



HAL
open science

Méthodes d'évaluation de la protection des jambes de piétons lors de chocs avec l'avant d'une voiture

François Bermond, Robert Bouquet, Yves Caire, Michelle Ramet

► To cite this version:

François Bermond, Robert Bouquet, Yves Caire, Michelle Ramet. Méthodes d'évaluation de la protection des jambes de piétons lors de chocs avec l'avant d'une voiture. 35èmes Assises nationales de médecine du trafic ; 3e entretiens de la prévention routière, Oct 1994, PARIS, France. pp. 21-30. hal-02461553

HAL Id: hal-02461553

<https://hal.science/hal-02461553v1>

Submitted on 30 Jan 2020

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

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



LBSU

*Laboratoire de Biomécanique
et de Sécurité des Usagers*

*Laboratory of Biomechanics
and Users' Safety*

35èmes Assises Nationales de Médecine du Trafic
21-22 Octobre 1994

**METHODES D'EVALUATION DE LA PROTECTION DES JAMBES DE PIETONS
LORS DE CHOCS AVEC L'AVANT D'UNE VOITURE**

François BERMOND, Robert BOUQUET, Yves CAIRE, Michelle RAMET

Laboratoire de Biomécanique et de Sécurité des Usagers

RESUME

Dans le cadre de la recherche sur l'amélioration de la protection des piétons traversant les chaussées et heurtés par des automobiles, les statistiques d'accidents conduisent aux remarques suivantes :

- des lésions graves apparaissent chez le piéton heurté dès que la vitesse du véhicule impliqué atteint 30 km/h.
- les segments corporels les plus fréquemment atteints sont les jambes (dans la première phase du choc), la tête (lors du basculement sur le véhicule), et toute autre partie avec un moindre degré de gravité lors de la chute brutale sur la chaussée.

Suite à ce bilan, il fut décidé de sérier les problèmes et l'étude du membre inférieur fait l'objet de cet article. Lors du choc de ce membre avec les parties avant des véhicules, de nombreuses blessures sont occasionnées. Il s'agit principalement :

- de fractures franches ou complexes des os principaux (fémur, tibia, péroné)
 - d'étirements, contusions, déchirements ou arrachements des tissus musculaires ou ligamentaires hors articulations.
 - de dégâts importants dans les articulations de la cheville, de la hanche et surtout du genou (parce qu'il se trouve très souvent à la hauteur du pare-chocs), tels que fissures osseuses, fractures, entorses ou arrachements ligamentaires, éclatement des poches synoviales, etc...
- Les lésions atteignant le genou sont particulièrement problématiques et les séquelles très invalidantes puisqu'elles altèrent souvent de façon irréversible les capacités locomotrices de la victime.

C'est ainsi que depuis le début des années 1990 nous avons développé :

- une jambe mécanique possédant une articulation du genou respectant le comportement global et la raideur sous une sollicitation de charge latérale intégrant des moyens de mesure capables de transmettre pendant toute la durée du choc, la variation des paramètres cinématiques.
- un moyen de propulsion permettant de reconstituer le choc de cette jambe sur l'avant de véhicules.
- un modèle numérique en trois dimensions d'une jambe humaine, réduite aux deux os, fémur et tibia, et des principaux ligaments de l'articulation du genou (les ligaments croisés, postérieur et antérieur, et les latéraux, interne et externe).

ACCIDENTOLOGIE

Les plus importantes données pour le développement et l'évaluation des protections contre les accidents sont issues des accidents réels. En utilisant la technologie moderne, la possibilité est offerte de collecter des données de grande qualité sur les accidents. Trois aspects sont importants :

- l'estimation de la sévérité de l'accident,
- l'estimation de la relation blessures / sévérité de l'accident,
- l'estimation d'une mesure de protection dans un véhicule.

ETUDES STATISTIQUES DES ACCIDENTS

Les études se concentrent sur les aspects suivants : âge de la victime, vitesse du véhicule, type de véhicule, localisation des blessures.

De nombreuses enquêtes (Haddak et al, 1994) ont montré que les piétons représentaient une catégorie d'accidentés de la route non négligeable (Tableau 1).

Usagers de la route	Pourcentage d'accidents (%)
Piétons	7.6
Bicyclettes	3.8
Cyclomoteurs	11.1
Motocyclettes	7.4
Voitures	66.0
Bus	2.7s
Camions	1.4

Tableau 1 : Répartition des blessés par type d'utilisateur (Haddak, 1994).

Les piétons sont des usagers de la route non protégés. Ils représentent une grande partie des victimes d'accidents de la route : en 1986, plus de 18 000 piétons ont été tués dans les accidents du trafic dans la communauté Européenne, les USA et le Japon (Vallée et al, 1989).

Les enfants (moins de 18 ans) et les personnes âgées (plus de 60 ans) sont les plus exposés aux accidents de la route (Tableau 2).

Tranche d'âge	Pourcentage d'accidents
< 24 ans	36 %
24 - 54 ans	28 %
> 54 ans	36 %

*Tableau 2 : Distribution des piétons accidentés (Haddak, 1994),
Statistiques faites sur la ville de Nîmes en 1993.*

Les accidents ont souvent lieu en ville et se passent à faible vitesse. 90 % des accidents surviennent alors que le véhicule roule à moins de 45 Km/h (Costanzo, 1985).

ANALYSE DES BLESSURES

Dans les cas les plus fréquents de collision de piétons avec l'avant de véhicule, le membre inférieur est d'abord heurté par le pare-choc. Ensuite, le piéton bascule sur le capot qu'il vient cogner avec sa tête et finalement il tombe sur le sol (Tableau 3).

Région du corps	Pourcentage des blessures
Tête	16.1
Face	13.9
Cou/colonne vertébrale	2.9
Thorax	5.1
Abdomen	2.2
Membre supérieur	14.6
Membre inférieur	41.6
Autres	3.6

Tableau 3 : Distribution des lésions (*Haddak, 1994*),
Statistiques faites sur la ville de Nîmes en 1993.

Les parties du corps les plus sévèrement blessées sont la tête et les membres inférieurs. Les lésions du membre inférieur ne sont pas mortelles mais sont considérées comme sévères à cause du risque d'invalidité permanente qu'elles peuvent provoquer.

JAMBE MECANIQUE

Plusieurs Instituts de Recherche Européens ont développé, dans un programme sponsorisé par la Communauté Européenne, un ensemble de tests susceptibles d'évaluer la protection offerte par un véhicule à un piéton lors d'un choc par rapport au pare choc, au rebord du capot, et au haut de capot. Dans ce programme, l'INRETS s'est occupé entre autres des blessures du genou. Les objectifs de recherche étaient les suivants :

- Développer une jambe mécanique possédant un genou biofidèle,
- Développer un moyen de propulsion permettant de reconstituer le choc de la jambe sur l'avant des voitures testées,
- Développer des techniques, méthodes et moyens permettant l'acquisition, le traitement et l'interprétation des paramètres.

Le but de ce projet (CESARI et al, 1994) est de réaliser un outil de mesure, servant à estimer l'agressivité des différents pare-chocs, et d'influencer ainsi la sévérité et la fréquence des accidents piétons/véhicules en modifiant l'avant des voitures. Les résultats des analyses d'accidents et des recherches en biomécanique ont montré que :

- la simulation de la jambe sera celle d'un adulte, le 50ème percentile,
- la relation angle / force doit être biofidèle,
- les mesures de déformation en flexion et en cisaillement se font au niveau du genou,
- la position des centres de gravités doit correspondre au niveau de la réalité,
- la déformation de la jambe ne doit être imposée que par les éléments du véhicule produisant les efforts d'impact,
- l'effort tranchant dans l'articulation et le moment fléchissant doivent être mesurés ou calculés à partir des données recueillies pendant le choc.

Le modèle mécanique (figure 1) se compose de :

- une cuisse simplifiée constituée d'une structure rigide en acier et de forme cylindrique,
- une jambe simplifiée constituée d'une structure rigide en Duralumin, et de forme cylindrique,
- deux éprouvettes déformables en acier XC 18 représentant les ligaments du genou,
- la jambe est entourée de mousse de polyuréthane représentant la chair,
- une peau fine en néoprène d'épaisseur 6 mm.

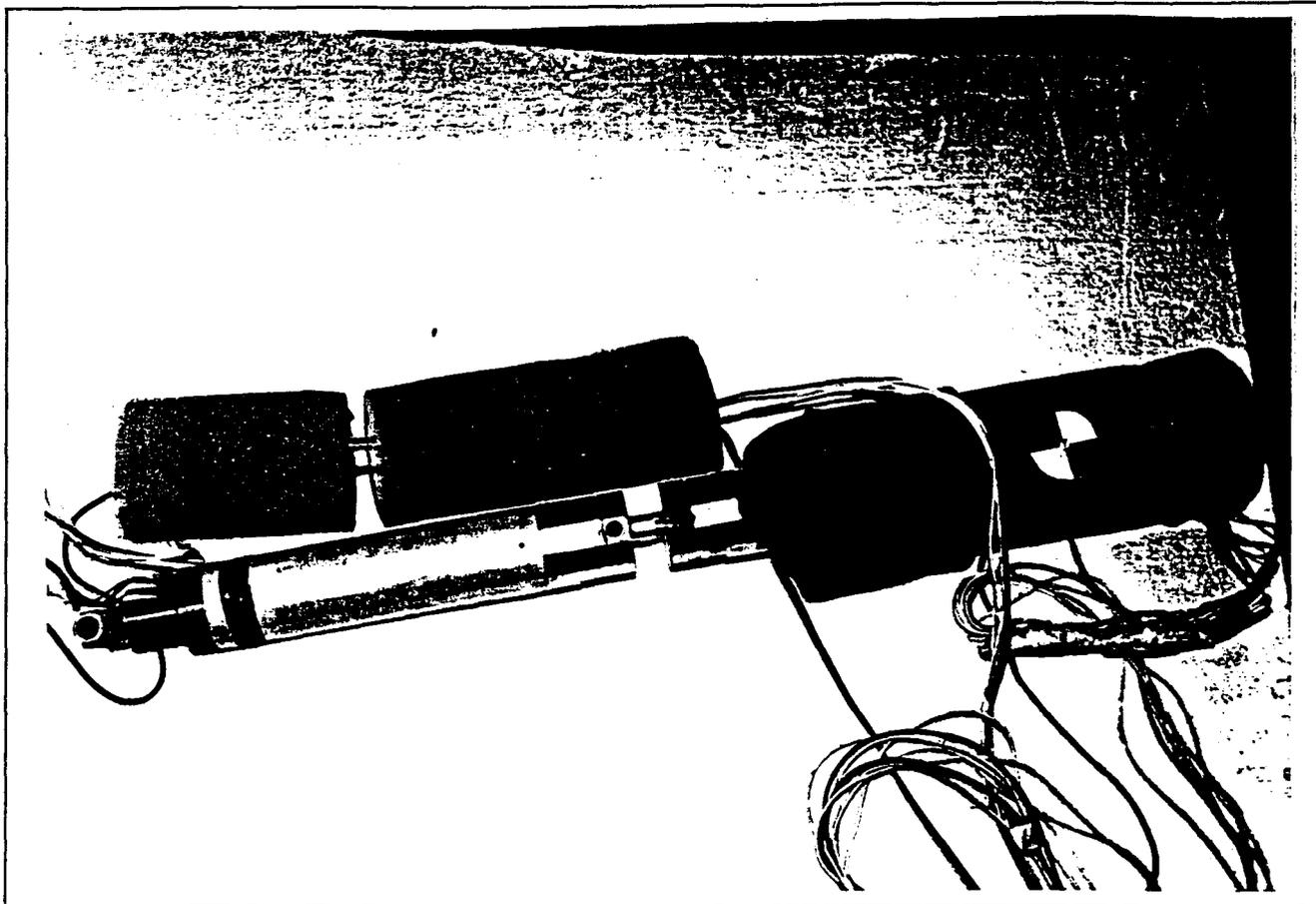


Figure 1 : Jambe Mécanique Instrumentée.

De façon classique des capteurs d'accélération sont implantés dans la partie supérieure du genou et dans sa partie inférieure. Ces informations rendent compte des valeurs et des gradients d'accélération et permettent par intégrations successives le calcul des vitesses et des déplacements respectifs. La jambe est aussi équipée d'un capteur d'angle analogique résistif. Ce capteur permet de mesurer les angles fémur / genou et genou / tibia. La somme de ces deux angles donne l'angle entre la cuisse et le bas de la jambe.

La réalisation des essais dynamiques utilise une plate-forme spécifique assurant :

- le maintien de la jambe mécanique dans une position verticale à une hauteur adéquate avant et pendant la course de mise en vitesse,
- la mise en vitesse de la jambe,
- la largage de la jambe.

Le banc d'essai se compose (figure 2) de :

- une base motrice constituée d'une masse relevable qui tracte le chariot portant la jambe par effet d'attraction gravitationnelle,
- un chariot guidé sur un rail rectiligne qui portera la jambe,
- un système de câble et de renvois à poulie avec mouflage qui transmet la force de traction de la masse motrice vers le chariot,
- un amortisseur qui produit l'arrêt progressif du chariot et dans des conditions de décélérations acceptables.

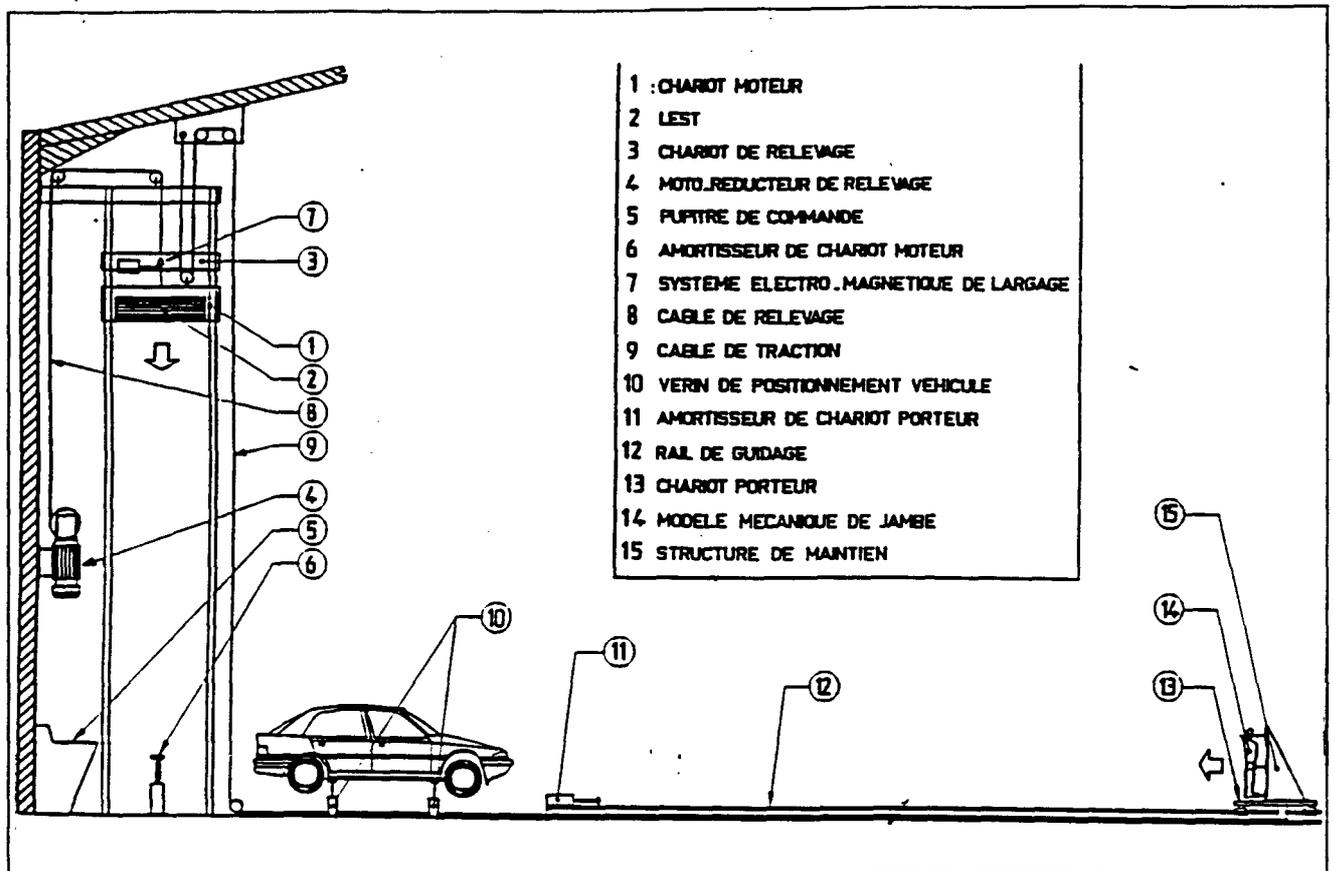


Figure 2 : Banc d'essais dynamiques.

Ce dispositif a été calculé pour que la jambe puisse percuter l'avant de la voiture à une vitesse pouvant atteindre 40 km/h.

MODELE MATHEMATIQUE DE LA JAMBE HUMAINE

Parallèlement à l'expérimentation avec la jambe mécanique un modèle numérique de la jambe humaine en trois dimensions a été développé. Le logiciel utilisé est PAM CRASH développé et distribué par ESI (Engineering Systems International, Rungis, France). Il est basé sur le principe de la méthode de calcul des éléments finis.

Face à la complexité de l'étude certaines hypothèses ont été faites et le modèle mathématique est décrit uniquement par :

- l'os cortical du tibia et du fémur,
- l'articulation du genou avec les ligaments, croisés antérieur et postérieur et les collatéraux interne et externe.

La géométrie des os dans l'espace est obtenue par reconstruction à partir d'image scanner et par utilisation d'une machine ultrasonique de saisie de coordonnées de points dans l'espace.

Le fémur est discrétisé par environ 600 noeuds avec 650 éléments et le tibia par 550 noeuds avec 550 éléments. Les ligaments sont décrits par des éléments 1D avec un comportement non linéaire.

La figure 3 présente le modèle de la jambe humaine en vue de face, de côté et de derrière.

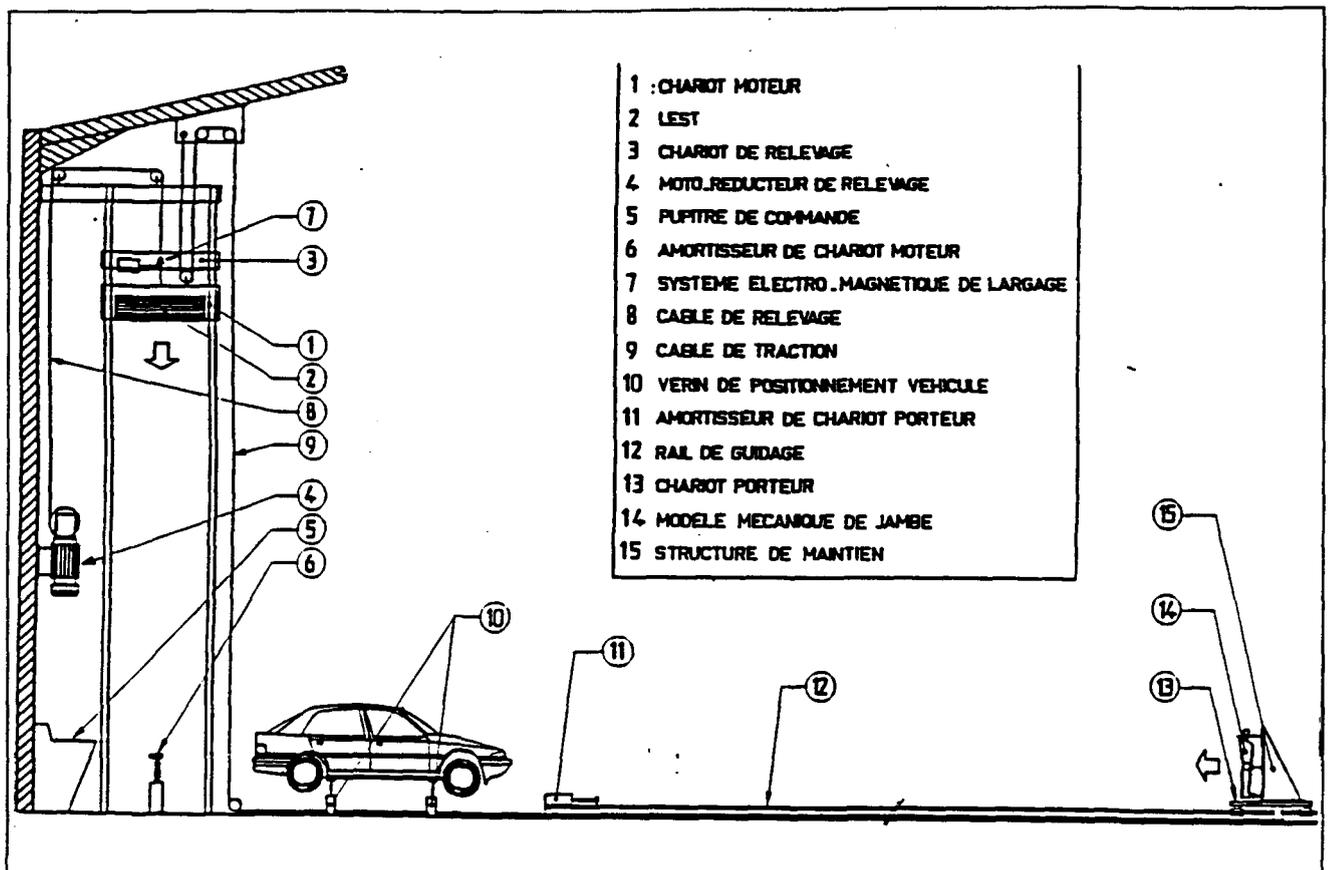


Figure 2 : Banc d'essais dynamiques.

Ce dispositif a été calculé pour que la jambe puisse percuter l'avant de la voiture à une vitesse pouvant atteindre 40 km/h.

MODELE MATHEMATIQUE DE LA JAMBE HUMAINE

Parallèlement à l'expérimentation avec la jambe mécanique un modèle numérique de la jambe humaine en trois dimensions a été développé. Le logiciel utilisé est PAM CRASH développé et distribué par ESI (Engineering Systems International, Rungis, France). Il est basé sur le principe de la méthode de calcul des éléments finis.

Face à la complexité de l'étude certaines hypothèses ont été faites et le modèle mathématique est décrit uniquement par :

- l'os cortical du tibia et du fémur,
- l'articulation du genou avec les ligaments, croisés antérieur et postérieur et les collatéraux interne et externe.

La géométrie des os dans l'espace est obtenue par reconstruction à partir d'image scanner et par utilisation d'une machine ultrasonique de saisie de coordonnées de points dans l'espace.

Le fémur est discrétisé par environ 600 noeuds avec 650 éléments et le tibia par 550 noeuds avec 550 éléments. Les ligaments sont décrits par des éléments 1D avec un comportement non linéaire.

La figure 3 présente le modèle de la jambe humaine en vue de face, de côté et de derrière.

Ligament	Latéral Externe	Latéral Interne	Croisé Antérieur	Croisé Postérieur
Module élastique : N/m^2	$15 \cdot 10^6$	$15 \cdot 10^6$	$30 \cdot 10^6$	$35 \cdot 10^6$
Limite déformation : N/m^2	$400 \cdot 10^6$	$200 \cdot 10^6$	$200 \cdot 10^6$	$100 \cdot 10^6$
force à la rupture : N	3000	3000	6000	6000
Allong à la rupture : %	30	40	60	60
Densité : kg/m^3	1000	1000	1000	1000
Coefficient de Poisson's	0.3	0.3	0.3	0.3

Table 5 : Propriétés mécaniques des principaux ligaments.

Impacteur

La forme de l'impacteur est demi-cylindrique pour représenter un aspect de pare-choc d'avant de véhicule. Sa géométrie est décrite par des éléments de coque.

Validation

La modèle mathématique de la jambe humaine a été validé par comparaison des résultats obtenus par la simulation numérique et expérimentalement. Ces travaux expérimentaux ont été menés au Laboratoire de Biomécanique Appliqué (Laboratoire de l'Université Aix/Marseille II associé à l'INRETS).

Dix-neuf jambes cadavériques ont été impactées en sollicitation de cisaillement (Kajzer et al, 1990) à des vitesses de 15 km/h ou de 20 km/h (Figure 4).

Dix-sept jambes cadavériques ont été impactées en sollicitation de flexion (Kajzer et al, 1993) à des vitesses de 16 km/h ou de 20 km/h (Figure 5).

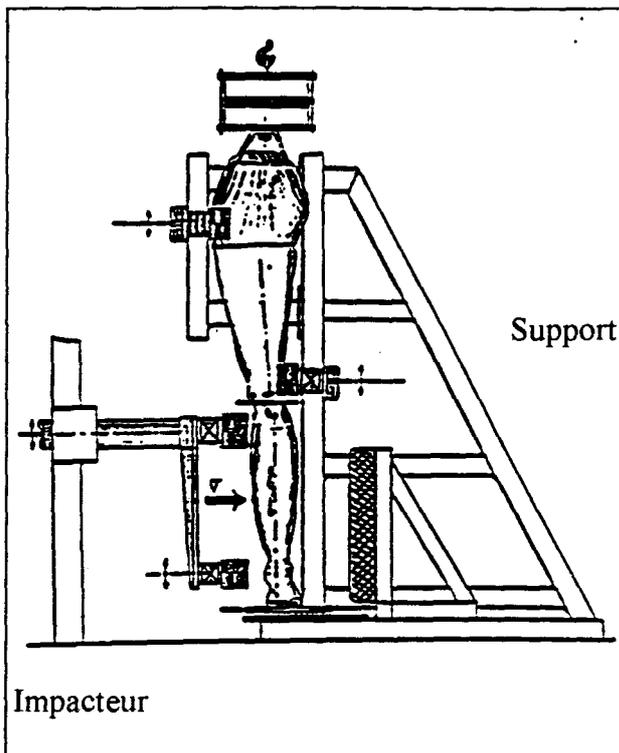


Figure 4 : Jambe impactée latéralement, Effet du cisaillement.

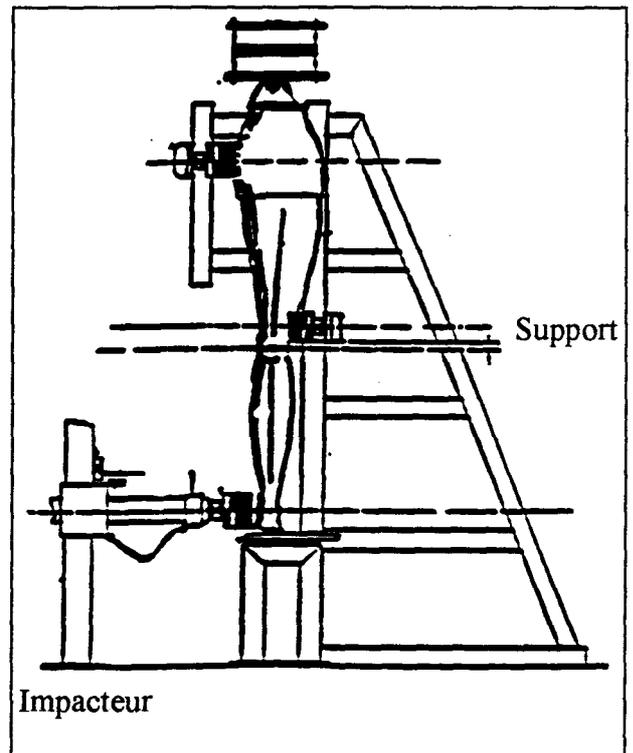


Figure 5 : Jambe impactée latéralement, Effet de flexion.

Ligament	Latéral Externe	Latéral Interne	Croisé Antérieur	Croisé Postérieur
Module élastique : N/m^2	$15 \cdot 10^6$	$15 \cdot 10^6$	$30 \cdot 10^6$	$35 \cdot 10^6$
Limite déformation : N/m^2	$400 \cdot 10^6$	$200 \cdot 10^6$	$200 \cdot 10^6$	$100 \cdot 10^6$
force à la rupture : N	3000	3000	6000	6000
Allong. à la rupture : %	30	40	60	60
Densité : kg/m^3	1000	1000	1000	1000
Coefficient de Poisson's	0.3	0.3	0.3	0.3

Table 5 : Propriétés mécaniques des principaux ligaments.

Impacteur

La forme de l'impacteur est demi-cylindrique pour représenter un aspect de pare-choc d'avant de véhicule. Sa géométrie est décrite par des éléments de coque.

Validation

La modèle mathématique de la jambe humaine a été validé par comparaison des résultats obtenus par la simulation numérique et expérimentalement. Ces travaux expérimentaux ont été menés au Laboratoire de Biomécanique Appliqué (Laboratoire de l'Université Aix/Marseille II associé à l'INRETS).

Dix-neuf jambes cadavériques ont été impactées en sollicitation de cisaillement (Kajzer et al, 1990) à des vitesses de 15 km/h ou de 20 km/h (Figure 4).

Dix-sept jambes cadavériques ont été impactées en sollicitation de flexion (Kajzer et al ,1993) à des vitesses de 16 km/h ou de 20 km/h (Figure 5).

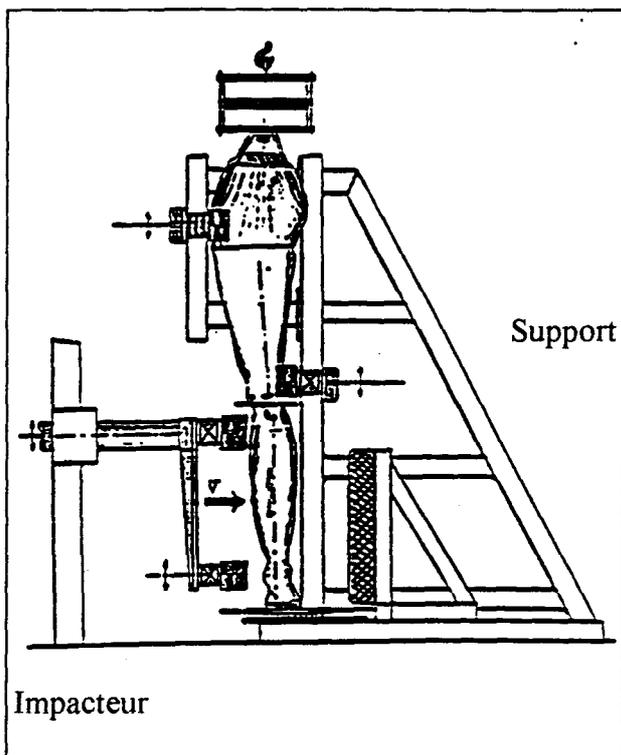


Figure 4 : Jambe impactée latéralement, Effet du cisaillement.

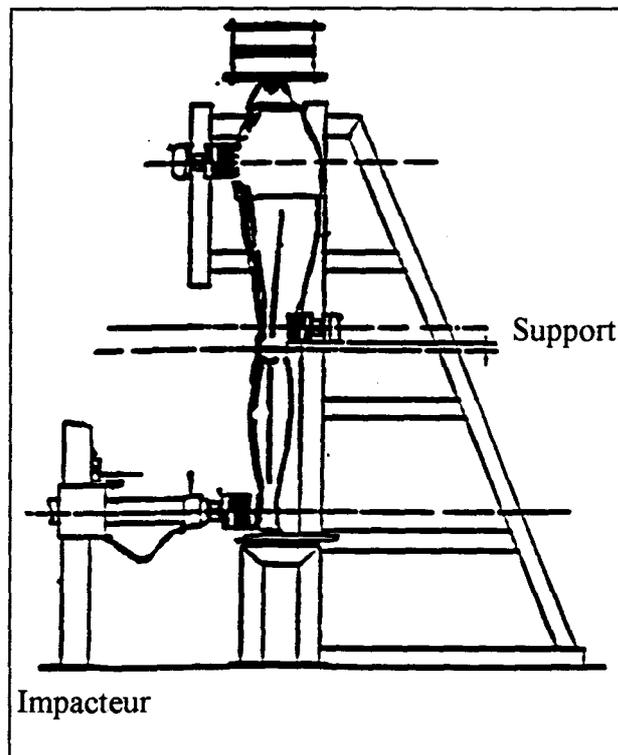


Figure 5 : Jambe impactée latéralement, Effet de flexion.

Durant les essais deux caméras rapides à 1000 images par seconde ont filmé six mires fixées sur les jambes. Des capteurs de forces étaient fixés à différents endroits du dispositif.

Résultats de la simulation numérique

La partie supérieure du tibia a été impactée à une vitesse de 2,33 m/s (8.388 Km/h). Sur la figure 6 la position initiale de la jambe et de l'impacteur est représentée, ainsi que la cinématique du choc à 0.0050s, 0.0055s, 0.0060s, 0.0065s.

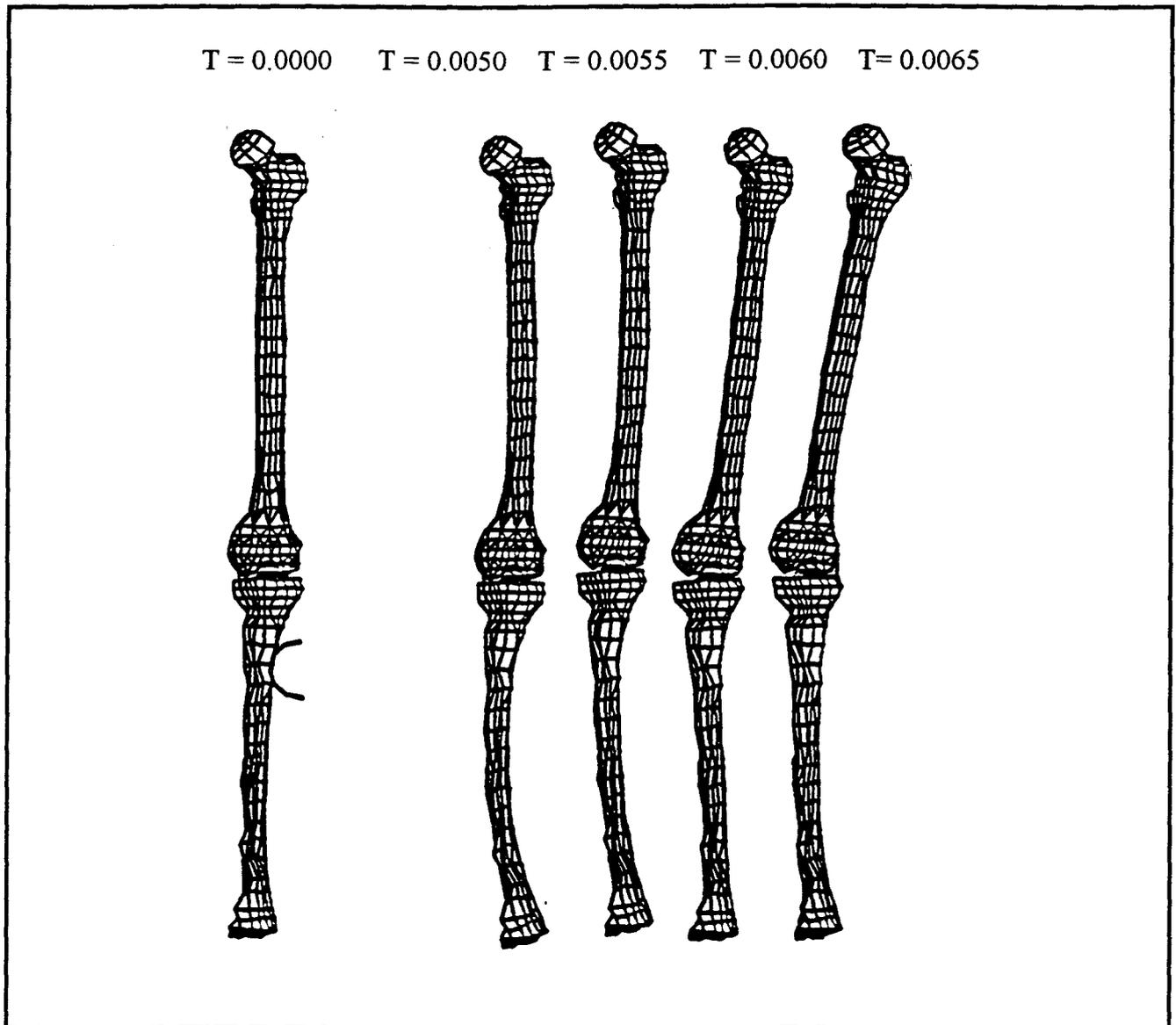


Figure 6 : Cinématique d'impact sur la Jambe.

CONCLUSION

Ces outils, modèle mécanique et numérique, d'évaluation de l'agressivité des faces avant de véhicules vis-à-vis de l'utilisateur de la route vulnérable permettront de minimiser les conséquences d'accidents impliquant automobiles et piétons, de réduire les coûts dus à leurs conséquences, d'éviter aussi une part des lésions invalidantes qui obligent certaines victimes à l'immobilité ou à la locomotion handicapée.

REMERCIEMENTS

Les auteurs remercient Gérard GOUTELLE, Pierre LAPELERIE, Michel MARAIS pour leur travail lors des expérimentations. Ces recherches n'auraient pas abouti sans leur aide ainsi que celle de M. BOUALLEGUE, A. MORIN et J.P.H. NEIDHARDT du "Laboratoire d'Anatomie de la Faculté de Médecine de Lyon Nord".

BIBLIOGRAPHIE

- F. Bermond, M. Ramet, R. Bouquet, D. Cesari**, *A finite Element Model of Pedestrian Leg in Lateral Impact*, Proceedings of the fourteenth International Technical Conference on Enhanced Safety Vehicles, Munich, Germany, May 23-27, 1994, 94-S1-O-15.
- H. Burstein, T. Reilly, M. Martens**, *Ageing of Bone Tissue : Mechanical Properties*, Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 58-A, No. 1, pp 82-86, January 1976.
- D. Cesari, F. Bermond, Y. Caire, R. Bouquet**, *Optimization of Pedestrian Leg Injury Protection using a Biofidelic Human Leg*. Proceedings of the 1994 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts, Lyon, France, September 21-23, 1993, pp 303-313.
- A. Constano**, *General Problems Concerning Car-Pedestrian*, Proceedings of the fourteenth International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles, Oxford, England, July 1-4, 1985, pp 943-948.
- M. Haddak, M. Ramet, M. Romieu**, *Analysis of History of Pedestrian Leg Injury Severity in Road Accidents*, Proceedings of the fourteenth International Technical Conference on Enhanced Safety Vehicles, Munich, Germany, May 23-27, 1994, 94-S7-W-13.
- M. Haddak, M. Ramet, M. Romieu**, *Comparison of Road User's Injury Typology at Ten Years Interval*, Proceedings of the fourteenth International Technical Conference on Enhanced Safety Vehicles, Munich, Germany, May 23-27, 1994, 94-S5-W-17.
- G. Herzberg, P. Fischer, G. Gonon, J.P. Carret, M. Journot, N. Uezaki**, *De la Résistance à la Traction des Ligaments et Tendons Péri-articulaires du Genou*, Bulletin de l'association des anatomistes, Vol. 188, No. 65, pp 113-118, 1981.
- J. Kajzer, C. Cavallero, S. Ghanouchi, J. Bonnoit, A. Ghorbel**, *Response of the Knee Joint in Lateral Impact : Effect of Shearing Loads*, Proceedings of the 1990 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts, Bron, France, September 12-14, 1990, pp 293-304.
- J. Kajzer, C. Cavallero, J. Bonnoit, A. Morjane, S. Ghanouchi**, *Response of the Knee Joint in Lateral Impact : Effect of Bending Moment*, Proceedings of the 1993 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts, Eindhoven, The Netherlands, September 8-10, 1993, pp 105-116.
- T.M. Keaveny, W.C. Hayes**, *A 20-Year Perspective Mechanical Properties of Trabecular Bone*, Journal of Biomechanical Engineering, November 1993, Vol. 115, pp 534-542.
- A. Race, A.A. Amis**, *The Mechanical Properties of the Two Bundles of the Human Posterior Crucial Ligament*, Vol. 27, No. 1, Journal of Biomechanics, 1994, pp 13-24.
- H. Vallée, C. Thomas, C. Tarrière**, *Pedestrian Casualties : The Decreasing Trend*, Proceedings of the fourteenth International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles, Göteborg, Sde, May 29-June 1, 1989, pp 1273-1278.
- S.L-Y. Woo, G.A. Johnson, B.A. Smith**, *Mathematical Modeling of Ligament and tendons*, Journal of Biomechanical Engineering, November 1993, Vol. 115, pp 468-473.