101		
<u>F</u> ile ⊻i	iew <u>T</u> ools <u>U</u> tilities <u>H</u> elp			
	la 🧧			
Current	t Study : APS_Car_Ana⊠ Study setup I≪ Create studies	Design Variables:		
	Create models	Label	Varname	Expression:
		Run_Time	m_2_Run_Time	cint/11.11*40/m 1 Velocity)+5
		Time_Step	m_2_Time_Step	
		Car_Type	m_1_Car_Type	
1''	V Link design variables	Position_Trans_X	m_1_Position_1rans_X	
1 L	Sensitivitu	Position Trans Z	m_1_Position_Trans_7	
$\downarrow_{-\Sigma_{\widehat{\Lambda}}}$	DOE study	Velocity	m 1 Velocity	
ITE	Create DOE study	Rotation_Angle	m_1_Rotation_Angle	
	Controlled variables	Scal_Model	m_1_Scal_Model	
	Controlled interactions	Mass_Pelvis_rb	m_1_Mass_Pelvis_rb	L valuate expression
	Controlled allocations	Mass_Lumber_spine_rb	m_1_Mass_Lumber_spine_rb	
	C Uncontrolled variables	Mass_Opper_torso_rb	m_1_Mass_Opper_torso_rb	
	G Uncontrolled interactions	Mass_Neck_ID	m_1_Mass_Neek_ID	
		Mass Upper arm rb	m 1 Mass Upper arm rb	
	Select responses	Mass_Lower_arm_rb	m_1_Mass_Lower_arm_rb	
	Write/Execute runs	Mass_Foot_rb	m_1_Mass_Foot_rb	
	X Extract responses	Mass_Sternum_rb	m_1_Mass_Sternum_rb	
11 L	Post processing	Mass_Up_leg_knee_rb	m_1_Mass_Up_leg_knee_rb	
l ⊨ ⊗	Approximation	Mass_Op_leg_remur_rb	m_1_Mass_Op_leg_remur_rb	
ΠŤ	Create approximation	Mass Lower leg m rb	m 1 Mass Lower leg m rb	
	Input matrix	Mass Lower leg I rb	m 1 Mass Lower leg I rb	
	Validation matrix	Run_Time	m_3_Run_Time	
	Build approximation	Time_Step	m_3_Time_Step	
-		E. 0 L		

- Fig. 8 Link design variables
- 6) Then, following the next step to DOE study. Here, you can set values in "Controlled variables" as you want. After this, you can write the LLMSV3 model file in the doe study. Copy "Section.txt", "TH.txt", "Car*.txt" files to the same folder. Run simulations. After the simulation, you can extract the result file.

What type of results you can extract?

First, there is one summary table in "HTML" format. There are many options: ligament failure strains, tibia accelerations, bending and shearing at ligament failures, etc. You can simplify the output in the "Controlled variables", by choosing the options you care. In the ASP project, we focused on the "Time_Failure_*(MCL, PCL, ACL, LCL)", "Shearing_Valgus_X" and "Bending-2_Lateral-Flexion", "MaxMoment" (This value should be checked by the animation, curves, or joint kinematics for determining it is the maximum value during the impact not the limited calculation time). Approach: Doe_1 (doe_1)

	StepMajor	StepMinor	Run_Time	Position_Trans_Y	Position_Trans_Z	Velocity	Run_Time	Falilure_MCL	Failure_LCL	Failure_PCL	Failure_ACL	Bending- 1_r1r2x
Row_0001	001	001	80.000000	-244.00000	-60.000000	5.5600000	80.000000	0.2800727	0.0739683	0.2198469	0.2198469	-61.108561
Row_0002	002	001	53.000000	-244.00000	-60.000000	8.3300000	53.000000	0.2785278	0.0911827	0.2405491	0.2405491	-29.327452
Row_0003	003	001	40.000000	-244.00000	-60.000000	11.110000	40.000000	0.2767342	0.1202649	0.2411665	0.2411665	-24.414627
Row_0004	004	001	32.000000	-244.00000	-60.000000	13.890000	32.000000	0.2818437	0.1389796	0.2401291	0.2401291	-15.345141
Row_0005	005	001	80.000000	-244.00000	0.000000	5.5600000	80.000000	0.2800478	0.0562871	0.2399467	0.2399467	-33.342013
Row_0006	006	001	53.000000	-244.00000	0.000000	8.3300000	53.000000	0.2797569	0.0990860	0.2401158	0.2401158	-13.553171
Row_0007	007	001	40.000000	-244.00000	0.000000	11.110000	40.000000	0.2804866	0.1014924	0.2384259	0.2384259	-12.333967
Row_0008	008	001	32.000000	-244.00000	0.000000	13.890000	32.000000	0.2787161	0.1099061	0.2390862	0.2390862	-11.174327
Row_0009	009	001	80.000000	-244.00000	50.000000	5.5600000	80.000000	0.2797016	0.0797192	0.2401029	0.2401029	-28.665381
Row_0010	010	001	53.000000	-244.00000	50.000000	8.3300000	53.000000	0.2795184	0.1222815	0.2401667	0.2401667	32.075063
Row_0011	011	001	40.000000	-244.00000	50.000000	11.110000	40.000000	0.2795266	0.1147366	0.2401993	0.2401993	-29.410583
Row_0012	012	001	32.000000	-244.00000	50.000000	13.890000	32.000000	0.2839071	0.0592305	0.2410859	0.2410859	-26.968317
Row_0013	013	001	80.000000	0.000000	-60.000000	5.5600000	80.000000	0.2817154	0.0539340	0.2401336	0.2401336	-35.937089
Row_0014	014	001	53.000000	0.000000	-60.000000	8.3300000	53.000000	0.2820396	0.0854796	0.2403272	0.2403272	-29.265322

Fig. 9 Summary table for the outputs

Second, you can get 3 txt files of "100.txt", "200.txt", "300.txt". Using the excel to deal with these files, you can get figures as follows. At each instance, the maximum moment of the entire tibia was calculated by comparing moments recorded at different regions. Then its time history can be obtained to find the maximum bending moment during the impact simulation (Fig. 10a). This corresponds to "100.txt". Corresponding to the time of the maximum bending moment during the impact, the bending moment diagram was acquired to determine various moment values of different tibial regions (Fig. 10b). It corresponds to "200.txt". The "300.txt" file records the lower extremity kinematics every 5ms till the end of the simulation (Fig. 11). You can change the interval by modify the Hyermath function. You can note that the upper tibia rebound around 30ms.





(a) Maximum bending moments to time history

(b) Bending moments of different positions



Fig. 10 Example of the tibia bending moment curves (MPV)

Fig. 11 The lower extremity kinematics during the simulation (MPV:0ms-40ms)

References

- 1. Mo F, Masson C, Cesari D, Arnoux PJ. Coupling lateral bending and shearing mechanisms to define knee injury criteria for pedestrian safety. *Traffic Inj. Prev.* 2012a;DOI:10.1080/15389588.2012.721146.
- 2. Arnoux PJ, Cesari D, Behr M, Thollon L, Brunet C. Pedestrian lower limb injury criteria evaluation: a finite element approach. *Traffic Inj. Prev.* 2005 2005;6(3):288-297.
- **3.** Beillas P, Begeman PC, Yang KH, et al. Lower Limb: Advanced FE Model and New Experimental Data. *Stapp Car Crash Journal*. 2001;45(November 2001):469-494.
- **4.** Mo F, Arnoux PJ, Jure JJ, Masson C. Injury tolerance of tibia for the car–pedestrian impact. *Accident Analysis & Prevention*. 2012b;46(0):18-25.
- **5.** Bose D, Arnoux PJ, Cardot J, Brunet C. Evaluation of knee injury threshold in pedestrian-car crash loading using numerical approach. *Int. J. Crashworthiness.* 2007;12(4):381-399.
- 6. Mo F, Arnoux PJ, Cesari D, Masson C. The failure modelling of knee ligaments in the finite element model. *Int. J. Crashworthiness.* 2012/12/01 2012c;17(6):630-636.
- 7. Weiss JA, Gardiner JC. Computational modeling of ligament mechanics. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 2001;29(3):303-371.