



HAL
open science

Contribution au développement d'un outil de simulation prédictif des lésions cranio-encéphaliques par reconstruction d'accidents de la circulation

Bertrand Canaple

► **To cite this version:**

Bertrand Canaple. Contribution au développement d'un outil de simulation prédictif des lésions cranio-encéphaliques par reconstruction d'accidents de la circulation. Mécanique [physics.med-ph]. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, 2001. Français. NNT : 2001VALE0002 . tel-03424098

HAL Id: tel-03424098

<https://uphf.hal.science/tel-03424098v1>

Submitted on 10 Nov 2021

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.

2001 VAE 0002

N° d'ordre : 01-03

Année 2001



THÈSE
Présentée à
L'Université de Valenciennes
Et du Hainaut Cambrésis

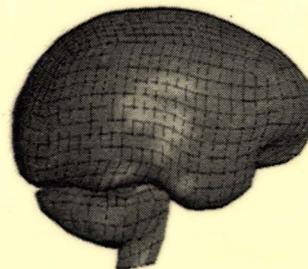


En vue de l'obtention d'un
DOCTORAT EN GÉNIE MÉCANIQUE

par

Bertrand CANAPLE

**CONTRIBUTION AU DÉVELOPPEMENT D'UN OUTIL DE
SIMULATION PRÉDICTIF DES LÉSIONS CRÂNIO-
ENCÉPHALIQUES PAR RECONSTRUCTION D'ACCIDENTS
DE LA CIRCULATION**



**Soutenu le 15 Janvier 2001
devant le jury composé de:**

Rapporteur : **D. CESARI**

Directeur Délégué INRETS et
Chargé de Mission Biomécanique, Bron
Professeur - INSA - Villeurbanne

Rapporteur : **M. FAYET**

Examineur : **P. DRAZETIC**

Professeur - LAMIH - Université de Valenciennes

Examineur : **F.X. LEPOUTRE**

Professeur - LAMIH - Université de Valenciennes

Examineur : **Y. RAVALARD**

Professeur - LAMIH - Université de Valenciennes

Examineur : **E. MARKIEWICZ**

Maître de Conférences Habilité - LAMIH - Université
de Valenciennes

Invité: **E. DELETOMBE**

Chef d'unité ONERA - Lille

Invité: **F. FERRANDEZ**

Directeur Régional INRETS - Salon de Provence

Invité: **D. GOSSET**

Professeur et Directeur de l'Institut de Médecine Légale
Lille

Invité: **H. GUILLEMOT**

Médecin Biomécanicien CEESAR - Nanterre

Invité: **E. HAUG**

Directeur Scientifique, Engineering Systems
International Group - Paris

N° d'ordre : 01-03

Année 2001



THÈSE
Présentée à
L'Université de Valenciennes
Et du Hainaut Cambrésis

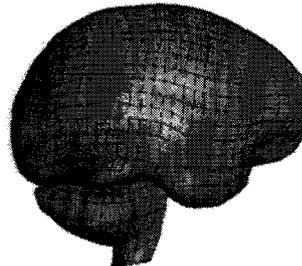
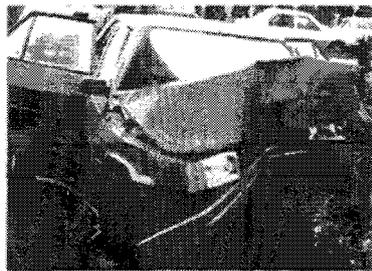


En vue de l'obtention d'un
DOCTORAT EN GÉNIE MÉCANIQUE

par

Bertrand CANAPLE

**CONTRIBUTION AU DÉVELOPPEMENT D'UN OUTIL DE
SIMULATION PRÉDICTIF DES LÉSIONS CRÂNIO-
ENCÉPHALIQUES PAR RECONSTRUCTION D'ACCIDENTS
DE LA CIRCULATION**



**Soutenu le 15 Janvier 2001
devant le jury composé de:**

- | | |
|---|--|
| <u>Rapporteur :</u> D. CESARI | Directeur Délégué INRETS et
Chargé de Mission Biomécanique, Bron |
| <u>Rapporteur :</u> M. FAYET | Professeur – INSA – Villeurbanne |
| <u>Examineur :</u> P. DRAZETIC | Professeur – LAMIH – Université de Valenciennes |
| <u>Examineur :</u> F.X. LEPOUTRE | Professeur – LAMIH – Université de Valenciennes |
| <u>Examineur :</u> Y. RAVALARD | Professeur – LAMIH – Université de Valenciennes |
| <u>Examineur :</u> E. MARKIEWICZ | Maître de Conférences Habilité – LAMIH – Université
de Valenciennes |
| <u>Invité:</u> E. DELETOMBE | Chef d'unité ONERA - Lille |
| <u>Invité:</u> F. FERRANDEZ | Directeur Régional INRETS – Salon de Provence |
| <u>Invité:</u> D. GOSSET | Professeur et Directeur de l'Institut de Médecine Légale
Lille |
| <u>Invité:</u> H. GUILLEMOT | Médecin Biomécanicien CEESAR - Nanterre |
| <u>Invité:</u> E. HAUG | Directeur Scientifique, Engineering Systems
International Group - Paris |

*Mieux vaut se consumer un an à travailler
que végéter cinq ans sur un lit d'hôpital.*

Comment l'acier fut trempé, 1922-1932

Nicolaï OSTROVSKI

A Véronique,

A mes Parents,

A mes Proches ...

REMERCIEMENTS

Les travaux de recherche qui ont abouti à la rédaction de ce mémoire ont été réalisés au sein du Laboratoire d'Automatique et de Mécanique Industrielles et Humaines Département Génie Mécanique, de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, dirigé par Monsieur le Professeur **Jérôme OUDIN**. Qu'il trouve ici l'expression de ma gratitude pour la mise à disposition de tous les moyens qui m'ont été nécessaires pour le bon déroulement de mes travaux. Je voudrais également exprimer ma profonde gratitude à Monsieur le Docteur **Dominique CÉSARI** pour la confiance qu'il m'a accordée en me faisant prendre part à un programme européen, le programme ADRIA, et à une action européenne, COST 327, dans lesquels l'INRETS était partenaire. Je remercie la Région Nord-Pas de Calais ainsi que l'INRETS pour leur soutien financier.

Je voudrais adresser mes plus vifs remerciements :

À Monsieur le Professeur **Pascal DRAZETIC**, de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, pour la confiance qu'il m'a accordée, pour le soutien et l'encadrement qu'il m'a apportés tout au long de ce travail, pour sa grande disponibilité, pour son inépuisable dynamisme et pour la bonne humeur qu'il fait régner au sein de l'équipe.

À Monsieur le Docteur **Dominique CÉSARI**, Directeur délégué et Chargé de Biomécanique à l'INRETS et à Monsieur le Professeur **Michel FAYET**, de l'INSA de Villeurbanne pour l'honneur qu'ils me font d'avoir bien voulu accepter de juger mon travail.

À Monsieur le Professeur **Yves RAVALARD**, de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, pour avoir accepté de juger ces travaux et de présider le jury.

À Monsieur le Professeur **François-Xavier LEPOUTRE**, de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, pour avoir accepté de prendre part à ce jury.

Au Maître de Conférences Habilité **Eric MARKIEWICZ**, de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, pour m'avoir prodigué des critiques constructives.

À Messieurs **Gilles BRUTEL**, du Laboratoire d'Accidentologie et de Biomécanique de Nanterre et **Francis FERRANDEZ**, Directeur Régional PACA de l'INRETS pour m'avoir donné accès à leur base de données accidentologiques, indispensable à la réalisation de mes travaux, ainsi que pour la participation à ce jury. Que **Philippe LESIRE** du LAB, **Christophe PERRIN** de l'INRETS et **Richard DRISCOLL** du CEESAR trouvent ici ma reconnaissance pour l'attention et l'intérêt qu'ils ont portés dans la recherche d'accidents en adéquation avec mes travaux.

À Monsieur le Docteur en Médecine et Biomécanicien **Hervé GUILLEMOT** pour sa disponibilité et sa persévérance dans le recueil des données médicales, et pour l'honneur qu'il me fait en participant au jury.

À Monsieur le Directeur Scientifique **Eberhard HAUG** de la société ESI pour la mise à disposition des outils informatiques de sa société, de sa volonté de collaboration avec l'Université de Valenciennes et de sa participation à ce jury. Mes remerciements s'adressent

également à Monsieur **Alain TRAMEÇON** et **Jean-Christophe ALLAIN** pour la qualité de leurs idées et leur disponibilité.

À Monsieur le Chef d'unité **Eric DELETOMBE** de l'ONERA Lille et Monsieur le Professeur de Médecine Légale **Didier GOSSET** pour l'honneur qu'ils m'accordent en acceptant de prendre part à ce jury.

À Messieurs les docteurs de Génie Mécanique **Bryan CHINN** et **Julian HAPPIAN-SMITH** pour les nombreuses discussions et idées que nous avons pu échanger.

À tous les membres du département Génie Mécanique, en particulier **Paramasiven Giovanni RUNGEN** pour son aide précieuse dans la réalisation de certaines parties de ces travaux, à **Séverine BAIVIER**, **Patrick CROIX**, **Christophe DELILLE**, **David DUBOIS**, **Bertrand LALLEMAND**, **Marc MARCHAND**, **Norbert MORGADO**, **Gaël PLESSIS**, **Grégory SPINGLER**, **Frédéric VERNIEST** et tous ceux que je ne peux citer...

À Messieurs **Frédéric DACHEUX**, **Hervé MORVAN** et **Jean-Marc PETIT**, personnels de la catapulte de Valenciennes pour la réalisation des essais de collision ainsi que Messieurs **Michel MARAIS** et **Pierre LAPELLERIE** pour leur appréciable participation.

À Mademoiselle **Catherine MASSON** du Laboratoire de Biomécanique Appliquée de l'INRETS pour son dévouement, sa patience et sa compréhension lors de mes innombrables relances pour la recherche de certaines données accidentologiques.

À Madame **Michèle PRESSOIR**, Mademoiselle **Cathy FEVRIER**, Monsieur **Thierry GARCON** et Monsieur **Jacques PROVENSAL** pour leur aide administrative et technique.

À Mesdames **Michèle BIDAL** et **Maryline SCARPELLINI** et Mademoiselle **Anne-Laure PAGLIA** pour leurs compétences et sympathies, mais également leurs soutiens, lors de certains moments pénibles de la thèse.

Aux membres des bibliothèques de l'INRETS de Bron et de l'Université de Valenciennes pour leur perspicacité dans la recherche des articles ô combien nombreux.

À **Ceux et Celles** que je ne peux citer ici, ils se reconnaîtront, ...

SOMMAIRE

Préambule

1. INTRODUCTION.....	1
2. CONCEPT DE LA SÉCURITÉ ROUTIÈRE.....	1
3. LES STATISTIQUES DES LÉSIONS CRANIO-ENCÉPHALIQUES.....	3
4. PROBLÉMATIQUE ET PRÉSENTATION DES TRAVAUX DE RECHERCHE.....	3
5. ORGANISATION DU MÉMOIRE.....	5
RÉFÉRENCES.....	6

Chapitre I : Biomécanique du choc de la tête

1. TERMINOLOGIE ANATOMIQUE.....	8
2. ANATOMIE DE LA TÊTE.....	9
3.1. LES LÉSIONS OSSEUSES.....	12
3.2. LES LÉSIONS VASCULAIRES.....	13
3.2.1. <i>Les hématomes et hémorragies</i>	13
3.2.2. <i>Les contusions cérébrales</i>	13
3.3. LES LÉSIONS NEUROLOGIQUES.....	14
3.3.1. <i>La concussion</i>	14
3.3.2. <i>Les lésions axonales et diffuses</i>	14
4. LES EFFETS DES SOLLICITATIONS SUR LA GENÈSE DES LÉSIONS CRÂNIO-ENCÉPHALIQUES.....	14
4.1. LES BLESSURES PAR EFFETS DE CONTACT LOCALISÉS.....	15
4.2. LES BLESSURES PAR EFFETS DE CONTACT À DISTANCE.....	17
4.3. LES BLESSURES PAR EFFETS INERTIELS.....	17
4.4. LES MÉCANISMES LIÉS À L'ANALYSE VIBRATOIRE.....	18
5. LA TOLÉRANCE DE LA TÊTE.....	19
5.1. LA COURBE DE LA « WAYNE STATE UNIVERSITY » (WSTC).....	19
5.2. LA COURBE DE TOLÉRANCE DES LÉSIONS AXONALES DIFFUSES (MARGULIES).....	20
5.3. LA COURBE DE TOLÉRANCE DE LA CONCUSSION D'APRÈS ONO.....	21
6. LES CRITÈRES BIOMÉCANIQUES DE LA TÊTE.....	22
6.1. LES CRITÈRES BASÉS SUR LA WSTC.....	22
6.2. LES CRITÈRES DE BLESSURE ASSOCIÉS À DES MODÈLES DISCRETS.....	25
6.2.1. <i>Le JTI, EDI et RBM</i>	25
6.2.2. <i>Du MSC au TEC</i>	27
6.3. LE GAMBIT.....	30
7. LES MODÈLES MASSES/RESSORTS DE LA TÊTE.....	32
7.1. LE MODÈLE ANGULAIRE DE LOW.....	32
7.2. LE « BRAIN COMPLIANCE MODEL » DE VIANO.....	33
7.3. LE MODÈLE TRI-MASSÉS DE WILLINGER.....	34
8. CONCLUSIONS.....	35

Chapitre II : Les modèles Eléments Finis de la tête

1. INTRODUCTION.....	40
2. LES EXPÉRIMENTATIONS AVEC SUJETS CADAVERIQUES.....	41
2.1. LES TRAVAUX DE NAHUM	41
2.2. LES TRAVAUX DE TROSSELLE.....	41
3. LES MODÈLES ÉLÉMENTS FINIS DE TÊTE HUMAINE.....	42
3.1. LES MODÈLES EN DEUX DIMENSIONS.....	43
3.1.1. <i>Les modèles de section sagittale moyenne</i>	43
3.1.2. <i>Les modèles de section coronale</i>	47
3.2. LES MODÈLES EN TROIS DIMENSIONS	49
4. SYNTHÈSE SUR LES MODÈLES EF DE LA LITTÉRATURE.....	59
5. ELABORATION ET CARACTÉRISTIQUES DU MODÈLE ÉLÉMENTS FINIS	60
6. CONCLUSIONS	75

Chapitre III : Reconstruction théorique des accidents

1. INTRODUCTION	79
2. CHOIX DE LA MÉTHODOLOGIE.....	79
3. LES OUTILS NUMÉRIQUES DE RECONSTRUCTION CINÉMATIQUE.....	80
3.1. L'APPROCHE PAR RESTITUTION.....	82
3.2. L'APPROCHE PAR EQUIVALENT ENERGY SPEED.....	85
3.3. L'APPROCHE PAR ANALYSE DES ENFONCEMENTS.....	88
3.4. INTÉRÊT DES LOGICIELS DE RECONSTRUCTION	96
4. COMPARAISON DES TROIS THÉORIES DE RECONSTRUCTION	99
4.1. ANALYSE PAR MÉCANIQUE PLANE DE L'IMPACT	102
4.2. ANALYSE PAR EES	103
4.3. ANALYSE PAR ENFONCEMENTS.....	106
5. SENSIBILITÉ AUX SOLLICITATIONS DU MODÈLE ÉLÉMENTS FINIS	107
6. CONCLUSIONS.....	116

Chapitre IV : Reconstruction d'un accident automobile

1. INTRODUCTION	119
2. DESCRIPTION DE L'ACCIDENT	120
3. DESCRIPTION DES LÉSIONS DE LA VICTIME	121
4. RECONSTITUTION DE LA COLLISION DU VÉHICULE	122
5. RECONSTRUCTION DE LA SECONDE COLLISION	125
6. ANALYSE DU COMPORTEMENT INTRACÉRÉBRAL	132
7. SYNTHÈSE GÉNÉRALE SUR LA RECONSTRUCTION	142
8. CONCLUSIONS.....	143

Chapitre V : Reconstruction d'une collision d'une moto contre un véhicule automobile

1. INTRODUCTION	146
2. CHOIX DE LA MÉTHODOLOGIE.....	147
3. ETAT DE L'ART EN MATIÈRE DE SIMULATION DANS LE CRASH MOTOCYCLISTE .	148
4. RECONSTRUCTION D'UN ESSAI DE COLLISION EXPÉRIMENTAL.....	153
4.1 LA MOTOCYCLETTE	154
4.2 LE MANNEQUIN	156
4.3 LE VÉHICULE AUTOMOBILE	157
5. CONCLUSIONS.....	163

Conclusions et Perspectives

1. CONCLUSIONS GÉNÉRALES ET PERSPECTIVES.....	166
--	------------

Préambule

1. Introduction

Chaque année, en moyenne, plus de 8000 usagers des routes françaises décèdent dans des accidents de la circulation. La répartition des victimes par classes d'âges montre que les jeunes de 15 à 24 ans restent particulièrement vulnérables. Ils représentent 25% des tués et 30% des blessés de la route pour un poids dans la population française de 13%. En dépit du piètre bilan en terme de morts de 1998, les statistiques annuelles des dernières années montrent que le nombre d'accidents corporels se stabilise (-0.7% en 4 ans) [ACC 96, 97, 98, 99] malgré une croissance du nombre de véhicules en circulation. Sur cette même période, par comparaison entre les années 96 et 99, le nombre de morts a diminué de 0.6%. Le nombre total de blessés a quant à lui reculé de 1.5%, avec une diminution marquée des blessés graves (-12%) et une légère augmentation des blessés légers (+1.35%).

En résumé, ces chiffres révèlent une diminution de la fréquence des accidents de la circulation, une fluctuation du nombre de tués avec une tendance en légère baisse et un amenuisement de la gravité des lésions (4353 blessés graves de moins en 4 ans).

Cependant, pour les victimes gravement atteintes, les séquelles sont fréquentes, parfois irréversibles et handicapantes, rendant alors impossible leur réinsertion professionnelle. Les conséquences des accidents de la route représentent un enjeu économique important : l'état français estime qu'ils coûtent annuellement entre 120 et 130 milliards de francs à la collectivité. Véritable fléau aux conséquences inadmissibles sur les plans humain, social et économique, le bilan des accidents de la circulation, bien qu'encore inacceptable, prouve que la politique de sécurité routière actuelle est profitable mais que de nombreuses évolutions favorables sont encore attendues.

2. Concept de la sécurité routière

Depuis le début des années 70, pour enrayer cette calamité publique, une politique de « sécurité routière » se développe. Celle-ci s'appuie sur la compréhension des mécanismes accidentogènes et lésionnels, produit un ensemble de mesures globalement complémentaires qui suppose une implication de la société tout entière. Selon une décomposition temporelle du phénomène « accident », trois grandes actions sont menées. La première concerne l'évitement de l'accident et interagit sur toute la durée qui précède le choc : la sécurité primaire. Elle s'articule autour de l'utilisateur (formation, expérience, opérations de sensibilisation), du véhicule (tenue de route, freinage, contrôle technique) et de l'amélioration de l'infrastructure routière (feux tricolores, carrefours giratoires). La seconde importe la protection des usagers lorsque l'accident ne peut être évité : la sécurité secondaire. Les gains attendus se rapportent au comportement au choc des véhicules (bloc avant déformable avec habitacle rigide, compatibilité des véhicules) et aux moyens de protection des usagers (ceinture de sécurité et sacs gonflables, casques de motocyclistes). Enfin, la sécurité tertiaire correspond à la phase post accident et concerne l'organisation des secours, tant au point de vue extraction des victimes des véhicules accidentés (désincarcération) que de leur prise en charge par les secours médicaux (SAMU).

Une des origines éventuelles de la baisse du nombre de blessés graves durant ces dernières années dans les accidents de la circulation pourrait être liée à une meilleure efficacité des moyens de protection en cas d'accident. En effet, malgré un contexte complexe et leur astreinte à de nombreuses contraintes d'ordre technique, économique et compétitif, les constructeurs automobiles s'efforcent de concevoir des véhicules de plus en plus sécurisés. Pour atteindre un tel objectif, dès la phase de préconception, ils s'appuient sur une approche virtuelle de leur produit, la simulation numérique, et sur des approches expérimentales, les essais de collisions de véhicules et les essais de sous-systèmes.

Dans chacune d'elles, des substituts de l'être humain, les mannequins numériques et mécaniques, dont leurs biofidélités reposent sur l'évolution des connaissances en biomécanique des chocs, permettent grâce à de nombreux points de mesures intégrés d'accéder aux informations indispensables à l'analyse du choc. Afin de transcrire en risque lésionnel potentiel les sollicitations dynamiques mesurées lors des essais expérimentaux ou, calculées par les simulations numériques, les ingénieurs se servent de critères biomécaniques. Ces outils, développés pour les segments corporels les plus exposés, doivent refléter au mieux, le risque d'avènement des blessures les plus graves.

3. Les statistiques des lésions crânio-encéphaliques

L'analyse statistique des bilans accidentologiques révèle que la tête constitue encore un des segments corporels le plus vulnérable [HAR 91, FRA 92] et que des améliorations doivent être apportées dans les moyens de sa protection [THO 95]. Viano et Cie [VIA 97] rappellent que 40% des blessures graves du cerveau sont consécutives à des accidents de la circulation. Otte [OTT 96] démontre que les blessures de la tête sont fréquentes chez les polytraumatisés (MAIS 3+)¹ des accidents automobiles, puisque seulement 20% n'en souffrent pas. S'intéressant uniquement aux motocyclistes polytraumatisés, Otte et Cie [OTT 99] identifient que 80% de ces blessés souffrent de blessures à la tête. Pour ce genre de victimes dont le diagnostic vital s'amenuise avec les risques de complication dus à la multiplication des blessures, Otte et Cie constatent que 48,9% d'entre eux souffrent de lésions qui affectent leur cerveau, ce qui constitue, et de loin, l'organe le plus fréquemment touché pour ce type de blessés. Bien que l'introduction du sac gonflable dans les véhicules automobiles doive limiter la gravité des blessures de la tête, aucune nouvelle solution technique ne permet franchement de diminuer les risques encourus pour les piétons ou usagers de deux-roues. Concernant le sac gonflable, par méconnaissance de la tolérance de la tête, les avis sont partagés quant à son seuil de déclenchement [THO 95, OTT 95, MOR 96].

4. Problématique et présentation des travaux de recherche

Actuellement, les constructeurs automobiles utilisent le critère HIC 1000 (Head Injury Criterion) pour évaluer les risques lésionnels de la tête auxquels les futurs usagers de leurs véhicules seront exposés en cas d'accident. Développé dans les années 60, ce critère est toujours usité de nos jours mais son utilisation suscite de vives controverses. En dépit des nombreuses imperfections, et en l'absence d'alternative, ce critère biomécanique reste considéré actuellement comme le « standard » pour l'analyse du risque lésionnel de la tête.

¹ MAIS 3+ : L' AIS (Abbreviated Injury Scale) est une échelle de classification des blessures et est développée pour chaque segment corporel. Le MAIS correspond à la valeur maximale prise par cet indice lorsque tous les segments corporels sont considérés. Cette codification varie de 0 (indemne) à 6 (fatal). L'abréviation MAIS 3+ signifie que la victime souffre d'au moins une lésion atteignant au minimum, le stade 3 ou plus sur l'échelle AIS.

Malgré les multiples travaux expérimentaux associant l'analyse du signal à l'apparition de lésions, aucune relation biomécanique et significative n'a, à ce jour, été proposée. S'appuyant généralement sur une sollicitation dynamique particulière (effort d'impact ou accélération) et sur un modèle expérimental (animal ou sujet cadavérique) plus ou moins proche de l'être humain, les recherches entreprises ont permis d'étudier l'influence de paramètres physiques particuliers sur l'occurrence de blessures spécifiques, ce qui restreint, voir même anéantit le champ d'application des résultats obtenus. En effet, dans les accidents de la circulation, effort d'impact et accélérations sont indissociables et pour être représentatif, les deux sollicitations doivent être envisagées simultanément. Concernant les modèles utilisés, aucun n'est satisfaisant à lui seul. Le volontaire, qui de loin est le meilleur, ne peut évidemment être soumis qu'à des sollicitations modérées pour lesquelles le risque lésionnel est nul. Le sujet cadavérique dont la réponse mécanique des tissus sollicités dépend de sa fraîcheur, ne permet qu'une approche lésionnelle par modification de la structure anatomique de l'organe considéré et élimine du champ d'étude l'analyse des perturbations fonctionnelles. Enfin, bien que l'accessibilité à des études sur des sujets vivants soit possible avec l'animal, outre la question d'éthique, de part ses différences anatomiques marquées avec l'être humain, des problèmes subsistent quant au transfert des résultats à l'échelle humaine.

Fort de ce constat, nous nous proposons d'initier une nouvelle méthodologie de recherche, avec pour objectif à court terme, de développer une méthodologie d'analyse, et à moyen long terme, de proposer un ou plusieurs outils de prédiction des lésions de la tête. La démarche qui a été entreprise, repose sur l'identification de sollicitations qui ont engendré des blessures cranio-encéphaliques, par reconstruction d'accidents de la circulation. Nous avons par conséquent développé une procédure de reconstruction qui repose et s'étend du recueil de données sur les lieux de l'accident jusqu'à la confrontation des résultats de la reconstruction et du bilan accidentologique. La mise en œuvre de cette démarche d'analyse s'appuie sur une approche pluridisciplinaire :

- Identification des conditions initiales de l'accident,
- Reconstitution de la collision (essais expérimentaux de collision de véhicule),
- Caractérisation expérimentale de sous systèmes,
- Simulation multicorps,

- Simulation éléments finis,
- Biomécanique du choc.

Condition sine qua non de la recherche, il faut disposer d'accidents largement documentés, dont les données collectées sont précises et fiables, et savoir quand celles-ci sont indisponibles, établir des hypothèses et des estimations justes et cohérentes. En plus des objectifs attendus, pour certains besoins d'approfondissement, une évolution de la constitution des dossiers d'accidents actuellement recueillis, pourrait dans le futur, enrichir les bases de données accidentologiques.

5. Organisation du mémoire

Les travaux présentés dans ce mémoire s'appuient partiellement sur les diverses activités menées dans le cadre de deux projets européens ADRIA et COST 327 auxquels j'ai été impliqué et s'articulent en six chapitres.

Le chapitre I est dédié à un rappel anatomique de la tête, à la description des blessures crânio-encéphaliques et de leurs mécanismes lésionnels, certifiés ou postulés. Nous décrivons ensuite l'état des connaissances en matière de la tolérance au choc de la tête avant de recenser les critères biomécaniques de ce segment corporel. Les modèles masses/ressorts de la tête sont également abordés dans cette phase bibliographique.

Le second chapitre est dédié uniquement aux modèles éléments finis de la tête. Dans un premier temps, un état de l'art est dressé, ce qui permet d'orienter la définition d'un nouveau modèle. Ce dernier est validé sur deux campagnes expérimentales par confrontation de pressions sous-arachnoïdiennes et des accélérations intracrâniennes.

Les chapitres III et IV sont consacrés à la reconstruction des accidents automobiles. Dans une première étape une collision théorique est analysée. Elle permet d'orienter la théorie sur laquelle les conditions initiales du choc sont identifiées et d'évaluer la sensibilité des modèles en fonction des données incertaines consécutives à la démarche envisagée. Un accident automobile ayant entraîné des blessures encéphaliques pour une des victimes est reconstruit.

L'avant dernier chapitre est dédié à la reconstruction des accidents de motocyclettes. Un modèle multicorps représentatif d'une collision expérimentale est présenté. Une étude paramétrique démontre la sensibilité de ce modèle, aux données à estimer, lors d'une reconstruction d'accident.

Le chapitre Conclusions et Perspectives clôture ce mémoire. Nous détaillons les différentes remarques concernant les reconstructions des accidents, tant automobiles que motocyclettes, nous spécifions les bénéfices d'une telle démarche pour la définition d'un outil de simulation numérique prédictif des lésions de la tête, et nous exposons les nombreuses perspectives envisagées.

Références

- ACC 96 Accidents corporels de la circulation routière, Réf :P1097, Setra, 1996.
- ACC 97 Accidents corporels de la circulation routière, Réf :P1098, Setra, 1997.
- ACC 98 Accidents corporels de la circulation routière, Réf :P1099, Setra, 1998.
- ACC 99 Accidents corporels de la circulation routière, Réf :P1100, Setra, 1999.
- BAL 88 Balas M. et Ramet M. *Les mécanismes des lésions cérébrales par choc et les problèmes de leur évaluation*. Rapport Inrets N°79, Septembre 1988, 71 pages.
- FRA 92 Frampton R.J., Mackay G.M. and Parkin S. *An assessment of real world steering wheel intrusion characteristics and their implications for head and face injuries to restrained drivers in frontal impacts*. IRCOBI 1992, pp373-383.
- HAR 91 Harms P.L. and Tunbridge R.J. *Patterns and causes of serious injury amongst car occupants*. ESV 91 N°91-S1-W-16, pp121-135.
- MOR 96 Morris A.P., Thomas P., Brett M. Foret-Bruno J.Y., Thomas C., Otte D. and Ono K. *A review of driver airbag deployment in Europe and Japan to date*. ESV 96 N°96-S1-O-03, pp122-131.
- OTT 95 Otte D. *Review of the airbag effectiveness in real life accidents demands for positioning and optimal deployment of air bag systems*. SAE N°952701, pp1-10.
- OTT 96 Otte D. *Assessment of measures reducing residual severe and fatal injuries MAIS 3+ of car occupants*. ESV 96 N°96-S4-W-18, pp695-703

- OTT 99 Otte D., Chinn B., Doyle D., Sturrock K. and Schuller E. *Final report of Database COST 327, Accident description and analysis of motorcycle safety helmets*. Mars 1999, 145 pages.
- THO 95 Thomas P. and Bradford M. *The nature and source of the head injuries sustained by restrained front-seat car occupants in frontal collisions*. *Accid. Anal. And Prev.*, Vol.27, N°4, 1995, pp561-570.
- VIA 97 Viano D., von Holst H. et Gordon E. *Serious brain injury from traffic-related causes : priorities for primary prevention*. *Accid. Anal. and Prev.*,1997, Vol.29, N°6, pp.811-816.

Chapitre 1

Biomécanique du choc de la tête

La biomécanique du choc de la tête fait appel à des notions anatomiques que nous avons jugé bon de rappeler. La terminologie relative à la description anatomique du corps humain sera par conséquent évoquée dans un premier temps et sera suivie d'une brève présentation des différents tissus constitutifs de la tête. Une large part de ce chapitre sera néanmoins accordée à un état de l'art de la biomécanique du choc de la tête, qui comprendra :

- un inventaire des lésions crano-encéphaliques,
- une synthèse des mécanismes de blessures associés,
- un état des connaissances actuelles en matière de tolérance humaine,
- un recensement des critères de blessures,
- une récapitulation des principaux modèles numériques (masses/ressorts et éléments finis) de la tête.

1. Terminologie anatomique

Une description anatomique précise comporte un certain nombre de données physiques renseignant sur les dimensions, le poids, la consistance du segment corporel considéré ainsi que de sa localisation par rapport à des plans et des axes spécifiques. Parmi les termes qui permettent une orientation correcte et une description claire, certains appartiennent au langage anatomique qu'il convient de rappeler : Un plan orienté d'avant en arrière, divisant le corps en deux côtés droit et gauche, est qualifié de sagittal. Le plan qui coupe le corps en deux parties avant et arrière est référencé plan coronal. Le troisième plan, perpendiculaire aux deux précédents, coupe le corps en deux parties supérieure et inférieure et est appelé plan horizontal ou transversal. Les faces antérieure et postérieure regardent, la première en avant, la seconde en arrière (fig.1).

Dans le système de coordonnées anatomiques, la direction antéro-postérieure supporte l'axe X défini positif. L'intersection des plans coronal et sagittal moyens constitue le support de l'axe Z, sa direction positive est dirigée de la partie supérieure vers la région inférieure. L'axe Y s'obtient par produit vectoriel des deux précédents.

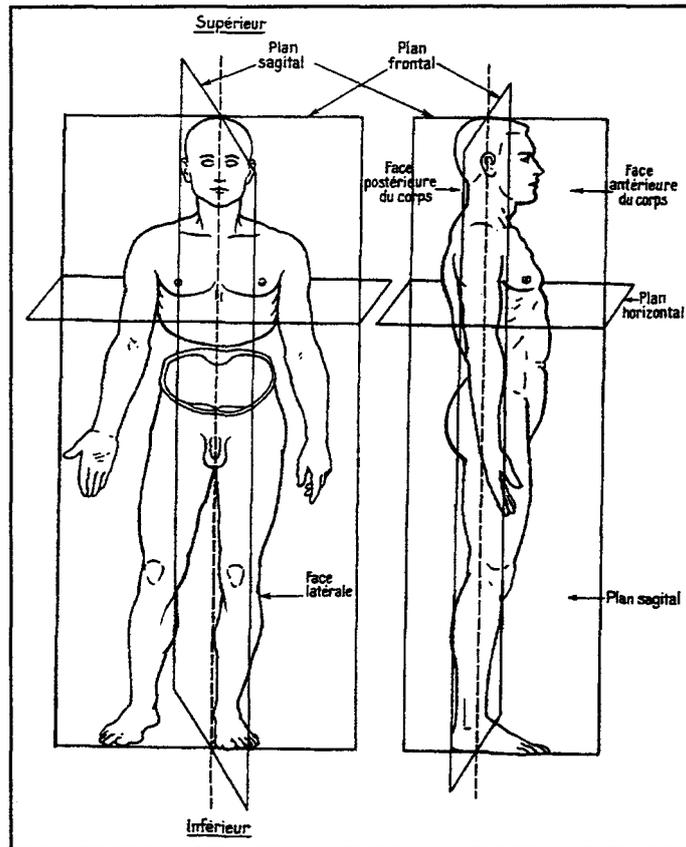


Figure 1 : Plans d'orientation du corps humain

2. Anatomie de la tête

Localisée à l'extrémité supérieure du corps de l'homme, la tête se compose d'une cavité osseuse, le crâne, qui contient et protège une partie du système nerveux central, le reste, la moelle épinière étant contenue dans le canal rachidien. Assimilé à une coque anisotrope, le crâne se compose de trois couches osseuses. L'os spongieux ou « diplôé » est pris en sandwich par deux structures formées d'os cortical : les tables externe et interne. L'épaisseur de la boîte crânienne varie entre 4 et 7 mm et huit os la constituent : le frontal, l'ethmoïde, le sphénoïde, les deux temporaux, les deux pariétaux et l'occipital. Ce dernier est creusé d'un large orifice, le trou occipital, par lequel la cavité crânienne communique avec le canal rachidien. Cette ouverture livre passage au bulbe rachidien unissant encéphale et moelle épinière. Par convention, la partie supérieure du crâne est appelée la voûte et la partie inférieure aplatie, la base. Extérieurement, le crâne est couvert par le « scalp » ou cuir chevelu, un ensemble de cinq tissus qui intervient en cas d'impact, pour l'absorption et la distribution des forces traumatiques extérieures.

A l'intérieur du crâne et extérieurement au cerveau, trois méninges recouvrent le système nerveux central tout entier (fig.2). Partant de la plus externe, il convient de distinguer :

- La dure-mère, membrane fibreuse, très résistante, épaisse, qui tapisse la paroi interne de la boîte crânienne. Elle est accolée à l'os au niveau du crâne, mais elle en reste séparée au niveau du rachis, formant avec celui-ci, l'espace épidual. Elle donne naissance à des septums importants, la faux du cerveau et la tente du cervelet qui cloisonnent la boîte crânienne et limitent à l'intérieur de celle-ci les loges cérébrale et cérébelleuse. Dans l'épaisseur même de la dure-mère cheminent d'énormes veines, les sinus veineux.
- L'arachnoïde se dispose à la face interne de la dure-mère. Elle est faite de deux feuillets qui circonscrivent l'espace sous-arachnoïdien contenant le liquide céphalo-rachidien.
- La pie-mère, membrane mince appliquée directement sur la surface des organes du système nerveux central. Elle en suit toutes les aspérités et envoie dans chaque anfractuosité une expansion. La pie-mère adhère au tissu nerveux par des filaments conjonctifs et par de nombreux vaisseaux qui, de sa face profonde, pénètrent la substance nerveuse.

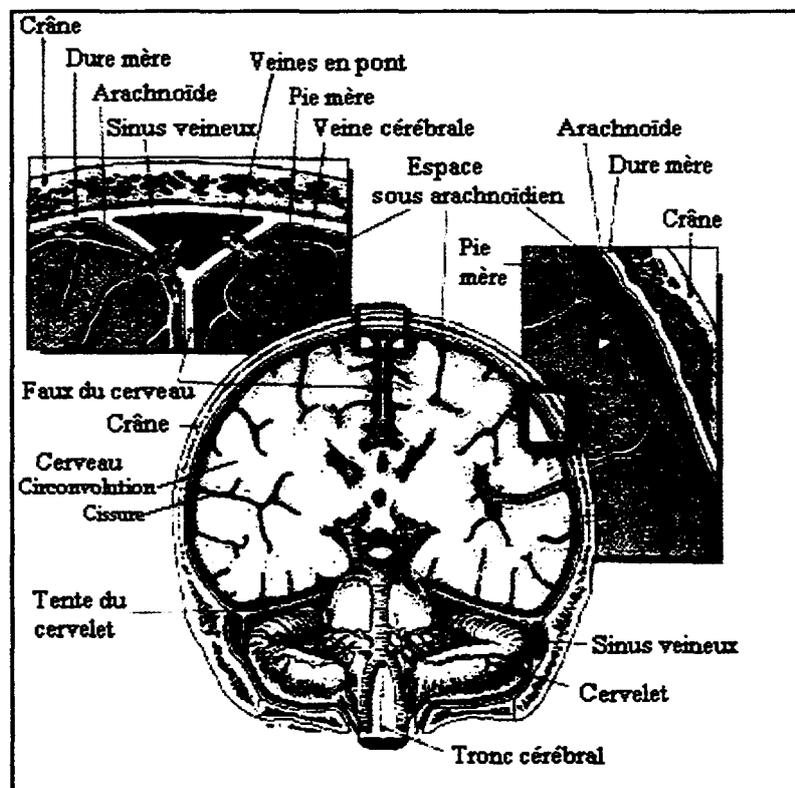


Figure 2: Disposition des méninges

Chez l'adulte, l'encéphale atteint en moyenne une masse de 1.3Kg et constitue un des organes du corps humain le plus volumineux. L'encéphale est constitué de trois entités principales: le cervelet, le tronc cérébral et le cerveau. Le cervelet et le tronc cérébral (bulbe rachidien et protubérance annulaire) sont logés dans la partie postérieure et inférieure du crâne, à laquelle nous donnons le nom de loge cérébelleuse. Le cerveau est emprisonné dans la partie antérieure et supérieure du crâne, partie la plus vaste, qui forme la loge cérébrale. Le cerveau constitue environ les sept huitièmes de la masse totale de l'encéphale et occupe presque toute la cavité crânienne. Il est constitué par deux éléments latéraux, les hémisphères cérébraux, unis l'un à l'autre et aux éléments sous-jacents par le corps calleux. Le système nerveux central comprend des centres nerveux formant la substance grise et des voies d'association formant la substance blanche. La substance grise comporte deux parties : d'une part une couche superficielle recouvrant la totalité de la surface de l'encéphale, l'écorce ou le cortex, et d'autre part des éléments profonds, les noyaux gris.

De l'artère aorte, par divisions successives, naissent les artères vertébrales et carotides primitives qui assurent la vascularisation de la tête. Chacune des deux carotides primitives se divise en carotide externe (qui fournit la vascularisation de la face) et carotide interne (vascularisation de l'encéphale). Les vaisseaux qui se dirigent vers l'encéphale se disposent sans exception à la surface du cerveau. Ils abandonnent de petites artères et artérioles qui pénètrent dans le parenchyme cérébral et s'y répartissent. Le réseau capillaire est particulièrement dense dans la substance grise. Le sang veineux de l'encéphale, des méninges, de la face et du cou se draine par une veine volumineuse, la veine jugulaire interne ainsi que par les veines jugulaires antérieure, externe et postérieure.

A l'intérieur de l'encéphale existent des cavités : les ventricules. Ils sont au nombre de quatre et communiquent avec l'espace sous arachnoïdien. Du liquide céphalo-rachidien (LCR) sillonne ces régions. De densité 1.008, l'homme en possède en moyenne entre 120 et 150cm³ et son rôle principal est d'assurer le soutien de l'encéphale ainsi que sa protection en cas de choc.

Dans cette description anatomique de la tête, nous avons volontairement omis de présenter la face puisque l'objectif de ces travaux est concentré sur les lésions cranio-encéphaliques.

3. Les lésions crânio-encéphaliques

Sous le terme « blessures de la tête », il convient de différencier celles qui affectent le crâne de celles qui touchent son contenu : le système vasculaire et l'encéphale. Les **lésions osseuses** ou fractures représentent le type de lésions qui affecte le crâne. Les hématomes, les hémorragies et les contusions cérébrales constituent l'ensemble des **lésions vasculaires**. Les **lésions neurologiques** comprennent la concussion et les lésions axonales diffuses.

3.1. Les lésions osseuses

Indépendamment de la localisation de la fracture (voûte ou base), nous devons distinguer trois types de fractures possibles :

- Les fractures linéaires ; aucune pénétration à l'intérieur de la cavité crânienne n'est constatée. La fissure a la forme d'une simple ligne qui peut évoluer de la table externe à la table interne. Thom et Cie [THO 93] notent que 80% des fractures sont du type linéaire.
- Les fractures avec embarrures ; similaires aux précédentes à l'exception d'une surface d'impact plus petite. Elles peuvent conduire à des effets localisés à cause de la pénétration. Les fragments qui entrent dans la cavité crânienne peuvent occasionner des lésions corticales et des ruptures du système vasculaire.
- Les fractures fragmentées ; la partie fracturée du crâne est cassée en plus de deux morceaux. Les conséquences sont identiques aux deux premières.

La présence d'une fracture du crâne ne représente pas systématiquement un élément de gravité, mais augmente considérablement le risque d'atteintes vasculaires ou neurologiques. Une fracture du crâne peut s'accompagner d'une déchirure du cuir chevelu, la fracture est désignée fracture ouverte, en d'autres cas, elle est dite fermée. La fracture ouverte est considérée plus grave, à cause des complications qu'elle peut engendrer (infections). Les fractures du crâne les plus graves sont celles qui surviennent en sa base puisqu'elles peuvent générer des ruptures de vaisseaux sanguins qui irriguent l'encéphale, ou des déchirures de tissus neurologiques qui assurent des connexions vitales.

3.2. Les lésions vasculaires

3.2.1. Les hématomes et hémorragies

Un hématome intracrânien est une accumulation de sang à l'intérieur de la tête consécutif à une hémorragie. L'épanchement de sang peut ne pas être la conséquence traumatologique la plus importante mais le dépôt ainsi formé peut provoquer une augmentation de pression et une compression sur l'encéphale avec un risque d'engagement cérébral à travers le trou occipital, ce qui est plus grave.

Les hématomes intracrâniens sont définis selon l'endroit où ils prennent naissance. Les hématomes extra-duraux se développent entre la voûte interne et la dure mère. Pour ce type d'hématomes, les signes cliniques apparaissent avec un intervalle libre de durée variable. Un hématome sous-dural se localise entre la dure mère et l'arachnoïde : l'espace sous-dural. Gennarelli et Cie [GEN 82] précisent que les hématomes sous-duraux aigus sont la cause la plus importante de décès chez les patients gravement blessés à la tête. Les hématomes sous-arachnoïdiens se développent entre l'arachnoïde et la pie mère. Les hémorragies sous-arachnoïdiennes sont fréquemment recensées chez les patients souffrant de lésions de la tête mais ne sont généralement pas une cause de mortalité. Les hématomes intracérébraux touchent le parenchyme cérébral, causés par la rupture de vaisseaux sanguins situés en profondeur du cerveau.

3.2.2. Les contusions cérébrales

Chapon et Cie [CHA 81] définissent les contusions cérébrales comme des « meurtrissures du tissu nerveux sans rupture de continuité visible incluant des micro hémorragies à des degrés divers », désignées notamment par le terme d'hémorragies pétéchiiales. Elles sont le plus souvent multiples et fréquemment associées à d'autres lésions comme les hémorragies cérébrales, les hématomes sous-duraux et extra-duraux. Les contusions sont généralement répertoriées en deux types principaux ; celles qui surviennent sous le point d'impact, les contusions de coups et celles qui siègent dans la région opposée, les contusions de contrecoups.

3.3. Les lésions neurologiques

3.3.1. La concussion

La concussion cérébrale se caractérise par une perte de connaissance, une diminution de la réactivité et une amnésie post traumatique sans développement de lésions anatomiques visibles à l'autopsie ou cliniquement décelables par des techniques spécialisées (Imageries par Résonance Magnétique, Scanner). La concussion chez l'être humain se caractérise principalement par la durée d'inconscience et le degré d'amnésie.

3.3.2. Les lésions axonales et diffuses

Les lésions axonales diffuses se caractérisent par des lésions macroscopiques (déchirures) de l'encéphale et des phénomènes microscopiques (dommage diffus) dans la matière blanche. Les données expérimentales indiquent que les conséquences des dommages diffus peuvent occasionner des perturbations qui varient de la concussion, sans séquelles neurologiques apparentes, au coma traumatique prolongé avec des effets neurologiques irréversibles. 40% des patients hospitalisés souffrant de blessures à la tête présentent des lésions diffuses du cerveau. Dans un tiers des cas, ces lésions conduisent au décès du patient. Elles constituent aussi la cause la plus sérieuse d'invalidité et de troubles neurologiques permanents chez les survivants [GEN 85].

4. Les effets des sollicitations sur la genèse des lésions crânio-encéphaliques

Dans les accidents de la circulation, l'action combinée des efforts d'impact et des accélérations appliquée à la tête constitue des conditions de chargement indissociables. Par le passé, de nombreux chercheurs ont analysé l'influence des sollicitations dynamiques considérées isolément, sur le développement des blessures, chacune d'elles considérée individuellement. Nous disposons par conséquent aujourd'hui, d'un certain nombre de théories sur les effets d'un effort d'impact ou d'une accélération, dans la genèse des lésions crânio-encéphaliques. En revanche, les effets de leurs actions conjointes, ce qui constitue les conditions de chargement dans les accidents de tous les jours, restent à définir et il est aujourd'hui encore difficile d'associer un ou des mécanismes lésionnels à une blessure

spécifique. Si tel était le cas, il serait aisé de développer des outils prédictifs de la lésion considérée et rechercher ensuite la tolérance humaine.

Bien que les conditions d'analyses aient été restrictives à une sollicitation particulière, les théories proposées peuvent néanmoins aider à comprendre les mécanismes lésionnels mis en jeu dans les accidents. Les thèses les plus souvent citées sont rappelées dans ce qui suit, après avoir présenté un recensement établi par Gennarelli [GEN 85], qui répertorie les blessures qui se développeraient plus facilement par des effets de contact et celles par des effets inertiels :

Blessures par Contact	Blessures par Effets inertiels	
<u>Blessures par déformation du crâne</u>	<u>Déformations en surface</u>	
<i>Locales :</i>	Hématome sous-dural	<i>A,L</i>
Fracture (linéaire, avec embarrure)	Contusion par contrecoup	<i>A,L</i>
Hématome extradural	Contusion par coup	<i>A,L</i>
Contusion par coup	<u>Déformations en profondeur</u>	
<i>A distance :</i>	Concussion	<i>A</i>
Fracture de la voûte ou de la base	Lésions axonales diffuses	<i>A</i>
Contusion par contrecoup	<i>A :Angulaire</i>	<i>L :Linéaire</i>
Hématome intracérébral		

Selon cette classification, un impact sur la tête engendre des phénomènes de contact entre l'encéphale et la boîte crânienne, caractérisés par un ensemble complexe d'événements mécaniques, qui agissent non seulement au point d'application, les **effets de contact localisés**, mais aussi à distance, les **effets de contact à distance**. Les blessures par **effets inertiels** apparaissent lorsque la tête est mise en mouvement (ou quand son mouvement est stoppé), provoquant une mise en mouvement de la masse cérébrale à l'intérieur de la boîte crânienne.

4.1. Les blessures par effets de contact localisés

L'apparition d'une fracture du crâne dépend des propriétés mécaniques de la boîte crânienne, de son épaisseur, de la surface de contact, de l'intensité et de la direction de

l'effort appliqué. Douglass et Cie [DOU 68] expliquent les effets localisés des fractures. Ils estiment que la flexion des os du crâne est la principale cause des fractures linéaires. Le type de la fracture dépend essentiellement de la surface d'impact. Sous l'effet d'un choc, le crâne fléchit vers l'intérieur de la boîte crânienne sous le point d'application de l'effort et inversement, s'arque vers l'extérieur à distance (fig.3). Lorsque la déformation produite dépasse la limite élastique de l'os, le crâne se fracture. Etant donné que les os supportent mieux la compression que la traction, la fissure apparaît sur la table externe à l'endroit où ils s'arquent et sur la table interne où ils fléchissent. Ces fissures se propagent suivant des lignes de faible résistance. La longueur de la fracture et sa direction dépendent de l'épaisseur et des propriétés matérielles locales du crâne.

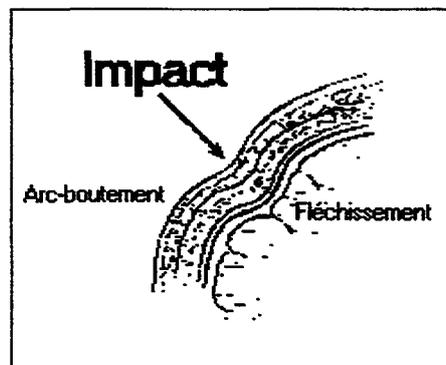


Figure 3 : Mécanisme de fracture de la boîte crânienne

Les hématomes épiduraux, occasionnés par la rupture de vaisseaux sanguins de la dure mère, peuvent être considérés comme une complication des fractures du crâne. L'arrachement des vaisseaux sanguins peut être dû à leur position dans le trait de fracture ou aux effets de traction auxquels ils sont soumis lorsque la boîte crânienne fléchit [GEN 85].

Les contusions de coup se développent sous la zone d'impact. Nous citerons deux théories pour expliciter leur genèse [GEN 85]. Elles apparaissent par compression localisée des tissus cérébraux, consécutivement à la flexion interne de la boîte crânienne avec un développement favorisé par les non-uniformités de l'état de surface interne des méninges. Autre hypothèse envisageable, suite à une flexion de la boîte crânienne, par retour élastique, l'os reprend sa forme initiale en créant une dépression, générant des déformations importantes par traction sur le cortex cérébral et endommageant les vaisseaux corticaux et le cerveau.

4.2. Les blessures par effets de contact à distance

Les fractures apparaissent à distance du point d'impact lorsque la zone d'impact coïncide avec une section du crâne où son épaisseur est importante. Ne fléchissant pas sous la surface de contact, le crâne se cambre à distance sollicitant en traction la table externe. Si le crâne est trop mince dans cette région, la fracture se développe [DOU 68].

Sous l'effet d'un impact, une onde de choc se propage à travers le crâne et l'encéphale pouvant entraîner une distorsion de la boîte crânienne et provoquer une fracture, ou produire des déformations en profondeur de la masse cérébrale non admissibles par celle-ci. Cette onde modifierait localement la structure anatomique de l'encéphale, qui dans certains cas se révélerait lésionnelle.

Citons enfin, que consécutivement à un choc, la mise en mouvement brutale du cerveau, assimilé à un matériau mou proche d'un fluide, crée une chute de pression au point opposé à l'impact qui peut permettre d'atteindre la cavitation et favoriser le développement de contusions de contrecoup.

4.3. Les blessures par effets inertiels

Les blessures par effets inertiels sont produites exclusivement par les forces d'inertie qui ont tendance à mettre en mouvement les différents constituants de la tête. De nombreuses études montrent que les accélérations linéaires et angulaires ne produisent pas les mêmes lésions, et qu'il est plus aisé d'analyser leur influence en les dissociant. Les lésions diffuses sont principalement liées aux accélérations angulaires de la tête tandis que les composantes linéaires favoriseraient des lésions locales. Signalons que par convention, dans la suite de notre exposé, nous utiliserons le terme « accélération » pour définir les deux composantes accélérations et décélérations, puisque soumettre une accélération à la tête dans une direction privilégiée produit le même effet que de limiter le mouvement de la tête dans la direction opposée.

Lorsque la tête est soumise à un mouvement brusque, une accélération est transmise au crâne et son contenu. Cependant, étant donné que l'encéphale n'est pas lié rigidement

au crâne, leur réponse n'est pas couplée. Ce déphasage engendre un mouvement relatif entre le cerveau et la dure mère provoquant des sollicitations sur les vaisseaux situés en surface du cerveau, les veines en pont, qui entraînent le développement d'hématomes sous-duraux. Notons de plus que ce mouvement relatif encéphale/crâne engendre des contusions corticales lorsque la masse cérébrale est contrainte de glisser contre la paroi interne, rugueuse et irrégulière, de la boîte crânienne [VIA 89]. Viano intitule ce phénomène le « Rapid Skull Motion Theory », illustré fig.4.

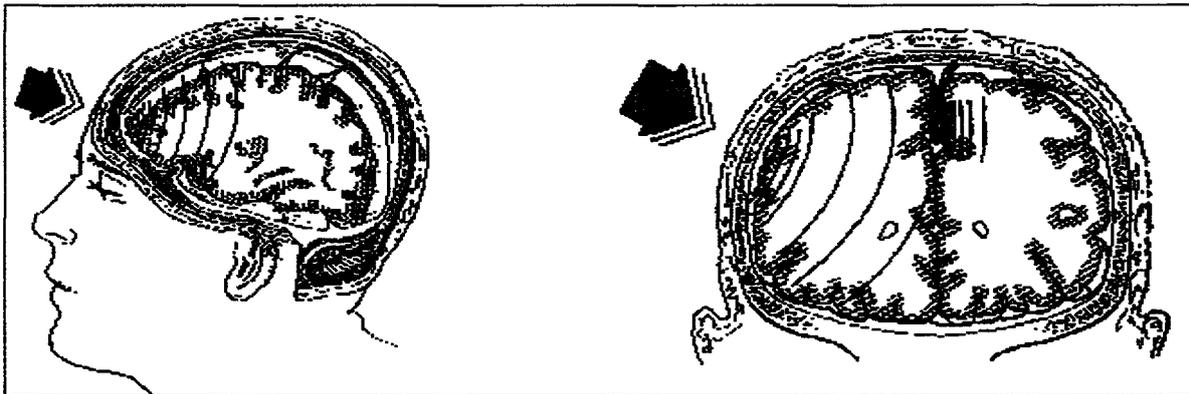


Figure 4 : Le phénomène "Rapid Skull Motion Theory" d'après Viano

Citons un second phénomène. L'application d'une accélération angulaire à la tête génère des déformations de la masse cérébrale, généralement décrites comme des effets de cisaillement. Ce phénomène est associé à l'apparition des lésions diffuses. La quantité et la localisation des axones endommagés déterminent la gravité de la lésion qui dépend de l'amplitude de l'accélération, de la durée d'application et de l'accélération initiale. Tous les degrés de la concussion (dysfonctionnement neurologique transitoire) sont entièrement produits par ces effets inertiels.

4.4. Les mécanismes liés à l'analyse vibratoire

Willinger propose deux mécanismes de lésions qui dépendraient des réponses fréquentielles de la tête en cas de choc :

- En basse fréquence (<100Hz; première fréquence de résonance de la tête), le crâne et l'encéphale sont liés, entraînant des contraintes intracérébrales conduisant aux lésions axonales diffuses en cas de choc long (>12-15ms).

- Pour des fréquences supérieures à 100Hz, l'encéphale est découplé de la boîte crânienne engendrant un déplacement relatif cerveau/crâne, synonyme de lésions cérébrales périphériques telles que l'hématome sous-dural ou la contusion cérébrale.

5. La tolérance de la tête

La définition d'une courbe de tolérance revient à identifier, par multiplication des essais expérimentaux réalisés sur des substituts de l'être humain (cadavres, animaux, modèles physiques), la zone de dysfonctionnement physiopathologique en fonction d'un minimum de deux paramètres physiques [BAL 88]. La courbe étant construite directement à partir de données expérimentales, le ou les mécanismes en cause ne sont pas examinés.

5.1. La courbe de la « Wayne State University » (WSTC)

Dans les années 60, Lissner et Cie [LIS 60], chercheurs à l'Université de « Wayne State », proposent une courbe de tolérance de la tête (fig.5). Présentée sous sa forme définitive par Patrick et Cie [PAT 65], la construction de la WSTC (Wayne State Curve) s'appuie sur des tests expérimentaux réalisés avec une grande variété de substituts anatomiques (cadavres, animaux et volontaires). Cette courbe de tolérance humaine, représente l'accélération moyenne admissible dans le plan sagittal en fonction de sa durée d'application. Selon ces auteurs, la tolérance admissible de la tête pour l'être humain correspond à l'apparition de la commotion réversible sans séquelles permanentes. La courbe montre que le risque varie en fonction de l'intensité de l'accélération et de sa durée d'application. Pour un temps d'application donné, une accélération située au-dessus de la courbe implique une lésion grave alors qu'inversement, une accélération inférieure à la courbe occasionne dans le pire des cas, une commotion réversible sans séquelles permanentes. En réalité, la représentation graphique ainsi déduite est très générale et par voie de conséquence, incomplète et imprécise [BAL 88]. Mais la WSTC joue un rôle considérable car elle sert presque toujours d'outil de référence, sinon de base, dans l'étude de la tolérance de la tête au choc. Rappelons les principaux défauts de cette courbe recensés par Goldsmith et Cie [GOL 84] :

- Définition sommaire du type d'accélération utilisée,
- Restriction des conditions des chocs (impacts frontaux sur surface rigide),
- Corrélation inadéquate avec l'être vivant,
- Mesure de l'accélération qui ne tient pas compte des erreurs liées aux déformations du crâne et aux problèmes de résonance.

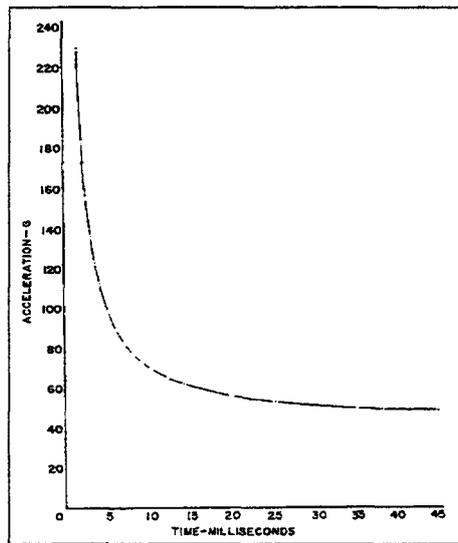


Figure 5 : Courbe de tolérance de la Wayne State (WSTC)

5.2. La courbe de tolérance des lésions axonales diffuses (Margulies)

S'inspirant d'expérimentations réalisées sur des animaux, d'essais effectués avec des modèles physiques et de résultats obtenus par la simulation numérique, Margulies et Cie [MAR 92] proposent une courbe de tolérance spécifique à une lésion : les lésions axonales diffuses. A l'inverse du HIC, cette courbe permet de prendre en compte l'influence de la masse du cerveau et des sollicitations par rotation de la tête. Sa représentation est donnée fig.6.

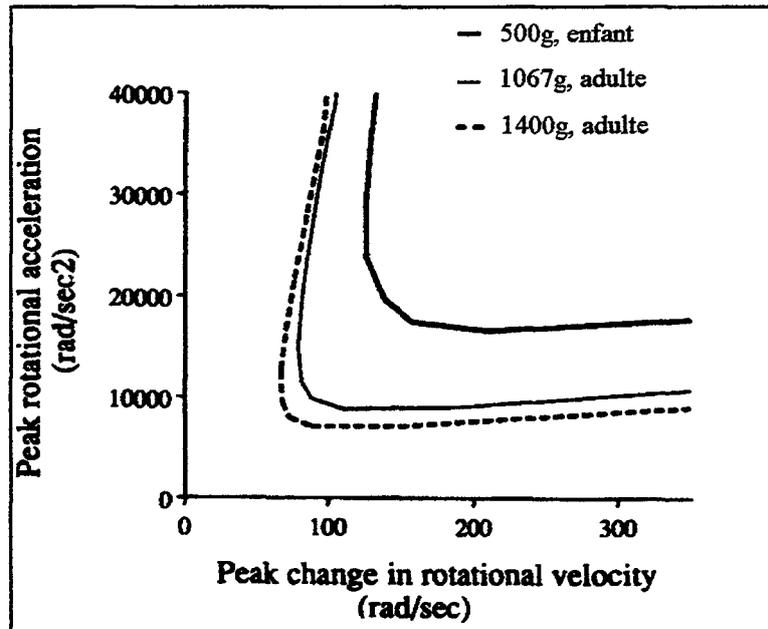


Figure 6: Courbe de tolérance des lésions axonales diffuses

5.3. La courbe de tolérance de la concussion d'après Ono

Pour analyser la tolérance humaine de la tête en cas d'impact en terme de changements physiologiques, une campagne d'essais réalisés sur des têtes de singes vivants, morphologiquement analogues à la tête humaine, a été accomplie [ONO 80]. Ces expérimentations ont été élaborées suivant trois conditions de chargements différentes : pour les deux premières où la tête était maintenue, l'impact avait pour effet de modifier principalement l'accélération angulaire ou linéaire et dans le troisième cas, la tête était libre de tout mouvement. Les résultats ont montré que la concussion, la contusion cérébrale et la fracture du crâne chez le singe dépendaient essentiellement de :

- La composante de l'accélération (linéaire ou angulaire) consécutive à l'impact,
- L'aire de contact,
- L'amplitude et la durée de l'accélération imposée à la tête,
- La direction de l'impact (Antéro-postérieur ou inversement).

Parmi les trois lésions observées, il a été établi que la tolérance admissible correspondait au développement de la concussion. Cette courbe a ensuite été extrapolée au sujet humain (fig.7). Pour évaluer la validité de cette courbe de tolérance humaine, une

comparaison a été réalisée avec une autre courbe de tolérance, cette fois-ci établie sur sujets cadavériques et correspondant à l'apparition de la fracture du crâne :

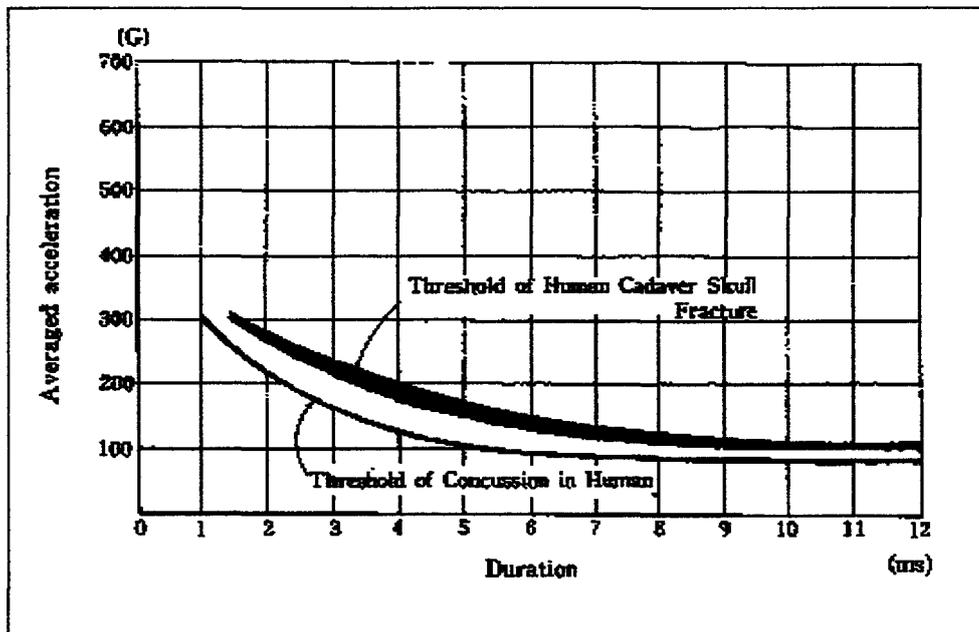


Figure 7 : « Japan Head Tolerance Curve » proposée par Ono

6. Les critères biomécaniques de la tête

6.1. Les critères basés sur la WSTC

Gadd [GAD 66] souligne que ni l'accélération moyenne, ni le pic d'accélération observé pendant la phase d'impact ne suffisent à décrire correctement la réponse de la tête en terme de lésions. Il explique que la lésion potentielle dépend considérablement de la forme du signal de l'accélération et affirme que pour des accélérations moyennes identiques issues de signaux différents, les effets sont incomparables. Pour tenir compte de la forme du signal de l'accélération et de la durée d'application, il propose d'intégrer l'accélération sur la durée entière du signal. Il affirme de plus que le risque lésionnel ne varie pas de façon linéaire et propose d'appliquer un facteur de puissance (supérieur à 1) à l'accélération. Se basant d'abord sur des essais expérimentaux réalisés avec des animaux, il préconise d'utiliser la valeur 2,5 pour le facteur de pondération. Il confirme ensuite la validité de cette valeur en montrant que la caractéristique en échelle logarithmique de la courbe WSTC (pour des durées variant de 1 à 50ms, représentatives des temps d'impact de la tête dans les accidents automobiles) correspond à une droite de pente $-1/2.5$ (fig.8).

Finalement, cette réflexion le conduit à proposer le SI (Severity Index). Evaluant qu'une valeur de SI proche de 1000 serait le seuil d'apparition de lésions internes sérieuses de la tête en cas d'impact frontal, Gadd propose le critère biomécanique suivant :

$$SI = \int a^{2.5} \cdot dt < 1000$$

Où a : représente l'accélération linéaire de la tête exprimée en son centre de gravité [g]
 t : temps [s]

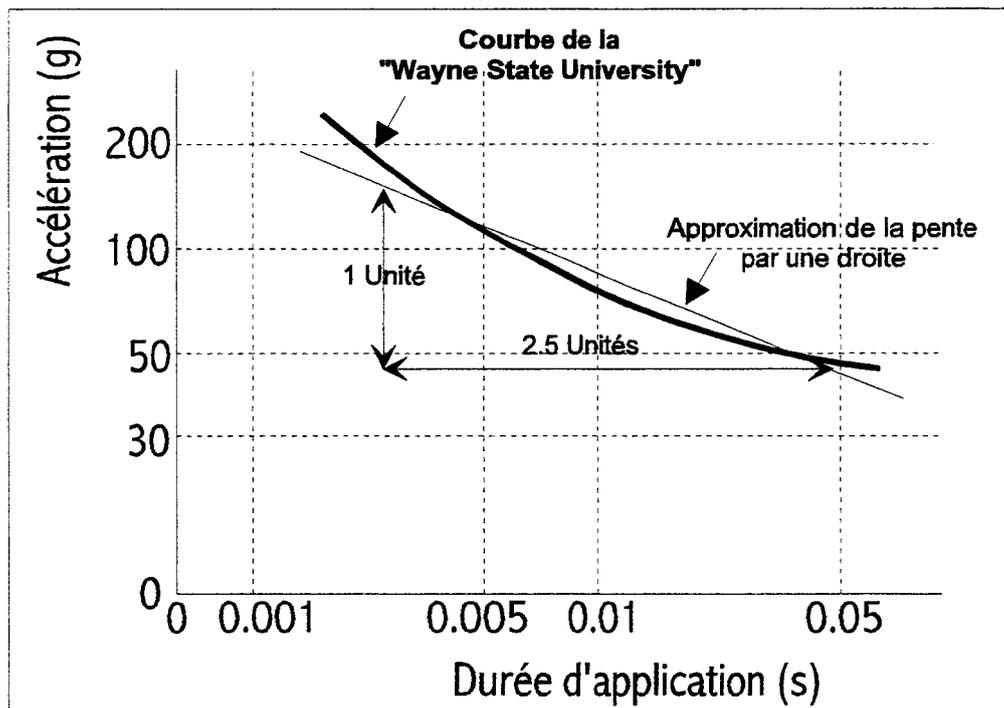


Figure 8 : Courbe de la Wayne State en échelle logarithmique

Modifié par Versace [VER 71] pour résoudre les problèmes posés en cas d'accélération à plusieurs pics ou lorsque le signal présente des changements de signe, l'auteur proposa une expression du critère sous la forme suivante :

$$(V)SI = \frac{(\int a \cdot dt)^{2.5}}{T^{1.5}}$$

où T représente la durée totale du signal considéré.

Finalement, l'expression la plus connue de ce critère correspond à celle du HIC (Head Injury Criterion) :

$$\text{HIC} = (t_2 - t_1) \cdot \left[\frac{\int_{t_1}^{t_2} a \cdot dt}{t_2 - t_1} \right]^{2.5} < 1000$$

Le choix des valeurs de t_1 et t_2 a fait l'objet de diverses discussions. Hodgson et Cie [HOD 72] et Prasad et Cie [PRA 85] ont suggéré de choisir t_1 et t_2 comme deux instants sur la durée du signal, de telle façon qu'ils maximisent la valeur du HIC, et de limiter l'intervalle (t_2-t_1) à 15ms au maximum. La réglementation actuelle autorise d'étendre la fenêtre (t_2-t_1) à 36ms.

En dépit de son utilisation répandue, ce critère est sujet à de vives controverses. Avant de présenter les principaux reproches accordés au HIC, il est bon de signaler que la définition de ce critère était initialement dédiée à l'étude des impacts frontaux. L'utilisation abusive de ce critère à tous les types de sollicitations n'a semble-t-il, jamais été préconisée par ses auteurs.

- Le HIC ne permet pas d'évaluer le niveau de gravité des lésions [MAR 92, RYA 96]. Son utilisation est binaire : au-dessous de 1000, la lésion serait acceptable, en dessus, elle ne serait plus. D'après Stalnaker et Cie [STA 87], un HIC de 1001 n'offre pas plus de protection qu'un HIC de 5000. Prasad et Cie [PRA 85] recommandent de ne pas utiliser le HIC d'une façon binaire et proposent de le transcrire en un pourcentage de la population exposée à un risque de fracture du crâne ou de lésions du cerveau. Pour accomplir cette évaluation, ils développent la caractéristique fig.9. Celle-ci a été identifiée par association des valeurs de HIC calculées et des lésions observées lors d'essais expérimentaux réalisés avec des cadavres. Les auteurs recommandent de calculer le HIC sur une fenêtre maximale de 15ms.
- Le calcul du HIC ne fait pas intervenir de composantes liées à la rotation [MAR 92]. Il a cependant été montré, par réalisations de tests sur animaux que les accélérations angulaires favorisent les hématomes sous-duraux et les lésions axonales diffuses, accompagnées de concussion à effet réversible jusqu'à des comas prolongés.
- Le HIC n'est pas spécifique à une lésion particulière [MAR 92, RYA 96].

- Le HIC ne permet pas de tenir compte de la masse de l'encéphale et ne permet pas de prendre en compte les déplacements possibles de la masse cérébrale à l'intérieur de la boîte crânienne [MAR 92], il n'est basé sur aucun mécanisme de blessure [RYA 96].
- Le HIC est calculé à partir d'un point conventionnel, le centre de gravité, qui n'a aucune signification biomécanique réelle.
- Sans impact de la tête, le HIC a peu de signification. Mertz [MER 94] estime que pour des impacts contre des surfaces relativement molles, notamment le sac gonflable, le HIC reste important alors que le risque de lésions serait moindre.

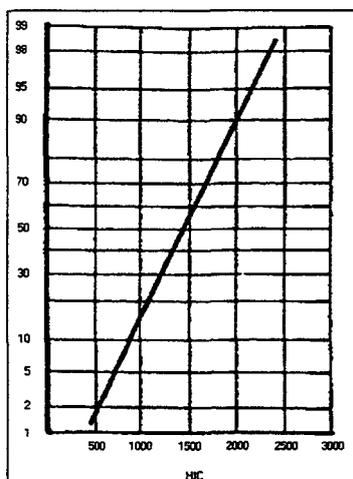


Figure 9 : Courbe traduisant le HIC en un pourcentage de la population exposée à un risque

Finalement, en l'absence d'un critère plus satisfaisant, Balas et Cie [BAL 88] concluent que le HIC peut servir de base pour comparer les solutions entre elles.

6.2. Les critères de blessure associés à des modèles discrets

6.2.1. Le JTI, EDI et RBM

En 1971, Slattenschek et Cie [SLA 71] proposent un modèle discret de la tête à un degré de liberté pour analyser l'effet de l'impact de la tête dans le pare-brise. Il est composé d'une masse rigide sur laquelle sont connectés un ressort et un amortisseur, tous deux montés en parallèle, que l'auteur intitule « Vienna Institute model ». La définition de ce modèle repose sur l'idée que les mouvements relatifs entre l'encéphale et la boîte

crânienne entraînent la concussion. Le modèle, représenté fig.10, est régi par l'équation différentielle suivante :

$$\ddot{x} + 2D\omega\dot{x} + \omega^2x = -b(t)$$

Où x, \dot{x}, \ddot{x} représentent les déplacements, vitesses et accélérations relatives de l'encéphale par rapport à la boîte crânienne et $b(t)$ la sollicitation du système.

C représente la rigidité du ressort et D le facteur d'amortissement imposé à 1Ns/m. Dans ces conditions, la fréquence propre s'écrit : $\omega = \sqrt{\frac{C}{m}}$

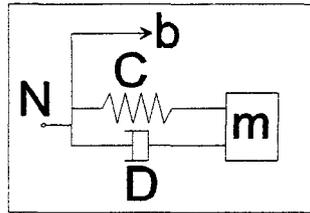


Figure 10 : Modèle Masses/Ressorts de Slattenschek

S'inspirant de la WSTC pour évaluer un déplacement cerveau/crâne tolérable, l'auteur identifie un déplacement $x_{\text{tolr}}=2.35\text{mm}$ comme valeur limite acceptable et propose ainsi le **JTI** (J-Tolérance Index) définit par :

$$J = \frac{x_{\text{max}}}{x_{\text{tolr}}} < 1$$

Pour les auteurs, une valeur de J :

- inférieure à 1 conduit dans le pire des cas à une concussion sans séquelle,
- égale à 1 correspond à la tolérance humaine et,
- supérieure à 1 est susceptible d'occasionner de graves lésions.

Le modèle présenté par Brinn et Cie [BRI 70] est similaire au précédent à l'exception du facteur d'amortissement, qui cette fois est considéré variable. Les paramètres du modèle sont identifiés sur la base d'une courbe intitulée J885a qui diffère légèrement de la WSTC. A l'exception de la tolérance qui autorise un déplacement relatif crâne/encéphale jusqu'à 3.81mm, le **EDI** (Effective Displacement Index) s'utilise de la même façon que le JTI.

Sur la base du « Vienna Institute model », Fan [FAN 71] développe un nouveau critère. Il estime qu'il est juste de considérer le déplacement relatif entre le cerveau et le crâne, mais que la vitesse relative entre les structures ne doit pas être négligée. Finalement, Fan décide de décomposer le critère suivant la durée du choc. Pour des impacts d'une durée inférieure à 30ms, il propose de vérifier la vitesse relative et fixe comme valeur limite acceptable $v=3.44\text{m/s}$. Pour des impacts de durée supérieure à 30ms, il préconise de vérifier le déplacement relatif et donne comme valeur limite tolérable $x=31.75\text{mm}$, ce qui paraît très important !

6.2.2. Du MSC au TEC

Stalnaker et Cie [STA 71a] soulignent que tous les critères biomécaniques de la tête développés à ce jour reposent sur la WSTC et décident d'en développer un nouveau, sans faire intervenir la WSTC. Ils proposent un modèle masses/ressorts en une dimension à deux degrés de liberté pour étudier la réponse de la tête en situation de choc (fig.11). Le modèle se compose de deux masses m_1 et m_2 connectées entre elles par un ressort et un amortisseur, montés en parallèle. Leurs caractéristiques sont recalées sur les résultats expérimentaux qu'ils mènent sur des têtes de cadavres et de primates. D'une manière générale, la masse m_1 serait représentative de la masse de l'os du crâne sur lequel est appliquée la sollicitation, la masse m_2 représenterait le reste de la masse de la tête, la constante du ressort K correspondrait à la rigidité du crâne et la constante d'amortissement C représenterait les effets de la peau, des muscles et du cerveau. Stalnaker et Cie [STA 71b] développent à partir du modèle précédent, un critère de blessure basé sur la déformation interne de l'encéphale qu'ils appellent le MSC (Mean Strain Criterion) et qui a pour expression :

$$\varepsilon = \frac{x_2 - x_1}{L}$$

où ε représente la déformation interne de l'encéphale,

x_1, x_2 sont les déplacements des masses m_1 et m_2 ,

et L est la dimension initiale du crâne dans la direction de la sollicitation.

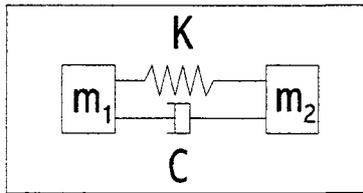


Figure 11 : premier modèle Masses/Ressorts de Stalnaker

La tolérance admissible, identifiée par confrontation de la réponse du modèle et des lésions observées sur les primates, et interpolée pour le sujet humain est évaluée à 0.0061, ce qui correspondrait à une lésion codée 3 sur l'échelle des blessures AIS (Abbreviated Injury Scale). Cependant, à l'anti-résonance, la réponse du modèle ne corrèle pas avec les données expérimentales. Pour corriger ces dissemblances, Stalnaker et Cie [STA 85] modifient leur modèle en ajoutant un amortisseur monté en série avec le ressort (fig.12). Dans le même temps, ils réalisent des expérimentations sur primates pour des sollicitations dans le plan coronal et continuent les expérimentations sur tête de cadavre en multipliant les directions de sollicitations, ce qui les amènent à développer des modèles appropriés à la direction de la sollicitation, modèles dénommés THIM (Translational Head Injury Model).

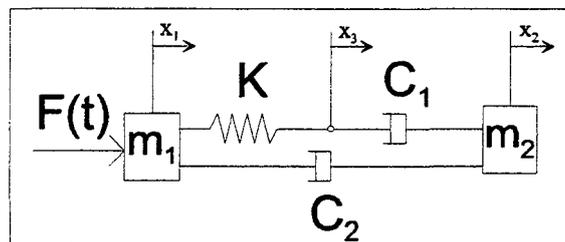


Figure 12 : Second modèle Masses/Ressorts de Stalnaker

Le MSC, rebaptisé NMSC (New Mean Strain Criterion), est amélioré, le modèle dispose de trois degrés de liberté, la déformation et le taux de déformation sont maintenant utilisés comme indice de prédiction de blessures et les paramètres du modèle sont réactualisés en fonction des nouveaux résultats expérimentaux. Le NMSC peut être utilisé dans 5 directions : pour des sollicitations dans le plan coronal (Droite/Gauche, Gauche/Droite) et dans le plan sagittal (Antéro-Postérieur, Postéro-Antérieur et Supérieur/Inférieur). Des relations sont développées permettant de relier les résultats du NMSC à l'échelle de blessures AIS, définies suivant la direction de la sollicitation. Compte tenu des symétries observées pour les impacts (AP et PA) et (DG et GD), trois relations sont établies :

	m_1 (kg)	m_2 (kg)	C_1 (Ns/m)	C_2 (Ns/m)	K (N/m)
A-P	0.4536	4.0823	12258.88	157.61	6129440
D-G	0.2268	4.3091	4378.17	157.61	2626903
S-I	0.6804	3.8555	19263.95	157.61	7005074

Tableau 1 : Caractéristiques des modèles Masses/Ressorts de Stalnaker

Direction de l'impact	Seuil du taux de déformation	Equation
A-P	0.705	$AIS = 3.8698 \cdot \ln(920 \cdot e + \dot{e}) - 8.9355$
D-G	2.580	$AIS = 7.0231 \cdot \ln(920 \cdot e + \dot{e}) - 24.385$
S-I	0.400	$AIS = 6.8463 \cdot \ln(920 \cdot e + \dot{e}) - 24.0795$

Tableau 2 : Lois de transposition des résultats des modèles en estimation AIS

Pour identifier le risque de lésion, connaissant les accélérations linéaires de la tête exprimée au centre de gravité de la tête, la démarche est la suivante :

- Appliquer les 3 accélérations sur la masse m_2 dans les modèles appropriés.
- Par résolution des 3 systèmes, calculer la force $F(t)$ agissant sur m_1 , la déformation et le taux de déformation.
- Calculer les valeurs AIS correspondantes en fonction des équations du tableau 2.
- Compte tenu que la déformation et le taux de déformation sont calculés sur la durée du choc, identifier les valeurs maximales par direction, et les interpréter en risque potentiel de lésions. Il faut noter que l'AIS obtenu est représentatif des contusions de coup. Le risque de fracture du crâne est identifié suivant l'intensité de l'effort $F(t)$ calculé. Ce critère ne permet pas de prédire les autres types de lésions de la tête.

En 1987, Stalnaker et Cie [STA 87] développent un nouveau critère basé sur l'énergie, le TEC (Translational Energy Criteria). Il repose sur la supposition que l'énergie transmise à la tête durant l'impact serait le paramètre principal lié à la gravité de la lésion engendrée. Ce modèle est établi à partir du THIM pour lequel le ressort K et l'amortisseur C_1 sont associés à la caractéristique du crâne, et l'amortisseur C_2 au cerveau. L'énergie emmagasinée par le ressort permet de prédire le risque de fracture, et l'énergie dissipée par

C_2 permet d'évaluer le risque lésionnel de l'encéphale. Appliqué à quelques cas réels d'accidents, le TEC permettrait une bonne corrélation entre l'énergie dissipée par C_2 et l'échelle AIS [STA 97]. Trosseille [TRO 92] regrette cependant que ces études ne prennent pas en compte les effets de l'accélération angulaire.

6.3. Le Gambit

Newman [NEW 86] propose un critère de lésions du cerveau, qui pour la première fois, permet de contrôler les effets combinés des accélérations, linéaires et angulaires, résultantes de la tête. La validité du critère est évaluée avec des bases de données de lésions de la tête pour lesquelles les deux composantes ont été contrôlées. Le **GAMBIT (Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold)**, a pour expression :

$$G(t) = \left[\left(\frac{a(t)}{a_c} \right)^n + \left(\frac{\alpha(t)}{\alpha_c} \right)^m \right]^{1/s}$$

où $a(t)$ représente l'accélération linéaire de la tête,

$\alpha(t)$ l'accélération angulaire de la tête,

n, m et s sont des constantes empiriques,

a_c, α_c constituent des valeurs limites, représentatives de la tolérance de la tête définies respectivement à 250g et 10krad/s². Ces valeurs correspondent d'après Newman aux valeurs maximales acceptables de la tête en cas de choc entraînant des sollicitations en forte translation/faible rotation et forte rotation/faible translation.

Si la valeur 1 est imposée aux constantes n, m et s , $G_1(t)$ est une moyenne des accélérations linéaires et angulaires, en revanche, si ces coefficients valent 2, $G_2(t)$ correspond à une moyenne quadratique des deux accélérations. L'évolution de $G(t)$ tracée dans un système d'axes (accélérations angulaires – accélérations linéaires) permet de vérifier le risque de lésions du cerveau (fig.13). Dans le cas d'une moyenne linéaire, les valeurs de la fonction $G_1(t)$ ne doivent pas excéder les valeurs g_1 définies par la droite passant par les valeurs limites $(\alpha_c, 0)$ et $(0, a_c)$. Dans le cas d'une moyenne quadratique, la limite g_2 correspond à l'ellipse g_2 de demi-axe α_c et a_c .

Constatant par consultation de la littérature des essais expérimentaux, que les accélérations linéaires et angulaires maximales sont généralement atteintes au même instant, Newman propose une révision du Gambit et conseille de le calculer uniquement avec les accélérations linéaires et angulaires maximales et de comparer la valeur obtenue à la valeur limite 1. L'expression du Gambit révisé est par conséquent la suivante :

$$G = \frac{a_m}{250} + \frac{\alpha_m}{10000} \leq 1$$

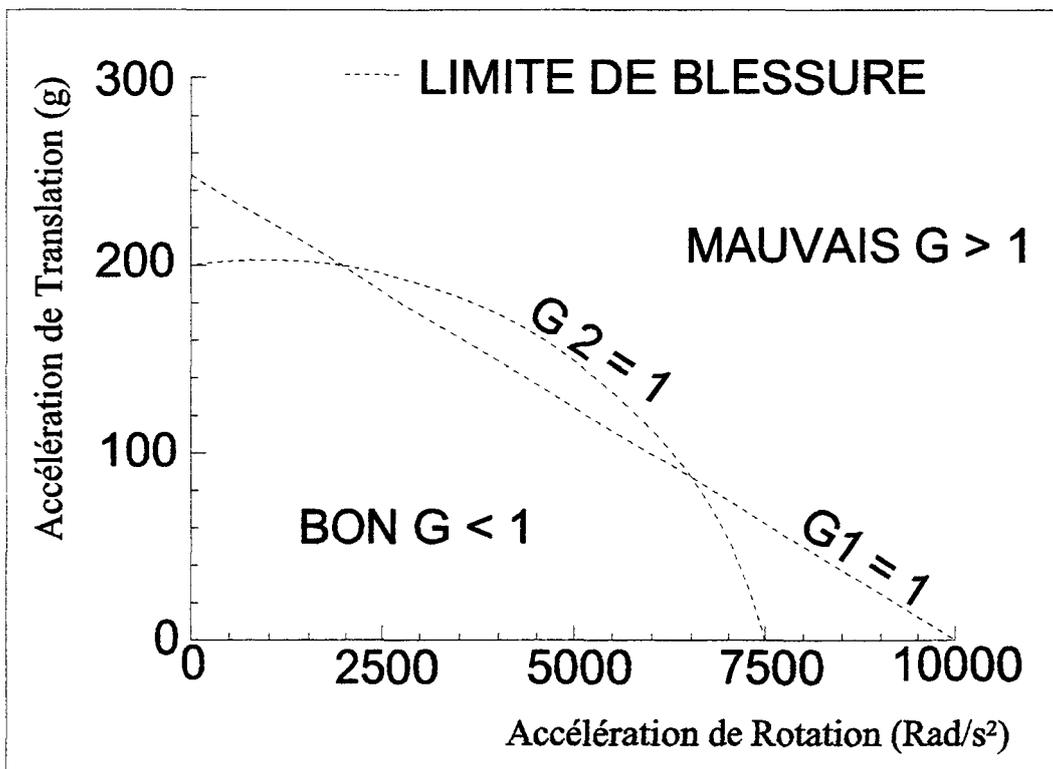


Figure 13 : Tolérance du Gambit

Excepté les travaux de Kramer et Cie [KRA 90], la littérature ne relate pas d'études intégrant le Gambit comme critère de lésions de la tête. En s'appuyant sur des données accidentologiques et des essais chariots, et en fixant n, m et s à 2.5, Kramer et Cie identifient par optimisation que la valeur α_c peut être étendue à 25krad/s². L'absence de la prise en compte de la durée d'exposition des accélérations dans le calcul du Gambit constitue assurément un des motifs de refus de ce critère par la communauté scientifique.

7. Les modèles masses/ressorts de la tête

7.1. Le modèle angulaire de Low

En 1987, Low et Cie [LOW 87] développent un modèle de la tête à paramètres localisés constitué de trois degrés de liberté, pour étudier la tolérance et les valeurs limites des contraintes de cisaillement que le cerveau et les tissus mous peuvent supporter, lorsque la tête est soumise à une accélération angulaire (fig.14). Low et Cie émettent les hypothèses simplificatrices suivantes :

- Le crâne est supposé se comporter comme un corps rigide,
- Le cerveau est considéré comme un système discret, symétrique par rapport à son axe de rotation, modélisé par un matériau à comportement homogène, isotrope et linéaire,
- L'interface crâne/cerveau est supposée parfaite sans glissement. Les tissus de connexion ont des propriétés viscoélastiques représentées par l'association de ressorts et d'amortisseurs montés en parallèles, des éléments Kelvin,
- La rotation du cerveau est limitée au plan sagittal.

Le cerveau est modélisé par deux masses reliées par quatre éléments Kelvin, couplé au crâne par l'intermédiaire de quatre autres éléments Kelvin. Deux éléments Kelvin permettent de prendre en compte le comportement d'un éventuel obstacle afin d'envisager, par exemple, le choc de la tête contre le volant ou un sac gonflable. Les moments d'inertie du modèle correspondent à des valeurs moyennes de données identifiées pour des sujets humains. Les paramètres des éléments Kelvin ont été déterminés par corrélation des résultats du modèle avec des données expérimentales issues de modèles physiques de têtes de primates. Low conclue son étude en précisant que des essais expérimentaux sont nécessaires pour évaluer les propriétés non linéaires du cerveau et de l'interface crâne/cerveau avant une utilisation du modèle développé.

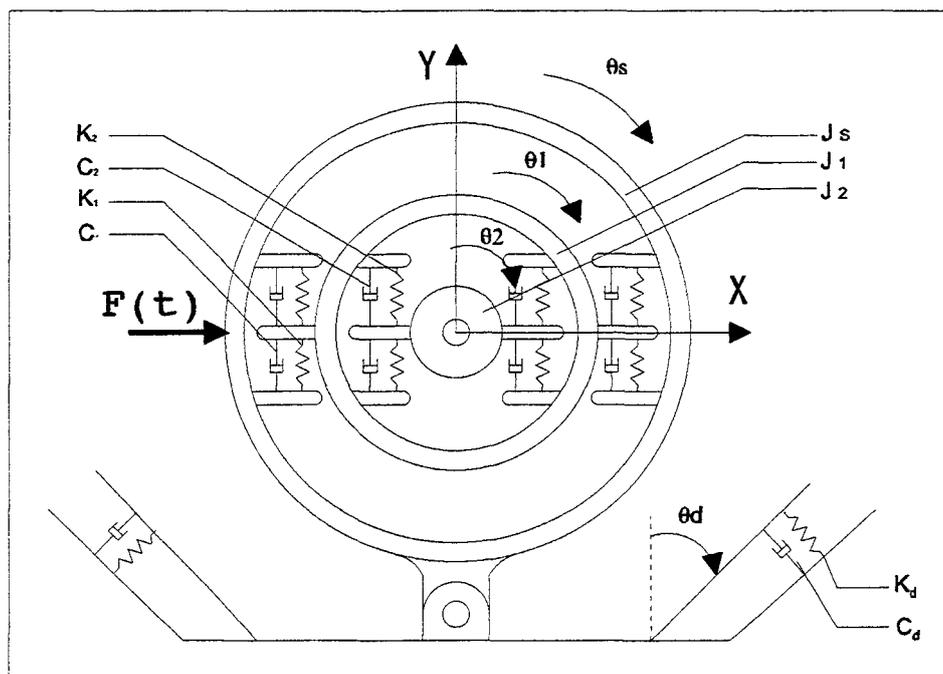


Figure 14 : Modèle de Low

7.2. Le « Brain Compliance Model » de Viano

Viano [VIA 88] suppose que les lésions du cerveau résultent d'un déplacement de la masse cérébrale par rapport au reste de la tête (Rapid Skull Motion Theory). Il considère que les deux paramètres biomécaniques importants à examiner dans les lésions encéphaliques sont la réponse visqueuse (déformation \times taux de déformation) du cerveau et le déplacement du cerveau par rapport à la boîte crânienne. Pour vérifier ces deux paramètres, Viano développe le BCM (Brain Compliance Model, fig.15). Inspiré du NMSC de Stalnaker, le BCM est composé de trois ressorts et deux amortisseurs, rendant sa réponse plus sensible, notamment au niveau du retour élastique du cerveau. Appliquée à des sollicitations extraites d'essais expérimentaux, cette théorie n'a pas fait l'objet de validation expérimentale.

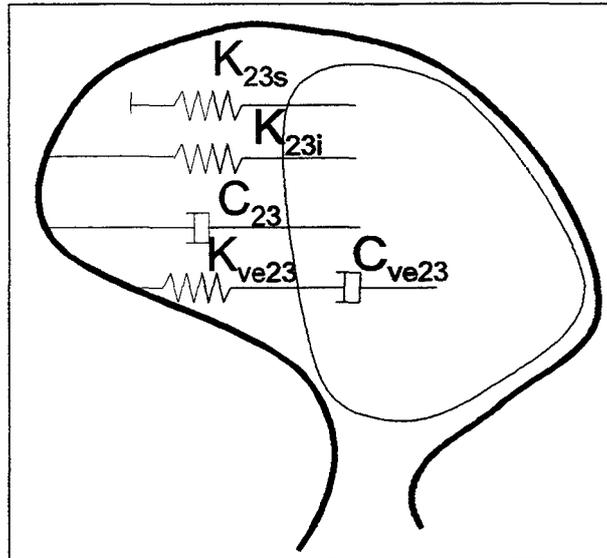


Figure 15 : Le "Brain Compliance Model" de Viano

7.3. Le modèle tri-masses de Willinger

La découverte d'une fréquence naturelle à 120Hz due à la masse du cerveau montre qu'un mouvement relatif cerveau/crâne apparaît dans la plage de fréquence 100-200Hz et amènent Willinger et Cie [WIL 90] à proposer un nouveau modèle masses/ressorts pour lequel la masse du cerveau est distincte des autres éléments anatomiques de la tête (fig.16).

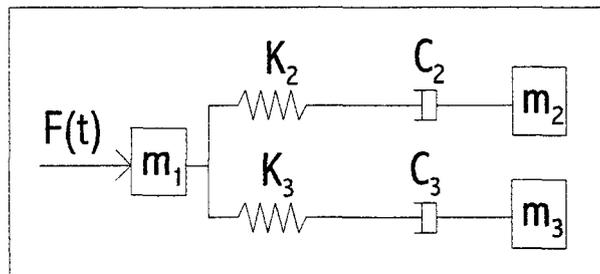


Figure 16 : Modèle tri-masses de Willinger

Où m_1 représente la masse de l'os frontal, m_2 la masse du cerveau et m_3 la masse des autres éléments anatomiques de la tête. K_2 , K_3 , C_2 et C_3 sont les composants qui permettent de prendre en compte les rigidités et amortissements de la boîte crânienne et de la masse cérébrale. Ce modèle a permis de mettre en évidence un changement de mécanisme de lésion en fonction des caractéristiques fréquentielles du choc, l'un lié aux déplacements relatifs cerveau/crâne, le second lié au chargement inertiel du cerveau [TAL 95].

Willinger et Cie [WIL 92] identifient les caractéristiques du modèle pour le sujet humain vivant et cadavérique :

Tête	m_1 (kg)	m_2 (kg)	m_3 (kg)	K_2 (N/m)	K_3 (N/m)	C_2 (Ns/m)	C_3 (Ns/m)
In vivo	0.4	1.6	2.2	0.7^E6	10^E6	200	1500
In vitro	0.8	1.7	3.6	0.7^E6	25^E6	600	70

Tableau 3 : Caractéristiques du modèle tri masses de Willinger

Notons finalement que l'ensemble de ces modèles masses/ressorts permettent d'accéder à des grandeurs physiques globales. Ils n'apportent en revanche aucun renseignement sur l'état des contraintes intracrânielles qui sont à l'origine de certaines lésions.

8. Conclusions

En cas de sollicitations dynamiques, la tête est souvent le siège de multiples lésions dont nous connaissons mal leurs genèses, et qui parfois peuvent être irréversibles, voire fatales. De part sa constitution anatomique, les blessures qui affectent la tête, varient de la fracture osseuse simple sans conséquence sur les tissus internes de la boîte crânienne, aux lésions vasculaires et neurologiques. Explorées au moyen de diverses approches expérimentales et numériques, impliquant des sujets cadavériques, des animaux, des volontaires et des modèles physiques, la compréhension des mécanismes de développement de ces lésions et l'identification de la tolérance n'ont pas encore été complètement élucidées, et constituent toujours un sujet de recherche d'actualité. Informations sine qua non dans l'élaboration d'un critère lésionnel, la méconnaissance de la biomécanique au choc de la tête explique pourquoi le HIC, développé sur la base des connaissances du début des années 60, reste usité de nos jours.

La définition du HIC provient d'une interprétation directe de signaux de mesures globaux acquis expérimentalement dans des conditions d'essais bien spécifiques. S'appuyant sur la courbe de la « Wayne State », les paramètres cinématiques considérés sont l'accélération linéaire et la durée d'application. Cette manière d'analyse repose par conséquent sur l'hypothèse que l'évolution du signal mesuré corrèle avec l'apparition des

lésions et qu'il constitue le paramètre principal intervenant dans la genèse des lésions. Ce postulat est toutefois erroné. En effet, diverses études expérimentales ont montré que d'une part, l'accélération angulaire constitue un paramètre fondamental dans le processus de développement des lésions axonales diffuses et des hématomes sous-duraux, et que d'autre part, les déformations par cisaillement dans la matière cérébrale s'apparenteraient au mécanisme de lésions de type neurologique.

D'autres critères, basés sur les résultats de modèles masses/ressorts, permettent de contrôler l'évolution globale des sollicitations mécaniques (déformations, contraintes, pressions) imposées aux constituants internes de la boîte crânienne. A titre d'exemple, le MSC permet de quantifier la déformation de l'encéphale dans la direction du choc. Insensibles aux accélérations angulaires, ces critères n'ont pas connu le succès escompté par leurs auteurs.

Calculé à partir d'une simulation éléments finis d'un modèle de tête, le CSDM, récemment proposé par Bandak, permet de contrôler la fraction volumique de l'encéphale qui a été sujette à un niveau de déformation supérieur à un seuil prédéfini comme tolérable. Bien que la validité d'un tel indice prédictif de lésions n'ait pas été établie, de telles propositions de critère laissent présager que dans le futur, l'évaluation du risque lésionnel de la tête pourrait être appréhendée au moyen de modèles de tête éléments finis.

La prolifération des modèles éléments finis de la tête ces dernières années témoigne de l'intérêt que portent les équipes de recherche dans le domaine de la biomécanique du choc de la tête, à ce genre d'outils. Cependant, de nombreuses questions sans réponse aujourd'hui, contraignent le développement de ces modèles. Dans le chapitre suivant, un état de l'art des modèles éléments finis est dressé, suivi de la présentation d'un modèle utilisé pour la suite de ces travaux de recherche.

Références

- BRI 70 Brinn J. and Staffeld S. E. *Evaluation of impact test accelerations: a damage index for the head and torso*. 14^{ième} Stapp Car Crash, SAE N°700902, pp188-220.
- CHA 81 Chapon A., Verriest J.P., Trauchessec et Dedoyan A.J. *Recherche à partir d'accidents réels de la vulnérabilité du cerveau*. Contrat CEE/ONSER, Rapport final phase 3 Projet F1, Octobre 1981.
- DOU 68 Douglass J.M., Nahum A.M. et Roberts S.B. *Applications of experimental head injury research*. 12^{ième} Stapp Car Crash, SAE N°680786, pp317-337.
- FAN 71 Fan W. R. S. *Internal head injury assessment*. 15^{ième} Stapp Car Crash, SAE N°710870, pp645-665.
- GAD 66 Gadd C.W. *Use of a weighted-impulse criterion for estimating injury hazard*. 10^{ième} Stapp Car Crash, SAE N°660793, pp164-174.
- GEN 82 Gennarelli T.A. et Thibault L.E. *Biomechanics of acute subdural hematoma*. The journal of trauma. Vol.22, N°8, pp.680-686.
- GEN 85 Gennarelli M.D. *The state of the art of head injury biomechanics*. 29^{ième} Conférence AAAM présentée le 9 octobre 1985, pp447-463.
- GOL 84 Goldsmith W. et Ommaya A.K. *Head and neck injury criteria and tolerance levels*. The biomechanics of impact trauma, Elsevier, 1984, pp149-190
- HOD 72 Hodgson V.R. et Thomas L.M. *Effect of long duration impact on head*. 16^{ième} Stapp Car Crash, SAE N°720956, pp292-295.
- KRA 90 Kramer F. et Appel H. *Evaluation of protection criteria on the basis of statistical biomechanics*. IRCOBI 1990, pp45-57.
- LIS 60 Lissner H.R., Lebow M. et Evans F.G. *Experimental studies on the relation between acceleration and intracranial pressure changes in man*. Surgery, Gynaecology and Obstetrics. 1960, vol.111, N°1, pp329-338.
- LOW 87 Low T.C. et Stalnaker R.L. *A lumped parameter approach to simulate the rotational head motion*. IRCOBI 1987, pp203-215.
- MAR 92 Margulies S.S. et Thibault L. *A proposed tolerance criterion for diffuse axonal injury in man*. J. Biomechanics, 1992, Vol.25, N°8, pp917-923.
- MER 94 Mertz H.J. et Irwin A.L. *Brain injury risk assessment of frontal crash test results*. SAE Paper N°941056, pp.1530-1537
- NEW 86 Newman J.A. *A Generalised Acceleration Model for Brain Injury threshold (GAMBIT)*. IRCOBI. Zurich, Switzerland, 2-4 September 1986, pp121-131.

- ONO 80 Ono K., Kikuchi A., Nakamura M., Kobayaski H. et Nakamura N. *Human head tolerance to sagittal impact reliable estimation deduced from experimental head injury using subhuman primates and human cadaver skulls*. 24^{ième} Stapp Car Crash, SAE N°801303, pp103-160.
- PRA 85 Prasad P. et Mertz H. *The position of the United States delegation to the ISO working group 6 on the use of HIC in the Automotive Environment*. SAE PT-43 N°851246, pp373-383.
- RYA 96 Ryan G.A. et Vilenius A.T.S. *Field and analytic observations of impact brain injury in fatally injured pedestrians*. In :Traumatic Brain Injury, ISBN913113-73-5, 1996, pp181-188.
- SLA 71 Slattenschek A., Tauffkirchen W. et Benedikter G. *The quantification of internal head injury by means of the phantom head and the impact assessment method*. 15^{ième} Stapp Car Crash, SAE N° 710879, pp742-766.
- STA 71a Stalnaker R.L., Fogle J.L. et McElhaney J.H. *Driving point impedance characteristics of the head*. J. Biomechanics, 1971, Vol.4-2, pp127-139.
- STA 71b Stalnaker R.L., McElhaney J.H. et Roberts V.L. *MSC Tolerance curve for human head impacts*. The ASME W. A. Conf., 1971, 71WA/BHF-10, pp1-9.
- STA 85 Stalnaker R.L., Lin A.C. et Guenther D.A. *The application of the new mean strain criterion*. Ircobi/AAAM, 1985, pp191-209.
- STA 87 Stalnaker R.L., Low T.C. et Lin A.C. *Translational energy criteria and its correlation with head injury in the sub-human primate*. IRCOBI 1987, pp223-238.
- STA 97 Stalnaker R.L., Burke W.V. et Hines M.H. *The translational energy criteria : a validation study for non-fracture head impacts*. SAE N°973337, pp301-314.
- TRO 92 Trosseille X. *Contribution à la recherche d'une alternative au critère de tolérance cérébrale (HIC) dans un environnement automobile*. Thèse de doctorat, soutenue le 10 juin 1992.
- VER 71 Versace J. *A review of the severity index*. 15^{ième} Stapp Car Crash, SAE N°710881, pp771-796.
- VIA 88 Viano D.C. *Biomechanics of head injury – Toward a theory linking head dynamic motion, brain tissue deformation and neural trauma*. 32^{ième} Stapp Car Crash, SAE N°881708, pp1-20.

- VIA 89 Viano D.C., King A.I., Melvin J.W. et Weber K. *Injury biomechanics research: an essential element in the prevention of trauma*. J. Biomechanics, 1989, Vol.22, N°5, pp.403-417.
- WIL 90 Willinger R. et Cesari D. *Determination of cerebral motion at impact through mechanical impedance measurement*. IRCOBI 1990,pp203-213.
- WIL 92 Willinger R., Ryan G.A. McLean A.J et Kopp C.M. *Mechanisms of brain injury related to mathematical modelling and epidemiological data*. IRCOBI 1992,pp179-192.

Chapitre 2

Les modèles Eléments Finis de la tête

Ce chapitre est consacré à l'étude du comportement de la tête au moyen d'une approche par éléments finis. Une analyse bibliographique précède la présentation d'un nouveau modèle de tête. La description de l'interface encéphale/LCR/crâne est assurée par glissement sans séparation du cortex cérébral sur le liquide céphalo-rachidien. La modélisation du liquide céphalo-rachidien est analysée au moyen de trois comportements différents : linéaire élastique, isotrope élasto-plastique hydrodynamique et hyper-élastique. Pour la validation et le choix du comportement du liquide céphalo-rachidien, des simulations représentatives d'essais expérimentaux menés sur têtes de sujets cadavériques et des simulations de ces essais menés récemment par Kang en 99 sont retenues. Finalement, la description du LCR par un matériau hyper-élastique est recommandée.

1. Introduction

La littérature fait état de divers modèles éléments finis de la tête. En 1982, Khalil et Viano [KHA 82] établissent un recensement des études les plus significatives mais concluent qu'aucun des modèles développés ne permet d'étudier la réponse du cerveau en cas de choc. Plus récemment, en 1993, Sauren et Cie [SAU 93] dressent un nouvel état de l'art, comptabilisent dix-sept publications significatives et une dizaine de modèles anatomiques de l'être humain développés entre 1982 et 1992 et concluent qu'aucun de ces modèles n'est réellement adapté à la prédiction d'un type et d'un niveau de gravité des lésions encourues pour une sollicitation donnée. Parmi les points les plus critiques, citons la définition géométrique des modèles, la représentativité des matériaux constitutifs, la description de l'interface crâne/encéphale et la validation globale des modèles. Dans ce qui suit, un recensement des études les plus significatives permet de justifier les précédents propos.

Avant d'aborder la présentation des modèles éléments finis, un rappel des campagnes expérimentales menées sur sujets cadavériques et utilisées comme moyen de validation des modèles est dressé.

2. Les expérimentations avec sujets cadavériques

2.1. Les travaux de Nahum

En 1977, Nahum et Cie [NAH 77] mènent deux campagnes expérimentales d'impact sur des têtes pressurisées de sujets cadavériques. Dans la première d'entre elles qui comporte huit tests, un cadavre différent est utilisé pour chaque essai alors que dans la seconde campagne, diverses configurations de choc sont appliquées pour un même spécimen. L'objectif principal de ces études est de mesurer la pression sous-arachnoïdienne en diverses localisations de la tête et de chercher à établir une corrélation entre ce champ de pression et les lésions induites. Pour chaque essai, le sujet est immobilisé en position assise et une masse rigide, en déplacement dans le plan sagittal moyen, vient le percuter sur l'os frontal du crâne dans la direction antéro-postérieure. La masse rigide, que nous dénommons maillet, a une masse qui varie de 5.23 à 23.09kg, et une vitesse initiale qui s'échelonne entre 8.41 et 12.95m/s. Les essais sont réalisés avec différents matériaux amortissants apposés sur le maillet. L'altération de la masse et de la vitesse initiale du maillet ainsi que des matériaux amortissants permet de multiplier les conditions de sollicitation.

Pour chaque essai, les accélérations linéaires dans le plan sagittal ainsi que l'effort d'impact sont enregistrés. Leurs intensités résultantes s'échelonnent de 1.52×10^3 à 3.9×10^3 m/s² et de 5.2 à 14.84kN. Dans la majorité des cas, les pressions sous-arachnoïdiennes sont mesurées sous la zone d'impact au niveau du frontal, sous l'os pariétal au niveau des sutures coronale et squamosale, et sous l'occipital en dessous de la suture lambdaïde (droit et gauche). De forts pics, positifs, de pressions sont enregistrés sous la zone d'impact, et dans certains cas, les pressions atteignent des valeurs négatives dans la région opposée au point d'impact.

2.2. Les travaux de Trosseille

Afin de valider ou modifier un modèle éléments finis défini en deux dimensions, Trosseille [TRO 92a] mène une campagne expérimentale avec trois cadavres. Chaque sujet est pressurisé et des impacts leurs sont administrés de sorte à réaliser des chocs à

dominantes linéaires ou angulaires. Le premier sujet (MS408) est utilisé pour trois configurations de choc, le second (MS428) pour deux essais et le dernier (MS429) pour une expérimentation. Installé en position assise, un impacteur (nu, avec matériau amortissant ou un volant) vient frapper le sujet. Les diverses configurations de choc sont répertoriées tableau 1. Lors de chaque essai, les accélérations de la boîte crânienne ont été mesurées en divers points, ce qui permet de recalculer les sollicitations globales exprimées en son centre de gravité. Pour les deux sujets MS408 et MS428, les pressions intracrâniennes sont enregistrées au niveau du frontal, du temporal et de l'occipital et les accélérations de la matière cérébrale sont mesurées dans le lobe frontal, occipital, dans le noyau lenticulaire et dans le centre ovale. Pour le dernier sujet, l'essai a été couplé à une autre campagne expérimentale concernant l'abdomen, et compte tenu du temps de préparation total de cet essai, seulement deux pressions et deux accélérations intracrâniennes ont été enregistrées.

<i>Réf. Essai</i>	<i>Impact sur</i>	<i>Impacteur</i>	<i>Masse</i>	<i>Vitesse</i>
MS408-1	Thorax	Impacteur seul	23.4kg	5m/s
MS408-2	Frontal	Matériau amortissant	23.4kg	5m/s
MS408-3	Nez	Volant	23.4kg	5m/s
MS428-1	Frontal	Matériau amortissant	23.4kg	6m/s
MS428-2	Nez	Volant	23.4kg	7m/s
MS429-1	Nez	Volant	23.4kg	7m/s

Tableau 1 : Configuration des essais réalisés par Trosseille

3. Les modèles éléments finis de tête humaine

Dans un souci de synthèse dans ce qui suit, seules les études les plus significatives et pour lesquelles les modèles reflètent les dernières évolutions dans le développement des modèles anatomiques de tête humaine par la méthode des éléments finis, seront présentées. Nous aborderons dans un premier temps, les modèles développés en deux dimensions avant d'évoquer ceux définis en trois dimensions.

3.1. Les modèles en deux dimensions

Parmi les modèles en deux dimensions, il convient de distinguer ceux qui représentent une section sagittale et qui constituent la majorité des cas, de ceux qui décrivent une section coronale.

3.1.1. Les modèles de section sagittale moyenne

Lighthall et Cie [LIG 89] développent sous NASTRAN un modèle composé de 510 nœuds, 437 éléments quadrilatéraux isoparamétriques et 74 éléments triangulaires (fig.1). A l'exception des nœuds situés au niveau du trou occipital, les nœuds situés en périphérie de la masse cérébrale sont reliés à des éléments coques rigides représentant le crâne. L'intérieur de la tête est modélisé comme une structure unique définie comme un matériau homogène, isotrope, avec un comportement linéaire élastique ($E=0.24\text{Mpa}$, $\nu=0.49$, $\rho=1\text{E-}6\text{kg/mm}^3$). Bien que le modèle n'ait pas été validé, deux simulations établies à partir d'accélération enregistrées sur mannequins Hybrid III lors d'essais expérimentaux ont été effectuées, afin de comparer les contraintes de cisaillement et les pressions induites, dans la structure intracrânienne. Dans le premier essai chariot, la tête du mannequin a heurté le moyeu d'un volant alors que dans le second essai, aucun impact sur la tête n'a été produit. La confrontation des pressions de deux éléments significatifs (frontal N°36 et occipital N°181) a engendré des différences de l'ordre de 70%. En ce qui concerne les contraintes de cisaillement calculées dans l'élément 118 (voûte), une différence de 27% a été constatée. Il est à noter que la sévérité relative des essais estimée par le HIC est contradictoire de celle estimée par les contraintes de cisaillement et les pressions maximales.

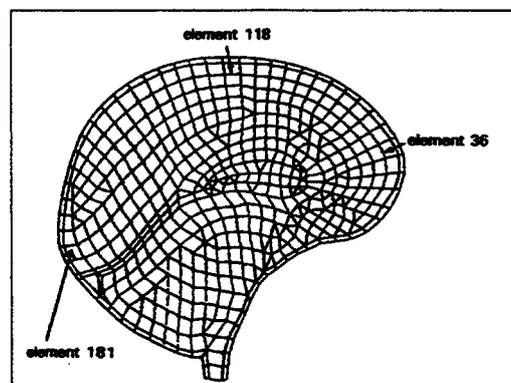


Figure 1: Modèle de Lighthall

Ueno et Cie [UEN 95] reprennent le précédent modèle afin d'analyser les effets respectifs et combinés des accélérations linéaires et angulaires sur la réponse de la masse cérébrale. Ueno et Cie montrent que l'accélération linéaire conditionne la pression intracrânienne alors que l'accélération angulaire agit sur les contraintes de cisaillement. Lorsque les deux types d'accélérations sont présentes, les pressions et les contraintes de cisaillement sont plus importantes.

Trosseille et Cie [TRO 92a] s'inspirent du modèle initial de Lighthall et apportent les modifications, suivantes :

- Modélisation de la tente du cervelet par une poutre extrêmement rigide $E=1^{E8}Pa$.
- Prise en compte de l'espace sous-arachnoïdien par la modélisation du liquide céphalo-rachidien en une couche d'éléments de caractéristique mécanique $G=0.2kPa$ et $\nu=0.49999$.
- Modification du coefficient de Poisson du matériau représentant la masse cérébrale. $\nu=0.45$ dans la zone occipitale et $\nu=0.499$ pour le reste du cerveau.

Des accélérations enregistrées sur des boxeurs ont permis de quantifier des sollicitations représentatives de sollicitations non lésionnelles pour l'être humain. Les simulations équivalentes aux coups reçus par ces boxeurs ont ensuite été accomplies en vue d'établir un seuil infra-lésionnel. Finalement, les résultats obtenus par le modèle initial et celui modifié par Trosseille montrent des différences importantes dans la distribution des contraintes de cisaillement, mais les auteurs ne tirent aucune conclusion concernant la validité de l'un plutôt que de l'autre modèle.

Willinger et Cie [WIL 92] développent un modèle composé de 549 nœuds et de 573 éléments quadrilatéraux et triangulaires (fig.2). Ce modèle est constitué de trois structures anatomiques : le crâne, l'encéphale et l'espace sous arachnoïdien. La boîte crânienne est fermée, et par conséquent ne tient pas compte du trou occipital. Les propriétés mécaniques définies pour la masse cérébrale et le crâne correspondent à des matériaux homogènes, isotropes, avec les comportements linéaires élastiques suivant :

Crâne : $E=50^{E8}Pa$, $\nu=0.2$.

Masse cérébrale : $E=675^{E3}Pa$, $\nu=0.48$.

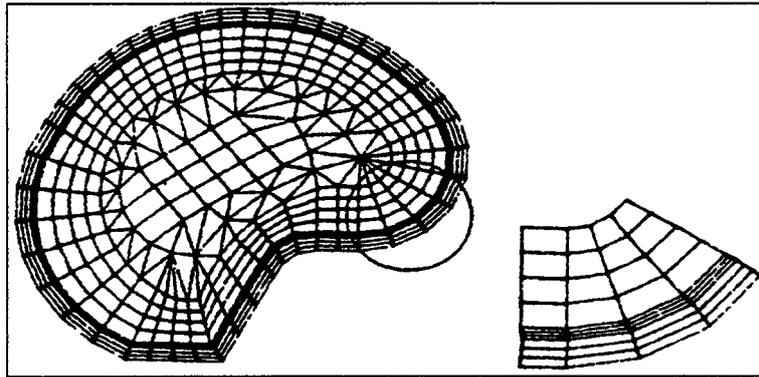


Figure 2 : Modèle 2D de Willinger

Le coefficient de Poisson du liquide céphalo-rachidien est imposé à 0.49. Son module d'Young constitue l'inconnue du problème qui est identifié par recalage du premier mode propre de la tête, enregistré in vivo. Finalement l'étude permettra de déterminer une valeur de E de 50Pa.

Chu et Cie [CHU 94] développent un modèle constitué de 1261 éléments quadrilatéraux et triangulaires isoparamétriques dans le but d'analyser le mécanisme lésionnel des contusions cérébrales (fig.3). Le modèle représente une section de la tête d'une épaisseur de 3.5cm et ne prend pas en compte la tente du cervelet. Le crâne et la matière cérébrale sont traités comme des matériaux homogènes, isotropes à comportements linéaires élastiques. Aucun mouvement relatif entre le parenchyme cérébral et la boîte crânienne n'est possible. Les caractéristiques mécaniques des matériaux sont extraites de la littérature et compte tenu de l'absence de la tente du cervelet dans le modèle, la masse cérébrale a été modélisée à l'aide des valeurs maximales identifiées. La validation du modèle repose sur les essais expérimentaux réalisés par Nahum et Cie [NAH 77]. L'analyse modale de la tête permet d'identifier une première fréquence de résonance à 119Hz, ce qui semble cohérent avec les valeurs expérimentales publiées. Afin de déterminer le mécanisme lésionnel des contusions cérébrales, Chu et Cie analysent la réponse du modèle en terme de pressions intracrâniennes et des contraintes de cisaillement calculées dans la masse cérébrale. Ils privilégient finalement la théorie qui associe les contraintes de cisaillement au développement des contusions cérébrales.

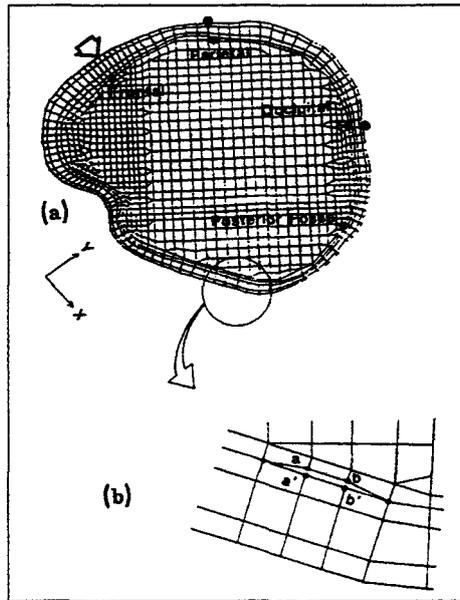


Figure 3 : Modèle de Chu

Kuijpers et Cie [KUI 95] développent un modèle d'une section d'une épaisseur d'1cm de la tête, constitué de 228 éléments triangulaires représentant la masse cérébrale et le crâne (fig.4). Le but de l'étude est d'étudier l'influence :

- De l'interface masse cérébrale/crâne (rigidement connecté avec ou sans trou occipital, libre avec ou sans trou occipital, connecté uniquement au niveau du trou occipital).
- De la jonction tête/cou (définition ou non de contraintes représentatives des effets du cou),
- Des propriétés matérielles du cerveau (linéaire élastique ou viscoélastique).

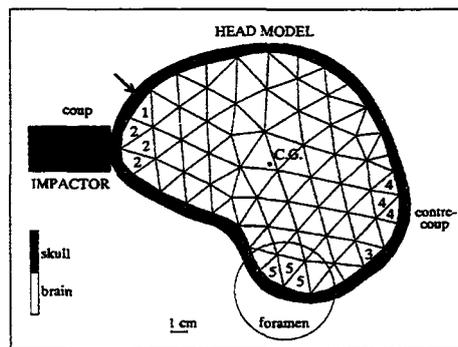


Figure 4 : Modèle de Kuijpers

Les matériaux sont considérés homogènes et isotropes et les caractéristiques sont issues de la littérature. Le comportement du crâne est défini linéaire élastique pour toutes

les simulations. Le modèle est validé sur les essais expérimentaux réalisés par Nahum et Cie [NAH 77]. Kuijpers et Cie montrent que les pressions sous la zone de contact sont en meilleures adéquations avec les résultats expérimentaux de Nahum lorsque l'interface entre le crâne et la masse cérébrale est libre. Les restrictions induites par la présence du cou influencent la cartographie des déformations et des contraintes de cisaillement de la matière cérébrale. Les résultats obtenus avec divers comportements viscoélastiques de l'encéphale n'induisent pas de changements significatifs dans sa réponse sous sollicitations dynamiques. Ce constat laisse présumer les auteurs que le phénomène responsable de la distribution des pressions intracrâniennes pour le modèle étudié, dépend essentiellement des propriétés instantanées (élastique) du matériau choisi pour représenter l'encéphale.

3.1.2. Les modèles de section coronale

Ruan et Cie [RUA 91] étudient la réponse dynamique de la tête humaine sous impact latéral et développent trois modèles (fig.5). Le premier, axisymétrique, est composé d'une simple coque sphérique remplie d'un fluide non visqueux. Les deux autres représentent une section coronale de tête humaine située 10mm derrière le conduit auditif interne. Pour le second modèle, seuls la masse cérébrale et le crâne sont modélisés, alors que le troisième comprend une représentation du liquide céphalo-rachidien, de la faux du cerveau, de la dure mère et de la tente du cervelet. Pour chacun des modèles, deux approches sont abordées. La première, réalisée avec le code MARC, permet d'identifier la réponse modale des modèles. La seconde, effectuée avec le code ANSYS, a pour but d'identifier la distribution des pressions intracrâniennes en cas de choc latéral.

Les matériaux utilisés pour le modèle sont homogènes, isotropes à comportements linéaires élastiques. Le but de l'étude est de déterminer d'une part l'influence des membranes et des propriétés mécaniques des divers éléments anatomiques sur la réponse dynamique du cerveau en cas de choc latéral, et d'autre part de comparer la distribution des pressions entre le modèle axisymétrique et les modèles de section coronale. Parmi les conclusions dressées par Ruan et Cie, citons les suivantes :

- Les membranes agissent sur la réponse dynamique de la masse cérébrale de façon significative en cas d'impact latéral. Elles ont tendances à rigidifier la masse cérébrale et par conséquent, augmenter ses fréquences propres. La présence des membranes perturbe la variation des pressions intracrâniennes et modifie leurs distributions, avec

notamment des pressions négatives identifiées en d'autre zone que la région du contrecoup.

- Par modification des paramètres mécaniques des matériaux, des variations significatives de l'amplitude des pressions atteintes ont été observées, sans pour autant en modifier sa cartographie

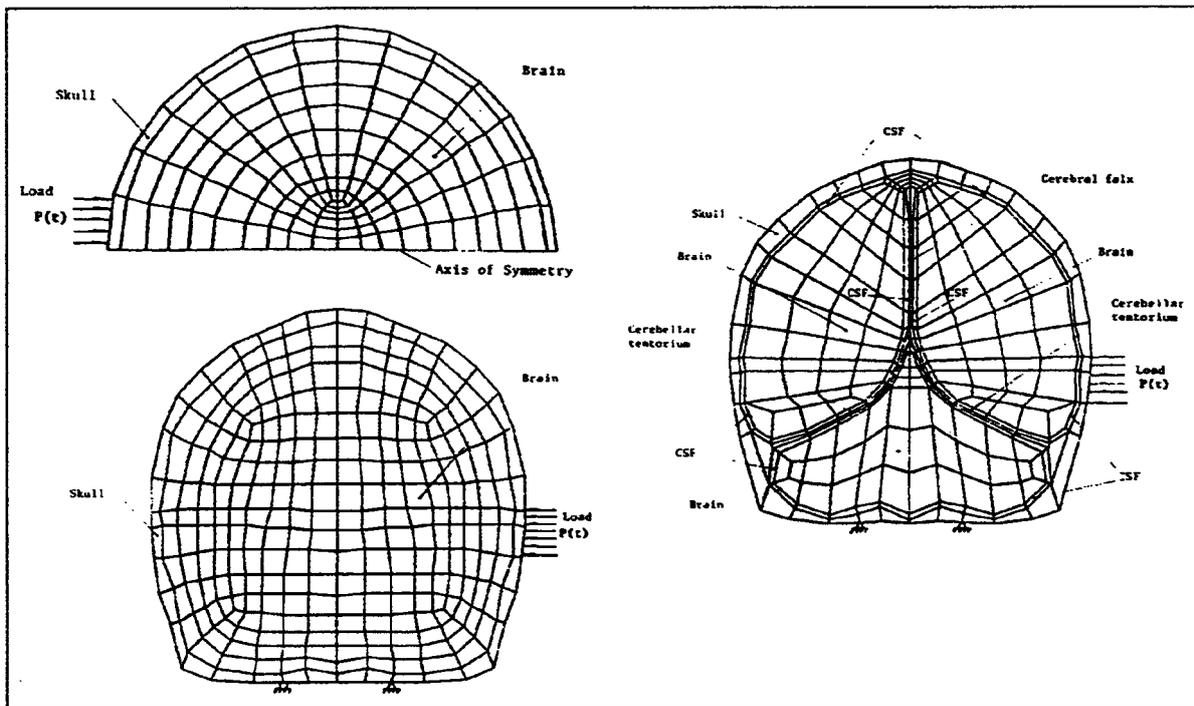


Figure 5 : Modèles 2D de Ruan

Afin d'étudier l'influence de la taille du cerveau et des propriétés mécaniques des matériaux sur la réponse dynamique de la tête, Prange et Cie [PRA 99] élaborent un modèle d'une épaisseur de 2mm représentatif d'une section coronale de tête d'un adulte humain. Pour définir un maillage représentatif d'une tête plus petite, assimilable à celle d'un enfant selon les auteurs, le précédent maillage est modifié par un facteur homothétique. Pour prendre en compte l'évolution des caractéristiques mécaniques de l'encéphale en fonction de l'âge, le comportement du cerveau de l'enfant est assimilé à celui d'un porcelet de 5 jours, et celui de l'adulte humain à celui d'un porc d'un an. Des caractérisations expérimentales sont réalisées pour chacun des deux substituts.

Les simulations en fonction des divers paramètres de l'étude montrent que la taille du cerveau aurait une forte influence sur les déformations intracrâniennes. Dans une

proportion plus faible, il en serait de même pour les propriétés mécaniques des matériaux. Enfin, la validité de la loi de proportionnalité entre la masse du cerveau et les sollicitations dynamiques proposées par Ommaya [OMM 67] est analysée. Il est conclu que si les caractéristiques du cerveau sont inchangées entre les 2 maillages, les déformations induites sont du même ordre de grandeur mais réparties selon une cartographie différente. Par contre, si les géométries sont considérées différentes, les contraintes et pressions calculées par le modèle sollicité suivant la théorie d'Ommaya, surestimeraient celles calculées avec un modèle de géométrie plus petite.

3.2. Les modèles en trois dimensions

En 1993, Ruan et Cie [RUA 93] développent sous le code PAM-CRASH un modèle complet de tête humaine afin d'étudier la réponse dynamique de la tête lorsqu'elle est soumise à un impact direct par un impacteur rigide (fig.6). Ce modèle comporte une représentation du cuir chevelu, du crâne (constitué de trois épaisseurs représentant l'os spongieux emprisonné entre les tables interne et externe et ouvert au niveau du trou occipital), du liquide céphalo-rachidien, de la dure mère, de la faux du cerveau et du cerveau. Le crâne, le liquide céphalo-rachidien et le cerveau sont modélisés par des éléments briques à un point d'intégration. Le cuir chevelu, la dure mère et la faux du cerveau sont modélisés par des éléments coques. Le cerveau suit une loi viscoélastique alors que les autres matériaux sont définis élastiques. En traction/compression, les caractéristiques du cerveau sont $E=3.075^{E5}Pa$ et $\nu=0.4996$, alors qu'en cisaillement, le comportement viscoélastique est régi par $G(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty}) \cdot e^{-\beta t}$ avec $G_0 = 5.28^{E5} Pa$, $G_{\infty} = 1.68^{E5} Pa$ et $\beta = 0.035ms^{-1}$. Le modèle comporte 6080 nœuds, 5456 éléments briques et 1895 éléments coques.

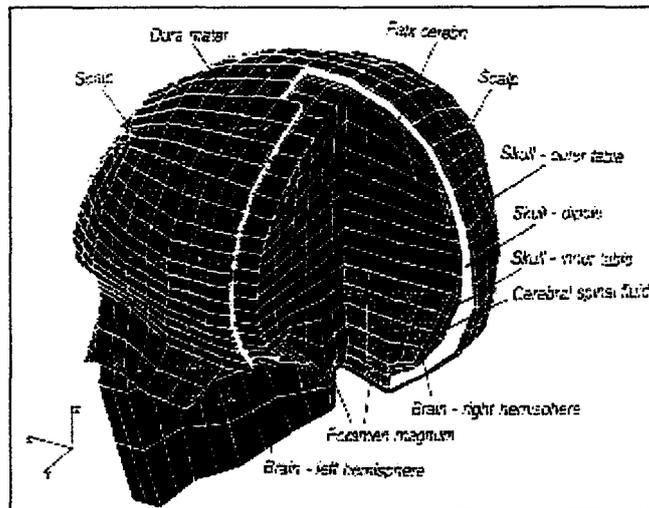


Figure 6 : Modèle 3D de Ruan

Pour valider le modèle, les premières simulations sont représentatives des essais expérimentaux, accomplis par Nahum et Cie [NAH 77]. Il est à noter que l'orientation initiale du modèle de tête dans le plan sagittal ne correspond pas à celle des expérimentations. La confrontation des données expérimentales et des résultats numériques en terme d'effort d'impact, d'accélération linéaire de la tête et des pressions de coup et contrecoup montre une bonne adéquation. Sous sollicitation frontale, les pressions intracrâniennes sont uniformément distribuées à travers le cerveau. Sous la région de l'impact, le cerveau est comprimé et subit une traction au point opposé. Les contraintes de cisaillement maximales sont identifiées au niveau du tronc cérébral et près de la zone d'impact. Pour le crâne, les contraintes de von Mises les plus importantes sont calculées sous le point d'impact, engendrées par de fortes contraintes de flexion. Ruan et Cie mettent en évidence le phénomène de contrecoup en fonction de la localisation du point d'application de l'effort d'impact. Leur modèle prédit en effet des pressions de contrecoup plus importantes en cas de choc occipital que frontal, ce qui confirme les observations cliniques.

Ce modèle a ensuite été intégré à un modèle multicorps de mannequin Hybrid III [RUA 94], réalisé par un couplage MADYMO et PAM CRASH. Le cou est décomposé en 4 corps, articulés par des joints de flexion et torsion. Sa base est reliée au thorax par une connexion rigide et sa partie supérieure au crâne par des contraintes nodales. Le modèle Hybrid III est constitué de 15 corps rigides. Le modèle du véhicule est constitué d'un pare-chocs, d'un moteur et d'un habitacle automobile reliés par des ressorts non linéaires. Trois

simulations ont été réalisées. La première correspond à un impact frontal de 50km/h contre une barrière rigide avec 100% de recouvrement, avec un sac gonflable comme moyen de protection. Pour les deux suivantes, la vitesse d'impact est de 56km/h et en plus du sac gonflable, le mannequin est retenu par une ceinture 3 points, l'unique différence concerne la rigidification du bloc avant du véhicule pour la troisième simulation. La seconde collision s'avère la moins sévère. Néanmoins, bien qu'il soit possible de comparer les résultats des trois simulations, en aucun cas, la validité des résultats ne peut être justifiée.

En 1996, ce modèle de tête a été utilisé pour étudier sa réponse fréquentielle [RUA 96]. Ruan et Cie ont étudié l'influence de certains paramètres sur la réponse modale du modèle, notamment l'épaisseur et le type d'éléments du crâne et les propriétés du matériau représentant le liquide céphalo-rachidien. Les résultats montrent qu'essentiellement seuls les deux premiers modes sont affectés par le type d'éléments du crâne et leurs épaisseurs. Les propriétés du liquide céphalo-rachidien n'influencent guère la réponse modale de la tête.

Zhou et Cie [ZHO 95] apportent des évolutions (fig.7) au modèle de Ruan et Cie [RUA 93]. Ils intègrent notamment au modèle géométrique une différenciation entre la matière grise et blanche et modélisent les ventricules et les veines en pont. Ils souhaitent de plus analyser les performances du modèle en cas d'impact générant de grandes rotations dans le plan sagittal et évaluer l'influence d'un matériau homogène ou hétérogène sur le comportement de la masse cérébrale. Une nouvelle discrétisation a été réalisée, le nombre d'éléments du cerveau est multiplié par 5 en comparaison de celui du modèle de Ruan et Cie. Le nouveau modèle est finalement basé sur 17656 nœuds et constitué de 22995 éléments. Excepté le cerveau considéré élastique, les propriétés des matériaux sont similaires à ceux de Ruan et Cie. Pour les matériaux des matières blanche et grise, Zhou et Cie s'appuient sur une étude préalable qu'ils ont menée sur des cerveaux de porcs. Ils imposent le même coefficient de Poisson aux deux matériaux et choisissent un module d'Young de la matière blanche, 60% plus important que celui de la matière grise. La durée d'étude se limite à 10ms.

Zhou et Cie montrent que la différenciation entre matière grise et blanche et la prise en compte des ventricules permettent de prédire des contraintes de cisaillement plus fortes au niveau du corps calleux et du tronc cérébral, caractéristiques qui pourraient être un

indice de blessures axonales diffuses. L'hétérogénéité du cerveau n'influence pas la distribution des pressions intracrâniennes. Enfin, en cas d'impact frontal, les veines en pont sont sujettes à des déformations par traction importantes en phase de post impact dues au rebond du cerveau, ce qui pourrait expliquer la genèse des hématomes sous duraux. Dans une seconde étude, Zhou et Cie [ZHO 96a] analysent l'effet de la modélisation du cerveau inhomogène défini par deux matériaux viscoélastiques en cas d'impact frontal ou latéral. La comparaison entre les résultats obtenus avec des matériaux hétérogènes à comportement élastique et viscoélastique montre de fortes similarités. L'utilisation de comportement élastique n'est par conséquent pas irréaliste.

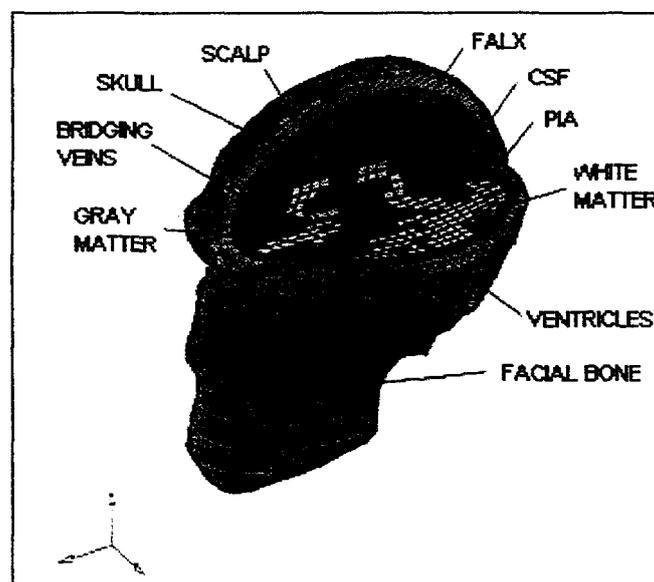


Figure 7 : Modèle de Zhou

Zhou et Cie [ZHO 96b] appliquent leur modèle à la simulation d'une collision latérale, représentative d'un cas réel d'accident. Pour la victime considérée, l'accident est de type latéral. Une simulation multicorps de la collision est réalisée avec MADYMO. Compte tenu des nombreuses approximations relatives au modèle multicorps soulignées par Zhou et Cie, ils estiment que la sollicitation principale exprimée au centre de gravité de la tête correspond à une rotation dans le plan coronal de l'ordre de 20krad/s^2 avec une composante linéaire résultante de 220g. Ces sollicitations sont appliquées au modèle éléments finis. Les résultats de la simulation montrent que les contraintes de cisaillement calculées par le modèle se localisent dans des régions proches des zones endommagées identifiées par autopsie. Zhou et Cie concluent en soulignant que malgré les grossières estimations, la démarche d'analyse pourrait se révéler intéressante pour identifier les

mécanismes de blessures de la tête représentatifs de ceux développés dans les accidents de la circulation.

Al-Bsharat et Cie [Al-B 99] apportent de nouvelles modifications au modèle de Zhou afin que ce dernier prédise mieux le mouvement relatif cerveau/crâne. Quatre modifications sont apportées :

- Prise en compte d'un glissement relatif LCR/crâne par introduction d'une interface de contact de type 33 sous Pam-crashTM correspondant à une gestion de contact entre les matériaux représentant l'encéphale et la pie-mère. Cette approche s'est révélée meilleure par la suite qu'une autre envisagée et qui consistait à laisser un espace variant entre 1 et 2 mm entre le crâne et le cerveau et de gérer le contact par une méthode de pénalité. Cette deuxième hypothèse présente le désavantage de perturber la distribution des pressions intracrâniennes en fonction des temps de contact.
- Amélioration de la représentativité anatomique de la boîte crânienne et maillage du crâne par trois couches d'éléments briques.
- Amélioration de la qualité du maillage dans la région postérieure de l'encéphale.
- Attribution de nouveaux comportements mécaniques aux matériaux représentant les matières grises et blanches du cerveau. Le module de compression est fixé à 2.19^{E6} GPa puisque selon les auteurs il n'aurait aucune influence sur les résultats. Pour le comportement en cisaillement, de nouveaux comportements viscoélastiques sont imposés.

Pour valider les dernières modifications, des essais cadavériques (impacts occipitaux) sont menés, visant à mesurer le déplacement relatif du cerveau par rapport au crâne. Les simulations de ces expérimentations ainsi que celles de Nahum [NAH 77], permettent d'évaluer la représentativité du modèle. Finalement, avec les dernières évolutions du modèle, une erreur d'environ 10% est commise sur les déplacements intracrâniens.

Dimasi et Cie [DIM 91] réalisent un modèle anatomique (fig.8) afin d'analyser les contraintes corticales occasionnées par les chocs de la tête dans les accidents automobiles. Le maillage est réalisé avec le code INGRID et le code de calcul éléments finis est DYNA3D. Leur modèle est constitué des deux hémisphères cérébraux, de la faux du

cerveau et de la dure mère, et enfin d'une enveloppe extérieure représentant le crâne. Le comportement du crâne et de la dure mère est défini linéaire élastique, alors que celui du cerveau est supposé viscoélastique. Le glissement entre le cortex cérébral et les méninges est géré par une condition de glissement. Un impact contre un montant de baie sans et avec padding est simulé. Dans le premier cas, le pic d'accélération linéaire, d'une durée de 3.9ms, atteint 303g alors que dans le second cas, la durée de l'accélération est de 5.3ms et ne dépasse pas 165g. La comparaison des simulations montre que l'impact sans padding engendre des déformations principales et des contraintes de cisaillement maximales deux fois plus importantes que celles atteintes avec padding.

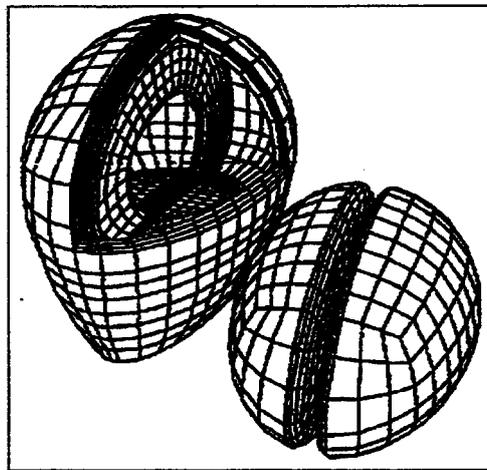


Figure 8 : Modèle de Dimasi

Bandak et Cie [BAN 94] s'appuient sur le précédent modèle et modifient l'interface de contact entre le cortex cérébral et les méninges. Ils considèrent cette fois le crâne comme rigide. A l'instant initial de la simulation, la surface extérieure de la masse cérébrale et la surface interne de la dure mère sont définies coïncidentes. Le contact se rompt lorsqu'un niveau de sollicitation en traction ou en cisaillement est atteint. L'intensité admissible peut être définie en fonction de la distance des deux surfaces. La particularité de cette étude concerne le développement du CDSM (Cumulative Damage Strain Measure) qui représente un moyen de mesure pour évaluer l'étendue et la gravité des dommages par déformations à l'intérieur de la masse cérébrale. Ce calcul revient à évaluer la fraction volumique de la masse cérébrale qui a atteint une certaine déformation durant la simulation. Bandak et Cie estiment que cette entité pourrait servir d'indice de prédiction des blessures du cerveau provoquées par déformations. Le développement de cet indice spécifique de blessures dérive des observations expérimentales révélant que les défaillances

fonctionnelles des axones ne sont pas nécessairement accompagnées de leur rupture mécanique. Les fractions volumiques calculées pour des niveaux donnés de déformations montrent qu'elles sont principalement subordonnées aux accélérations angulaires de la tête, ce qui corrobore les observations expérimentales des pathologistes Ommaya et Gennarelli.

Dimasi et Cie [DIM 95] identifient des sollicitations dynamiques de la tête au moyen d'essais expérimentaux. Celles-ci sont ensuite appliquées comme conditions de chargement de leur modèle. Une comparaison de simulations d'un impact de la tête contre un montant de baie d'une part et contre le pied milieu d'un habitacle automobile d'autre part est réalisée. Alors que les valeurs de HIC sont similaires (854 et 791), à niveau de déformation équivalente, les volumes CDSM calculés pour l'impact contre le montant de baie sont toujours plus importants que ceux calculés pour l'impact contre le pied milieu. En réalité, la comparaison des sollicitations dynamiques de la tête révèle que les accélérations angulaires engendrées lors de l'impact contre le montant de baie sont plus importantes que celles induites par l'impact contre le pied milieu. Le CDSM semblerait finalement sensible aux accélérations angulaires, et pourrait permettre de prédire les blessures des tissus mous que le HIC ne permet pas d'évaluer. Dimasi et Cie remarquent néanmoins que ce ne sont que des premiers constats et que des études supplémentaires sont nécessaires avant de tirer des conclusions trop hâtives.

Willinger et Cie [WIL 95, TAL 95] développent sous RADIOSS un modèle de tête humaine composé du crâne, du liquide céphalo-rachidien, du cerveau, du cervelet et du tronc cérébral (fig.9). La géométrie du modèle est acquise à partir d'imageries médicales. Le modèle comporte 4568 éléments briques représentant le cerveau et le liquide céphalo-rachidien, 247 éléments coques pour la faux du cerveau et la tente du cervelet et 1398 éléments coques pour le crâne. Le liquide céphalo-rachidien est composé de deux matériaux, le premier est localisé à l'interface de la masse cérébrale et de la boîte crânienne alors que le second comble l'espace entre les différents constituants de la masse cérébrale. Les caractéristiques des matériaux sont extraites de la littérature, excepté celles du liquide céphalo-rachidien, qui constituent les variables du problème et qui sont identifiées par recalage des premiers modes propres du modèle sur ceux identifiés sur des sujets humains *in vivo*. Les caractéristiques des matériaux sont les suivantes :

	Module d'Young (kPa)	Coefficient de Poisson	Masse volumique (kg/m ³)
Masse cérébrale	675	0.48	1140
LCR 1(interface crâne/encéphale)	10	0.499	1040
LCR 2	100	0.49	1040
Faux du cerveau, Tente du cervelet	31500	0.45	1140
Crâne	50 ^{E5}	0.21	1500

Tableau 2 : Caractéristiques des matériaux constitutifs du modèle de tête de Willinger

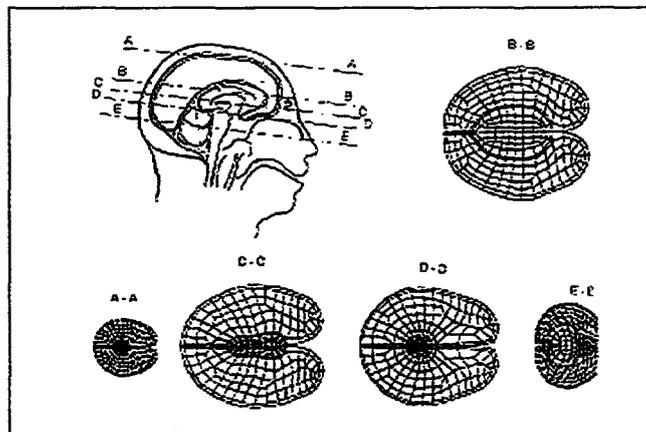


Figure 9 : Modèle 3D de Willinger

Cinq expérimentations menées sur sujets cadavériques [TRO 92b] ont été simulées avec le modèle précédent [TUR 96]. Notons quelques modifications apportées au modèle, notamment le comportement de la masse cérébrale. Ce matériau est défini viscoélastique ($K = 5.625^{E6}$ Pa et $G(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty}) \cdot e^{-\beta t}$ avec $G_0 = 5.28^{E5}$ Pa, $G_{\infty} = 1.68^{E5}$ Pa et $\beta = 0.035 \text{ms}^{-1}$). Le crâne, sans représentation du trou occipital, est supposé rigide. Pour chaque test simulé, le maillage a été réajusté au mieux avec la géométrie des têtes cadavériques. Globalement, la réponse du modèle est cohérente mais le modèle n'est pas une représentation parfaite des expérimentations. Le modèle prédit des oscillations importantes qui ne sont pas observées expérimentalement. Ces vibrations sont sensibles au module d'Young du liquide céphalo-rachidien et non pas aux propriétés amortissantes de la masse cérébrale. Les valeurs préconisées par Ruan et Cie [RUA 93] pour le LCR donnent de meilleurs résultats. Pour les pressions intracrâniennes, bien que les tendances soient

respectées, quelques problèmes subsistent quant à leurs intensités. Finalement, les caractéristiques identifiées par Willinger et Cie [WIL 95] sont remises en question : Identifiées sur des résultats d'expérimentation in vivo, sont-elles valables pour des expérimentations avec cadavres ? Ces résultats amènent les auteurs à conclure que de nouvelles études, notamment au niveau de l'interface masse cérébrale/crâne, sont nécessaires avant d'utiliser le modèle comme outil de prédiction des blessures.

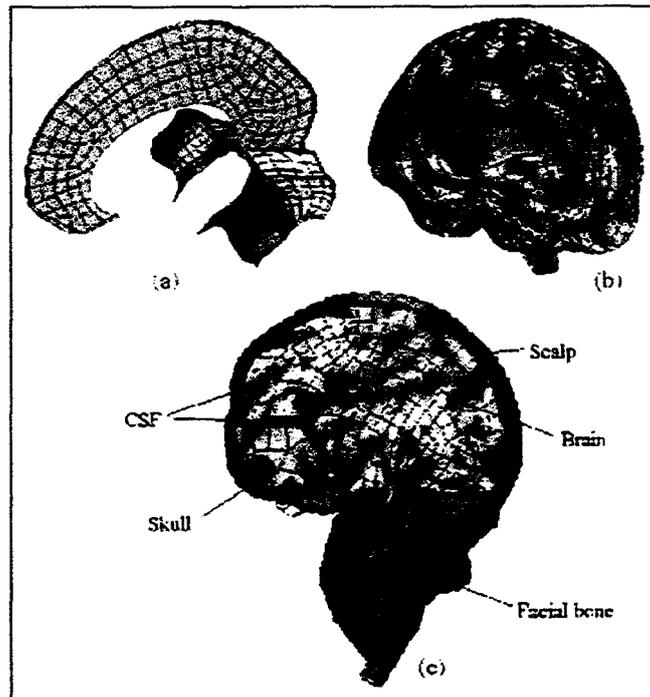


Figure 10 : Modèle de Kang

Le modèle précédent abandonné, Kang et Cie [KAN 97] développent un nouveau modèle complet de la tête (fig.10). Ce modèle est composé du crâne, de la faux du cerveau, de la tente du cervelet, de l'espace sous-arachnoïdien, du cuir chevelu, du cerveau, du cervelet et du tronc cérébral. Le modèle comporte 11939 nœuds, 13208 éléments dont 10395 de type briques et 2813 coques. Les matériaux sont supposés homogènes et isotropes. Excepté l'encéphale décrit avec un comportement viscoélastique, les autres matériaux sont élastiques. Le module d'Young du liquide céphalo-rachidien correspond à celui identifié par Willinger et Cie [WIL 95]. Le crâne est modélisé par un matériau composite constitué de trois épaisseurs représentant le diplôé, les tables externe et interne. Les caractéristiques des autres matériaux sont issues du modèle de Zhou [ZHO 95]. Le modèle est validé sur la base des travaux de Nahum [NAH 77]. Le modèle est ensuite

utilisé pour la reconstruction d'un accident de motocyclistes. Une autopsie a été pratiquée sur le pilote décédé une heure après l'accident. De nombreuses blessures ont été recensées (contusion corticale, hémاتome sous-arachnoïdien et lacération du tronc cérébral). Par essais expérimentaux sur puits de chute, en cherchant à reproduire les déformations observées sur le casque de la victime, des sollicitations ont été identifiées. Celles-ci ont été appliquées au modèle éléments finis de la tête. Les auteurs identifient une correspondance entre la distribution des contraintes de cisaillement intracrâniennes et la contusion cérébrale de la victime.

Un modèle constitué du crâne, de la matière cérébrale et de la face est développé par Claessens [CLA 97]. La géométrie est construite sur la base d'imageries médicales. Le modèle a été évalué, d'une part par rapport à sa réponse modale, et d'autre part avec les essais expérimentaux menés par Nahum [NAH 77]. Des similarités sont observées entre les réponses numériques et expérimentales, bien que les pics de pression numériques, notamment dans la région de contrecoup, soient surestimés. Une étude paramétrique, menée en trois temps est réalisée. Elle a pour but de quantifier l'influence du module d'Young du cerveau, d'évaluer l'importance de la modélisation de l'interface cerveau/crâne et d'étudier le rôle joué par les méninges en cas de choc.

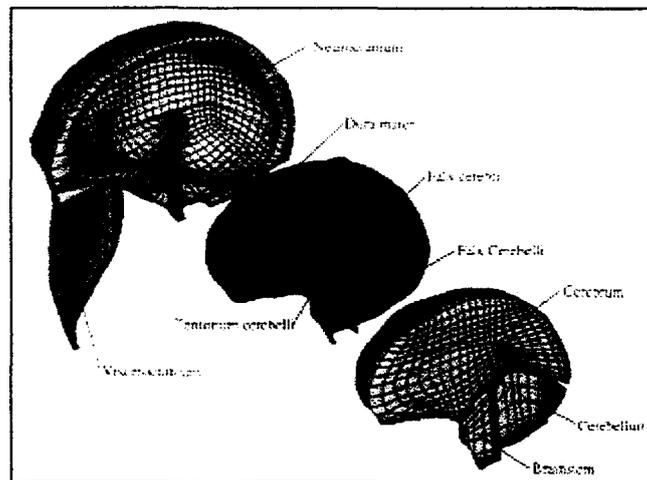


Figure 11 : Nouveau modèle de l'université d'Eindhoven

Ce modèle est modifié dans le cadre du programme « ADRIA » [ADR 98]. Le maillage, tant au point de vue qualité de discrétisation que détails anatomiques est remis en question. Le nouveau modèle comporte finalement 3212 éléments briques pour le crâne, 3188 pour les méninges et 7692 pour la masse cérébrale. Après modification, les pics de

pression numériques sont encore surestimés. L'analyse effectuée au niveau de l'interface masse cérébrale/crâne n'a pas permis de modifier la condition initiale qui n'autorise aucun déplacement entre les deux entités. Le nouveau maillage est présenté fig.11.

4. Synthèse sur les modèles EF de la littérature

Le précédent état de l'art des modèles éléments finis de la tête témoigne d'une volonté partagée par diverses équipes de recherche de développer un outil de simulation et de prédiction des lésions crânio-encéphaliques. Cependant, de nombreuses interrogations subsistent et expliquent pourquoi de multiples travaux se poursuivent. Ce récapitulatif relate une grande diversité tant du point de vue représentation géométrique que des comportements affectés aux matériaux représentant les différentes structures anatomiques. A ce simple constat, il serait bon d'ajouter qu'au-delà de la méconnaissance du comportement mécanique moyen des divers tissus constitutifs de la tête s'ajoute l'ignorance de la variabilité du comportement des tissus d'un sujet à un autre, ce qui proscrit le rejet de certaines caractéristiques de certains auteurs. Le précédent inventaire des modèles éléments finis démontre de plus l'incertitude que soulève la représentation de l'interface crâne/LCR/encéphale et révèle une carence de données précises pour la validation des modèles complets. En effet, pour chacun des précédents modèles, la validation se limite généralement à la confrontation de pressions sous-arachnoïdiennes calculées par le modèle à celles mesurées expérimentalement par Nahum [NAH 77].

Ce défaut de données expérimentales peut s'expliquer par les difficultés qu'engendrent les expérimentations sur les tissus de constitution molle tels que l'encéphale, par l'impossibilité de reproduction expérimentale sur substituts de l'être humain de certaines lésions (neurologiques) et également du manque de biofidélité des substituts de l'être humain. Afin d'étendre le champ des investigations, nous avons décidé d'étendre les travaux de recherche à une catégorie particulière d'être humain que nous pourrions qualifier de "substituts" : les victimes d'accidents.

Nous avons établi que la reconstruction des événements générateurs de lésions crânio-encéphaliques fournirait les conditions de sollicitations auxquelles les victimes ont été sujettes durant leur accident, ce qui permettrait d'établir une base de données "sollicitations – lésions engendrées". A terme, par multiplication des cas reconstruits, la

confrontation des simulations des comportements de la tête à l'aide d'un modèle éléments finis et des lésions engendrées pour les victimes, devrait permettre d'associer des types de réponses spécifiques (déformations, contraintes, pressions, etc.) de certains tissus à des lésions particulières. Afin d'atteindre cet objectif, nous avons redéfini un modèle éléments finis, constitué dans un premier temps, de la boîte crânienne, du liquide céphalo-rachidien et de l'encéphale.

5. Elaboration et Caractéristiques du modèle éléments finis

La première étape du développement du modèle éléments finis de tête a nécessité de choisir les constituants anatomiques à se préoccuper, de choisir la représentation de l'interface crâne/liquide céphalo-rachidien/encéphale et d'associer un comportement mécanique aux différentes structures modélisées.

Etant donné que dans un premier temps, nous souhaitons nous focaliser principalement sur les blessures encéphaliques, seules les structures supposées avoir une influence significative sur la réponse du cerveau ont été prises en compte. Par conséquent, ont été représentés l'encéphale, le liquide céphalo-rachidien, la faux du cerveau, la tente du cervelet et la boîte crânienne avec son trou occipital. La représentation de l'interface crâne/liquide céphalo-rachidien/encéphale a fait l'objet d'une attention particulière. Parmi les méthodes retenues dans les divers modèles publiés dans la littérature, il convient de distinguer les solutions recensées tableau 3, mais pour lesquelles des inconvénients sont à noter.

Dans notre modèle nous avons finalement opté pour une interface de glissement sans séparation entre le LCR et l'encéphale correspondant à une interface référencée de type 1 dans le code Pam-Crash™, de sorte que le mouvement relatif encéphale/crâne ne soit pas restreint et qu'aucun vide ne se crée entre la matière cérébrale et le LCR. Cette représentation est également conforme à la constatation de Kuijpers et Cie [KUI 96] qui concluaient que la définition d'une interface libre (glissement entre l'encéphale et le crâne), permettait une meilleure adéquation des pressions sous-arachnoïdiennes sous la zone d'impact. Le volume délimitant le LCR recouvre entièrement le cortex cérébral en séparant les deux hémisphères droit et gauche de part et d'autre de la faux du cerveau, et en suivant le contour de la tente du cervelet dans les loges cérébrale et cérébelleuse.

<i>Solution</i>	<i>Inconvénients</i>
Crâne et encéphale liés sans représentation du LCR [LIG 89, CHU 94]	Aucun mouvement relatif possible entre l'encéphale et le crâne
Maillage continu, modélisation du LCR avec un faible module de cisaillement [RUA 91, ZHO 95, WIL 95, KAN 99]	Mauvaise prédiction du mouvement relatif de l'encéphale/crâne [Al-B 99]
Définition d'une interface de glissement entre le cortex cérébral et le LCR avec prise en compte d'un frottement par un coefficient de Coulomb [DIM 91]	Création d'un vide, ne permet pas de prédire aisément le phénomène de coup/contrecoup
Définition d'une interface de glissement entre la dure- mère et l'encéphale avec imposition d'une force de résistance tant en traction qu'en cisaillement susceptible de se rompre [BAN 94]	Paramètres de rupture dénués de sens physique, création d'un vide, ne permet pas de prédire aisément le phénomène de coup/contrecoup
Définition d'une interface de contact entre le LCR et l'encéphale [Al-B 99]	Création d'un vide, ne permet pas de prédire aisément le phénomène de coup/contrecoup

Tableau 3 : Description des modélisations de l'interface crâne/encéphale dans les modèles de la littérature

Afin de réaliser le maillage, des enveloppes géométriques représentant l'anthropométrie des structures anatomiques d'une tête d'un adulte équivalent à un 50^{ième} centile ont été créés. Une surface représentant l'intérieur de la boîte crânienne (table interne) percée du trou occipital a été réalisée. Deux surfaces idéalisant la faux du cerveau et la tente du cervelet ont été construites ainsi qu'une quatrième, représentative de la masse cérébrale, constituée du tronc cérébral, du cervelet et des deux hémisphères. Pour la définition des surfaces délimitant le LCR, les surfaces du cortex cérébral et de la table interne ont été utilisées. Les maillages surfaciques de la table interne, de la faux du cerveau et de la tente du cervelet ainsi que les maillages volumiques des hémisphères et du LCR sont présentés figure 12. Le modèle comporte 17821 nœuds, sur lesquels sont défini 13012 hexaèdres et 8377 coques. La masse totale du modèle s'élève à 4.109kg.

Les comportements mécaniques des structures modélisées, excepté la constitution du liquide céphalo-rachidien, ont été extraits de la littérature. Tous les matériaux sont supposés homogènes et isotropes. Les masses volumiques de la matière cérébrale et du

liquide céphalo-rachidien sont imposées à 1040kg/m^3 alors que celle des méninges est de 1133kg/m^3 . Malgré la disparité des comportements élastiques et viscoélastiques présentés tableaux 4 et 5, Ruan et Cie [RUA 91] effectuent une étude paramétrique sur le comportement élastique de la matière cérébrale et constatent que si l'amplitude des pressions est affectée, la cartographie en reste inchangée. Kuijpers et Cie [KUI 96], par variation de la viscoélasticité de l'encéphale, ne trouvent pas de changements significatifs dans sa réponse sous sollicitations dynamiques. De même, Zhou et Cie [ZHO 95] identifient de fortes similarités entre l'utilisation de matériaux élastique ou viscoélastique. Ils démontrent également que l'hétérogénéité de l'encéphale n'influence pas la distribution des pressions intracrâniennes.

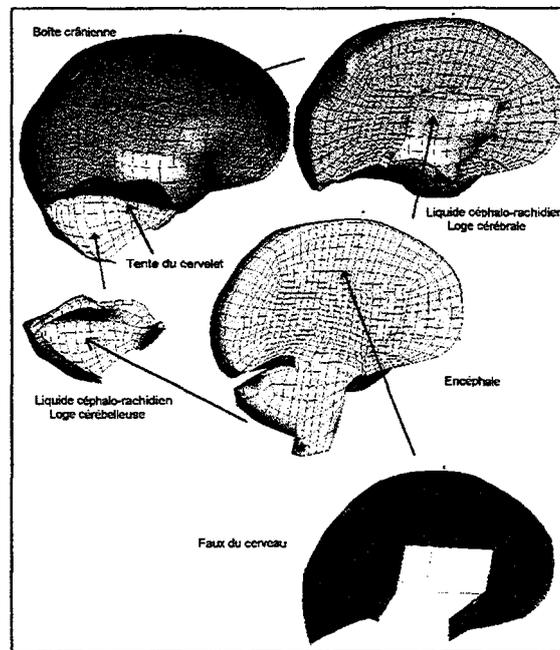


Figure 12 : Maillage de la partie gauche de la tête

Compte tenu des précédentes remarques, nous avons décidé d'utiliser les caractéristiques viscoélastiques proposées par Ruan et Cie [RUA 97] pour l'encéphale, qui proviennent d'un recalage sur des tests expérimentaux menés par Galford et Cie [GAL 70]. Pour rappel, $K=2.19^E7\text{Pa}$, $G_0=5.28^E5\text{Pa}$, $G_\infty=1.68^E5\text{Pa}$ et $\beta=0.035\text{ms}^{-1}$.

Où K est le module de compression hydrostatique

Et $G(t)=G_\infty+(G_0-G_\infty).\exp(-\beta t)$ décrit le comportement en cisaillement

avec G_0 le module de cisaillement instantané

G_∞ le module de cisaillement infini

β la constante temporelle.

		E (MPa)	ν	K (kPa)	G (kPa)	ρ (kg/m ³)
Modèles 2D	Lighthall 89	0.24	0.49			1000
	Ueno 95					
	Trosseille 92	0.24	0.45 ⁽¹⁾ 0.499 ⁽²⁾			
	Willinger 92	0.675	0.48			
	Chu 94	0.25	0.49			1000
	Ruan 91	0.0667	0.4492 0.49999492	2.19 ^{e2} 2.19 ^{e6}		1040
Modèles 3D	Ruan 94		0.4996	2.19 ^{e6}	1.68 ^{e3}	1040
	Ruan 96	0.558	0.499			1040
	Willinger 95	0.675	0.48			1140
	Claessens 97	1	0.48			1040
(1) : Zone occipitale		(2) : Reste du contenu intracrânien				

Tableau 4 : Caractéristiques élastiques de l'encéphale

	E (MPa)	ν	K (MPa)	G ₀ (kPa)	G _∞ (kPa)	β (s ⁻¹)
Kuijpers 96	1	0.48		338	169	50 à 1 ^{e4}
Ruan 93	0.307	0.4996		528	168	35
Ruan 97		0.4996	2.19 ^{e3}	528	168	
Dimasi 91			68.96	17.24	34.48	100
Kang 99			1.125 ^{e3}	49	16.7	145
Turquier 96	0.675	0.48	5.625	528	168	35

Tableau 5 : Caractéristiques viscoélastiques de l'encéphale

La faux et la tente sont décrites par un matériau élastique dont le module d'Young $E=3.15 \cdot 10^7$ Pa et le coefficient de Poisson de 0.45 s'apparentent à ceux de Zhou et Cie [ZHO 95]. Le crâne, constitué de coques définies en corps rigide, a une masse (2.583kg) et des inerties selon les directions principales ($I_{xx}=16140\text{kg.m}^2$, $I_{yy}=15780\text{kg.m}^2$, $I_{zz}=9090\text{kg.m}^2$) équivalentes à celles du crâne et de la face.

Comme le démontre le tableau 6, les caractéristiques du liquide céphalo-rachidien dans les modèles éléments finis de la tête sont encore source de débat. Dans notre modèle, ces caractéristiques ont été identifiées par recalage des pressions sous-arachnoïdiennes calculées, essentiellement dans les zones frontales et occipitales, sur les données expérimentales de Trosseille [TRO 92] et de Nahum [NAH 77]. Ce matériau, assimilé à de l'eau, a été défini dans un premier temps avec un comportement linéaire élastique quasiment incompressible et nous avons déterminé le module d'Young par recalage sur les données expérimentales. Deux configurations issues des campagnes expérimentales de Trosseille [TRO 92] ont été sélectionnées. Elles correspondent aux chocs administrés dans la région nasale des cadavres au moyen d'un volant, référencées MS408-3 et MS428-2. Les raisons qui nous ont motivées à ne sélectionner que ces deux cas sont les suivantes : les conditions de sollicitations de la tête du MS408-1 sont longues (>100ms), la mesure de la pression frontale du MS428-1 a saturée, et par conséquent constitue une information inexistante et le cas MS429-1 n'est pas assez documenté. Les caractéristiques de ces essais sont rappelées tableau 7.

	E (Pa)	ν	K (Pa)	G(Pa)
Ruan 91	6.67^{E4}	0.499		
Willinger 92	50	0.49		
Ruan 94		0.489	2.19^{E7}	5^{E5}
Ruan 96	1.485^{E5}	0.485		
Ruan 97		0.4887	2.19^{E7}	5^{E5}
Zhou 95			2.19^{E7}	5^{E4}
Dimasi 91	6.896^{E6}			
Willinger 95*	LCR 1 : 1^{E4}	0.499		
	LCR 2 : 1^{E5}	0.49		
Kang 99	1.2^{E4}	0.49		
Hu 98	1.489^{E6}	0.489		
Al-Bsharat 99		0.4999	2.19^{E9}	5^{E2}
* LCR 1 représente le LCR entre l'encéphale et le crâne LCR 2 constitue le LCR entre les hémisphères cérébraux				

Tableau 6 : Caractéristiques du liquide céphalo-rachidien

Essai	Localisation impact	Impacteur	A _x MAX (g)	A _z MAX (g)	Ω _y MAX (rad/s ²)	HIC	Dt (HIC) (ms)
MS408-3	Face	Volant R19	-66	31	-4755	120	8.6
MS428-2	Face	Volant R19	-102	27	-7602	239	6.9

Tableau 7 : Condition des chocs des essais de Trosseille

Pour appliquer le chargement au modèle, nous avons extrait la tendance générale des sollicitations à partir des courbes présentées par Trosseille [TRO 92a] et décrites figures 13 à 16. Celles-ci correspondent à une cinématique en deux dimensions, obtenues dans le plan sagittal et sont exprimées dans le repère anatomique de la tête. Appliquées au centre de gravité du modèle éléments finis, elles permettent de reproduire les conditions de l'essai. L'axe X appartient au plan de Francfort¹ et au plan moyen sagittal et est dirigé dans la direction postéro-antérieur. L'axe Y se situe également dans le plan de Francfort et est perpendiculaire au plan moyen sagittal et l'axe Z forme un trièdre direct.

Un dispositif constitué de 12 accéléromètres montés sur la boîte crânienne du sujet permet d'enregistrer les accélérations de la tête, ce qui permet finalement de recueillir la cinématique engendrée. Trois capteurs de pression installés en zone frontale, temporale et occipitale permettent de mesurer les pressions sous-arachnoïdiennes. Trois accéléromètres placés dans le lobe frontal, occipital et au niveau du noyau lenticulaire permettent de quantifier les accélérations intracrânielles atteintes durant le choc. Les résultats publiés sont filtrés avec un filtre CFC 180, et de manière à rester homogène, les courbes numériques présentées dans cette étude sont filtrées de la même manière.

¹ Plan anthropométrique déterminé par les porions (bords supérieurs des trous auditifs externes) et les points orbitaires.

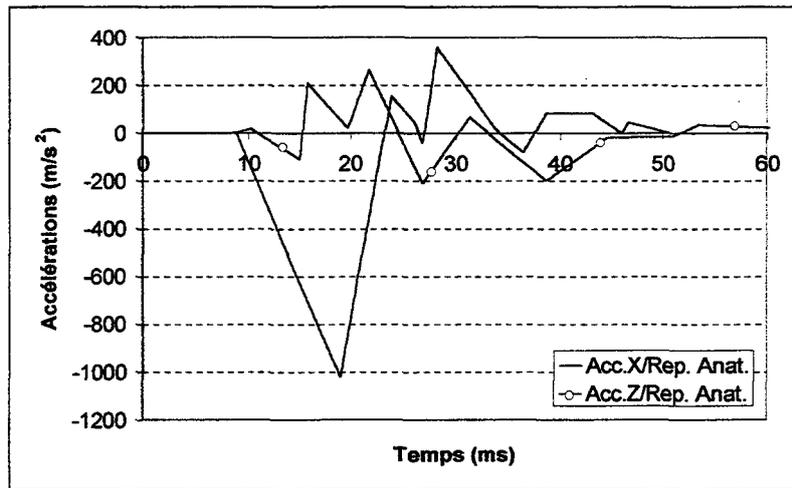


Figure 13 : Accélérations linéaires de la boîte crânienne/Repère Anatomique pour le cas MS428-2

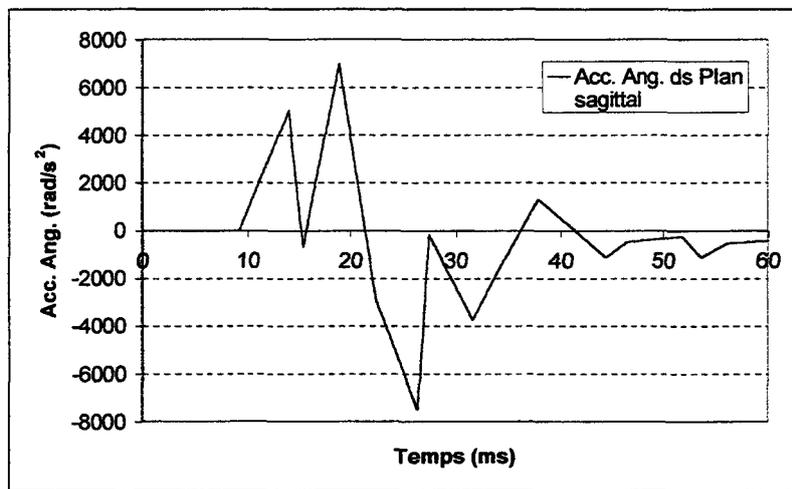


Figure 14 : Accélérations Angulaires de la boîte crânienne/Plan sagittal pour le cas MS428-2

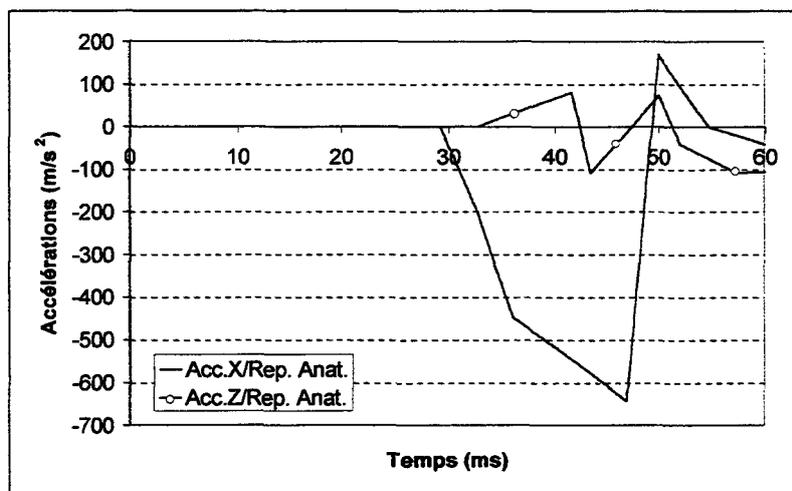


Figure 15 : Accélérations linéaires de la boîte crânienne/Repère Anatomique pour le cas MS408-3

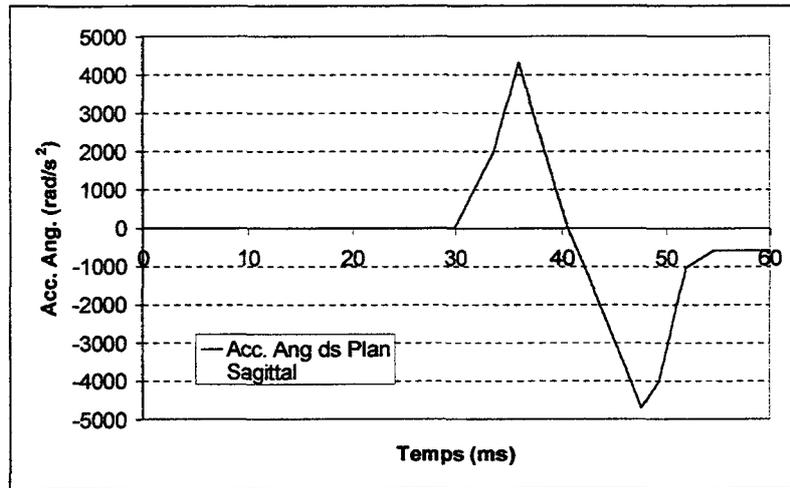


Figure 16 : Accélérations Angulaires de la boîte crânienne/Plan sagittal pour le cas MS408-3

Un troisième essai référencé Exp.37, extrait de la campagne expérimentale de Nahum, a également été sélectionné. Les raisons de ce choix s'expliquent uniquement par le nombre d'informations données dans la publication. L'impact a été administré sur l'os frontal du sujet cadavérique par une masse de 5.59kg avec une vitesse de 9.94m/s. Cette sollicitation a engendré un effort maximum de contact de 7900N sous la zone de contact et un pic en accélération linéaire de 2000m/s² et dont la caractéristique totale est représentée figure 17. Cinq pressions sous-arachnoïdiennes (frontale, pariétale, fosse postérieure et 2 occipitales) ont été enregistrées. La simulation de cet essai a été effectuée avec une orientation du modèle de 45° dans le plan sagittal, de façon que la configuration de choc soit représentative de celle de l'expérimentation.

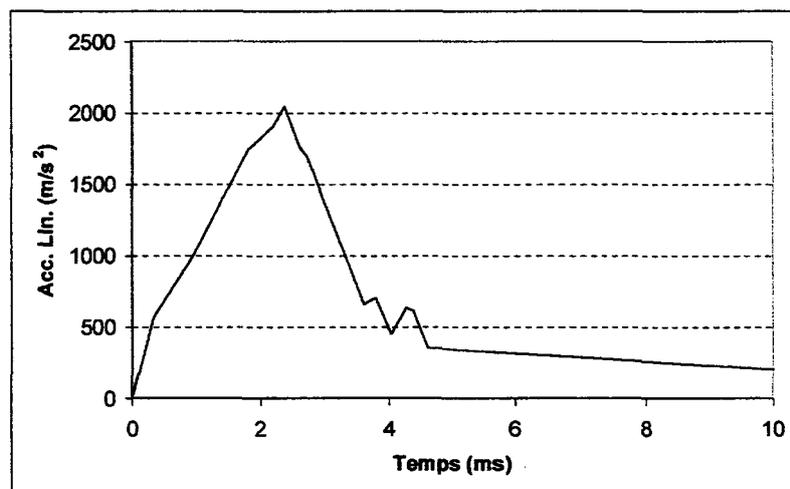


Figure 17 : Accélération Linéaire de la boîte crânienne pour le cas N°37 des essais de Nahum

Une première série de simulations a été accomplie avec un liquide céphalo-rachidien assimilé à un comportement linéaire élastique. Comparable à de l'eau, le module de compression hydrostatique K du LCR a été imposé à 2GPa. Acceptables pour la pression frontale dans le cas MS428-2, figure 18, ces caractéristiques de LCR ne permettaient pas de reproduire les pressions sous-arachnoïdiennes de l'expérimentation 37 et encore moins celles de l'essai MS408-3. Après variation du module de compression hydrostatique du LCR, un module de 7° -5GPa fut finalement identifié pour obtenir des amplitudes de pressions frontales numérique et expérimentale du même ordre de grandeur (figure 19) pour le cas MS408-3. Un module K de 1.45° -3GPa fut jugé adéquat à l'essai de Nahum.

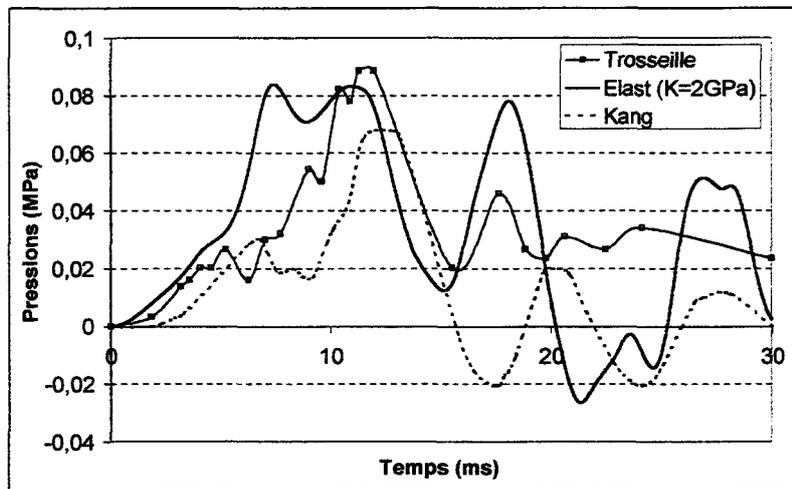


Figure 18 : Comparaison des pressions frontales expérimentale et numériques pour le cas MS428-2 avec un LCR élastique ($K=2\text{GPa}$)

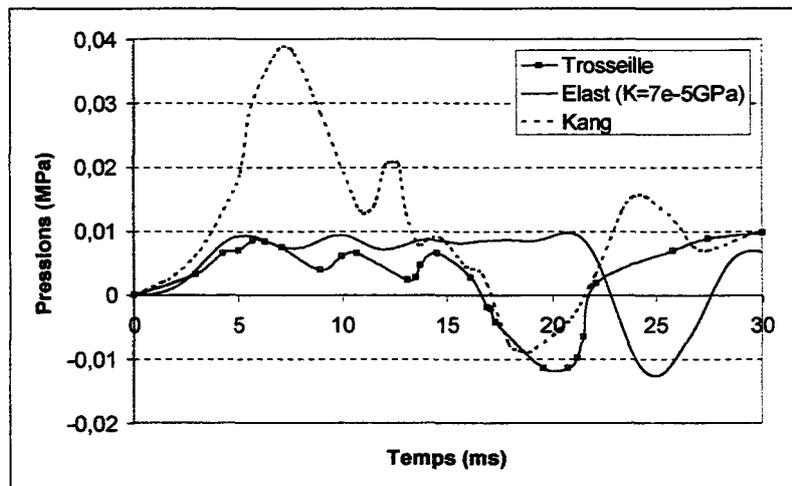


Figure 19 : Comparaison des pressions frontales expérimentale et numériques pour le cas MS408-3 avec un LCR élastique ($K=7^{\circ}\text{-}5\text{GPa}$)

L'identification d'un comportement élastique pour représenter le liquide céphalo-rachidien dans les modèles éléments finis de la tête, à partir de données acquises par expérimentations sur sujets cadavériques n'a pas débouché sur un comportement matériel unique. Pour trois chocs administrés à trois sujets distincts, trois comportements ont été identifiés. Pour le cas MS428-2, le comportement du LCR recalé ($K=2\text{GPa}$ et $G=3.33^\circ\text{-}5\text{GPa}$) s'apparente bien à celui de l'eau comme le suppose de nombreux auteurs. En revanche, concernant le cas MS408-3, les caractéristiques obtenues ($K=7^\circ\text{-}5\text{GPa}$ et $G=3.333^\circ\text{-}8\text{GPa}$, équivalent à un module d'Young de 99.97Pa) apparaissent complètement différentes des précédentes. Il est à noter cependant que la confrontation de ces données au comportement expérimental identifié sur volontaires ($E=50\text{Pa}$) par Willinger et Cie [WIL 92] nous empêche de qualifier ces résultats comme complètement dénués de sens. Ce comportement du LCR a été identifié à partir de la comparaison de l'analyse modale du modèle avec les enregistrements de l'impédance mécanique de la tête in vivo qui avait révélé la présence d'une première fréquence naturelle aux environs de 100Hz . La simulation de l'expérimentation de Nahum a quant à elle débouchée sur un comportement intermédiaire aux deux précédents ($K=1.45^\circ\text{-}3\text{GPa}$ et $G=2.902^\circ\text{-}6\text{GPa}$).

Devant de telles variations d'un sujet à l'autre, Kang [KAN 99] émet des réserves quant à la validité de l'expérimentation MS408-3 et propose un comportement unique du LCR ($E=0.012\text{Mpa}$ et $\nu=0.49$, soit $K=2^\circ\text{-}4\text{GPa}$ et $G=4.026^\circ\text{-}6\text{GPa}$). Les résultats des simulations des 2 expérimentations de Trosseille précédemment évoquées sont reportés à titre de comparaison dans les figures 18 et 19. Au-delà de l'interrogation sur la véracité des expérimentations sur sujets cadavériques, il convient néanmoins de se poser une question sur l'utilisation d'un matériau linéaire élastique pour décrire le comportement du liquide céphalo-rachidien. Théoriquement défini pour de petites déformations, le matériau linéaire élastique doit également être remis en cause. Hormis un couplage fluide/structure, le logiciel Pam-Crash™ offre deux possibilités pour décrire le comportement d'un fluide avec une approche Lagrangienne. La première consiste à utiliser un matériau isotrope élasto-plastique hydrodynamique, référencé matériau de type 7 sous Pam-Crash™, pour lequel une relation pression/volume, régi par une équation d'état, permet de contrôler la pression exercée dans la matière et qui à faible pression, se comporte comme un matériau élasto-plastique. La seconde opportunité de Pam-Crash™ est de représenter le liquide céphalo-

rachidien par un matériau hyper-élastique de formulation Mooney-Rivlin, référencé matériau de type 17 sous Pam-Crash™, dont la loi de comportement s'exprime à partir de la densité d'énergie de déformation W (exprimée en unité d'énergie/unité de volume). Cette loi fait intervenir les coefficients d'élasticité C_{ij} et les invariants I_1 et I_2 du tenseur des dilatations (tenseur droit de Cauchy-Green). Pour une application avec un matériau incompressible comme nous l'envisageons, la densité W s'exprime de la façon suivante :

$$W(I_1, I_2) = \sum_i \sum_j [C_{ij} \cdot (I_1 - 3)^i \cdot (I_2 - 3)^j] \quad \text{ou} \quad \text{encore} \quad \text{plus} \quad \text{simplement}$$

$$W(I_1, I_2) = C_{10} \cdot (I_1 - 3) + C_{01} \cdot (I_2 - 3)$$

Deux séries de simulations, les unes avec un matériau isotrope élasto-plastique hydrodynamique repéré IEPH et les autres avec un matériau hyper-élastique repéré Hyp. Elast pour décrire le comportement du liquide céphalo-rachidien ont été réalisées. Dans le premier cas, des constantes matérielles équivalentes à celles de l'eau définies expérimentalement et préconisées par Alain Trameçon de la société ESI ont été associées au matériau IEPH. Pour le matériau Hyp. Elast., les coefficients C_{10} et C_{01} ont été calculés à partir des constantes matérielles de l'eau. Pour de petites déformations, le matériau peut être considéré comme Hookéen, soit :

$$C_{10} + C_{01} = \frac{E}{4 \cdot (1 + \nu)}$$

avec $G=2 \cdot (C_{10} + C_{01})$ puisque le matériau est considéré incompressible

Par suite, il vient $C_{10}=C_{01}=7.55 \cdot 10^{-6} \text{GPa}$ et $\nu=0.49$

Les simulations de l'essai MS428-2 et de l'expérimentation 37 sont présentées figures 20 à 30. A titre de comparaison, figurent sur ces graphes, les résultats expérimentaux repérés par le nom de leur auteur ainsi que les résultats obtenus par Kang avec son matériau élastique.

Concernant le cas MS428-2, les pressions frontales sont en bonne adéquation avec l'expérimentation. Cependant, consécutivement à la compression principale, le matériau IEPH surestime une nouvelle compression. Au niveau des pressions temporales, comme le

constate Kang, les modèles génèrent des oscillations importantes. En zone occipitale, les pressions calculées avec les matériaux IEPH et hyper-élastiques sont plus importantes que celles d'origine expérimentales, mais restent cependant inférieures à celles que peut obtenir Kang avec un matériau élastique.

Du point de vue des accélérations intracrânielles, globalement les deux matériaux prédisent une bonne amplitude mais une ondulation antérieure au pic principal est constaté avec les deux matériaux IEPH et Hyp. Elast., qui peut être consécutive à une trop grande approximation des conditions de sollicitations. Les simulations réalisées par Kang ne présentent pas ce phénomène. D'une manière générale, les deux matériaux utilisés pour le liquide céphalo-rachidien permettent de simuler convenablement l'expérimentation MS428-2.

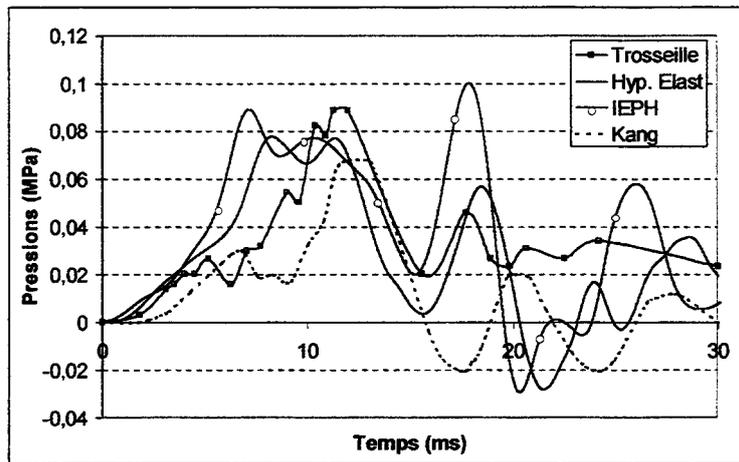


Figure 20 : Comparaison des pressions frontales pour le cas MS428-2

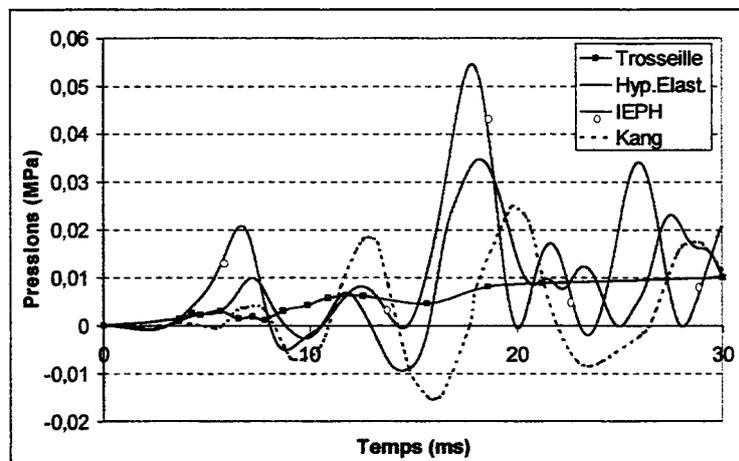


Figure 21 : Comparaison des pressions temporales pour le cas MS428-2

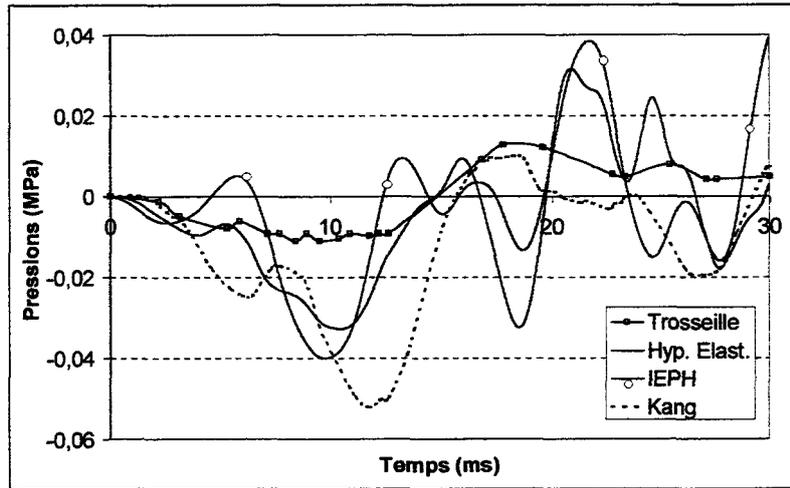


Figure 22 : Comparaison des pressions occipitales pour le cas MS428-2

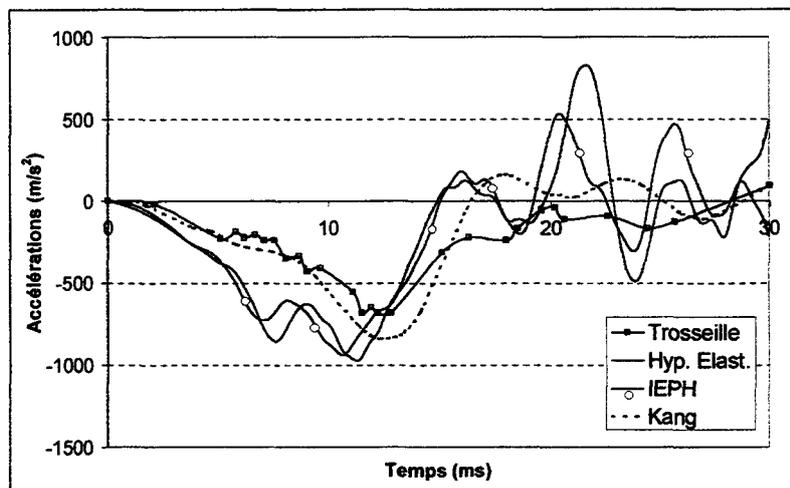


Figure 23 : Comparaison des accélérations frontales pour le cas MS428-2

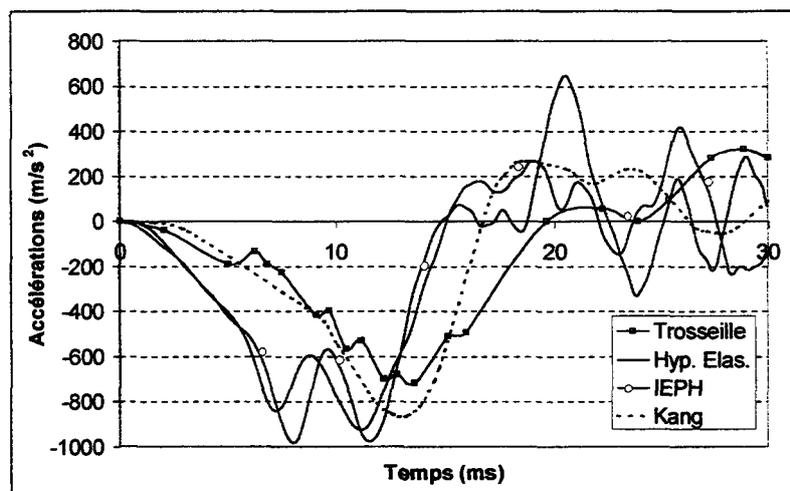


Figure 24 : Comparaison des accélérations du noyau lenticulaire pour le cas MS428-2

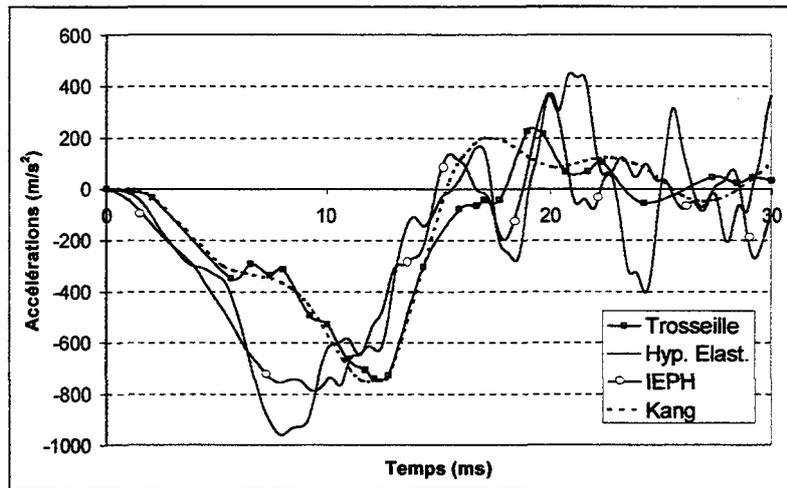


Figure 25 : Comparaison des accélérations occipitales pour le cas MS428-2

En ce qui concerne l'expérimentation 37 de Nahum, le matériau Hyp. Elast. décrit correctement les pressions expérimentales mesurées en zone frontale, temporale et dans la fosse postérieure. Le matériau IEPH surestime la pression frontale, donne une bonne estimation de la pression temporale et sous-estime la pression mesurée dans la fosse postérieure. Pour les pressions occipitales, le constat établi avec l'expérimentation MS428-2 est confirmé, les pressions calculées sont plus importantes que celles d'origine expérimentales. En revanche, les simulations du cas MS408-3 n'ont pas permis d'évaluer correctement les données expérimentales. Quoique déjà évoquée, la validité des essais avec le sujet MS408 se pose de nouveau. Kang argumente cette interrogation par le fait que la pression frontale du MS408-3 est de 10KPa contre 60KPa pour le MS408-1, alors que l'accélération de la tête suivant l'axe antéro-postérieure est de 660m/s^2 pour le MS408-3 contre 550m/s^2 pour le MS408-1.

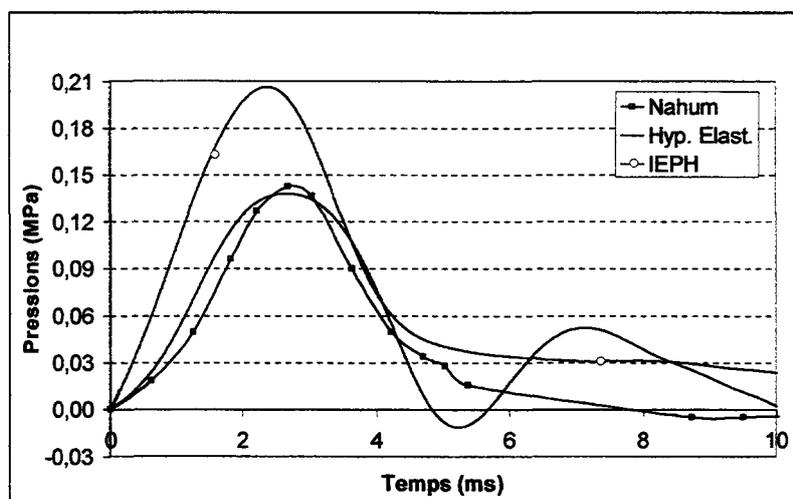


Figure 26 : Pressions frontales de l'essai 37 de Nahum

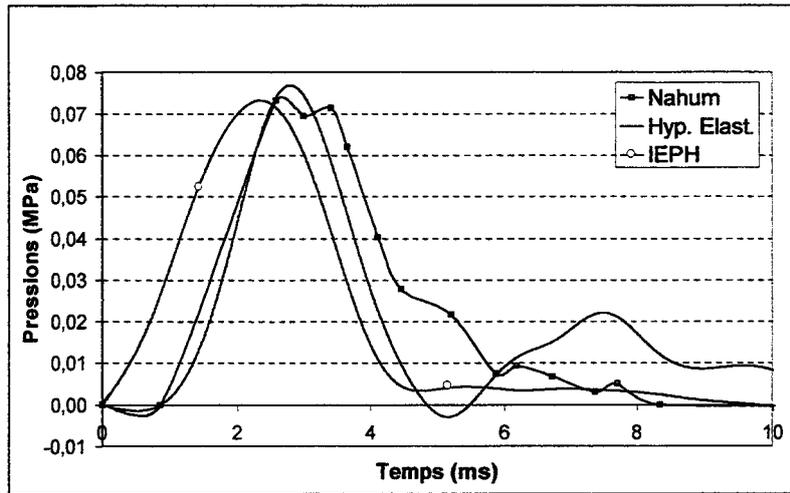


Figure 27 : Pressions temporales de l'essai 37 de Nahum

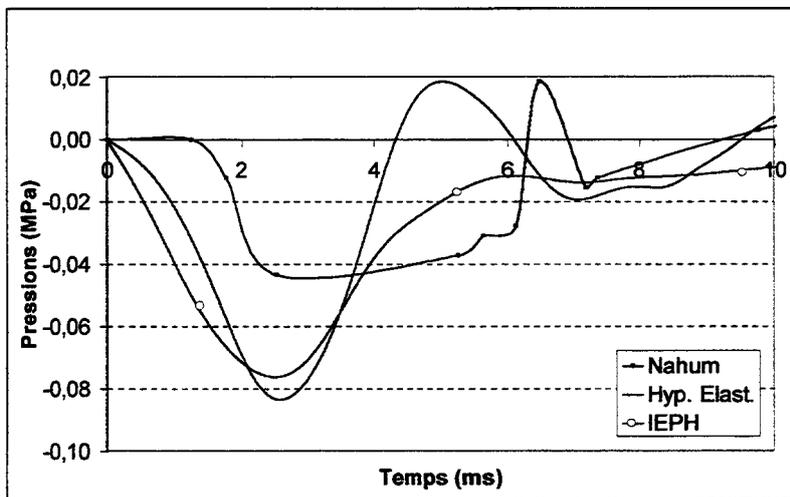


Figure 28 : Pressions occipitales#1 de l'essai 37 de Nahum

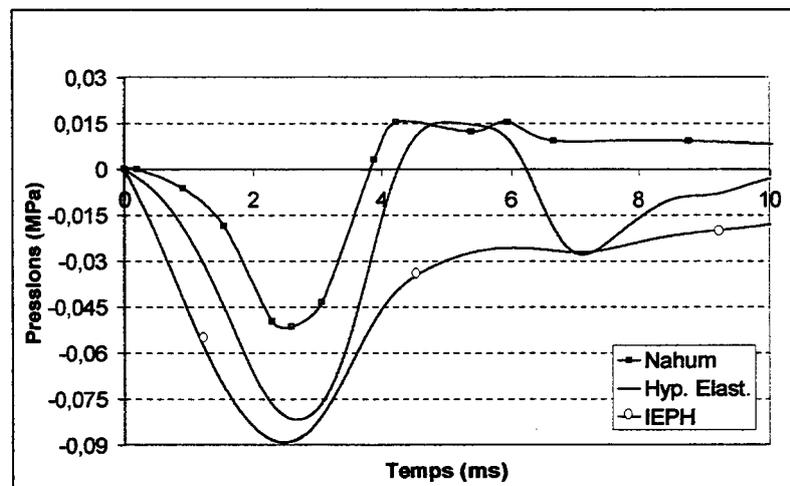


Figure 29 : Pressions occipitales#2 de l'essai 37 de Nahum

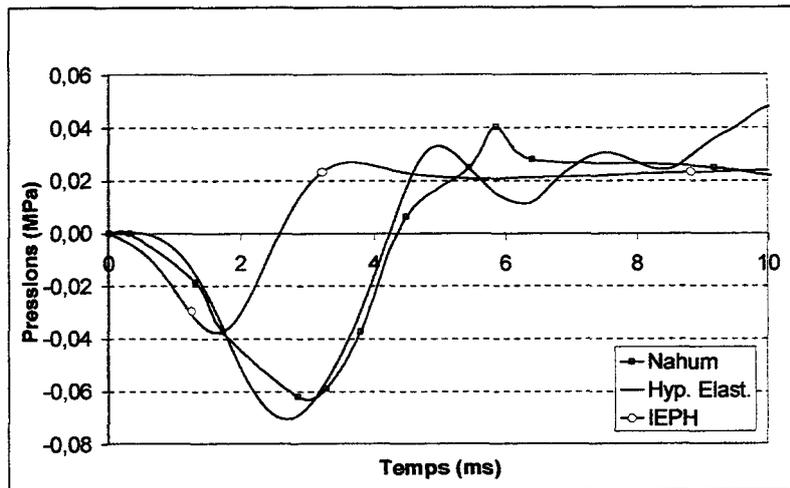


Figure 30 : Pressions dans la fosse postérieure de l'essai 37 de Nahum

Au vu de l'ensemble des résultats, il est raisonnable de recommander le matériau Hyp. Elast. pour décrire le liquide céphalo-rachidien.

6. Conclusions

Afin d'analyser le comportement intracrânien de victimes d'accidents, nous avons dans ces travaux de thèse, évoqué la réalisation des simulations par éléments finis. Pour atteindre cet objectif, nous nous devons de posséder un modèle de tête éléments finis recalé sur les données existantes. Après rappel des expérimentations menées sur têtes de sujets cadavériques par Nahum et Trosseille, nous avons répertorié les principaux modèles de la littérature et décrit les principales interrogations auxquelles nous devons répondre dans la conception d'un nouveau modèle.

Dans un second temps, nous avons présenté le développement d'un nouveau modèle. Nous avons recensé les différentes techniques de représentation de l'interface encéphale/LCR/crâne et souligné la variabilité des caractéristiques matérielles utilisées par les auteurs. Finalement, une description par glissement sans séparation entre le cortex cérébral et le LCR a été retenue et la modélisation du LCR a fait l'objet d'une étude approfondie. Trois représentations ont été envisagées, linéaire élastique, isotrope élasto-plastique hydrodynamique et enfin hyper-élastique. Confrontés aux résultats expérimentaux et à ceux numériques réalisés par Kang pour les essais de Trosseille, une

description du liquide céphalo-rachidien par un matériau hyper-élastique a été recommandée.

Références

- Al-B 99 Al-Bsharat A.S., Hardy W.N., Yang K.H., Khalil T.B., Tashman S. et King A.I. *Brain/Skull relative displacement magnitude due to blunt head impact : New experimental data and model*. SAE Paper N°99SC22, pp.321-332.
- ADR 98 ADRIA, PL96-1074 :Advanced crash Dummy Research for Injury Assessment in frontal test conditions, Deliverable D3, Computer model for victim heads, Décembre 1998.
- BAN 94 Bandak F. A. et Eppinger R.H. *A 3D finite element analysis of the human brain under combined rotational and translational accelerations*. 38^{ième} Stapp Car Crash, SAE N°942215,1994, pp.145-163.
- BAN 96 Bandak F. A., Vander Vorst M.J., Stuhmiller L.M., Mlakarr P.F., Chilton W.E. et Stuhmiller J.H. *An imaging-based computational and experimental study of skull fracture: finite element model development*. In Traumatic brain injury bioscience and mechanics, 1996, pp.237-246.
- CHU 94 Chu C.S., Lin M.S., Huang H.M. et Lee M.C. *Finite element analysis of cerebral contusion*. J. Biomech., 1994, V27, n2, pp.187-194.
- CLA 97 Claessens M.H.A. Sauren A.A.H.J. et Wismans J.S.H.M. *Modeling of the human head under impact conditions : a parametric study*. 41^{ième} Stapp Car Crash, SAE N°973338, 1997.
- DIM 91 Dimasi F., Marcus J. et Eppinger R. *3D anatomic brain model for relating cortical strains to automobile crash loading*. ESV 1991, V2 , pp.916-924.
- DIM 95 Dimasi F., Eppinger R. et Bandak F.A. *Computational analysis of head impact response under car crash loadings*. 39^{ième} Stapp Car Crash, SAE N°952718, pp425-438.
- GAL 70 Galford J.E. et McElhaney J.H. *A viscoelastic study of scalp, brain and dura*. J. Biomech., Vol.3, pp.211-221, 1970.
- HU 98 Hu H., Rosenberg W.S. et Nayfeh A.H. *Modeling human brain movability effect on brain response during impact*. AMD-Vol.230/BED-Vol.41, Crashwort., Occupant protection and Biom. In Transport. Syst.,pp267-280
- KAN 97 Kang H.S., Willinger R., Diaw B.M. et Chinn B. *Validation of a 3D Anatomic Human Head Model and Replication of head impact in Motorcycle*

- Accident by Finite Element Modeling. 41^{ème} Stapp Car Crash, SAE N°973339, 1997.*
- KAN 99 Kang H.S. *Modélisation de la tête humaine sous accélérations extrêmes par la méthode des éléments finis – Application au choc et à l’hypergravité.* Thèse de doctorat, soutenue en 1999.
- KHA 82 Khalil T.B. et Viano D.C. *Critical issues in finite element modeling of head impact. 26^{ème} Stapp Car Crash, SAE Paper N°821150, 1982.*
- KUI 96 Kuijpers A.H.W.M., Claessens M.H.A. et Sauren A.A.H.J. *The influence of different boundary conditions on the response of the head to impact: A two-Dimensional Finite Element Study.* In *Traumatic brain injury bioscience and mechanics* ed. by Mary Ann Liebert Inc. 1996, pp.197-206.
- LIG 89 Lighthall J.W., Melvin J.W. et Ueno K. *Toward a biomechanical criterion for functional brain injury. 12^{ème} ESV , 89, pp627-633.*
- NAH 77 Nahum A.M., Smith R. et Ward C.C. *Intracranial pressure dynamics during head impact. 21^{ème} Stapp Car Crash, SAE N°770922, 1977, pp.339-366.*
- OMM 67 Ommaya A., Yarnell P., Hirsch A. et Harris E. *Scaling of experimental data on cerebral concussion in sub-human primates to concussion threshold for man. 11^{ème} Stapp Car Crash, SAE Paper N°670906.*
- PRA 99 Prange M.T., Kiralyfalvi G. et Margulies S.S. *Pediatric rotational inertial brain injury : The relative influence of brain size and mechanical properties.* SAE Paper N°99SC23, pp.333-341.
- RUA 91 Ruan J.S., Khalil T. et King A. I. *Human head dynamic response to side impact by finite element modeling. J. Biomec. Eng., 1991, V113, pp.276-283.*
- RUA 93 Ruan J.S., Khalil T. et King A.I. *Finite element modeling of direct head impact. 37^{ème} Stapp Car Crash. SAE Paper N°933114, 1993, pp.69-81.*
- RUA 94 Ruan J.S. et Prasad P. *Head injury assessment in frontal impacts by mathematical modeling. 38^{ème} Stapp Car Crash, SAE Paper N°942212, pp.111-121.*
- RUA 96 Ruan J.S. and Prasad P. *Study of the biodynamic Characteristics of the human Head. IRCOBI 1996, pp.63-74.*
- RUA 97 Ruan J.S., Khalil T.B. et King A.I. *Impact head injury analysis using an explicit finite element human head model. Journal of Traffic Medicine, Vol.25, pp33-40.*

- SAU 93 Sauren A.A.H.J. et Claessens M.H.A. *Finite element modeling of head impact : The second decade*. IRCOBI 1993, pp241-254.
- TRO 92a Trosseille X. *Contribution à la recherche d'une alternative au critère de tolérance cérébrale (HIC) dans un environnement automobile*. Thèse de doctorat, soutenue le 10 juin 1992.
- TRO 92b Trosseille X., Tarriere C., Lavaste F., Guillon F. and Domont A. *Development of a F.E.M. of the human head according to a specific test protocol*. SAE N°922527, 1992, pp.235-253.
- TUR 96 Turquier F., Trosseille X., Lavaste F., Tarriere C., Domont A., Kang H.S. et Willinger R. *Validation study of a 3D finite element head model against experimental data*. 40^{ième} Stapp Car Crash, SAE N°962431, 12pages.
- UEN 95 Ueno K. et Melvin J.W. *Finite element model study of head Impact based on hybrid III head acceleration: The Effects of Rotational and Translational Acceleration*. Journal of Biomech. Engineering, 1995, Vol.117, pp319-328.
- WIL 92 Willinger R., Kopp C.M. et Cesari D. *New concept of contrecoup lesion mechanism*. IRCOBI 1992,pp203-297.
- WIL 95 Willinger R., Taleb L. and Pradaura P. *Head biomechanics: from the finite element model to the physical model*. IRCOBI 1995, pp245-259.
- ZHO 95 Zhou C., Khalil T.B. et King A.I. *A new Model Comparing impact Responses of the Homogeneous and Inhomogeneous human Brain*. SAE N°952714, pp121-137.
- ZHO 96a Zhou C., Khalil T.B. et King A.I. *Viscoelastic response of the human brain to sagittal and lateral rotational acceleration by finite element analysis*. IRCOBI 1996,pp.35-48.
- ZHO 96b Zhou C., Khalil T.B. et King A.I. *Head injury assessment of a real world crash by finite element modeling*. Proc. AGARD 7-9 Novembre 1996, N°8-1.

Chapitre 3

Reconstruction théorique des accidents

Le présent chapitre traite des diverses théories de reconstruction cinématique des accidents de la circulation et l'accent est mis sur l'analyse du choc proprement dit. Une collision théorique, réalisée sous Madymo 3D™ permet de comparer les trois théories décrites. La théorie par EES est identifiée comme la plus adaptée à notre étude et la moins sensible aux paramètres que doivent estimer les accidentologues. Par perturbation des vitesses d'impact des véhicules de la collision théorique, la sensibilité du modèle de tête éléments finis est étudiée. Cette étude permet finalement de prouver le bien fondé de la démarche de recherche entreprise.

1 Introduction

Parmi les accidents automobiles, les collisions frontales représentent la configuration d'accidents la plus fréquente, estimation qui avoisine les 60% d'après Scheunert et Harms [SCH 92, HAR 91], et occasionnent la première cause de blessures. Une analyse statistique spécifique aux victimes ceinturées assises aux places avant des véhicules réalisée par Foret-Bruno et Cie [FOR 94] montre que les collisions frontales sont à l'origine de 70% des blessés graves et de 48% des décès. Compte tenu de la fréquence élevée, des conséquences de ce type d'accidents et des objectifs du programme ADRIA, les configurations de choc automobile analysées dans le cadre de ces travaux de recherche, ont volontairement été limitées aux collisions frontales. L'objectif du présent chapitre consiste à développer une méthodologie de reconstruction applicable à ce type de collision.

2 Choix de la méthodologie

La cinématique du véhicule et l'intrusion constituent les deux principaux événements de la phase du choc dans un accident. La recherche de la cinématique du véhicule constitue notre premier objectif. Développés à des fins juridiques et pour des études axées principalement sur la sécurité primaire, divers logiciels de reconstructions cinématiques sont disponibles sur le marché. Ils permettent principalement d'évaluer le ΔV de chaque véhicule

impliqué dans la collision. Cette entité vectorielle correspond à une estimation de la variation de vitesse du centre de gravité du véhicule exprimée dans un référentiel fixe, durant la phase de collision (c'est à dire de l'instant initial du contact du véhicule avec l'obstacle jusqu'au moment de séparation). En sécurité secondaire, le ΔV est une composante primordiale. Il est fréquemment utilisé comme indice de gravité du choc puisqu'il équivaut à l'approximation de la vitesse de la seconde collision (impact entre les occupants et l'habitacle intérieur du véhicule).

Destinée non pas à des fins statistiques mais à des études bien spécifiques, nous avons développé une démarche de reconstruction qui allie des techniques numériques, dans ce cas nous employons le terme « reconstruction » et des moyens expérimentaux, auxquels cas, nous utilisons l'expression « reconstitution ». Cette méthodologie a été développée consécutivement à une étude concernant la validité et les limitations des diverses théories de reconstruction.

3 Les outils numériques de reconstruction cinématique

La reconstruction cinématique des accidents de la circulation consiste à établir le scénario des événements successifs pour chacun des véhicules impliqués. Afin de chiffrer l'évolution des paramètres cinématiques de chaque véhicule, la méthode réside à remonter dans le temps, depuis les positions finales des véhicules jusqu'aux situations de conduites initiales, en divisant l'accident en trois phases : la post-collision ou échappement, le choc proprement dit et la pré-collision. L'obtention du scénario spatio-temporel global de l'accident repose sur l'établissement d'une succession de séquences cinématiquement modélisables, décrivant le déroulement des faits suivis par chacun des véhicules impliqués. Les phases de post et pré-collision sont généralement modélisées à l'aide d'une succession de séquences cinématiques, constituées essentiellement de mouvements uniformes et uniformément accélérés, dont les paramètres proviennent d'informations recueillies sur le terrain (distances et orientations des traces de freinage ou de dérapage sur la chaussée, débris, etc.).

Quant à l'analyse du choc, phase correspondant à la durée où les véhicules sont en contact, elle peut être étudiée au moyen de trois méthodologies distinctes. La première, **approche par application de la mécanique plane de l'impact**, nécessite l'introduction d'un coefficient de restitution et d'un second coefficient pour prendre en compte les effets tangentiels de la collision. La seconde, **approche par EES (Equivalent Energy Speed)**, différente de la précédente par prise en compte d'un terme énergétique en remplacement du coefficient de restitution, nécessite d'évaluer l'énergie de déformation équivalente à chacun des véhicules impliqués dans l'accident. Enfin, la dernière, **approche par analyse des enfoncements** est basée sur le principe fondamental de la dynamique et requière d'évaluer l'énergie dissipée durant l'accident par chaque véhicule à partir de relations, fonctions des déformations finales.

Pour une meilleure compréhension des différences entre les trois méthodes, considérons le cas d'une collision fronto-frontale décalée (la ligne d'action de la force de répulsion ne passe pas par les centres de gravité de chaque véhicule) avec un angle initial d'attaque entre les deux véhicules de 20° . Le modèle équivalent à la collision, représenté fig.1, défini en deux dimensions, se compose de deux corps qui possèdent tous deux, une masse et trois degrés de liberté.

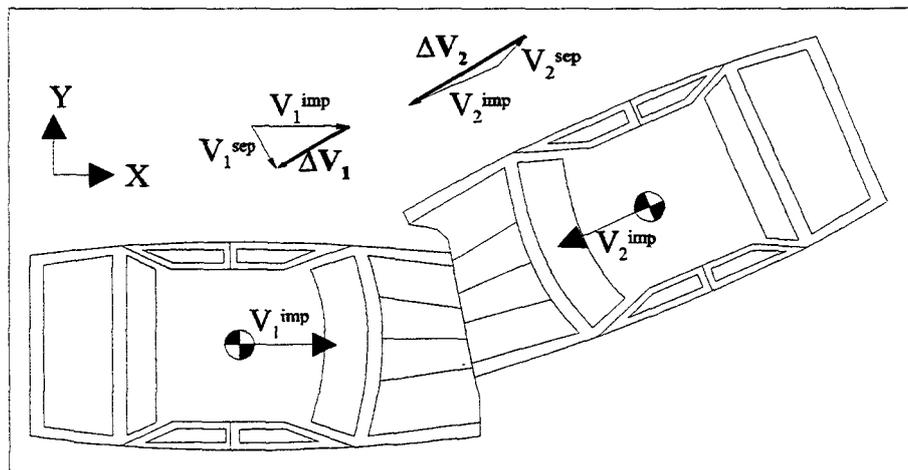


Figure 1 : Collision fronto-frontale décalée avec angle

Ce modèle général permet de représenter la majorité des collisions frontales. Les deux véhicules, repérés 1 et 2, sont animés chacun d'une vitesse initiale V_1^{imp} et V_2^{imp} supportée par leur direction longitudinale. Nous supposons que leur vitesse initiale angulaire

est nulle. A la fin de la collision, ils seront animés des vitesses V_1^{sep} et V_2^{sep} dont leur support sera quelconque, et des vitesses angulaires ω_1^{sep} et ω_2^{sep} .

3.1 L'approche par restitution

L'introduction d'un système de coordonnées $(O, \mathbf{n}, \mathbf{t})$, comme il est représenté fig.2 est nécessaire. L'origine est choisie de telle sorte qu'elle coïncide avec le point d'application de l'impulsion résultante de l'impact : le centre d'impact (positionné par l'accidentologue en fonction de son expérience professionnelle). L'axe \mathbf{n} est défini normal, et l'axe \mathbf{t} , tangentiel à une surface de contact commune aux deux véhicules. Les coordonnées a_i et b_i permettent de localiser les centres de gravité de chaque véhicule dans le repère d'études $(O, \mathbf{n}, \mathbf{t})$.

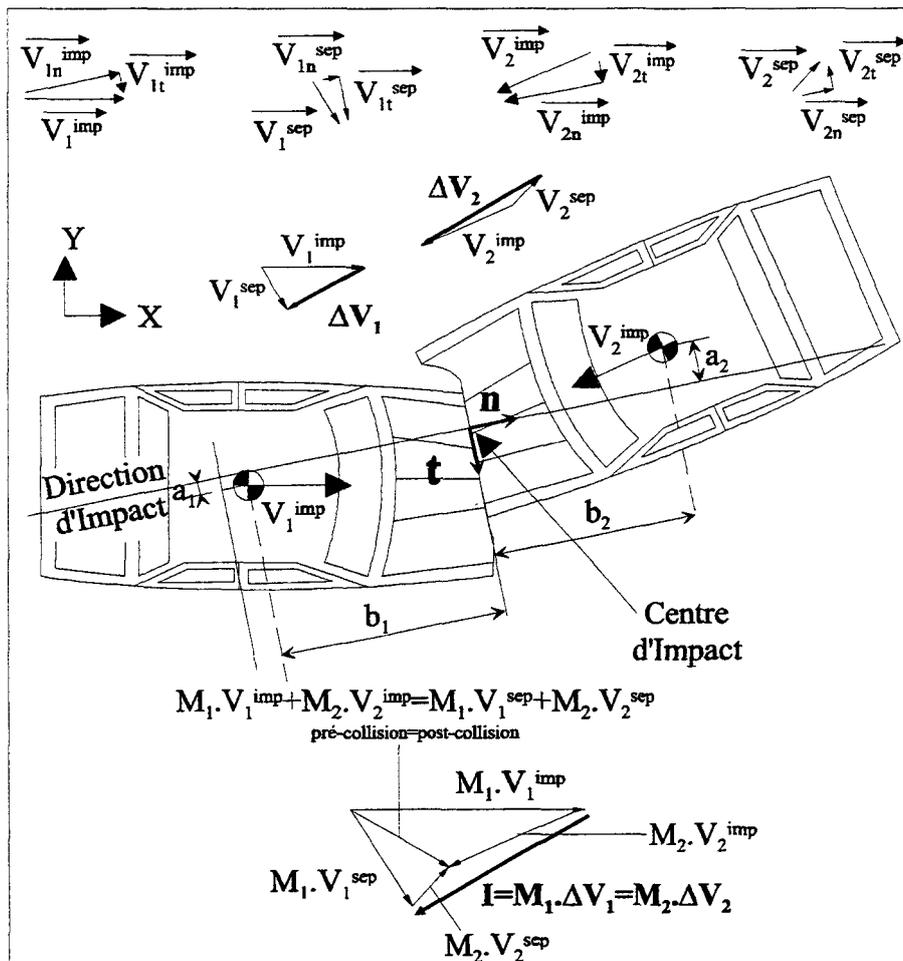


Figure 2 : Reconstruction au moyen d'une approche par restitution

L'utilisation de cette approche s'applique en considérant les hypothèses suivantes :

- La conservation de la quantité de mouvement est maintenue durant la phase d'impact et les effets des forces externes sont négligés (exemple: frottement des pneus sur la chaussée).
- La masse, la localisation du centre de gravité et le moment d'inertie de lacet des véhicules sont supposés invariants au cours de la collision.
- L'impulsion résultante est concentrée au centre d'impact. L'enquêteur définit arbitrairement la position de ce point.

Le modèle analytique en deux dimensions pour l'analyse de la collision entre deux véhicules s'écrit sous forme de six équations à six inconnues. Les quatre premières équations (Eq.1 à 4) découlent de la traduction de la conservation des quantités de mouvements post et pré-collision et les deux autres s'obtiennent par transcription de la prise en compte des effets de restitution et de frottement de l'impact :

$$\begin{cases} M_1 \cdot V_{1n}^{imp} + M_2 \cdot V_{2n}^{imp} = M_1 \cdot V_{1n}^{sep} + M_2 \cdot V_{2n}^{sep} \\ M_1 \cdot V_{1t}^{imp} + M_2 \cdot V_{2t}^{imp} = M_1 \cdot V_{1t}^{sep} + M_2 \cdot V_{2t}^{sep} \\ I_1 \cdot (\omega_1^{sep} - \omega_1^{imp}) = P_n \cdot a_1 - P_t \cdot b_1 \\ I_2 \cdot (\omega_2^{sep} - \omega_2^{imp}) = P_n \cdot a_2 - P_t \cdot b_2 \end{cases} \quad (1\grave{a}4)$$

où P_n et P_t représentent les impulsions normale et tangentielle de l'impact et qui ont pour

$$\text{expression : } \begin{cases} P_n = \frac{[M_1 \cdot (V_{1n}^{sep} - V_{1n}^{imp}) - M_2 \cdot (V_{2n}^{sep} - V_{2n}^{imp})]}{2} \\ P_t = \frac{[M_1 \cdot (V_{1t}^{sep} - V_{1t}^{imp}) - M_2 \cdot (V_{2t}^{sep} - V_{2t}^{imp})]}{2} \end{cases} \quad (5\grave{a}6)$$

Un coefficient de restitution, e , est requis pour traduire une relation entre les vitesses des deux véhicules exprimée au centre d'impact. L'équation déduite permet de vérifier la constance du rapport entre les composantes normales des vitesses relatives post et pré-collision (Eq.7). La dernière équation s'obtient par prise en compte des effets tangentiels et constitue la particularité des différents modèles publiés dans la littérature :

- Woolley [WOO 87] introduit une condition de non glissement au centre d'impact. Il permet aussi, de façon optionnelle, de spécifier une vitesse relative tangentielle non nulle pour étudier le cas de collisions latérales.

- Ishikawa [ISH 93] utilise un coefficient de restitution tangentiel.
- Steffan et Cie [STE 96] proposent de choisir entre une condition de vitesse tangentielle commune et l'introduction d'un coefficient de frottement. Remarquons que Pc-Crash, code développé par Steffan, permet de tenir compte des efforts entre les pneumatiques et la chaussée.
- Brach [BRA 84] opte pour un coefficient de frottement qu'il définit comme le rapport entre l'impulsion tangentielle et normale (Eq.8).

$$e = \frac{V_{1n}^{sep} + a_1 \cdot \omega_1^{sep} - V_{2n}^{sep} + a_2 \cdot \omega_2^{sep}}{V_{2n}^{imp} - a_2 \cdot \omega_2^{imp} - V_{1n}^{imp} - a_1 \cdot \omega_1^{imp}} \quad (7), \mu = \frac{P_t}{P_n} = \frac{M_1 \cdot (V_{1t}^{sep} - V_{1t}^{imp}) - M_2 \cdot (V_{2t}^{sep} - V_{2t}^{imp})}{M_1 \cdot (V_{1n}^{sep} - V_{1n}^{imp}) - M_2 \cdot (V_{2n}^{sep} - V_{2n}^{imp})} \quad (8)$$

L'écriture du système se résume finalement à l'équation 9. La méthode choisie comme condition tangentielle est dans ce cas, traitée par l'utilisation d'un coefficient de frottement. Parmi toutes les démarches présentées ci-dessus, cette méthode représente la solution la plus usitée [BRA 91, BRA 84, STE 96].

$$\begin{bmatrix} M_1 & 0 & 0 & M_2 & 0 & 0 \\ 0 & M_1 & 0 & 0 & M_2 & 0 \\ \frac{a_1 \cdot M_1}{2} & -\frac{b_1 \cdot M_1}{2} & -I_1 & -\frac{a_1 \cdot M_2}{2} & \frac{b_1 \cdot M_2}{2} & 0 \\ \frac{a_2 \cdot M_1}{2} & -\frac{b_2 \cdot M_1}{2} & 0 & -\frac{a_2 \cdot M_2}{2} & \frac{b_2 \cdot M_2}{2} & -I_2 \\ \frac{2}{1} & 0 & a_1 & -1 & 0 & a_2 \\ -\mu \cdot M_1 & M_1 & 0 & \mu \cdot M_2 & -M_2 & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} V_{1n}^{sep} \\ V_{1t}^{sep} \\ \omega_1^{sep} \\ V_{2n}^{sep} \\ V_{2t}^{sep} \\ \omega_2^{sep} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_1 & 0 & 0 & M_2 & 0 & 0 \\ 0 & M_1 & 0 & 0 & M_2 & 0 \\ \frac{a_1 \cdot M_1}{2} & -\frac{b_1 \cdot M_1}{2} & -I_1 & -\frac{a_1 \cdot M_2}{2} & \frac{b_1 \cdot M_2}{2} & 0 \\ \frac{a_2 \cdot M_1}{2} & -\frac{b_2 \cdot M_1}{2} & 0 & -\frac{a_2 \cdot M_2}{2} & \frac{b_2 \cdot M_2}{2} & -I_2 \\ \frac{2}{-e} & 0 & -e \cdot a_1 & e & 0 & -e \cdot a_2 \\ -\mu \cdot M_1 & M_1 & 0 & \mu \cdot M_2 & -M_2 & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} V_{1n}^{imp} \\ V_{1t}^{imp} \\ \omega_1^{imp} \\ V_{2n}^{imp} \\ V_{2t}^{imp} \\ \omega_2^{imp} \end{bmatrix} \quad (9)$$

Avantages de cette approche

- Cette formulation permet de prendre directement les vitesses post-collision ou pré-collision comme inconnues du problème.
- Cette méthode ne nécessite pas de connaître le comportement mécanique des véhicules impliqués. Aucun essai de collision préalable n'est donc nécessaire pour utiliser ce moyen de reconstruction.

Inconvénients de cette approche

- Cette méthodologie nécessite de nombreuses informations à recueillir sur le site de l'accident. Une arrivée tardive des enquêteurs sur le lieu de l'accident peut nuire à la validité des résultats de la reconstruction.
- La définition de la position du centre d'impact et l'estimation du coefficient de restitution e dépendent du jugement arbitraire de l'enquêteur et conditionnent la validité des résultats. Il en est de même pour la surface de contact support de l'axe t qui représente une surface plane moyenne de déformation.

3.2 L'approche par Equivalent Energy Speed

Zeidler et Cie [ZEI 85] développent une méthodologie de reconstruction (EES-ARM, Equivalent Energy Speed-Accident Reconstruction Method) qui repose principalement sur une estimation de l'énergie dissipée durant l'accident (fig.3) par chaque véhicule. Dans le même temps, l'INRETS développe l'outil numérique de reconstruction ANAC dont les bases théoriques sont similaires [LEC 86, FER 95].

La composante EES correspond à la vitesse qu'il faut communiquer à un véhicule du même type que celui impliqué dans l'accident pour que lors d'un essai de collision expérimental contre une barrière rigide, il atteigne des niveaux de déformations extérieures identiques à ceux du véhicule accidenté. Par application de cette démarche à la collision précédemment présentée, les vitesses de séparation exprimées dans la base (X, Y) s'écrivent comme suit :

$$\begin{cases} V_{1X}^{sep} = V_1^{sep} \cdot \cos(\theta_1^{sep}) \\ V_{1Y}^{sep} = V_1^{sep} \cdot \sin(\theta_1^{sep}) \\ V_{2X}^{sep} = V_2^{sep} \cdot \cos(\theta_2^{sep}) \\ V_{2Y}^{sep} = V_2^{sep} \cdot \sin(\theta_2^{sep}) \end{cases} \quad (10 \text{ à } 13)$$

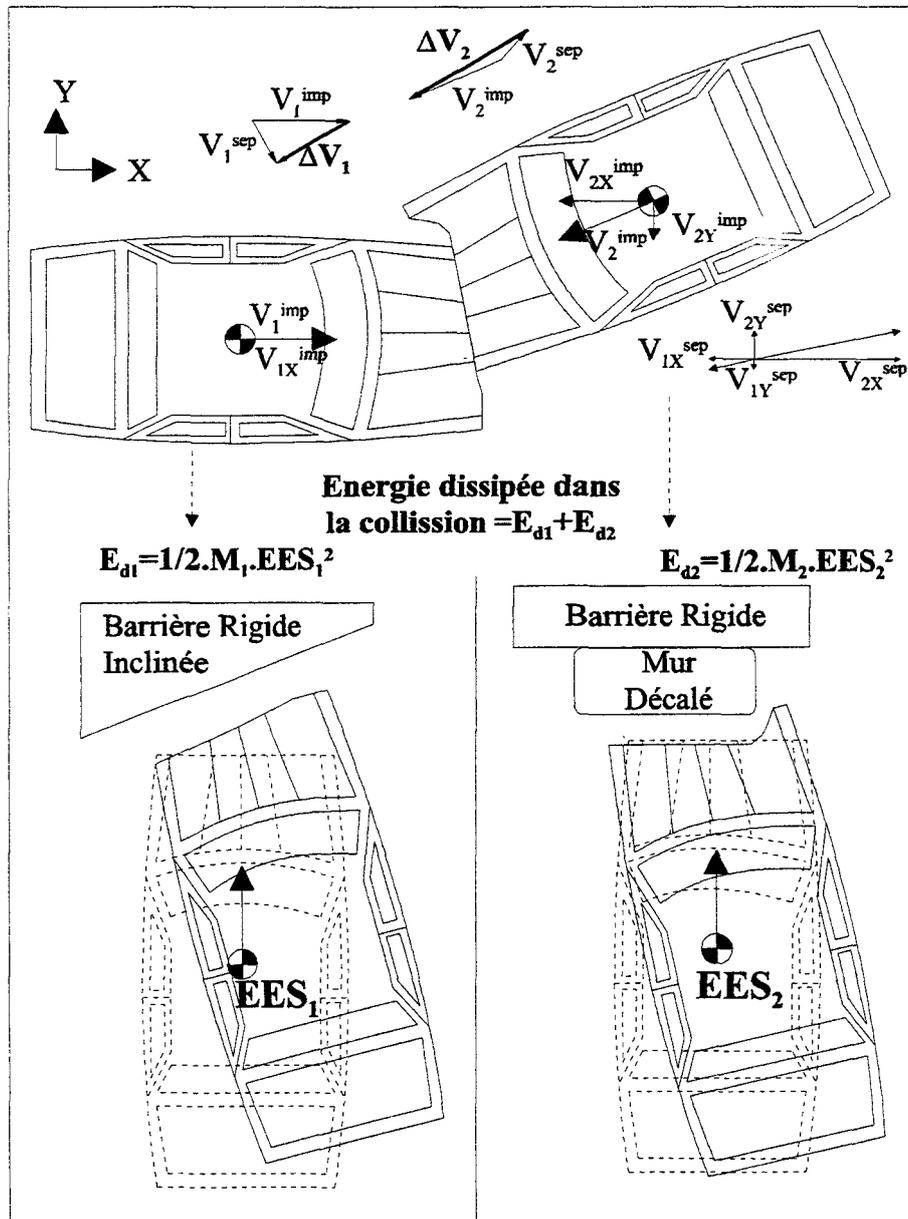


Figure 3 : Reconstruction au moyen d'une approche par approximation de l'EES

En considérant $V_{1Y}^{imp} = 0$, la traduction de la conservation des quantités de mouvements post et pré-collision donne les équations 14 et 15.

$$\begin{cases} M_1 \cdot V_{1X}^{imp} + M_2 \cdot V_{2X}^{imp} = M_1 \cdot V_{1X}^{sep} + M_2 \cdot V_{2X}^{sep} \\ M_2 \cdot V_{2Y}^{imp} = M_1 \cdot V_{1Y}^{sep} + M_2 \cdot V_{2Y}^{sep} \end{cases} \quad (14 \text{ à } 15)$$

L'équilibre énergétique pré et post-collision est interprété mathématiquement par l'expression 16.

$$\begin{aligned} \frac{1}{2}M_1 \cdot V_1^{imp^2} + \frac{1}{2}M_2 \cdot V_2^{imp^2} + \frac{1}{2}J_1 \cdot \omega_1^{imp^2} + \frac{1}{2}J_2 \cdot \omega_2^{imp^2} = \\ \frac{1}{2}M_1 \cdot V_1^{sep^2} + \frac{1}{2}M_2 \cdot V_2^{sep^2} + \frac{1}{2}J_1 \cdot \omega_1^{sep^2} + \frac{1}{2}J_2 \cdot \omega_2^{sep^2} + E_1^{def} + E_2^{def} \end{aligned} \quad (16)$$

où $E_1^{def} = \frac{1}{2} \cdot M_1 \cdot EES_1^2$ (17) et $E_2^{def} = \frac{1}{2} \cdot M_2 \cdot EES_2^2$ (18) représentent les énergies équivalentes de déformation de chaque véhicule. L'estimation des valeurs EES_1 et EES_2 dépend essentiellement de l'expérience de l'enquêteur. Par comparaison avec des photos de véhicules utilisés dans des essais expérimentaux de référence, il évalue approximativement les valeurs EES représentatives des déformations des véhicules impliqués dans l'accident. Pour prendre en compte les différences de masses entre le véhicule testé et celui de l'accident, Zeidler et Cie proposent de corriger la vitesse de tir de l'essai par un simple produit en croix entre le rapport des masses et des vitesses d'impact. Pour tenir compte des différences de recouvrements et de déformations entre les essais disponibles en bibliothèque et ceux des véhicules étudiés, Schreier et Cie [SCH 87] suggèrent divers coefficients de correction suivant le modèle du véhicule (les coefficients identifiés sont représentatifs uniquement de véhicules de marque Mercedes).

En combinant les expressions repérées 10 à 18, et en isolant la vitesse d'impact du véhicule 1 projetée sur l'axe X , il vient l'expression suivante repérée 19 :

$$V_{1X}^{imp^2} - \frac{2 \cdot M_2}{(M_1 + M_2)} \cdot \left(\frac{M_1}{M_2} \cdot V_{1X}^{sep} \right) \cdot V_{1X}^{imp} - \frac{M_2}{M_1 + M_2} \cdot \left(\begin{array}{l} -\frac{M_1}{M_2} \cdot V_{1X}^{sep^2} + \frac{M_2}{M_1} \cdot V_{2Y}^{sep^2} \\ + \frac{1}{M_1} \cdot \lambda - 2 \cdot V_{1X}^{sep} \cdot V_{2X}^{sep} + V_1^{sep^2} \\ -\frac{M_2}{M_1} \cdot \left(V_{2Y}^{sep} + \frac{M_2}{M_1} \cdot V_{1Y}^{sep} \right)^2 \end{array} \right) = 0 \quad (19)$$

$$\text{avec} \quad \lambda = J_1 \cdot (\omega_1^{sep^2} - \omega_1^{imp^2}) + J_2 \cdot (\omega_2^{sep^2} - \omega_1^{imp^2}) + M_1 \cdot EES_1^2 + M_2 \cdot EES_2^2 \quad (20)$$

D'après le théorème du moment cinétique pour des mouvements plans, les vitesses de post collision sont généralement évaluées au moyen de l'équation suivante :

$$\omega_i^{sep} = \sqrt{(M_i \cdot g \cdot \mu_{Ri} \cdot R_i \cdot \alpha_i)} \quad (21)$$

où M_i représente la masse du véhicule considéré

g est l'accélération gravitationnelle

μ_{Ri} est un coefficient de frottement angulaire

R_i constitue la distance entre le centre de gravité du véhicule et le centre d'impact

α_i est l'angle total effectué entre la direction d'approche et la position finale.

Finalement l'obtention des vitesses de pré-collision s'obtient par les quatre expressions (22 à 25) suivantes :

$$\left\{ \begin{array}{l} V_{1X}^{imp} = \frac{M_2}{M_1 + M_2} \cdot \left(\frac{M_1}{M_2} \cdot V_{1X}^{sep} + V_{2X}^{sep} + \sqrt{V_1^{sep2} + V_2^{sep2} - 2 \cdot V_1^{sep} \cdot V_2^{sep} \cdot \cos(\theta_1^{sep} - \theta_2^{sep})} + \left(\frac{1}{M_1} + \frac{1}{M_2} \right) \cdot \lambda - (V_{2Y}^{sep} + \frac{M_1}{M_2} \cdot V_{1Y}^{sep})^2 \right) \\ V_{1Y}^{imp} = 0 \\ V_{2X}^{imp} = \frac{M_1}{M_2} \cdot (V_{1X}^{sep} - V_{1X}^{imp}) + V_{2X}^{sep} \\ V_{2Y}^{imp} = \frac{M_1}{M_2} \cdot V_{1Y}^{sep} + V_{2Y}^{sep} \end{array} \right.$$

Les avantages et les inconvénients de cette approche sont semblables à ceux de l'analyse par restitution. Notons simplement qu'en l'absence d'une bibliothèque fournie d'essais de collisions expérimentaux, les résultats de la reconstruction dépendent directement des approximations des EES établies par les experts accidentologues, qui elles, ne relèvent d'aucun fondement scientifique.

3.3 L'approche par analyse des enfoncements

Présentons enfin la reconstruction par analyse des enfoncements. D'un usage plus répandu aux Etats-Unis d'Amérique qu'en Europe, la théorie présentée ci-après correspond à celle du logiciel de reconstruction CRASH (acronyme de Calspan Reconstruction of

Accident Speeds on the Highway). Depuis la première version proposée par McHenry [McH 75], l'algorithme suit continuellement des améliorations [DAY 87, PRA 90, McH 97a] sans modification capitale de la théorie initiale. L'idée principale de cette approche consiste à estimer l'énergie absorbée par chaque véhicule par analyse de leurs déformations finales (fig.4). La somme de ces deux énergies est ensuite intégrée dans une expression explicite dans ce qui suit, qui permet d'identifier les ΔV de chaque véhicule. Bien que cette théorie permette d'évaluer l'intensité de chaque ΔV , elle ne renseigne en rien sur sa direction. L'enquêteur est par conséquent amené à choisir arbitrairement la direction principale de l'effort, support des ΔV des véhicules impliqués dans l'accident, qui influencera directement le calcul des vitesses initiales.

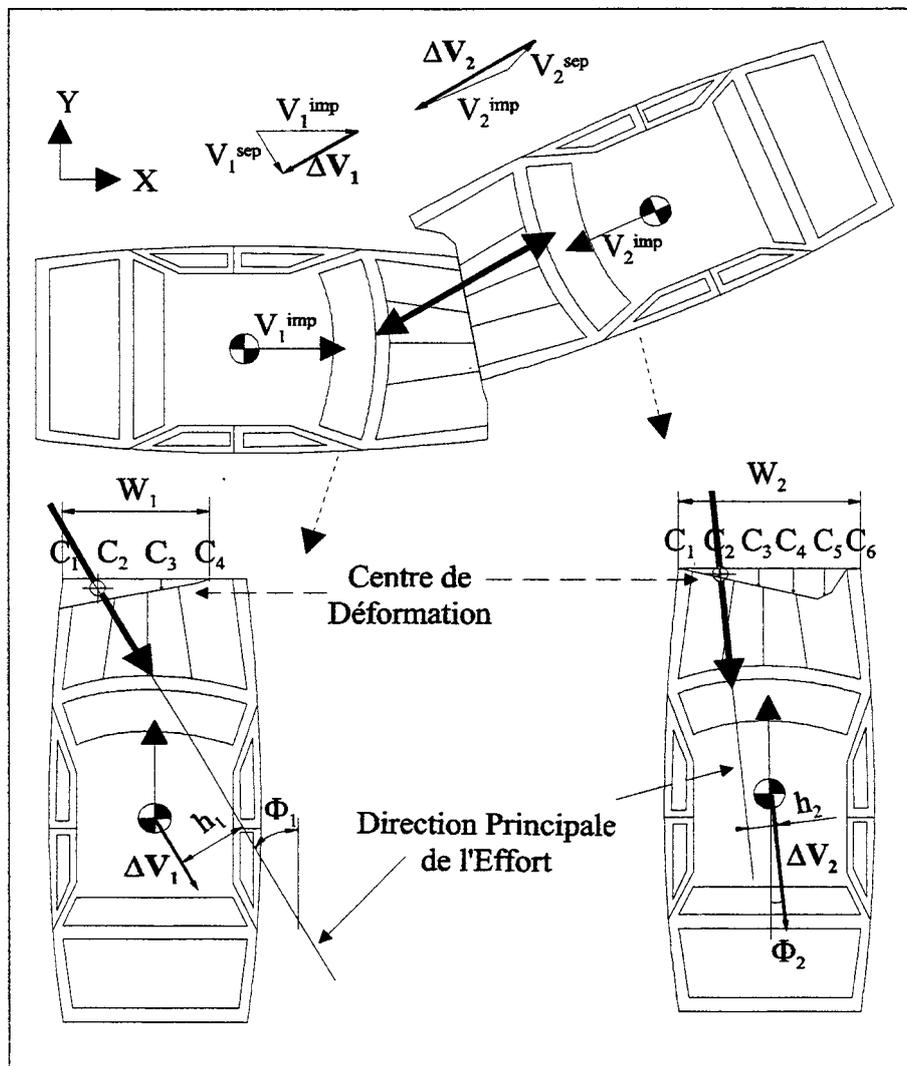


Figure 4 : Reconstruction au moyen d'une approche par analyse des déformations

Avant de présenter la méthodologie sur notre cas d'étude, considérons le cas d'une collision fronto-frontale centrée, c'est à dire un impact où la ligne d'action de la force de répulsion passe par les centres de gravité des deux véhicules (fig.5).

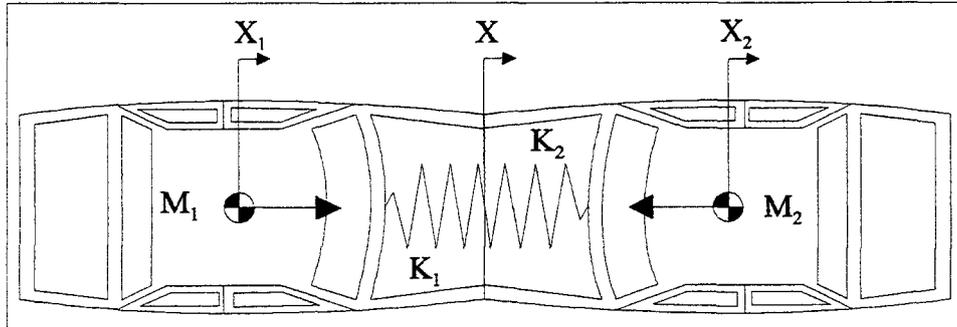


Figure 5 : Analyse d'un choc fronto-frontal pur centré

En appliquant le théorème fondamental de la dynamique à chacun des véhicules, en supposant que M_1 et M_2 (kg) représentent les masses des deux véhicules, que K_1 et K_2 (N/m) correspondent aux rigidités équivalentes des blocs avant, que X_1 et X_2 (m) représentent les déplacements des centres de masses M_1 et M_2 , que X (m) correspond au déplacement à l'interface de contact, que $\delta = X_1 - X_2$ et que $\dot{\delta}_0 = V_1^{imp} - V_2^{imp}$, l'équation différentielle qui régit le système s'écrit :

$$\ddot{\delta} + \left(\frac{K_1 \cdot K_2}{K_1 + K_2} \right) \cdot \left(\frac{M_1 + M_2}{M_1 \cdot M_2} \right) \cdot \delta = 0 \quad (26)$$

La résolution de cette équation conduit pour un déplacement relatif maximum à l'expression suivante :

$$\delta_{MAX} = (V_1^{imp} - V_2^{imp}) \cdot \sqrt{\frac{(K_1 + K_2) \cdot M_1 \cdot M_2}{K_1 \cdot K_2 \cdot (M_1 + M_2)}} \quad (27)$$

En posant $\delta_1 = X_1 - X$ et $\delta_2 = X - X_2$, l'équilibre des forces s'écrit :

$$K_1 \cdot \delta_1 = K_2 \cdot \delta_2 \quad (28), \text{ sachant que par définition } \delta_1 + \delta_2 = \delta \quad (29).$$

Par équivalence énergétique, l'équation 26 peut s'écrire sous la forme suivante :

$$V_1^{imp} - V_2^{imp} = \sqrt{\frac{(M_1 + M_2) \cdot K_1 \cdot K_2 \cdot \delta_{MAX}^2}{M_1 \cdot M_2 \cdot (K_1 + K_2)}} = \sqrt{\frac{(M_1 + M_2) (K_1 \cdot \delta_1^2 + K_2 \cdot \delta_2^2)}{M_1 \cdot M_2}} \quad (30)$$

L'énergie absorbée lors de l'écrasement des blocs avant de chaque véhicule s'écrit :

$$E_1 = \frac{1}{2} K_1 \cdot \delta_1^2 \quad (31)$$

et

$$E_2 = \frac{1}{2} K_2 \cdot \delta_2^2 \quad (32)$$

Par substitution des équations (31) et (32) dans l'équation 30, il vient :

$$V_1^{imp} - V_2^{imp} = \sqrt{\frac{(M_1 + M_2) \cdot 2 \cdot (E_1 + E_2)}{M_1 \cdot M_2}} \quad (33)$$

A partir de l'équation exprimant la conservation de la quantité de mouvement pré et post-collision, il est possible d'identifier l'expression de la vitesse V_{com} en fin de choc par :

$$V_{com} = \frac{M_1 \cdot V_1^{imp} + M_2 \cdot V_2^{imp}}{M_1 + M_2} \quad (34)$$

Les variations de vitesses supportées par chacun des véhicules durant la collision équivalent à :

$$\begin{cases} \Delta V_1 = V_1^{imp} - V_{com} = \left(\frac{M_2}{M_1 + M_2} \right) \cdot (V_1^{imp} - V_2^{imp}) \\ \Delta V_2 = V_{com} - V_2^{imp} = \left(\frac{M_1}{M_1 + M_2} \right) \cdot (V_1^{imp} - V_2^{imp}) \end{cases} \quad (35 \text{ et } 36)$$

A partir des équations (35) (36) et (33), ces variations de vitesses peuvent finalement s'exprimer sous leurs formes les plus couramment utilisées :

$$\Delta V_1 = \sqrt{\frac{2 \cdot (E_1 + E_2)}{M_1 \cdot \left(1 + \frac{M_1}{M_2} \right)}} \quad (37) \quad \text{et} \quad \Delta V_2 = \sqrt{\frac{2 \cdot (E_1 + E_2)}{M_2 \cdot \left(1 + \frac{M_2}{M_1} \right)}} \quad (38)$$

D'une façon générale, les collisions sont généralement excentrées. Dans ce genre de situation, la vitesse commune est atteinte dans la région de contact et non pas au niveau des centres de gravité. A titre d'exemple, dans la collision fronto-frontale avec 40% de recouvrement pour chacun des véhicules, présentée fig.6, la vitesse commune est atteinte au point P.

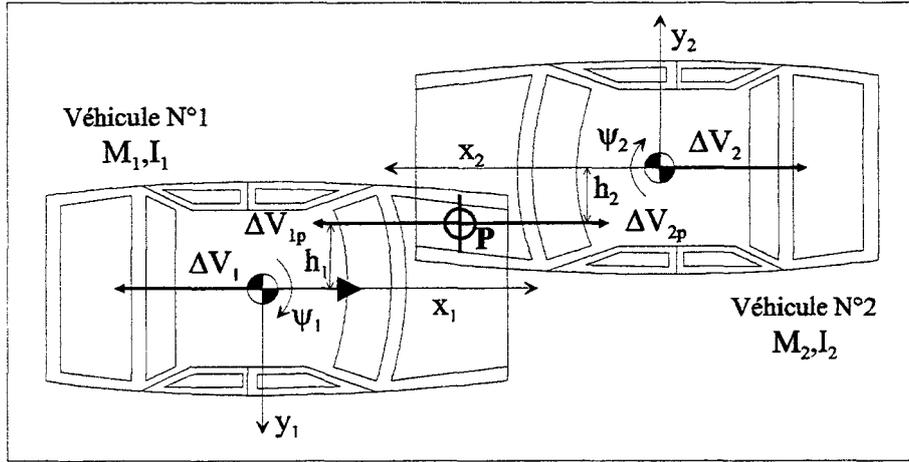


Figure 6 : Analyse d'un choc fronto-frontal pur décalé

La force de contact agissant sur le véhicule 1 s'exprime par :

$$F_X = -M_1 \cdot \ddot{X}_1 = -M_1 \cdot (\ddot{X}_p - h_1 \cdot \ddot{\psi}_1) \quad (39)$$

expression dans laquelle h_1 représente la distance du centre de gravité du véhicule 1 à la direction principale de l'effort d'impact.

Le moment équivalent appliqué sur le véhicule 1 a pour expression :

$$F_X \cdot h_1 = -I_1 \cdot \ddot{\psi}_1 = -M_1 \cdot k_1^2 \cdot \ddot{\psi}_1 \quad (40)$$

où k_1 représente le rayon de giration du véhicule 1.

De l'équation (40), il est possible d'exprimer l'accélération angulaire du véhicule 1 :

$$\ddot{\psi}_1 = \frac{F_X \cdot h_1}{M_1 \cdot k_1^2} \quad (41)$$

En substituant l'expression de $\ddot{\psi}_1$ (41) dans (39), l'accélération du véhicule 1 s'écrit :

$$\ddot{X}_p = -\frac{F_x}{M_1} \cdot \left(\frac{k_1^2 + h_1^2}{k_1^2} \right) \quad (42), \text{ soit par conséquent } \ddot{X}_1 = -\frac{F_x}{M_1} = \left(\frac{k_1^2}{k_1^2 + h_1^2} \right) \cdot \ddot{X}_p \quad (43)$$

$$\text{En posant } \gamma_1 = \frac{k_1^2}{k_1^2 + h_1^2} \quad (44), \text{ nous obtenons la nouvelle expression } \ddot{X}_1 = \gamma_1 \cdot \ddot{X}_p \quad (45)$$

Par intégration de l'équation 44 par rapport au temps sur la durée qui conduit à la vitesse commune des deux véhicules au point P, il vient $\Delta V_1 = \gamma_1 \cdot \Delta V_{1p}$ (46)

où ΔV_{1p} représente la variation de vitesse durant la phase d'impact exprimée au point P.

De l'équation (37), la masse effective du véhicule 1 agissant au point P a pour expression $\gamma_1 \cdot M_1$ (47) et respectivement $\gamma_2 \cdot M_2$ (48) pour le véhicule 2. En substituant (47) et (48) dans (37) et (38), l'expression des ΔV pour chacun des véhicules devient :

$$\Delta V_1 = \sqrt{\frac{2 \cdot \gamma_1 \cdot (E_1 + E_2)}{M_1 \left(1 + \frac{\gamma_1 \cdot M_1}{\gamma_2 \cdot M_2}\right)}} \quad (49) \quad \text{et} \quad \Delta V_2 = \sqrt{\frac{2 \cdot \gamma_2 \cdot (E_1 + E_2)}{M_2 \left(1 + \frac{\gamma_2 \cdot M_2}{\gamma_1 \cdot M_1}\right)}} \quad (50)$$

En analysant les déformations de véhicules utilisés pour des essais de crash, Emori [EMO 68] montre que le processus de déformation des blocs avant et arrière des véhicules automobiles se comporte simplement comme un système masse/ressort. Il déclare que la décélération supportée par un véhicule automobile lors d'un essai de collision de type frontal serait proportionnelle à son niveau de déformation, ce qui l'amène à conclure que la déformation serait proportionnelle à la vitesse d'impact. Campbell [CAM 74] propose une relation linéaire entre la déformation finale du véhicule et la vitesse d'impact contre barrière rigide sous la forme de l'équation (49) : $V = b_0 + b_1 \cdot C$ (51)

où V représente la vitesse d'impact du véhicule contre la barrière rigide (m/s), C la déformation finale (m), b_0 la vitesse minimale pour atteindre une déformation plastique (m/s) et b_1 la pente de la droite caractéristique du véhicule considéré ((m/s)/m).

S'inspirant de ce modèle, il propose une relation linéaire entre l'effort d'impact et la déformation finale du véhicule (Eq.52) : $f = \frac{M}{w_0} (b_0 \cdot b_1 + b_1^2 \cdot C)$ (52)

où f représente la force d'impact par unité de largeur (N/m), M la masse du véhicule (kg), w_0 la largeur totale de la déformation (m) et C , b_0 et b_1 les paramètres de la relation précédente.

L'énergie absorbée par le véhicule peut finalement être identifiée par double intégration de cette dernière équation en fonction de la déformation et de sa largeur

$$(Eq.53) : \quad \text{Energie Absorbée} = \iint f \cdot dC \cdot dw + \frac{M \cdot b_0^2}{2} \quad (53)$$

Le deuxième terme de cette relation correspond à l'énergie initiale qui doit être communiquée au véhicule pour que celui-ci atteigne une déformation plastique.

Par suite, en intégrant par rapport à la déformation et en posant les conditions suivantes :

$$A = \frac{M \cdot b_0 \cdot b_1}{w_0} \quad (54) \qquad B = \frac{M \cdot b_1^2}{w_0} \quad (55) \qquad G = \frac{M \cdot b_0^2}{2w_0} = \frac{A^2}{2B} \quad (56)$$

Il vient :

$$\text{Energie d'écrasement} = \int_0^{w_0} (A \cdot C + B \cdot C^2 / 2 + G) dw \quad (57), \text{ équation exprimée sous}$$

sa forme la plus connue et utilisée dans le programme de reconstruction d'accidents CRASH pour calculer les ΔV des deux véhicules impliqués dans une collision.

Durant l'inspection des véhicules, les déformations sont toujours mesurées perpendiculairement aux surfaces extérieures non déformées. Cependant, quand la direction principale de l'effort d'impact n'est pas perpendiculaire à la surface non déformée (fig.7), la distance sur laquelle la force agit est plus importante que celle mesurée [DAY 87]. En considérant que Φ représente l'angle de déviation, le facteur correctif de l'écrasement vaut $1/\cos\Phi$. Compte tenu que l'écrasement est au carré dans l'expression de l'énergie de déformation, le facteur correctif de l'énergie est $1/\cos^2 \Phi = 1 + \tan^2 \Phi$ (58)

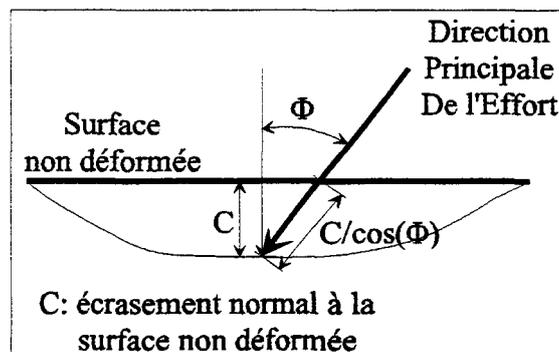


Figure 7 : Correction de l'énergie de déformation

Avantages de cette approche

- Cette méthodologie permet aisément d'identifier le ΔV d'un véhicule lorsque les données recueillies sur le site de l'accident (traces de freinage, point d'impact, positions finales des véhicules) n'ont pas été recensées.

Inconvénients de cette approche

- Cette méthode nécessite de connaître le comportement au crash des véhicules impliqués dans l'accident. Etant donné qu'il serait bien entendu extrêmement onéreux de connaître le comportement individuel des véhicules, ils sont regroupés par classes et des coefficients moyens A et B leur sont assignés. Développée aux Etats-Unis d'Amérique, cette méthode n'est guère utilisée en Europe par méconnaissance des coefficients A et B des divers véhicules disponibles sur le marché européen.
- Le choix de la direction principale de l'effort est un paramètre important puisqu'il correspond aussi à la direction des efforts auxquels les occupants du véhicule sont soumis.
- Le facteur de correction $1 + \tan^2 \Phi$ dans le cas de collisions obliques a une influence importante sur l'estimation de l'énergie dissipée. Si Φ est choisi par exemple à 20° , le facteur $1 + \tan^2 20 = 1.36$, ce qui correspond à une majoration de l'énergie calculée de 36%. Quand $\Phi = 45^\circ$, le facteur vaut $1 + \tan^2 45 = 2$ double la valeur estimée de l'énergie. Signalons que par défaut, pour toutes valeurs de $\Phi \geq 45^\circ$, ce facteur de correction est limité à 2.
- Il est supposé qu'une relation linéaire relie la rigidité des véhicules à la déformation. De ce fait, cette méthode peut sous-estimer le ΔV dans le cas de collision à faible vitesse parce que les effets de restitution ne sont pas pris en compte. A l'inverse, cette méthode peut surestimer le ΔV dans le cas de collision à vitesse élevée ($\Delta V > 80\text{km/h}$) parce que le modèle ne permet pas de prendre en compte la désintégration du véhicule (il faudrait pouvoir imposer une diminution de la valeur du coefficient B).

3.4 Intérêt des logiciels de reconstruction

L'énumération des théories de reconstruction cinématique des accidents montre que de nombreuses simplifications sont faites lors de leur développement. L'utilisation de ces outils ne peut finalement conduire qu'à un ordre de grandeur global des conditions initiales du choc et des ΔV de chaque véhicule, mais en aucun cas, à des valeurs certaines et affinées. Comparant les résultats obtenus entre les approches par restitution et celles par analyse des enfoncements (de type CRASH) avec ceux de quatre collisions expérimentales, Brach et Cie [BRA 87] évaluent les disparités maximales des ΔV identifiées numériquement. Avec le code CRASH, l'erreur maximale s'élève à 69%, se chiffre à 43% avec le modèle de Wooley et à 18% avec celui de Brach. Récemment, Brach et Cie [BRA 98] comparent de nouveau les ΔV identifiés au moyen d'une étude par restitution et par la troisième version de CRASH (CRASH3). Les conclusions tirées dix ans auparavant restent analogues. D'après Brach et Cie, la représentativité d'une approche par restitution serait meilleure qu'une approche énergétique basée sur les enfoncements des véhicules. Notons cependant, que le principal inconvénient d'une telle méthode réside dans le choix de la valeur du coefficient de restitution, ce qui est souligné par Ishikawa. Articulant son étude sur un échantillon de 48 collisions expérimentales, Ishikawa [ISH 94] recale les ΔV numériques sur ceux expérimentaux par modification des coefficients de restitution. Les coefficients obtenus s'échelonnent de -0.3 à 0.5 pour les impacts latéraux et varient entre 0 et 0.15 pour les chocs frontaux. Retenons de cette remarque, qu'à moins d'être doté d'une grande expérience dans le choix du coefficient de restitution, les reconstructions au moyen d'une telle approche semblent difficilement envisageables.

Pour des utilisations à des fins statistiques sur des échantillons de plusieurs centaines de cas d'accidents, les erreurs commises ne sont peut-être pas significatives. Cependant, dans le cadre de nos travaux de recherche, ces outils ne peuvent se satisfaire à eux seuls. Cette remarque est d'autant plus justifiée que par ces moyens d'analyses, aucune notion de durée de la collision n'est évaluée. Il n'est par conséquent pas possible d'identifier le niveau de décélération atteint durant le choc par chacun des véhicules impliqués. Pour atteindre ce genre d'informations, il est nécessaire de recourir à la reconstitution des accidents ou à l'utilisation de logiciels de simulations de collisions, comme par exemple le logiciel SMAC

(Simulation Model of Automobile Collisions) [McH 73]. Développé également par McHenry, CRASH fut créé consécutivement au développement de la première version de SMAC, dans le but d'évaluer un jeu de données préliminaires, nécessaire à l'initiation de l'algorithme de reconstruction SMAC.

Cet outil de simulation numérique des accidents automobiles repose sur un concept très simple. L'enquêteur spécifie les dimensions, les propriétés inertielles et les comportements d'écrasements de chaque véhicule, les conditions de contact entre les pneumatiques et la chaussée, les vitesses initiales et les manœuvres d'urgence effectuées par chaque conducteur. Le programme, par intégration pas-à-pas des équations du mouvement, calcule l'évolution spatio-temporelle des véhicules en tenant compte de la phase du choc. Le comportement extérieur des véhicules est régi par une relation simple du type $F = K \cdot x$, où F désigne l'effort de contact, K la rigidité du véhicule et x l'enfoncement extérieur du véhicule. Par comparaison des déformations et des trajectoires identifiées numériquement avec les indices recensés après accident, l'enquêteur détermine le degré de corrélation de la reconstruction numérique. Par simulations itératives, l'enquêteur modifie les paramètres initiaux représentatifs des conditions de l'accident (vitesses initiales, manœuvres, etc.) jusqu'à ce que les résultats concordent au mieux avec les indices de l'accident [McH 88].

S'appuyant sur des procédures de calculs relativement simples pour l'analyse du choc, les logiciels de simulations comme EDSMAC (Logiciel SMAC avec interface graphique) nécessitent de prendre de nombreuses précautions dans l'interprétation des résultats. En plus des difficultés posées par le choix de la représentation du comportement au crash des blocs avant des véhicules qui constitue l'objet de la discussion suivante, par expérience, Day et Cie [DAY 88] mettent en garde les utilisateurs de ce genre d'outils numériques et déclarent qu'il est extrêmement facile de créer différents scénari (quelquefois antinomiques) en changeant sensiblement les données d'entrées du modèle.

La première définition du comportement avant des véhicules revient à Emori [EMO 68]. Par multiplication d'essais de collisions de véhicules contre des barrières rigides avec 100% de recouvrement, il assimile leur rigidité d'écrasement au moyen d'un ressort à comportement plastique linéaire (fig.8). Ce modèle sera ensuite intégré dans le code de reconstruction SMAC [McH 73]. Campbell [CAM 74] préconise un modèle similaire à celui

d'Emori à l'exception de la définition d'une précontrainte initiale dans le ressort (fig.8). Préoccupés par la validité des coefficients de rigidités des véhicules définis par catégories dans CRASH, Strother et Cie [STR 86] montrent au moyen d'essais de collisions que de fortes disparités peuvent être observées dans la réponse de véhicules d'une même catégorie, et que certains véhicules se comportent différemment du modèle intégré dans le code CRASH. Ils identifient notamment que lorsque la déformation résiduelle atteint un niveau de déformation donné (propre à chaque véhicule), les véhicules ne se comportent plus comme un ressort linéaire, mais comme un ressort linéaire par morceaux ou comme un ressort linéaire avec saturation (fig.8).

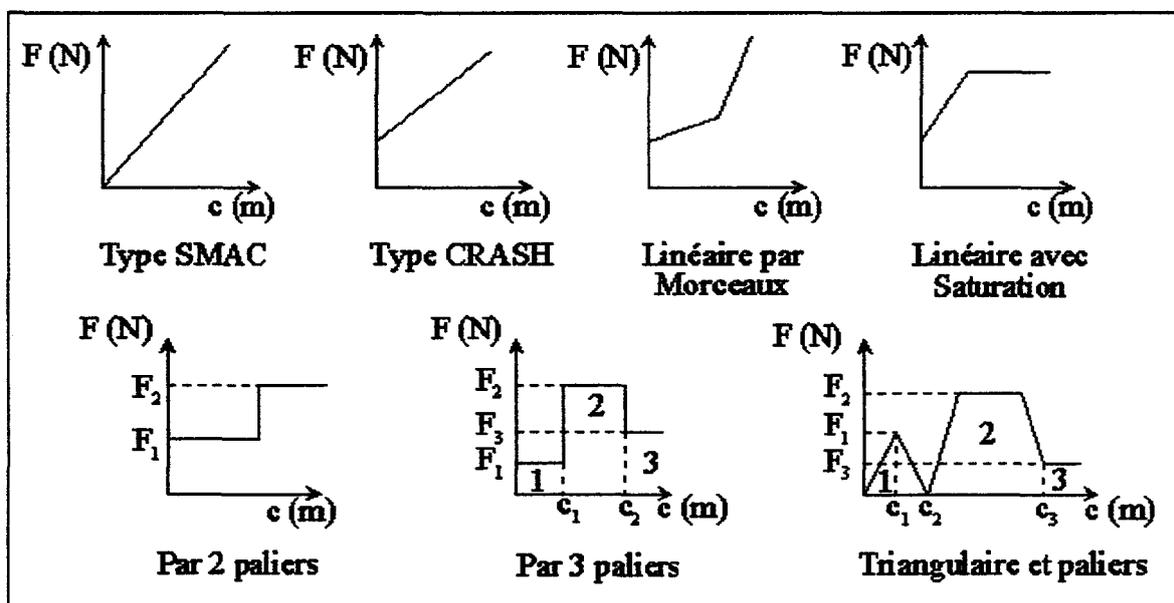


Figure 8 : Caractéristiques Effort/Enfoncement (cruch) des blocs avant de véhicule

Fossat [FOS 94] préfère une représentation par palier et décompose la caractéristique Effort/Enfoncement en deux phases (fig.8) ; une première à faible niveau d'effort, correspondante à la déformation des composants situés devant le moteur et une seconde à effort plus important, équivalente au recul du bloc moteur et entraînant une intrusion dans l'habitacle. Wood et Cie [WOO 96] examinent le comportement de 8 véhicules sous trois conditions d'essais : contre barrière rigide avec un recouvrement de 100% à 56km/h, contre barrière rigide avec un recouvrement de 45% à 50km/h et contre une barrière rigide inclinée de 30° à 56km/h. Traçant l'évolution de l'énergie absorbée cumulée en fonction de l'enfoncement par écrasement, ils assimilent cette caractéristique par trois segments linéaires, ce qui les amènent à conclure que la caractéristique

Effort/Enfoncement est assimilable à une représentation au moyen de trois paliers d'effort constant (fig.8). O'Riordain [O'RI 94] propose une représentation constituée de trois régions, la première correspondante à la déformation des composants placés devant le moteur, caractérisée par une montée en effort suivie de sa chute sous forme triangulaire, une seconde zone correspondante à l'effort sur le bloc moteur caractérisée par un effort en palier et la troisième phase correspondante à la sollicitation du tablier également modélisée par un palier (fig.8).

Cet état de l'art des méthodes de reconstruction du choc dans les accidents automobiles montre toutes les difficultés auxquelles les accidentologues sont confrontés chaque fois qu'ils s'intéressent à un nouveau cas d'accident. Bien que toutes les méthodes reposent sur des théories relativement simples, leurs mises en pratique demeurent extrêmement complexes. La diversification des méthodologies et des modèles de comportement des blocs avant de véhicules témoignent d'une certaine confusion. Nul ne peut à ce jour prouver qu'un principe est meilleur qu'un autre. D'autant plus que chaque accident est unique dans son déroulement [HYD 92], aucun modèle générique ne peut se satisfaire à lui seul pour retrouver les conditions initiales de la survenue de l'accident.

4 Comparaison des trois théories de reconstruction

Pour être plus complet dans la comparaison des 3 méthodologies de reconstruction et essentiellement pour évaluer la sensibilité des paramètres que doivent estimer les accidentologues, sur la reconstruction finale, intéressons-nous à une collision théorique représentée fig.9. Ses conditions initiales s'apparentent à celles de la collision de la figure 1.

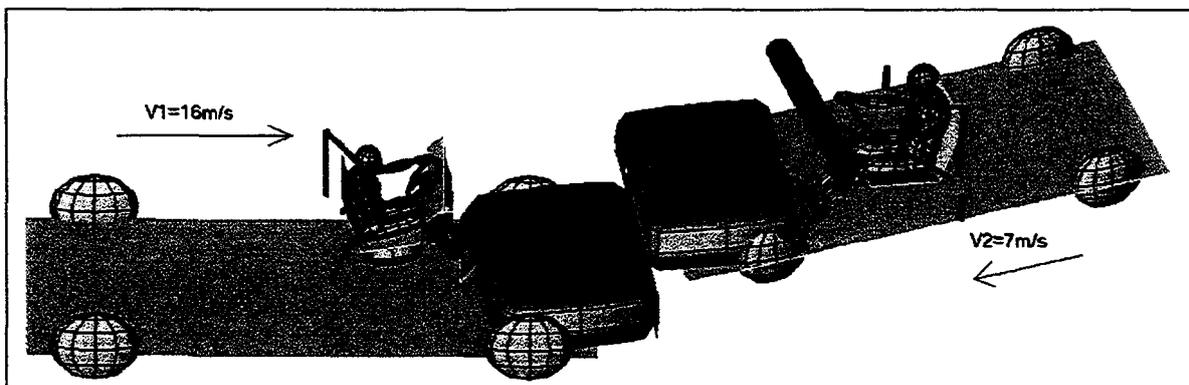


Figure 9 : Cas d'une collision théorique

Une simulation de cette collision a été réalisée sous MADYMO 3D™ [MAD 97]. Le modèle est constitué de deux véhicules, dans lesquels deux mannequins ont été installés, fig.10. Les moyens de protection pour chacun des occupants sont une ceinture trois points avec enrouleur. La définition des caractéristiques de contact, le comportement des composants intérieurs du véhicule feront l'objet d'une présentation dans le chapitre suivant. A titre d'information, le traitement du contact sous Madymo est régi par une méthode par pénalité. Les véhicules sont reliés au système inertiel au moyen d'un joint plan, leur permettant de mouvoir linéairement dans les directions longitudinales et latérales, angulairement suivant leur axe vertical. Une première simulation permet de chiffrer l'évolution spatio-temporelle de chaque véhicule, l'énergie dissipée durant la collision ainsi que les sollicitations engendrées sur les deux mannequins.

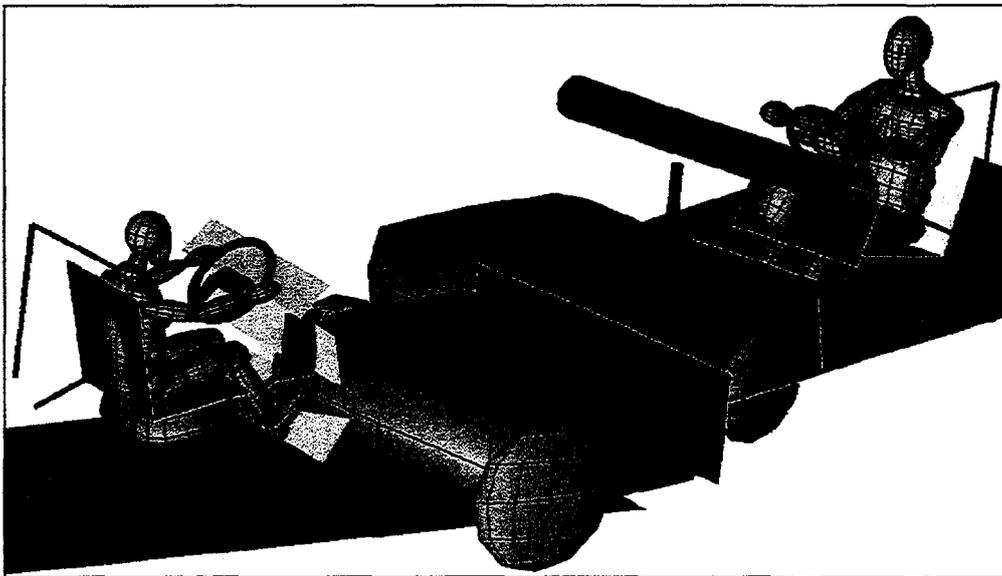


Figure 10 : Mannequins et véhicules d'une collision théorique

Connaissant parfaitement les conditions du choc, il est aisé de calculer les paramètres à estimer lors d'une reconstruction réelle tels que le coefficient de restitution, les EES de chaque véhicule, la ligne principale de l'effort, etc. L'angle initial entre les deux véhicules est de 20° et l'orientation de la surface commune de contact est définie à $+10^\circ$ pour le véhicule 1 et -10° pour le véhicule 2. Aucun frottement n'est défini. Les caractéristiques des véhicules et les conditions initiales de la collision sont présentées dans le tableau suivant :

	Masse (kg)	Izz (kg.m ²)	Rigidité Bloc avant (kN/m)	Vitesses initiales	Mannequin	Intrusion
Véh.1	800	1200	400	16m/s 0rad/s	Hybrid III 5 ^{ième} centile 50kg	<u>Volant</u> Recul :4cm Montée :8cm
Véh.2	1050	1200	500	7m/s 0rad/s	Hybrid III 50 ^{ième} centile 78kg	Aucune

La simulation permet finalement d'extraire les vitesses d'échappement de la collision. Bien que la rotation des véhicules autour de l'axe vertical soit libre, les vitesses angulaires en fin de choc sont insignifiantes. C'est pourquoi dans la suite de l'analyse, nous les considérerons nulles et invariantes. Les données pertinentes des véhicules sont recensées dans le tableau suivant :

Base (X, Y)		Base (n, t)	
$V_{1X}^{imp} = 16m/s$	$V_{1X}^{sep} = 2.388m/s$	$V_{1n}^{imp} = 15.757m/s$	$V_{1n}^{sep} = 1.929m/s$
$V_{1Y}^{imp} = 0m/s$	$V_{1Y}^{sep} = -2.435m/s$	$V_{1t}^{imp} = -2.778m/s$	$V_{1t}^{sep} = -2.812m/s$
$V_{2X}^{imp} = -6.578m/s$	$V_{2X}^{sep} = 3.645m/s$	$V_{2n}^{imp} = -6.894m/s$	$V_{2n}^{sep} = 3.472m/s$
$V_{2Y}^{imp} = -2.394m/s$	$V_{2Y}^{sep} = -0.677m/s$	$V_{2t}^{imp} = -1.216m/s$	$V_{2t}^{sep} = -1.3m/s$
$\Delta V_{1X} = -13.612m/s$	$\Delta V_{2X} = 10.223m/s$	D'après l'équation (16), l'énergie dissipée durant la collision vaut : $E=123.74kJ$	
$\Delta V_{1Y} = -2.435m/s$	$\Delta V_{2Y} = 1.717m/s$		
$\ \Delta V_1\ = 13.828m/s$	$\ \Delta V_2\ = 10.366m/s$	$\frac{\Delta V_1}{\Delta V_2} = \frac{M_2}{M_1}$ est vérifié	
angle ¹ _{DPDE} = -169.86°	angle ² _{DPDE} = 9.534°	Direction Principale De l'Effort $\approx 10^\circ$	

D'après l'équation (7), il est possible d'estimer la valeur du coefficient de restitution

$$\text{équivalent à la collision : } e = \frac{V_{1n}^{sep} - V_{2n}^{sep}}{V_{2n}^{imp} - V_{1n}^{imp}} = \frac{3.472 - 1.929}{6.894 + 15.757} = 0.068$$

Supposant que nous étudions un cas d'accident, il est indispensable de respecter la démarche de reconstruction. En conséquence de quoi, nous admettons avoir identifié les vitesses d'échappement par une succession de séquences cinématiques constituées de mouvements uniformes et uniformément accélérés, dont les paramètres proviennent d'informations recueillies sur le terrain. Dans notre cas, nous attribuons aux vitesses d'échappement pour l'analyse de sensibilité déjà présentée antérieurement, les vitesses recensées en fin de choc du modèle multicorps.

4.1 Analyse par mécanique plane de l'impact

Compte tenu de l'absence de rotation des véhicules, le système d'équations (9) se réduit à un système (4*4). Dans ce cas, les vitesses finales des véhicules sont indépendantes de la localisation du centre d'impact. Seuls le coefficient de restitution et l'orientation de la base (\mathbf{n}, \mathbf{t}) influencent les vitesses initiales des véhicules. La première reconstruction effectuée avec un coefficient de restitution et un angle de surface de contact commune exacts ont abouti à des résultats équivalents à ceux imposés dans le modèle multicorps (15.9997.m/s au lieu de 16m/s pour le véhicule N°1, 7.06m/s avec un angle de 20.6° au lieu de 7m/s avec un angle de 20° pour le second véhicule). Compte tenu de l'absence de théorie sur le choix d'un coefficient de restitution à partir de déformations de véhicules, admettons que l'erreur commise lors de son estimation puisse avoisiner $\pm 20\%$ et celle commise sur l'orientation de la surface de contact $\pm 5^\circ$. Finalement, l'introduction d'une perturbation du coefficient de restitution et de l'orientation de la surface de contact dans les équations de la méthodologie de reconstruction par application de la mécanique plane de l'impact conduit aux vitesses de choc présentées fig.11 :

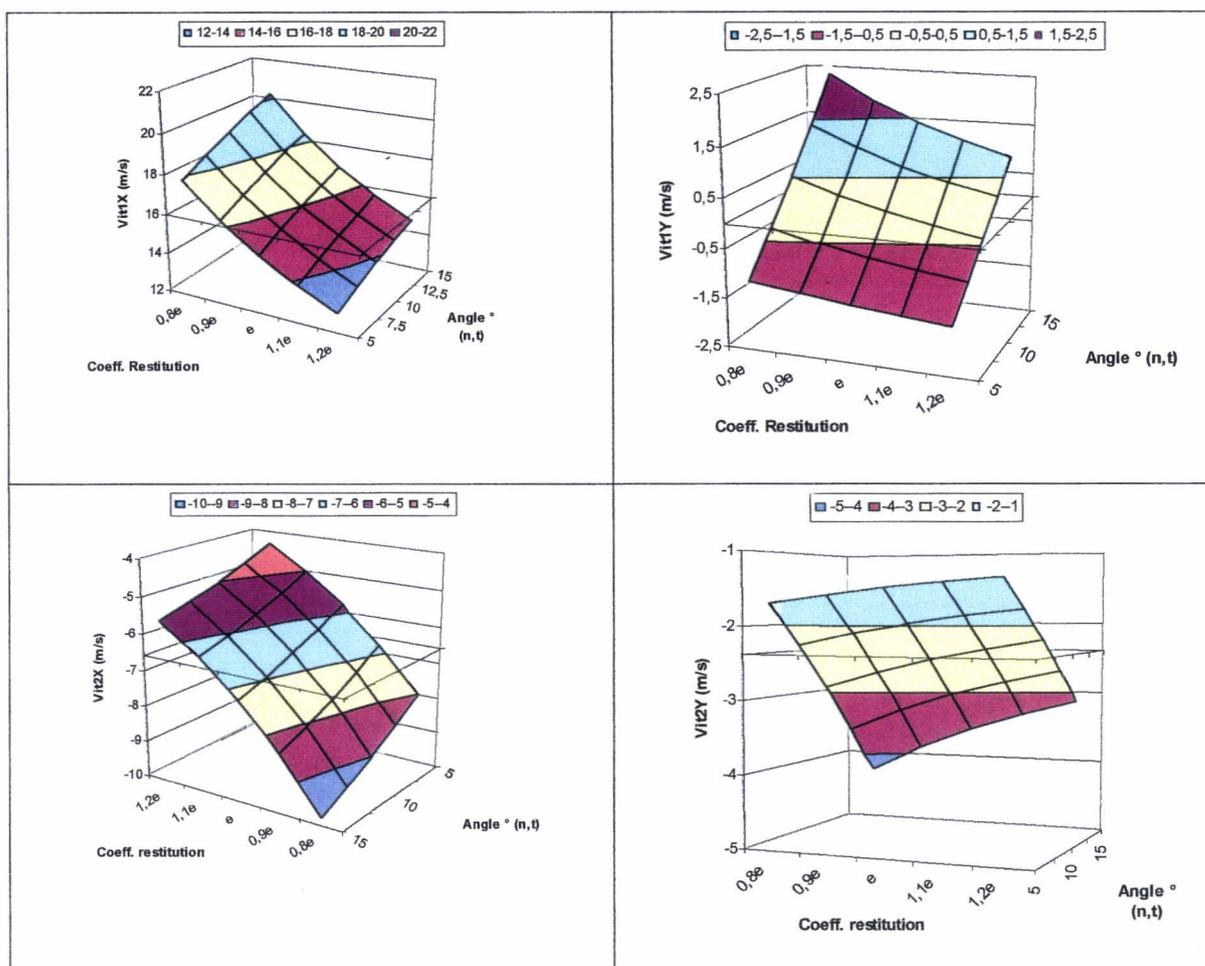


Figure 11 : Influence du coefficient de restitution et de la surface commune de contact sur les vitesses de pré-collision calculées

Ces résultats montrent une influence prédominante du coefficient de restitution sur les vitesses identifiées. Une variation de $\pm 20\%$ du coefficient de restitution se répercute directement, avec le même ordre de grandeur, sur les vitesses calculées. La sensibilité de l'orientation de la surface commune de contact est quant à elle moins prononcée.

4.2 Analyse par EES

D'après les équations repérées (22 à 25), il est possible de calculer les vitesses de pré-collision. L'énergie dissipée durant la collision, l'inconnue principale de ces équations et qui correspond à la somme des énergies dissipées par chaque véhicule est initialement fixée à 123.74kJ. Une perturbation de $\pm 20\%$ est dans un second temps, introduite dans ces relations. De part leurs écritures, les composantes Y des vitesses de pré-collision calculées

sont indépendantes de l'énergie dissipée. Seules les composantes X en dépendent. La comparaison des vitesses calculées, comparées à celles imposées dans le modèle multicorps sont cohérentes (15.97m/s au lieu de 16m/s pour le véhicule N°1, 7.05m/s avec un angle de 20.9° au lieu de 7m/s avec un angle de 20° pour le second véhicule). Les conditions ainsi identifiées, comme le relate la fig.12, montrent qu'une erreur commise de ±20% sur l'estimation de l'énergie dissipée entraîne une erreur qui varie entre -8.5% et +7.8% sur la vitesse du premier véhicule et qui atteint entre -13.4% et +12.4% sur le second véhicule.

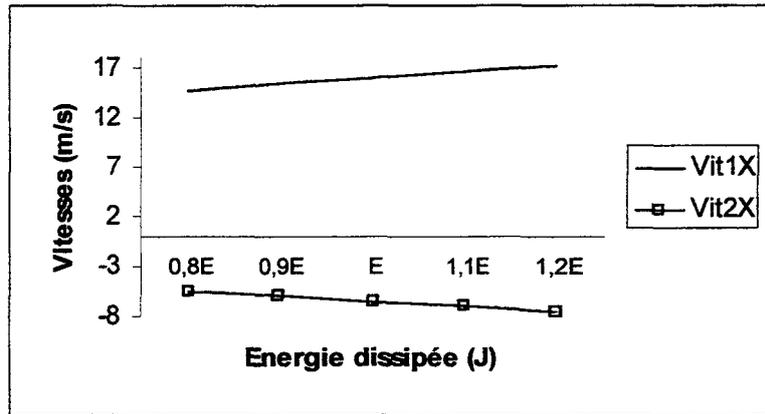


Figure 12 : Influence de l'énergie dissipée sur les vitesses de pré-collision calculées au moyen d'une approche intégrant les EES

Alors que l'EES permet d'établir une équivalence énergétique entre deux véhicules impliqués dans deux collisions distinctes, démontrons également l'équivalence pour les sollicitations imposées au mannequin. Connaissant l'énergie dissipée pendant le choc des deux véhicules, et étant en mesure de calculer la rigidité équivalente des blocs avant, il est possible d'identifier les deux valeurs des EES équivalentes pour chacun des véhicules. En effet, la rigidité équivalente des blocs peut se calculer par la relation 59 :

$$\frac{1}{K_{eq}} = \frac{1}{K_1} + \frac{1}{K_2} \quad (59)$$

Appliquée à la collision étudiée, la rigidité équivalente K_e vaut 222.222kN/m. L'écrasement équivalent s'obtient par la relation (60) $E_{dissipée} = \frac{1}{2} \cdot K_{eq} \cdot \delta^2$, soit finalement, un écrasement δ de 1.055m. Si nous ramenons cet écrasement à un enfoncement par véhicule au moyen des équations (31) et (32), il vient $\delta_1 = 0.58611m$ et $\delta_2 = 0.46888m$.

Finalement, les EES de chaque véhicule se déduisent à partir des équations (17) et (18), ce qui conduit à : $EES_1 = 12.7\text{m/s}$ et $EES_2 = 9.9\text{m/s}$

En possession des EES, nous avons défini deux modèles multicorps composés indépendamment l'un de l'autre d'un véhicule, que nous avons fait entrer en collision contre une barrière rigide après leur avoir communiqué la valeur des EES précédemment calculées, ce qui revient à simuler la reconstitution du choc en laboratoire.

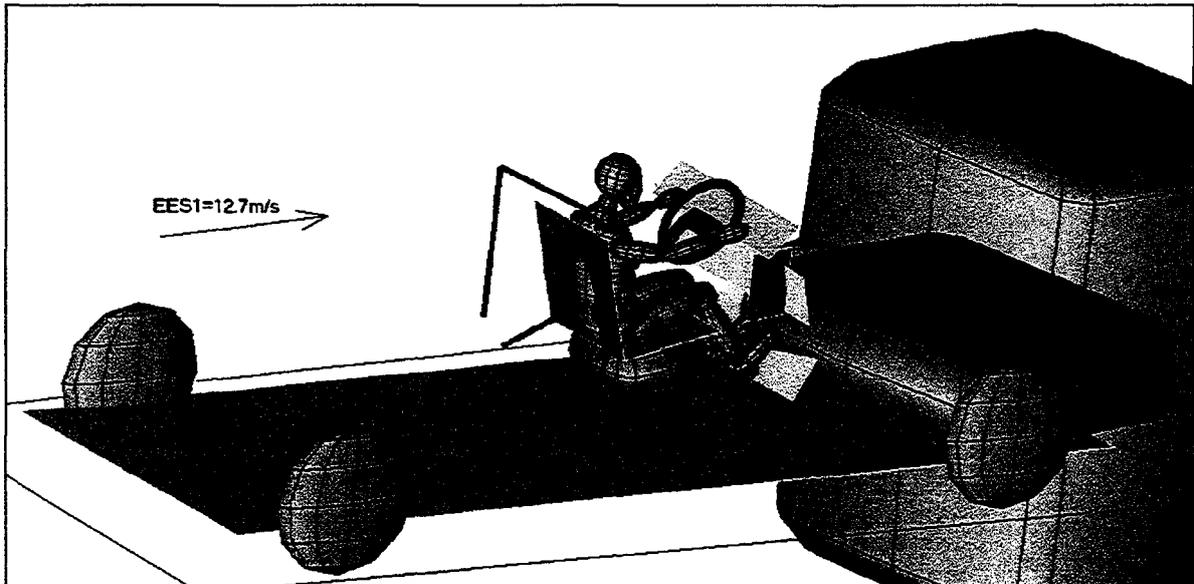


Figure 13 : Simulation d'un choc en fonction de l'EES

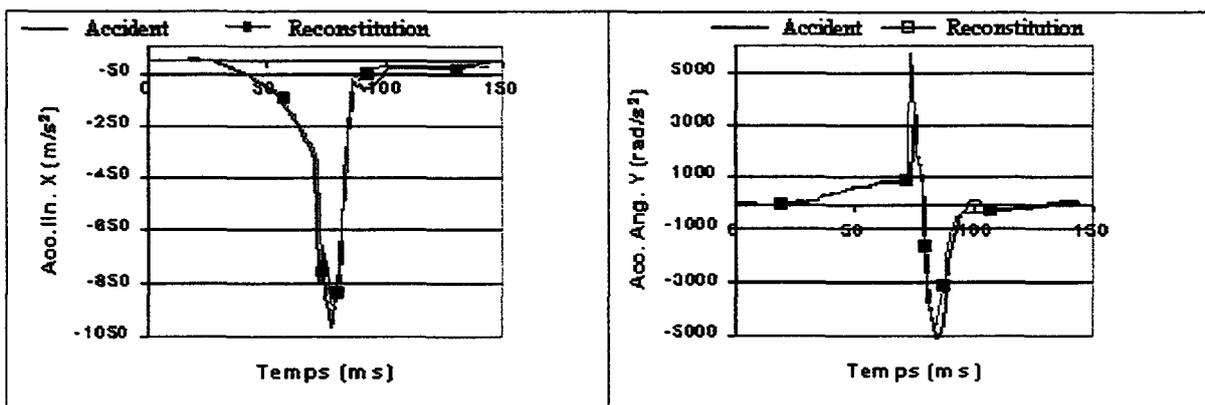


Figure 14 : Comparaison des principales sollicitations de la tête pour les mannequins impliqués dans l'accident et dans la reconstitution

A titre d'exemple, nous présenterons la collision contre une barrière rigide du véhicule repéré 1. Le modèle ainsi défini est représenté fig.13. Représentées fig.14, les accélérations linéaires portées par l'axe antéro-postérieur de la tête et les composantes

angulaires exprimées dans le plan sagittal montrent que ces deux collisions sont équivalentes non seulement pour les véhicules mais aussi pour les sollicitations imposées aux mannequins. La simulation avec le second véhicule n'est pas présentée, les résultats sont similaires à ceux obtenus avec le véhicule 1.

4.3 Analyse par enfoncements

Compte tenu de la limitation de l'étude à l'identification des vitesses linéaires de pré-collision, les équations (37) et (38) suffisent. La seule inconnue de ces relations concerne l'énergie dissipée de la collision. Afin de comparer les résultats obtenus par cette approche avec ceux des deux précédentes reconstructions cinématiques, nous ne devons pas nous limiter à calculer le ΔV de chaque véhicule, mais nous devons recalculer les vitesses de pré-collision, ce qui nécessite d'évaluer la direction principale de l'effort. Si la méthode nécessite d'estimer l'énergie dissipée par véhicule en fonction des enfoncements résiduels, étant donné que cette collision est purement numérique, cette évaluation ne peut être réalisée. Nous supposons par conséquent pour notre analyse de sensibilité non pas une incertitude sur les coefficients de rigidités en fonction de la classe de véhicule, mais une erreur commise sur l'énergie globale calculée. Nous analyserons également l'influence de l'angle de la direction principale de l'effort. Les résultats sont présentés fig.15.

Les vitesses calculées au moyen de cette troisième approche sont légèrement inférieures à celles imposées dans le modèle multicorps (15.43m/s au lieu de 16m/s pour le véhicule N°1, 6.75m/s avec un angle de 21.1° au lieu de 7m/s avec un angle de 20° pour le second véhicule). Comme le relate la figure 15, la variation de la direction principale de l'effort n'influence guère les conditions identifiées. Le paramètre le plus sensible est l'énergie dissipée, en moyenne, une erreur de $\pm 20\%$ commise sur son estimation, provoque une variation de -8.9% à $+8.1\%$ sur les vitesses de pré-collision calculées. Rappelons tout de même que l'inconvénient de cette méthode concerne la représentation des véhicules réalisée au moyen de ressorts définis par classes de véhicules, représentatifs de ceux commercialisés sur le marché américain.

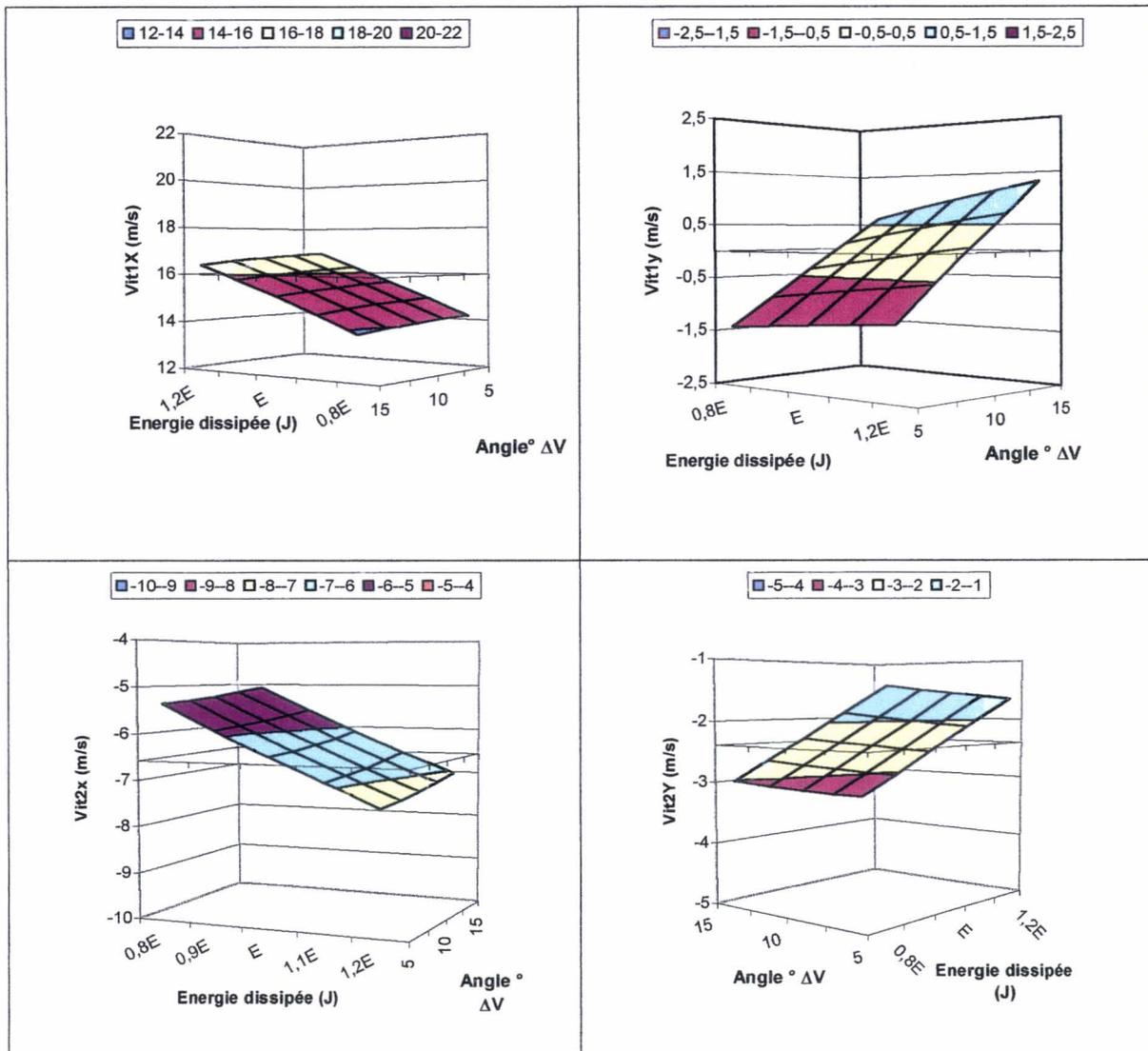


Figure 15 : Influence de l'énergie dissipée et de la direction principale de l'effort sur les vitesses de pré-collision calculées au moyen d'une approche par analyse des enfoncements

5 Sensibilité aux sollicitations du modèle éléments finis

Par comparaison des résultats obtenus au moyen des trois méthodes de reconstitution cinématique, l'approche par restitution apparaît la plus sensible. L'influence du coefficient de restitution, paramètre difficilement quantifiable pour un accident donné, conditionne de façon prépondérante les vitesses de pré-collision calculées. Les deux autres approches semblent au contraire, beaucoup moins sensibles aux paramètres que doivent évaluer les accidentologues chargés de la reconstruction. La théorie équivalente à celle du code CRASH, minimise la répercussion des incertitudes concernant l'énergie dissipée ou la direction principale de l'effort, mais paraît difficilement envisageable pour des véhicules du

marché européen. L'approche par EES, équivalente à celle de la théorie du logiciel ANAC développé par l'INRETS, se révèle la plus adaptée aux cas d'accidents réels, tant au niveau de la précision escomptée que de la sensibilité des paramètres liés à l'interprétation de l'accidentologue. Avec une telle démarche, en supposant commettre au pire une erreur de $\pm 20\%$ sur les EES des véhicules en cause, il serait envisageable d'identifier les vitesses avant le choc, notées VA, à environ $\pm 10\%$ près des vitesses réelles.

Afin de quantifier la sensibilité du modèle éléments finis de la tête, présenté dans le précédent chapitre, en fonction d'une éventuelle erreur commise sur les conditions initiales du choc, nous avons réalisé deux nouvelles simulations en minorant et majorant de 10% les vitesses en entrée de choc, du modèle multicorps présenté fig.9 et 10. Deux jeux de sollicitations ont ainsi été identifiés et sont repérés VA-10% et VA+10% (vitesse avant le choc de -10% ou $+10\%$). A titre de comparaison, les sollicitations produites avec les conditions de la collision de référence sont également présentées. Les figures 16 à 21 décrivent les accélérations linéaires et angulaires engendrées. Celles-ci sont ensuite imposées comme conditions de sollicitations du modèle de tête. Afin de limiter la durée de simulation, les sollicitations sont ramenées à une fenêtre de 35ms avec le choc entre la tête et le volant se produisant à 15ms. L'axe X appartient au plan de Francfort et au plan moyen sagittal et est dirigé dans la direction postéro-antérieur. L'axe Y se situe également dans le plan de Francfort et est perpendiculaire au plan moyen sagittal et l'axe Z forme un trièdre direct.

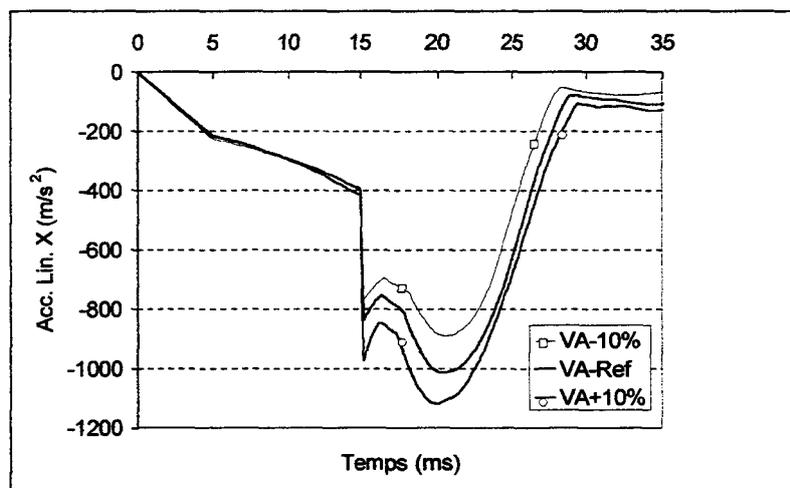


Figure 16 : Accélérations linéaires de la tête suivant l'axe X

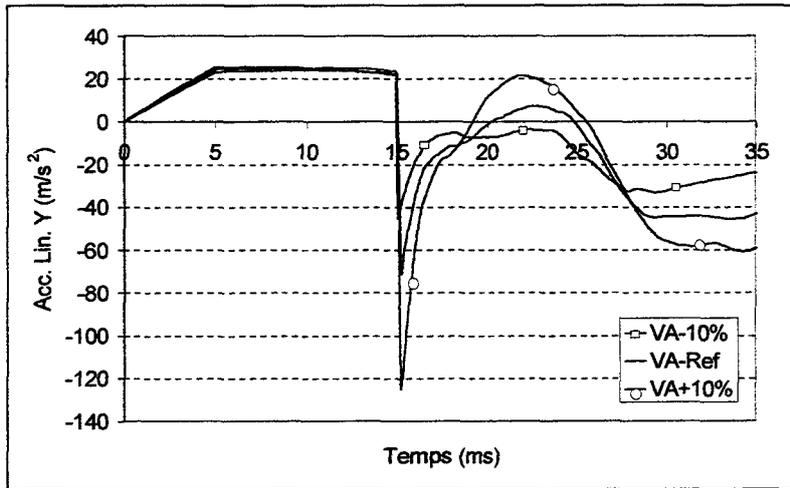


Figure 17 : Accélérations linéaires de la tête suivant l'axe Y

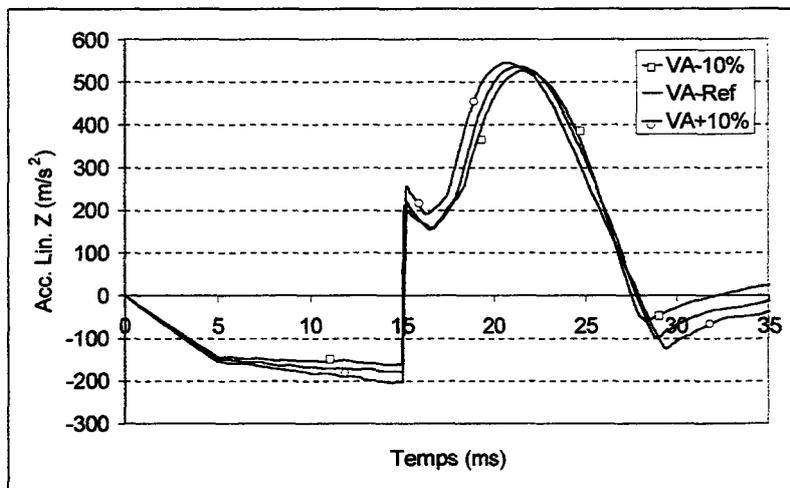


Figure 18 : Accélérations linéaires de la tête suivant l'axe Z

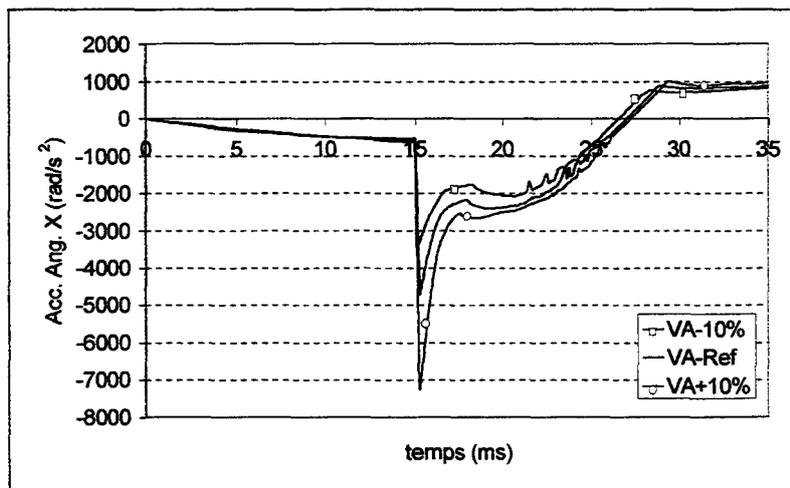


Figure 19 : Accélérations angulaires de la tête suivant l'axe X

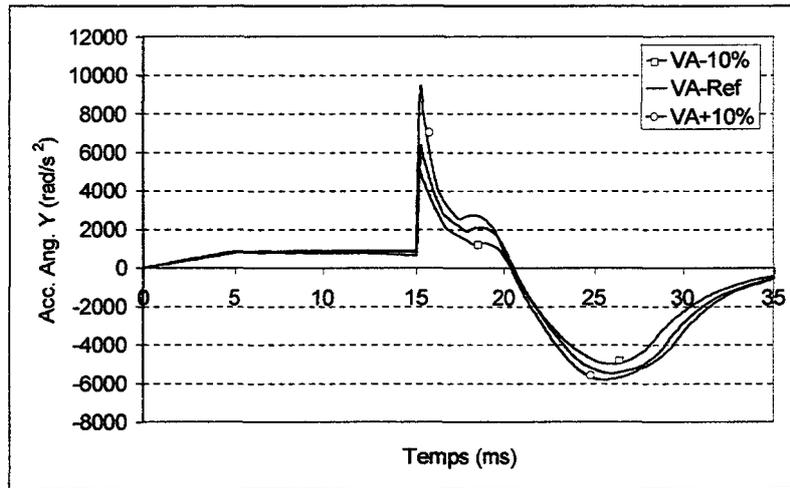


Figure 20 : Accélérations angulaires de la tête suivant l'axe Y

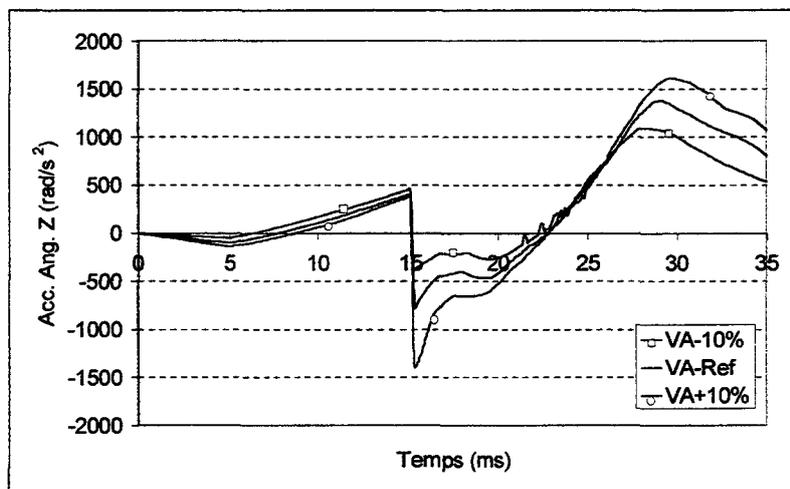


Figure 21 : Accélérations angulaires de la tête suivant l'axe Z

La figure 22 représente, pour les trois simulations réalisées, une cartographie des pressions sur une vue extérieure de l'encéphale et une coupe horizontale de l'encéphale avec comme isovalues, les contraintes de von Mises atteintes à 16.8ms.

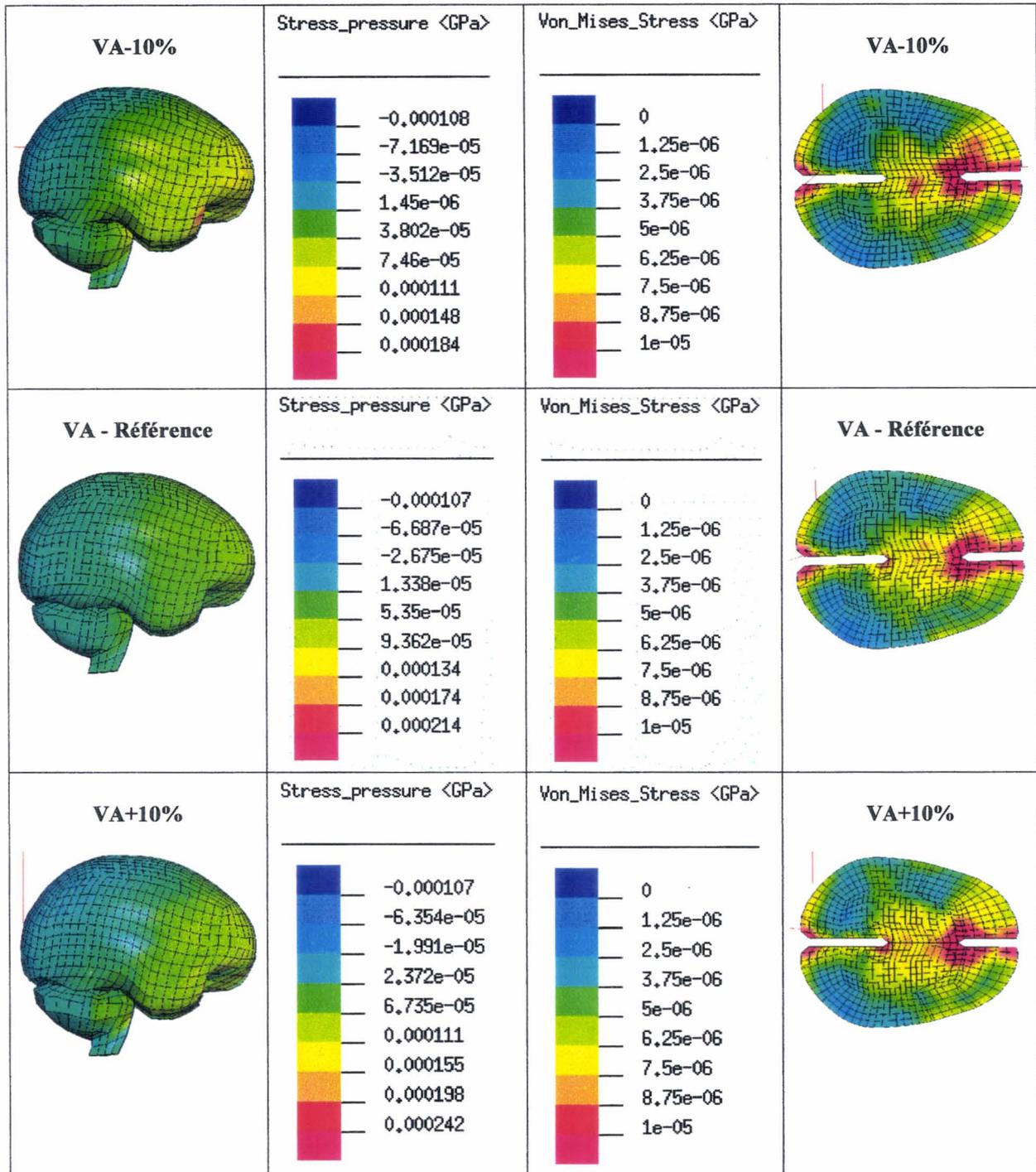


Figure 22 : Comparaison des pressions et des contraintes de von Mises atteintes au cours de la simulation

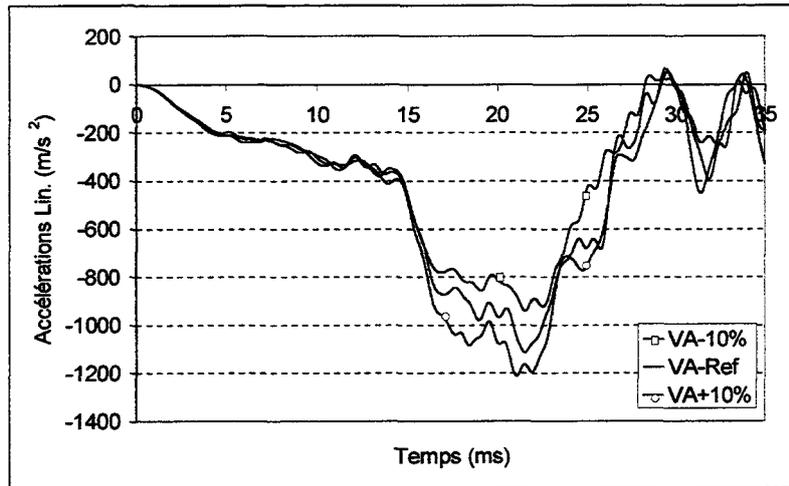


Figure 23 : Accélérations intracérébrales au niveau du lobe frontal gauche

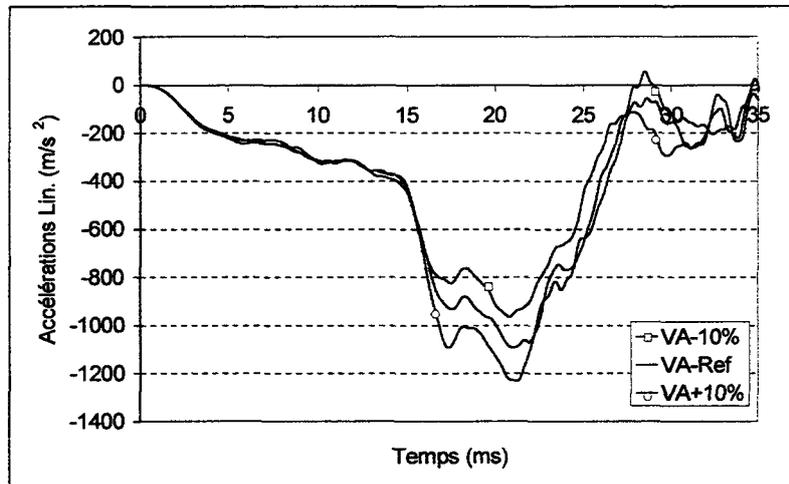


Figure 24 : Accélérations intracérébrales au niveau du noyau lenticulaire gauche

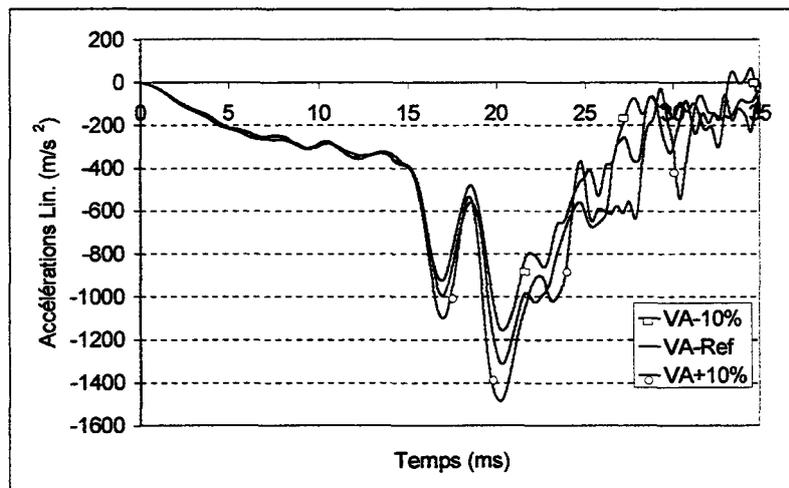


Figure 25 : Accélérations intracérébrales dans la zone occipitale

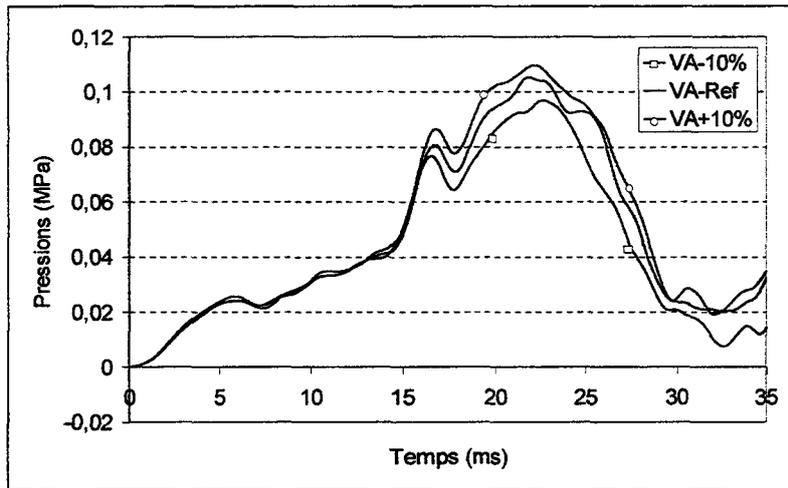


Figure 26 : Pressions sous-arachnoïdiennes dans la zone frontale

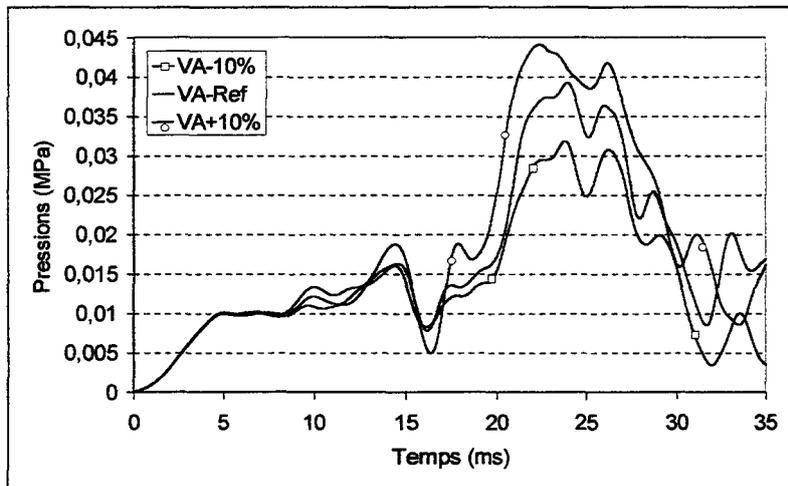


Figure 27 : Pressions sous-arachnoïdiennes dans la zone temporale

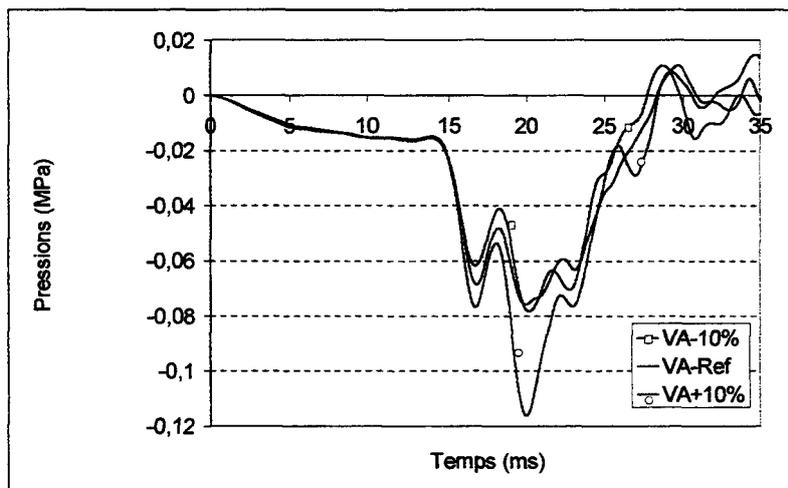


Figure 28 : Pressions sous-arachnoïdiennes dans la zone occipitale

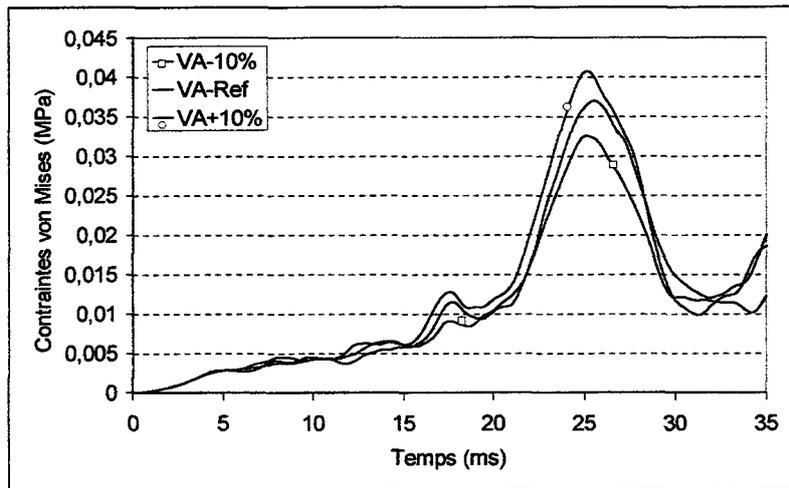


Figure 29 : Contraintes de von Mises dans un élément du lobe frontal

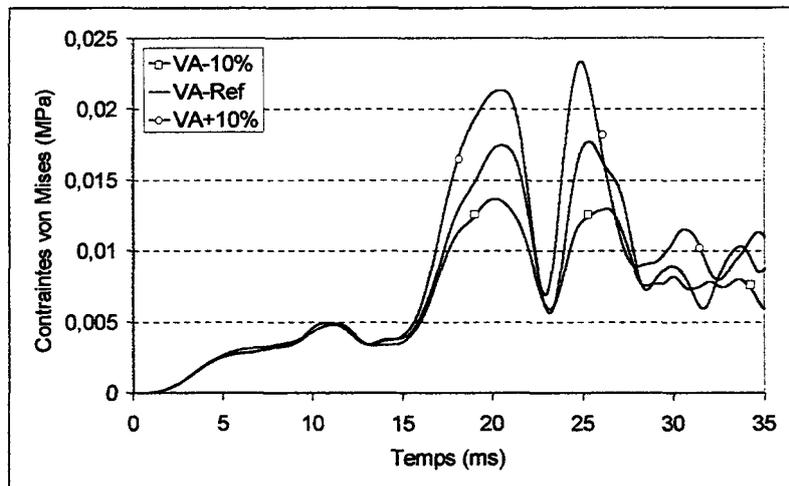


Figure 30 : Contraintes de von Mises dans un élément du noyau lenticulaire

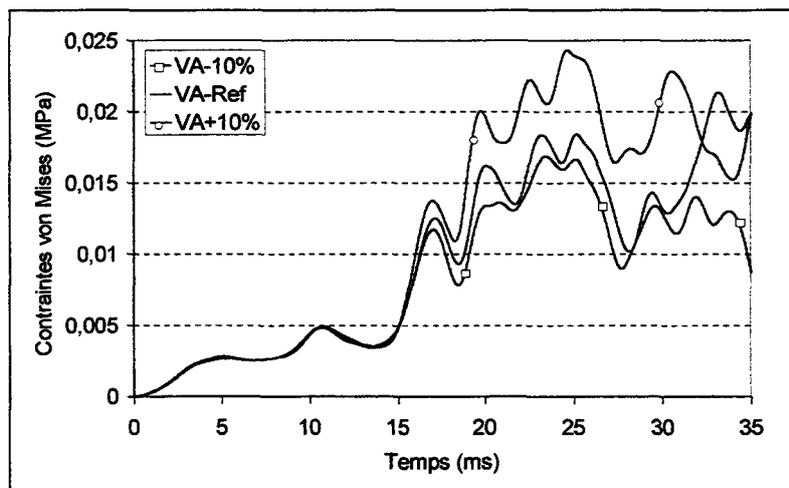


Figure 31 : Contraintes de von Mises dans un élément de la zone occipitale

Les figures 23 à 25 donnent l'évolution des accélérations intracérébrales calculées dans le lobe frontal, le noyau lenticulaire et la zone occipitale. Les figures 26 à 28 représentent la réponse du modèle en terme de pressions sous-arachnoïdiennes au niveau des zones frontale, temporale et occipitale. Les figures 29 à 31 décrivent les contraintes de von Mises calculées pour trois éléments situés respectivement dans le lobe frontal, le noyau lenticulaire et la zone occipitale.

Une variation de $\pm 10\%$ des vitesses en entrée de choc des véhicules engendre des sollicitations de la tête du mannequin similaires en allure. Seules les amplitudes sont modifiées. Parmi les sollicitations les plus importantes, les accélérations linéaires dans la direction X répercutent la variation de $\pm 10\%$ sur le pic principal alors que les accélérations linéaires dans la direction Z apparaissent moins sensibles. Concernant les accélérations angulaires, à l'exception de l'instant initial du choc de la tête contre le volant, les variations des signaux n'excèdent pas $\pm 10\%$. D'une manière générale, les 3 jeux de sollicitations sont similaires en allure mais différents en amplitude de l'ordre de $\pm 10\%$.

Lorsque nous analysons l'effet de ces 3 jeux de sollicitations sur la réponse du modèle de tête éléments finis, nous constatons une forte cohérence des diverses comparaisons effectuées. A titre d'exemple, la figure 22 montre une cartographie des pressions et des contraintes de von Mises quelques dixièmes de millisecondes après le choc de la tête contre le volant. Nous constatons que la répartition des pressions est similaire pour les trois simulations avec leurs amplitudes, croissantes avec celles des sollicitations imposées. En ce qui concerne les contraintes de von Mises, comme le témoigne les figures 29 à 31, nous obtenons de bonnes similarités, tant en cartographie qu'en amplitude. La représentation de trois accélérations intracérébrales et de trois pressions sous-arachnoïdiennes confirme une constance de la réponse du modèle éléments finis suivant le niveau des amplitudes des sollicitations imposées. Seule une pression occipitale subit une variation de 50% environ.

En résumé, nous pouvons conclure qu'une erreur commise sur les conditions initiales d'un accident n'affecterait pas les résultats de simulation attendus au niveau de la tête d'un point de vue de l'allure de la réponse des diverses sollicitations mécaniques

(pressions, déformations, contraintes de von Mises, etc.). Seule une différence en amplitude serait engendrée.

6 Conclusions

Dans ce chapitre, nous avons retracé les diverses théories de reconstructions cinématiques des accidents de la circulation. Trois principes ont ainsi été décrits et comparés entre eux à l'aide d'une collision théorique réalisée sous Madymo 3D™. La première théorie, par application de la mécanique plane de l'impact requiert l'estimation d'un coefficient de restitution qui se révélera extrêmement influent sur les résultats de la reconstruction. La seconde, approche par EES, repose sur un équilibre des quantités de mouvement et énergétique post et pré-collision. Elle nécessite une estimation de l'énergie dissipée par chacun des véhicules impliqués. Enfin, la dernière, repose sur l'application du principe fondamental de la dynamique. Dans ce cas, il est nécessaire d'évaluer l'énergie dissipée par véhicule, au moyen d'un calcul défini à partir de leurs déformations finales. L'inconvénient majeur de cette démarche concerne son domaine d'application, qui se limite essentiellement aux véhicules disponibles sur le marché américain.

Par suite, la reconstruction par EES a été préférée aux deux autres. Reposant sur une estimation des EES par les accidentologues qui ne dépend d'aucun fondement scientifique mais de l'expérience de ces derniers, l'influence d'une erreur de $\pm 20\%$ commise dans l'estimation de l'EES du véhicule, sur les sollicitations engendrées à la tête du conducteur, a été étudiée. Elle a permis également de quantifier la sensibilité du modèle de tête éléments finis présenté dans le précédent chapitre. Par modifications de l'amplitude des sollicitations du modèle, des réponses similaires du modèle ont été identifiées. Seule l'amplitude des paramètres étudiés est affectée, ce qui laisse présager le bien fondé de la démarche de recherche entreprise d'un point de vue qualitatif.

Au vu des enseignements extraits des précédents résultats, nous préconisons la méthodologie suivante de reconstruction des accidents automobiles :

- Reconstruction cinématique de l'accident (essentiellement du choc) à l'aide d'une approche par EES.

- Reconstitution en catapulte de la collision équivalente à celle de l'accident pour le véhicule de la victime sélectionnée pour une analyse du comportement intracrânien.
- Définition d'un modèle multicorps de la seconde collision. Correction des dissemblances entre la reconstitution et les données accidentologiques. Prise en compte des intrusions relevées sur le véhicule impliqué dans l'accident.
- Identification des sollicitations imposées à la tête de la victime en vue de la simulation avec le modèle anatomique éléments finis de la tête, confrontation des résultats de la simulation avec le bilan lésionnel de la victime.

Références

- BRA 98 Brach R.M. et Brach R.M. *Crush energy and planar impact mechanics for accident reconstruction*. SAE, SP-1319, N°980025, pp.89-101.
- BRA 84 Brach R.M. *Friction, restitution, and energy loss in planar collisions*. Transactions of the ASME, Vol.51, Mars 1984, pp.164-170.
- BRA 87 Brach M.B. et Brach R.M. *A review of impact models for vehicle collision*. SAE Trans., Vol.96, Section 1, N°870048.
- BRA 91 Brach R.M. *Mechanical impact dynamics/Rigid body collisions*. ISBN 0-471-50845-4
- CAM 74 Campbell K.L. *Energy basis for collision severity*. SAE N°740565.
- DAY 87 Day T.D. et Hargens R.L. *An overview of the way EDCRASH computes delta-V*. SAE P-193, N°870045, pp.183-198.
- DAY 88 Day T.D. et Hargens R.L. *An overview of the way EDSMAC computes delta-V*. SAE SP-733, N°880069, pp.75-91.
- EMO 68 Emori R.I. *Analytical approach to automobile collisions*. SAE N°680016.
- FER 95 Ferrandez F., Brenac T., Girard Y., Lechner D., Jourdan J.L., Michel J.E. et Nachtergaele C. *L'étude détaillée d'accidents orientée vers la sécurité primaire*. ISBN 2-85978-235-4, 1995.
- FOR 94 Foret-Bruno J.Y., Le Coz J.Y., Thomas C. et Brutel G. *In depth analysis of frontal collisions as regards the influence of overlap and intrusion on occupant severe and fatal injuries*. ESV 1994, 94-S4-O-21,1994, pp 676-683.
- FOS 94 Fossat E. *Mathematical models to evaluate structural forces in frontal crash tests*. ESV 1994, 94-S8-O-04,1994, pp 1320-1333.
- HAR 91 Harms P.L. et Tunbridge R.J. *Patterns and causes of serious injury amongst car occupants*. ESV 1991, 91-S1-W-16, 1991, pp 121-135.

- HYD 92 Hyde A.S. *Crash Injuries: How and why they happen*. ISBN:0-9637057-2-5.
- ISH 93 Ishikawa H. *Impact model for accident reconstruction – normal and tangential restitution coefficients*. SAE SP-964, N°930654, pp.23-33.
- ISH 94 Ishikawa H. *Impact center and restitution coefficients for accident reconstruction*. Sae SP-1030, N°940564, pp.1-15.
- LEC 86 Lechner D., Malaterre G. et Fleury D. *La reconstruction cinématique des accidents*. Rapport Inrets N°21, Décembre 1986, ISBN 2-85782-164-6.
- MAD 97 Madymo User's Manual 3D and Theory Manual, V.5.3, 1997.
- McH 73 McHenry R.R. *Computer program for reconstruction of highway accidents*. 17^{ième} Stapp Car Crash, SAE N°730980, pp.409-435.
- McH 75 McHenry R.R. *A comparison of results obtained with different analytical techniques for reconstruction of highway accidents*. SAE N° 750893, Trans., Vol.84, 17 pages.
- McH 88 McHenry B.G. et McHenry R.R. *Smac-87*. SAE Trans., Vol.97, Section 4, N°880227.
- McH 97a McHenry B.G. et McHenry R.R. *Crash-97: Refinement of the trajectory solution procedure*. SAE SP-1237, N°970949, pp.79-97.
- O'RI 94 O'Riordain S., Vallet G., Wood D.P. et Cesari D. *Modelling of car dynamic crush behaviour in frontal impact*. IRCOBI 1994, pp.183-190.
- PRA 90 Prasad A.K. *Crash3 damage algorithm reformulation for front and rear collisions*. SAE SP-814, Paper N°900098, pp.1-10.
- SCH 92 Scheunert D., Justen R., Herrmann R., Zeidler F., Decker J. et Kallina I. *What is a realistic frontal offset test procedure*. IRCOBI 1992, pp.75-87.
- SCH 87 Schreier H.H. et Nelson W.D. *Applicability of the EES-Accident Reconstruction Method with MacCAR*. SAE Trans. Vol.96, Sec.1, N°870047.
- STE 96 Steffan H. et Moser A. *The collision and trajectory models of PC-CRASH*. SAE SP-1150, N°960886, pp.135-143.
- WOO 96 Wood D., O'Riordain S. et Vallet G. *Car frontal crush – A new perspective*. IRCOBI 1996, pp.201-210.
- WOO 87 Woolley R.L. *The « IMPAC » program for collision analysis*. SAE N°870046.
- ZEI 85 Zeidler F., Schreier H.H. et Stadelmann R. *Accident research and accident reconstruction by the EES-Accident reconstruction method*. SAE P-159, N°850256, pp.285-298.

Chapitre 4

Reconstruction d'un accident automobile

Ce chapitre est dédié à la mise en application de la méthodologie de reconstruction explicitée dans le précédent chapitre. Elle est décrite sur un cas d'accident ayant entraîné des lésions de la tête, notamment une contusion hémorragique dans la matière cérébrale. La confrontation de la réponse du modèle éléments finis avec le bilan médical permet d'émettre un parallèle entre la durée d'application des contraintes de von Mises et l'apparition d'une contusion intracérébrale. L'analyse de la réponse du modèle permet également d'interpréter ce qui s'est déroulé à l'intérieur de la boîte crânienne pendant et juste après l'application des sollicitations maximales.

1 Introduction

Dans ce chapitre, nous abordons l'application de la démarche de reconstruction présentée dans le précédent chapitre, sur un accident réel de la circulation. A ce jour, nous avons travaillé sur six cas. Afin de ne pas surcharger le mémoire et du fait que nous n'en sommes actuellement qu'au stade embryonnaire de la recherche, il nous a paru suffisant de limiter la présentation à un seul cas. Les accidents sur lesquels nous avons travaillé sont issus des bases de données du département Mécanismes d'Accidents de l'INRETS sis à Salon de Provence et de celle du LAB (Laboratoire d'Accidentologie et de Biomécanique) de Peugeot/Renault, constituée en parties des accidents collectés par le CEESAR (Centre Européen d'Etudes de Sécurité et d'Analyse des Risques). De tels dossiers sont constitués du procès-verbal dressé par les forces de l'ordre ainsi que de données collectées sur les lieux même de l'accident pendant que les secours interviennent ou a posteriori.

Les cas d'accidents que nous avons retenus ont provoqué pour au moins une des victimes d'âge adulte des lésions à la tête, codées entre 2 et 6 sur l'échelle des blessures AIS. Une reconstitution a été effectuée pour chacun d'eux. Des simulations de la seconde collision et des études locales par éléments finis ont été réalisées pour cinq cas. Dans ce qui suit, un cas est explicité en détail. La confrontation des résultats finaux de la démarche de reconstruction et du bilan lésionnel de la victime permettra d'évaluer l'apport de tels travaux.

2 Description de l'accident

En milieu de matinée, une Renault 9, dans laquelle quatre personnes ont pris place, circule sur une route départementale. De la boue rend la chaussée glissante. A l'approche d'une courbe, la conductrice perd le contrôle de son véhicule et percute un arbre situé sur la rive opposée de la route (figure 1). Les quatre occupants sont gravement blessés. La conductrice souffre de lésions graves à la tête, codées au niveau 5 sur l'échelle des blessures AIS. L'étude présentée dans ce qui suit est concentrée uniquement sur cette victime.

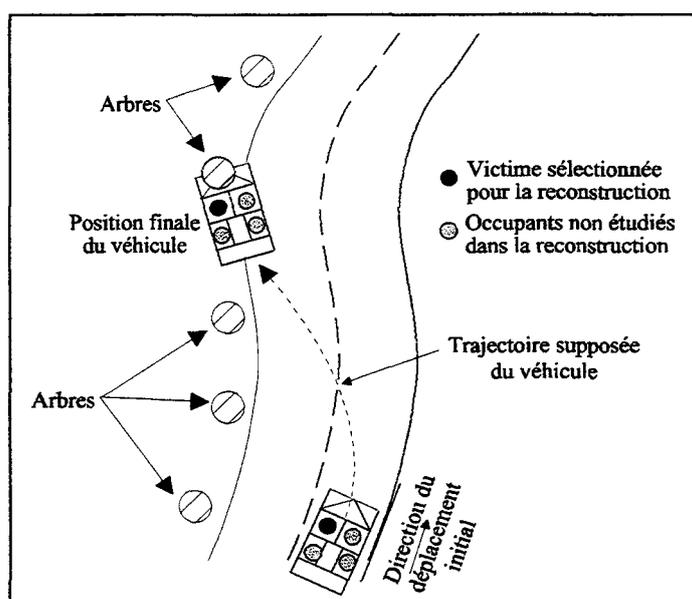


Figure 1 : Plan de l'accident

Les données générales du véhicule impliqué dans l'accident sont répertoriées table 1. Par convention, dans la suite de ce mémoire, le véhicule impliqué dans l'accident sera désigné le « véhicule accidenté », et le véhicule utilisé pour la reconstitution, le véhicule de reconstitution. Les déformations du véhicule accidenté, d'après la « Collision Deformation Classification » (CDC) (SAE J224) [HUE 95], sont codifiées 11FYEW5. Dans cette codification, les deux premiers chiffres correspondent à la direction principale de l'effort (11 heures), le premier caractère désigne le type d'accident (F : Frontal), les second et troisième caractères renseignent sur la localisation spécifique de la zone de déformation considérée latéralement (recouvrement) et verticalement par rapport au véhicule (Y : 2/3 gauche du bloc avant, E : sur la hauteur entière du bloc avant), le quatrième caractère spécifie le type d'obstacle (W : obstacle d'une longueur supérieure à 40cm) et le dernier chiffre donne l'étendue des déformations (5 : sur toute la longueur du bloc avant). Etant donné que

l'accident s'est produit entre un véhicule et un obstacle rigide (arbre de Ø83cm), la valeur EES établie par un expert accidentologue, correspond à la vitesse en entrée de choc.

Marque et Type du véhicule	Renault 9, 5 portes, Essence
Longueur	3.95m
Largeur	1.50m
Porte-à-faux avant	0.65m
Empattement	2.80m
Masse	855kg
Vitesse en entrée de choc, EES	50-55km/h

Table 1 : Caractéristique du véhicule impliqué dans l'accident

3 Description des lésions de la victime

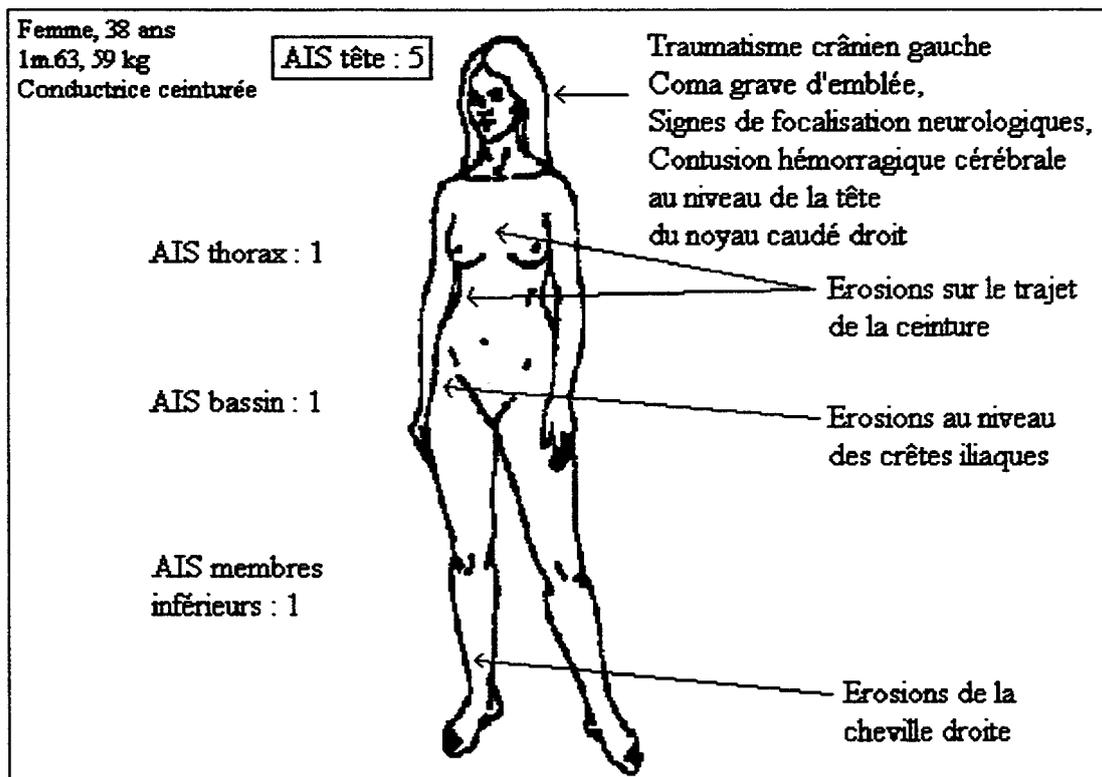


Figure 2 : Anthropométrie et bilan lésionnel de la victime considérée

La victime portait une ceinture 3 points avec enrouleur. Les principales caractéristiques anthropométriques de la victime et le bilan lésionnel consécutif à l'accident sont présentés figure 2. La durée totale d'hospitalisation s'élève à douze mois.

4 Reconstitution de la collision du véhicule

La reconstitution de cette collision est réalisée en catapulte (figure 3), à l'Université de Valenciennes. Le système d'axe utilisé pour le véhicule, est défini comme suit : l'axe X est porté par la direction longitudinale du véhicule et orienté de l'avant vers l'arrière, l'axe Y correspond à la direction latérale du véhicule, orientée de la gauche vers la droite et l'axe Z, vertical, forme un trièdre direct orienté de bas en haut. Un véhicule de même type que celui accidenté est utilisé. Ce dernier est équipé d'accéléromètres triaxiaux montés en ses pieds milieux droit et gauche. Un mannequin de type Hybrid II 5^{ième} centile est installé à la place de la conductrice. Il est équipé d'accéléromètres triaxiaux montés au niveau de la tête, du thorax et du bassin. Le choc est filmé par trois caméras rapides 16mm réglées à 1000 images par seconde.

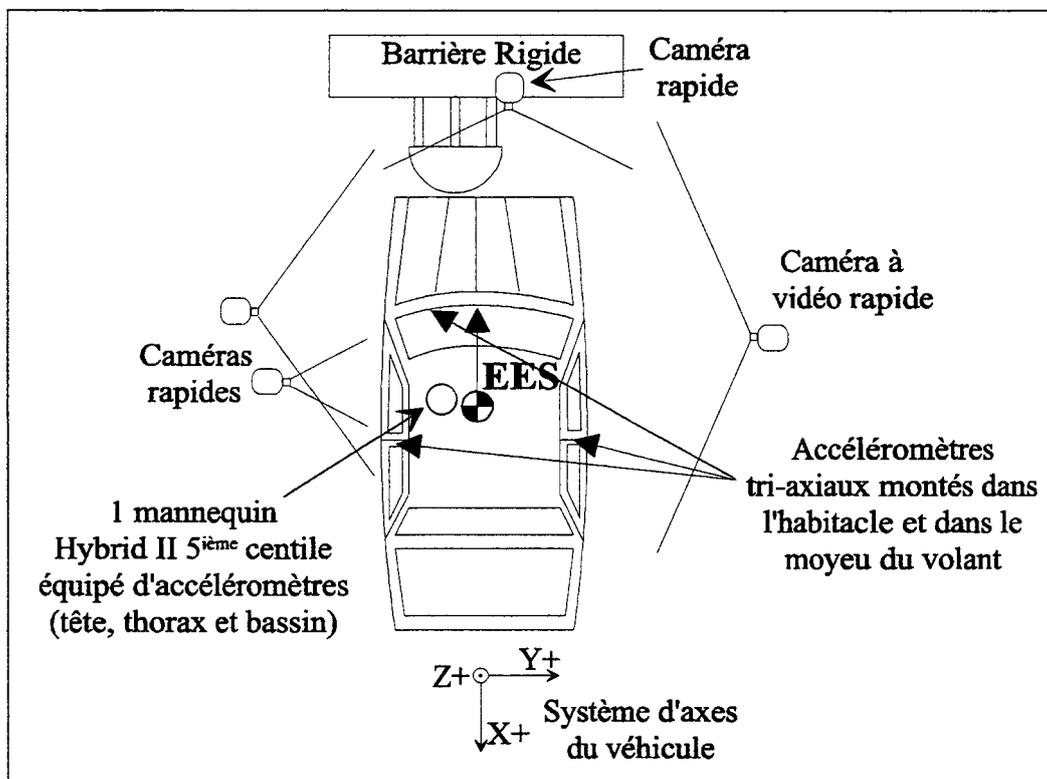


Figure 3 : Configuration de la reconstitution

Animé de la valeur EES représentative des déformations recensées sur le véhicule accidenté, le véhicule vient percuter un cylindre rigide, fixé sur le mur de choc, représentant l'arbre de l'accident. Ce cylindre est monté de telle sorte que le véhicule entre en collision sur ses deux tiers gauches de son bloc avant. La vitesse mesurée du véhicule à l'instant initial du contact du pare-chocs contre le cylindre rigide est de 52.5km/h. La comparaison des déformations extérieures, comme en témoigne la figure 4, montre de bonnes similarités. En effet, les mesures effectuées après reconstitution et confrontées à celles prises sur le véhicule accidenté (table 2), sont du même ordre de grandeur.

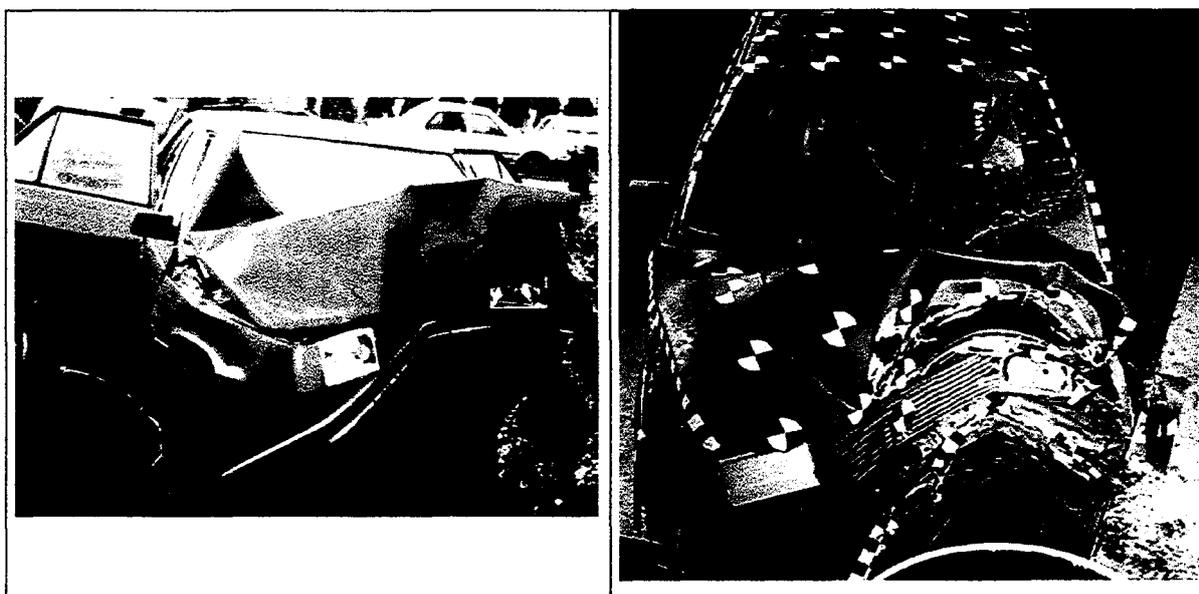


Figure 4 : Déformations extérieures des véhicules accidenté et de reconstitution

	Véhicule accidenté	Véhicule de reconstitution
Extrémité avant	Réduction de 60cm à gauche	Réduction de 58cm à gauche
	Réduction de 2cm à droite	Réduction de 2cm à droite
Empattement	Réduction de 14.5cm à gauche	Réduction de 13cm à gauche
	Réduction de 4.5cm à droite	Réduction de 3cm à droite

Table 2 : Comparaison des déformations extérieures des véhicules accidenté et de reconstitution

L'exploitation des données accélérométriques permet d'identifier les sollicitations dynamiques encaissées par le véhicule. Durant la collision, le câble de l'accéléromètre de l'axe X de la tête a été sectionné 40ms après le début du choc, ce qui amenuise toute utilisation des accélérations de la tête mesurées expérimentalement. La figure 5 représente

les accélérations prépondérantes du choc mesurées au niveau des pieds milieux droit et gauche du véhicule.

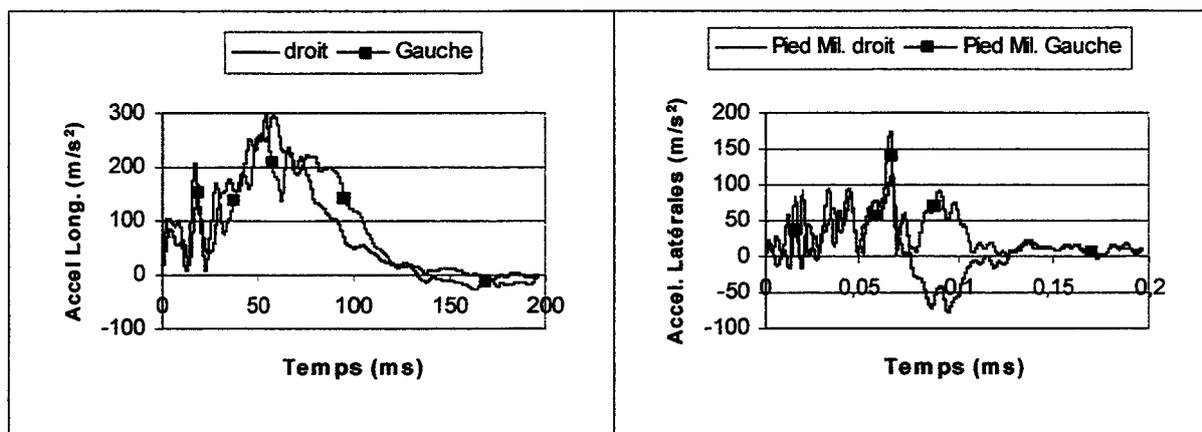


Figure 5 : Accélérations du véhicule mesurées expérimentalement

	Véhicule accidenté	Véhicule de reconstitution
Planche de bord	Aucun déplacement à gauche Recul de 10cm à droite	Aucun déplacement à gauche Recul de 6cm à droite
Volant	Recul de 8cm Remontée de 11cm Déplacement de 9cm vers la droite	Recul de 5cm Remontée de 4cm Déplacement de 9cm vers la droite
Tablier	Recul de 26.5cm	Recul de 14cm

Table 3 : Déformations intérieures des véhicules accidenté et de reconstitution

Si une corrélation peut être établie pour le véhicule entre les conditions de l'accident et celles de la reconstitution, il n'en est pas de même pour le mannequin mécanique et la victime. De part la complexité et les facteurs indénombrables qui influencent les modes de déformations des éléments constitutifs d'un véhicule automobile, il n'est pas possible de reproduire expérimentalement les déformations intérieures du véhicule accidenté (table 3). L'analyse cinématographique révèle un comportement du mannequin différent de celui attendu. Les enquêteurs avaient identifié des traces de rouge à lèvres sur l'extrémité inférieure du moyeu du volant, indice significatif d'un impact de la tête contre ce dernier. Dans la reconstitution, la tête du mannequin est venue heurter la jante du volant dans sa partie supérieure gauche. Afin de corriger ces dissemblances, nous proposons de réaliser une simulation numérique de la seconde collision à partir des résultats de la reconstitution et des informations recueillies sur l'accident mais non reproduites lors de la reconstitution.

5 Reconstruction de la seconde collision

La simulation de la seconde collision est effectuée au moyen d'une approche multicorps à l'aide du code MADYMOTM [MAD 97]. Le modèle est composé du véhicule, d'un mannequin et des moyens de protection de la victime (figure 6). L'objectif est de reproduire les sollicitations mesurées sur le véhicule lors de la reconstitution et d'assurer une reproduction de l'intrusion, cohérente avec celle du véhicule accidenté. Toutes les informations dimensionnelles, nécessaires pour concevoir le modèle du véhicule, ont été mesurées sur un véhicule identique.

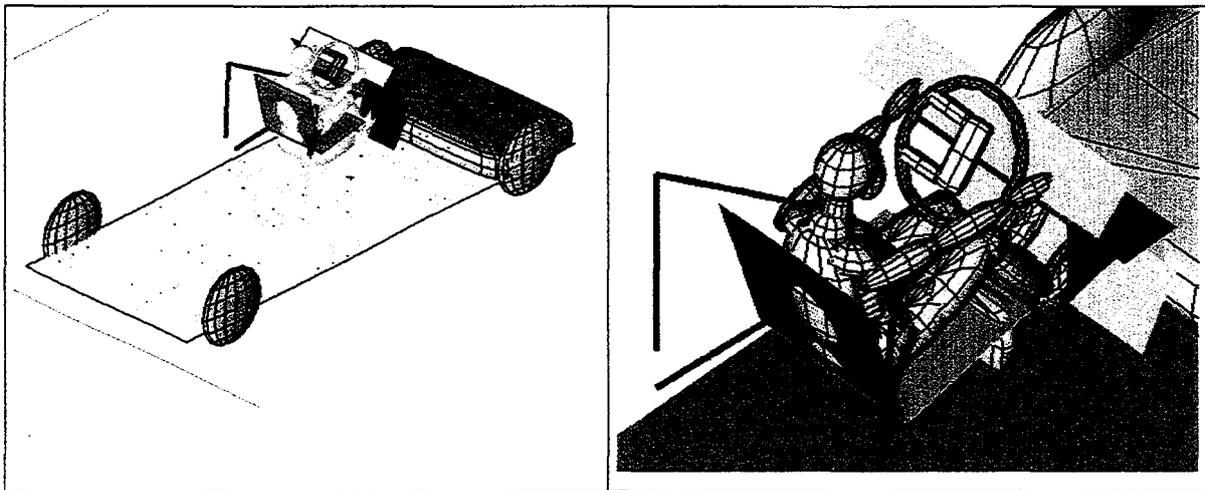


Figure 6 : Modèle multicorps de la seconde collision

Celui-ci est composé de plusieurs corps reliés entre eux par des joints cinématiques. Le châssis est relié au référentiel fixe et constitue le corps sur lequel les informations de la reconstitution sont appliquées. Le calcul de ses moments d'inerties est réalisé à l'aide des formules de Burg et de Steffan, recensées par Macinnis [MAC 97]. Les expressions des moments d'inertie de lacet (I_{ZZ}), de roulis (I_{XX}) et de tangage (I_{YY}) sont respectivement :

$$I_{ZZ} = 0.1269 \cdot m \cdot l \cdot L \quad (1)$$

$$I_{XX} = 0.3 \cdot I_{ZZ} \quad (2)$$

$$I_{YY} = I_{ZZ} \quad (3)$$

où m représente la masse, l l'empattement et L la longueur du véhicule.

La reproduction de la cinématique du véhicule identifiée lors de la reconstitution est assurée par une mise en vitesse initiale du modèle, lequel est ensuite soumis à des décélérations appliquées en son centre de gravité. Ces dernières, exprimées dans le référentiel fixe, sont obtenues par transport des accélérations mesurées aux pieds milieux du véhicule de la reconstitution.

Pour représenter l'intrusion, un mouvement relatif des composants de l'habitacle par rapport au châssis doit être imposé. Par recherche dans la littérature, nous avons constaté que la prise en compte de ce phénomène dans les modèles numériques n'était pas beaucoup abordé. Henson et Cie [HEN 83], dans une étude sur les effets de l'intrusion sur la réponse dynamique du mannequin, décrivent l'intrusion des composants de l'habitacle par des déplacements linéaires en fonction du temps. Matsumoto et Cie [MAT 90], qui étudient l'influence du recul de la colonne de direction sur le comportement d'un conducteur protégé par une ceinture et un sac gonflable, optent pour une loi de type :

$$Dép_{\text{tablier}} = 0.75(x-x_0)$$

où x représente la déformation du véhicule et x_0 celle du véhicule lorsque le moteur entre en contact avec le tablier.

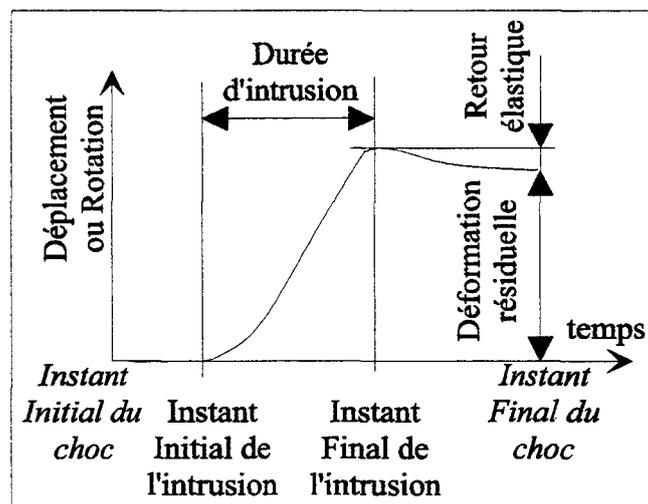


Figure 7 : Description de la forme générale d'une loi d'intrusion

Pour des simulations avec recalage sur des données accidentologiques, cette deuxième loi n'est pas adaptée. Nous proposons de décrire les déplacements des éléments de l'habitacle par une loi de la forme de la caractéristique présentée figure 7. Les éléments de l'habitacle (la planche à talons, le tablier, la planche de bord, la coiffe et le volant) sont reliés

au châssis par l'intermédiaire de joints, définis de sorte que leurs degrés de liberté correspondent aux intrusions constatées sur le véhicule accidenté. Compte tenu que l'objectif recherché n'est pas de reproduire exactement les trajectoires de tous les composants de l'habitacle, mais de transmettre à ces composants une vitesse relative non nulle par rapport au châssis, l'influence de la vitesse d'intrusion sera examinée. Celle-ci est dépendante des temps initial et final ainsi que du déplacement total imposé.

Les rigidités de contact ont été obtenues expérimentalement. A titre d'exemple, l'écrasement de l'assise et du dossier a été caractérisé par des essais de compression (figure 8). Les caractéristiques identifiées sont présentées figure 9. Pour améliorer la définition du mannequin, les rigidités de contact déterminées par Kaleps et Cie [KAL 88] ont été utilisées.

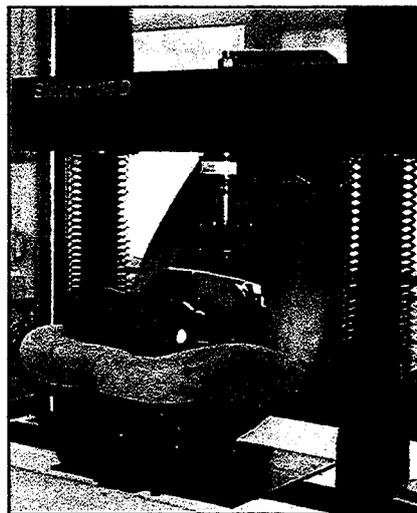


Figure 8 : Identification des caractéristiques d'écrasement du siège

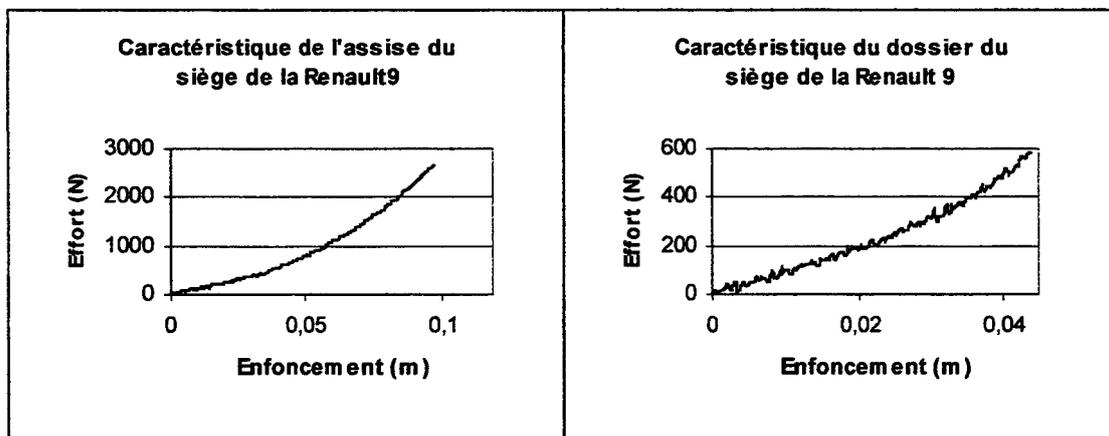


Figure 9 : Caractéristiques du siège de la Renault 9

Dans un souci de reproduction des sollicitations dynamiques de la tête, une attention particulière a été retenue pour l'assignation de ses rigidités de contact. Deux ellipsoïdes décrivent son enveloppe géométrique (figure 10). Une première représente la face du mannequin. La rigidité principale de sa caractéristique est en adéquation avec les essais expérimentaux de Douglas et Cie [DOU 88], qui ont caractérisé la rigidité du zygoma et du maxillaire supérieur pour des sujets cadavériques. Une seconde ellipsoïde est utilisée pour matérialiser la boîte crânienne. La rigidité s'apparente à celle de l'os frontal [DOU 88, KAL 88].

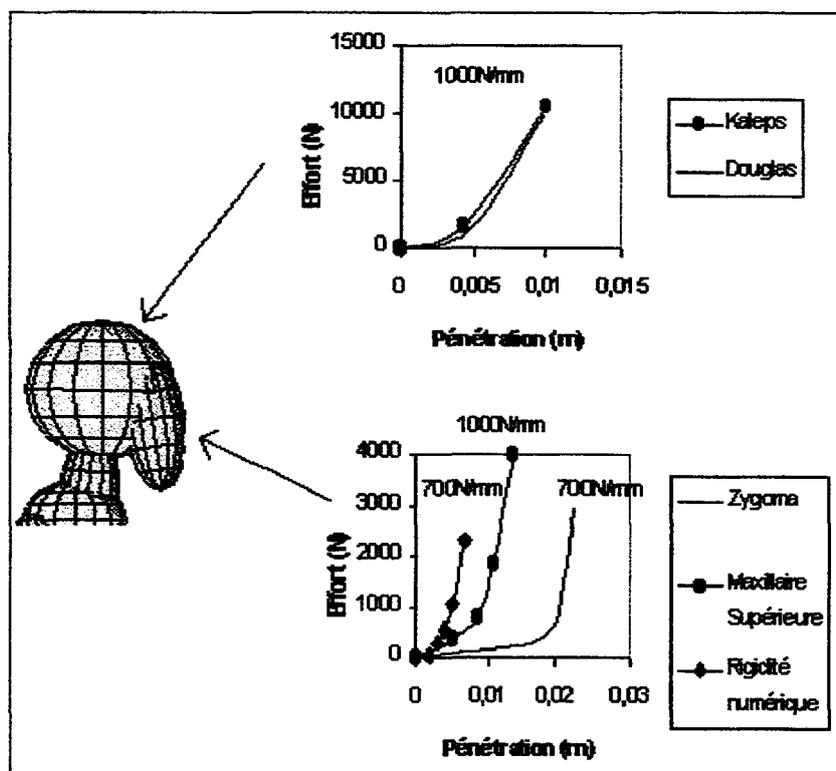


Figure 10 : Rigidités de contact de la tête

Le recalage du modèle sur les indices recueillis par les enquêteurs (traces particulières, ecchymose, récit des victimes, etc.) nécessite de faire évoluer certaines variables du modèle multicorps que nous qualifierons d'évolutives (table 4).

	Paramètres intrinsèques	Variables évolutives
Châssis/plancher	Masse, Inerties Vitesse Initiale Décélérations Rigidité plancher	
Siège (Assise)	Rigidité, Frottement	Position
Siège (Dossier)	Rigidité, Orientation	
Mannequin	Anthropométrie (Masses, Inerties, dimensions) Rigidités des articulations Rigidités de contact	Position de conduite
Sangle de ceinture	Loi d'élongation Position de la ceinture	
Enrouleur	Bloqueur Tassement	
Brin boucle	Flexibilité	
Tablier	Position Initiale Rigidité, Frottement Degrés de libertés	Temps initial d'intrusion Temps Final d'intrusion
Planche de bord	Position Initiale Rigidité, Frottement Degrés de libertés	Temps initial d'intrusion Temps Final d'intrusion
Volant	Enveloppe géométrique Position Initiale Rigidité, Frottement Degrés de libertés	Temps initial d'intrusion Temps Final d'intrusion

Table.4 :Définition des paramètres intrinsèques et des variables évolutives

La phase de recalage nécessite premièrement de placer le siège (qui conditionne la position du mannequin), de telle sorte que le mannequin soit dans une position de conduite « normale » et de vérifier dans un second temps, que les points d'impacts entre le mannequin et l'habitacle soient en adéquation avec ceux de l'accident. Pour analyser l'influence des variables liées à l'intrusion sur les sollicitations transmises à la tête, une série de simulations est réalisée où seuls les paramètres liés au déplacement du volant sont considérés. Pour débiter, afin de maximiser sa vitesse d'intrusion, la durée de déplacement du volant est limitée à 60ms, ce qui engendre une vitesse d'intrusion constante de 2.72m/s, pour un déplacement du volant correspondant à celui mesuré sur le véhicule accidenté. Par variation de l'instant initial de la mise en mouvement du volant, nous modifions l'instant du choc entre le volant et la tête.

En examinant les résultats des diverses simulations (figure 11), nous constatons que malgré une vitesse d'intrusion constante et une vitesse d'impact de la tête décroissante, due aux effets de retenue de la ceinture, la sévérité des sollicitations transmises à la tête croît. Ce

phénomène s'explique lorsque nous examinons la cinématique de la tête. Dans la première simulation (l'intrusion varie entre 20 et 80ms), présentée figures 11 et 12, l'impact de la tête survient sur la branche du volant. Dans la dernière simulation où l'intrusion intervient entre 40 et 100ms, l'impact de la tête est localisé sur le moyeu du volant. Etant donné la description géométrique de la branche et du moyeu, la résultante de l'effort de contact est modifiée, ce qui agit directement sur les accélérations induites à la tête. Par opposition à la dernière simulation, nous observons que dans le premier cas, le déplacement latéral du volant n'a aucune incidence sur la cinématique de la tête. Au vu de ces remarques, la dernière simulation s'apparenterait plus à l'accident réel.

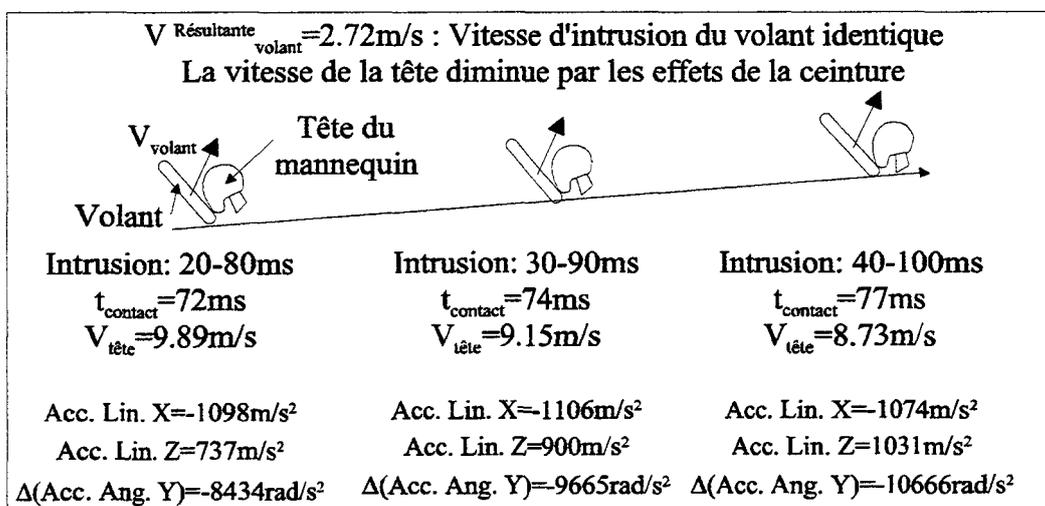


Figure 11 : Influence de l'instant de contact sur les sollicitations de la tête

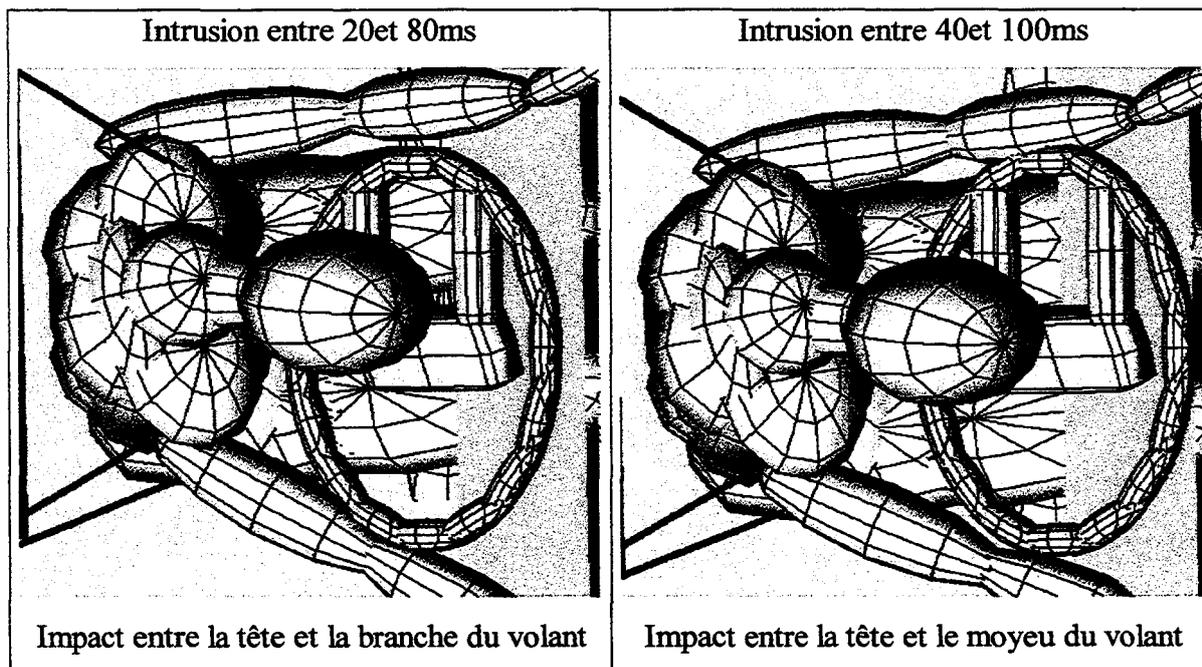


Figure 12 : Impact de la tête sur le volant

Nous avons ensuite examiné l'influence de la vitesse d'intrusion sur les sollicitations induites à la tête, en imposant des vitesses d'intrusion du volant moins importantes. En respectant un point d'impact donné, nous avons pu vérifier que les sollicitations générées étaient moindres (figure 13).

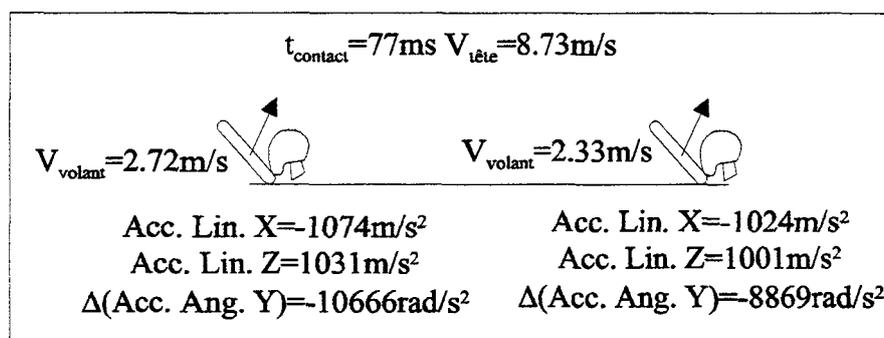


Figure 13 : Influence de la vitesse d'intrusion sur les sollicitations de la tête

Pour l'analyse du comportement intracrânien de la victime que nous avons réalisée avec le modèle de tête éléments finis, nous avons sélectionné un jeu de sollicitations correspondant à l'intrusion entre 40 et 100ms. A titre indicatif, cette simulation a engendré un HIC de 1535.7 pour un calcul effectué sur une fenêtre de 77.6 à 87.7ms.

Afin de limiter la durée de simulation du modèle éléments finis, nous avons choisi une fenêtre de simulation dont l'instant initial correspond à quelques millisecondes avant les sollicitations principales. De ce fait, l'instant initial de la simulation éléments finis a été défini à l'instant 64.3ms de la simulation multicorps. Après diverses simulations, les résultats ont montré qu'il ne fallait pas uniquement s'intéresser à la phase de sollicitation maximale, c'est pourquoi la durée finale de simulation a été étendue à 85ms. L'axe X appartient au plan de Francfort et au plan moyen sagittal et est dirigé dans la direction postéro-antérieur. L'axe Y, orienté de la droite vers la gauche, se situe également dans le plan de Francfort et est perpendiculaire au plan moyen sagittal et l'axe Z forme un trièdre direct. Les sollicitations ainsi appliquées au modèle éléments finis sont présentées figure 14. Celles-ci révèlent que les sollicitations maximales engendrées correspondent à celles exprimées dans le plan sagittal de la tête

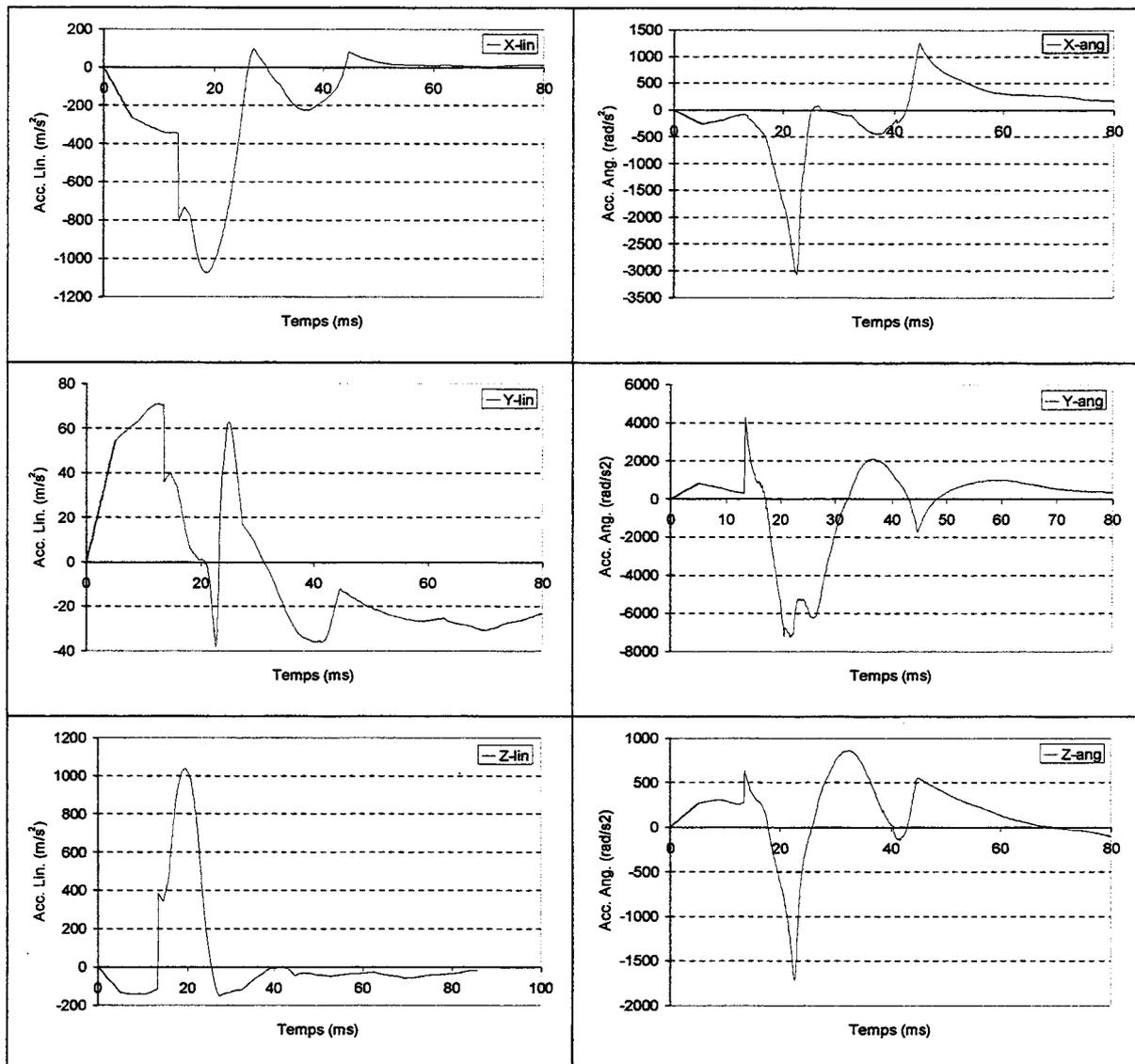


Figure 14 : Sollicitations dynamiques de la tête sélectionnées pour la simulation EF

6 Analyse du comportement intracérébral

Utilisés comme moyen de validation des modèles éléments finis de la tête, nous avons observé les pressions sous-arachnoïdiennes produites. Représentées figure 15, la pression induite dans le lobe frontal s'élève à environ 130kPa et atteint une valeur de -90kPa dans le lobe occipital. Ces pressions maximales surviennent simultanément aux sollicitations imposées au modèle, puis s'amenuisent dans la suite de la simulation. Ces pressions sont comparables aux pressions mesurées lors de la simulation N°37 de Nahum, que nous avons utilisé pour recaler le modèle dans le second chapitre.

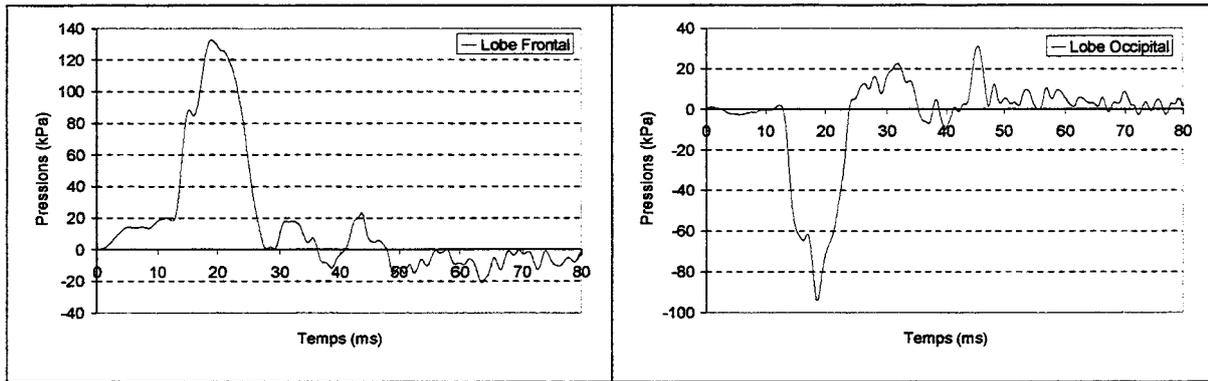


Figure 15 : Pressions sous-arachnoïdiennes en zone frontale et occipitale

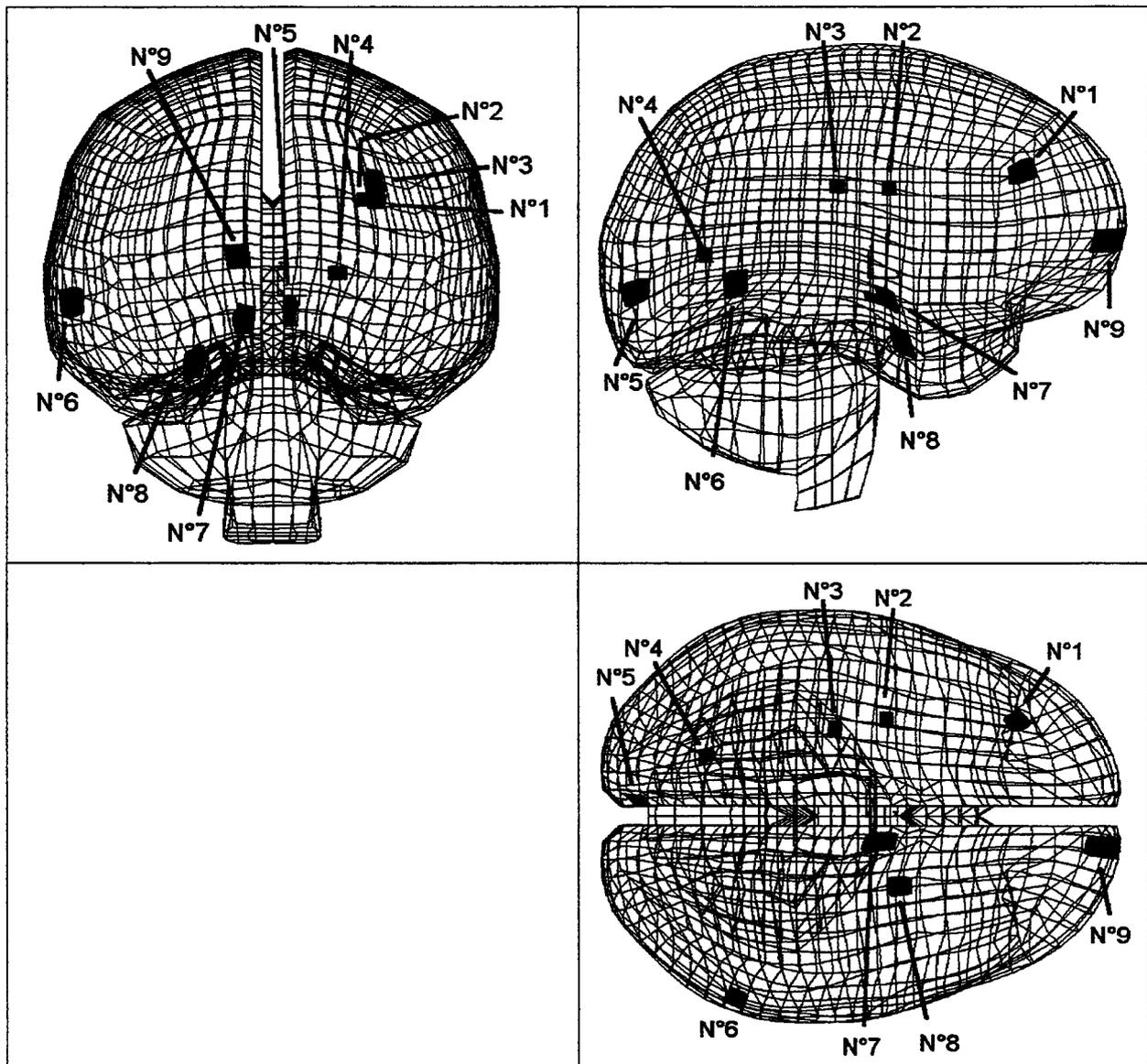


Figure 16 : Sélection de quelques éléments intracérébraux pour la présentation des résultats

Afin d'établir une confrontation des résultats du modèle avec le bilan lésionnel de la victime, nous avons examiné la réponse de l'encéphale en terme de pressions intracérébrales,

de contraintes de von Mises et de déformations. Pour ce faire, nous avons examiné la réponse globale du modèle puis sélectionné divers éléments localisés dans les hémisphères droit et gauche de l'encéphale. Au total, neuf éléments ont été retenus, et dans la suite de ce mémoire, sont référencés de 1 à 9. Leur localisation spatiale est décrite figure 16.

Les pressions calculées dans les neuf éléments sélectionnés sont présentées figure 17. Celles-ci montrent qu'elles sont couplées aux sollicitations maximales imposées. En effet, avec un retard temporel de quelques 3 à 4ms, nous observons un pic de pression dans tous les éléments de l'encéphale. Leur amplitude s'échelonne de +215kPa au niveau du cortex cérébral dans le lobe frontal (élément N°9) jusqu'à une valeur limite de -95kPa dans les éléments localisés dans le lobe occipital (élément N°5). Suivant la direction antéro-postérieure, l'encéphale se retrouve par conséquent dans un état comprimé dans le lobe frontal, puis la pression diminue au fur et à mesure que nous progressons dans l'étage moyen, pour finalement provoquer une traction dans le lobe occipital. Ce constat est illustré figure 18.

Comparées à la tolérance en pression proposée par Ward et Cie [WAR 80], ces pressions sont inférieures aux valeurs limites qu'ils proposent. En effet, en compression, les valeurs maximales calculées n'atteignent pas 238kPa et en traction, n'excèdent pas -186kPa. Etant donné qu'aucune lésion n'a été constatée dans les lobes frontaux et occipitaux, et que les valeurs maximales atteintes n'excèdent pas les valeurs limites de Ward et Cie, nous pouvons conclure que pour le cas d'accident considéré, il n'y a pas de relation de cause à effet entre les lésions provoquées et les pressions intracérébrales calculées.

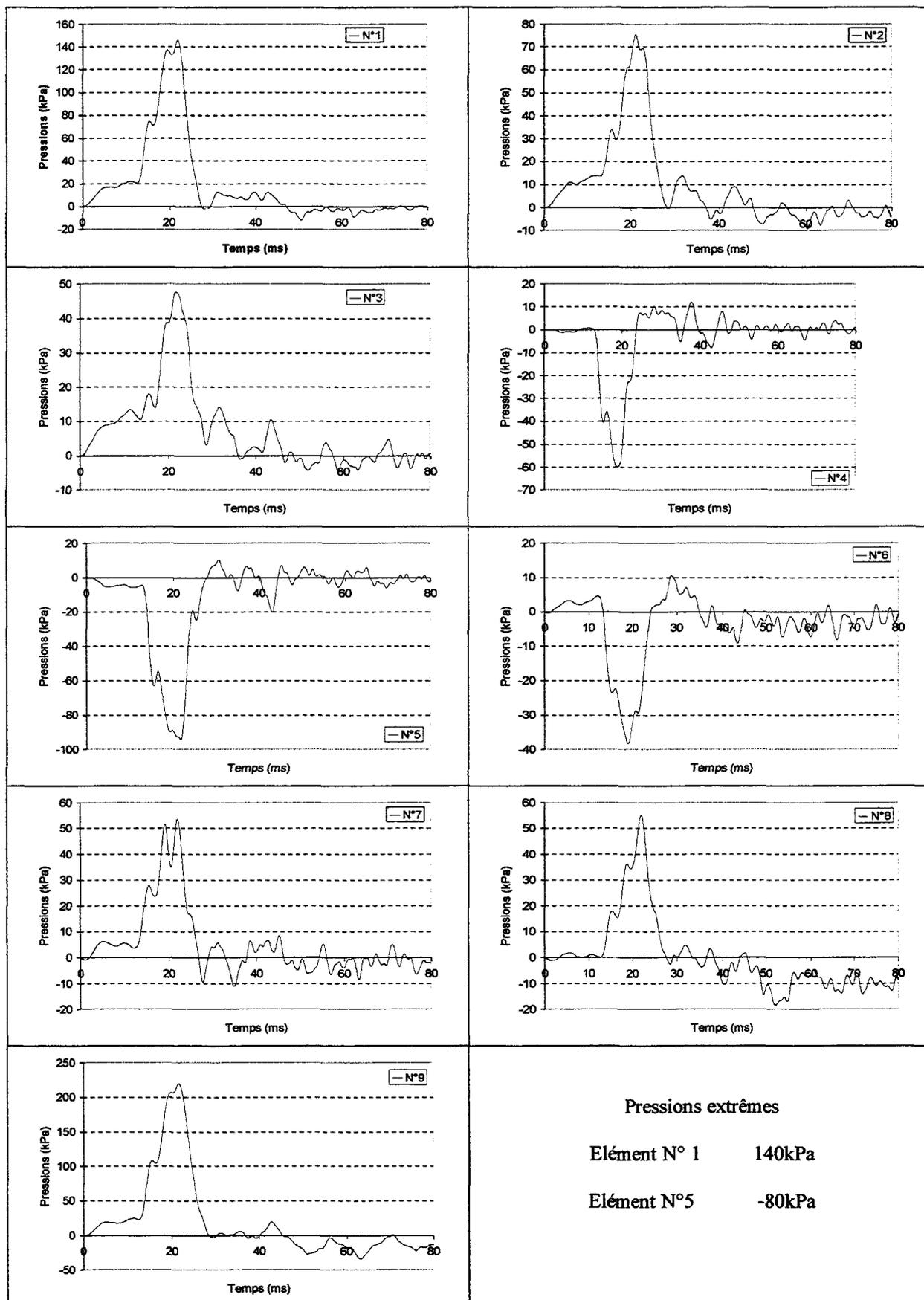


Figure 17 : Pressions intracrâniennes

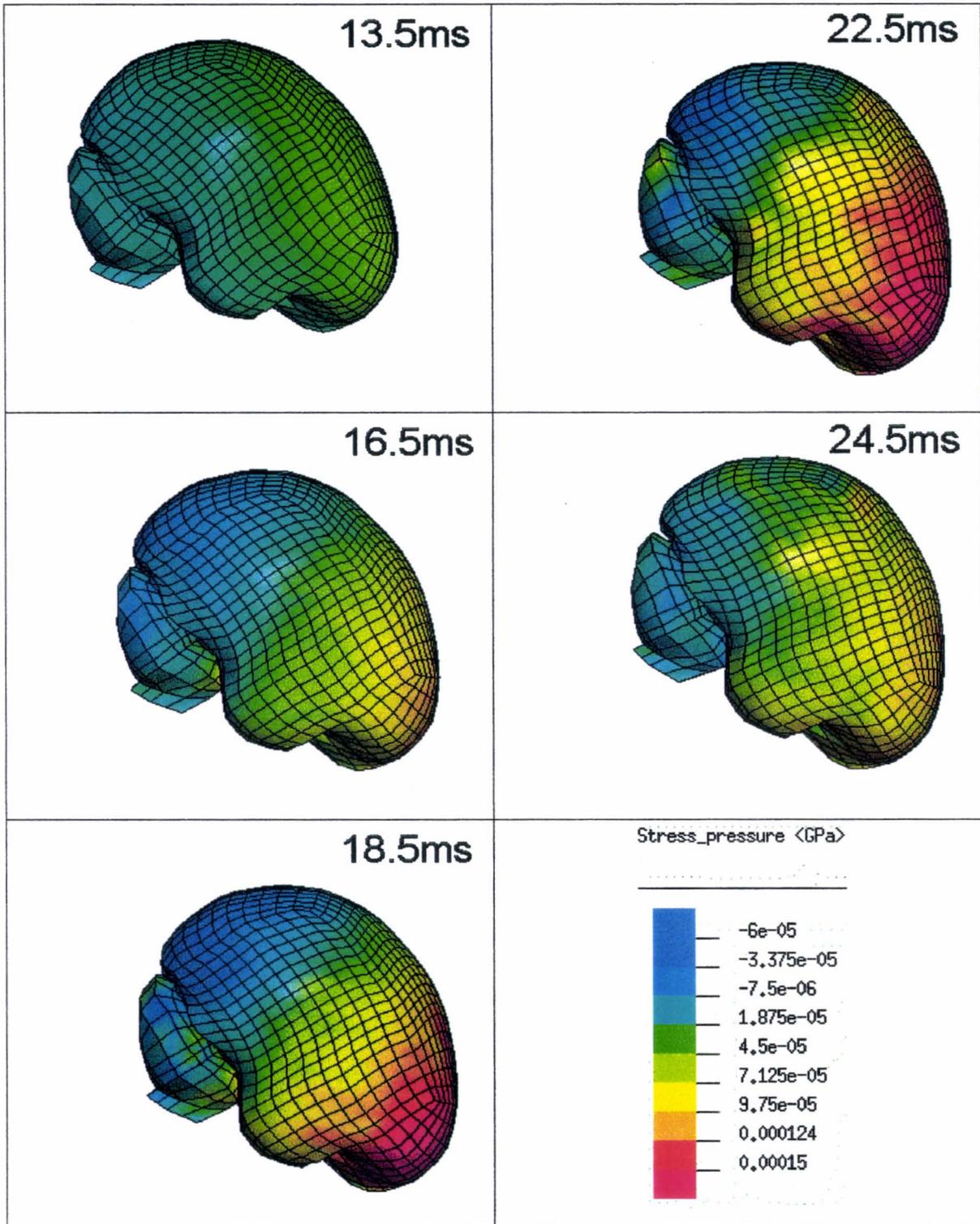


Figure 18 : Cartographie des pressions au niveau du cortex cérébral

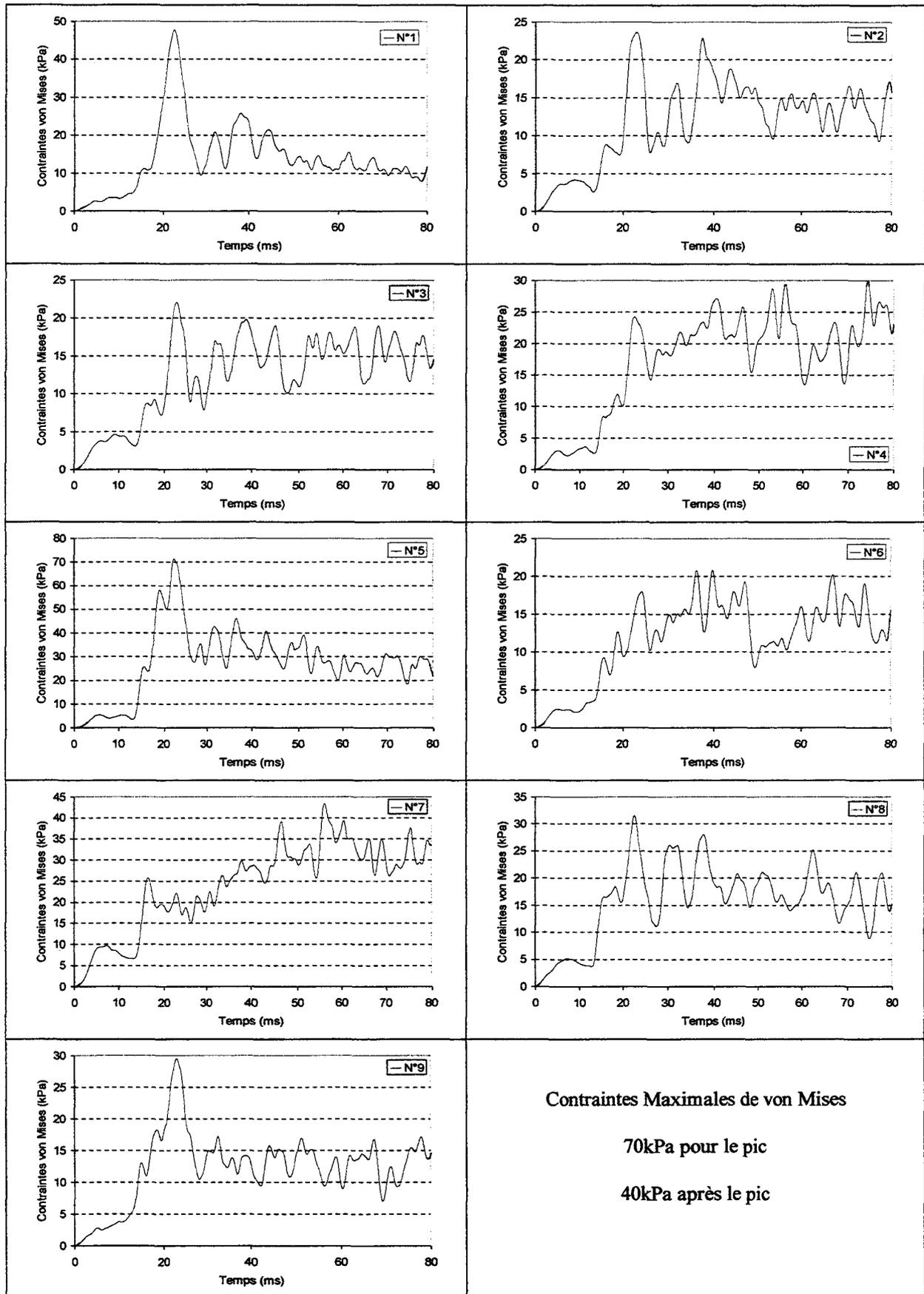


Figure 19 : Contraintes de von Mises dans les éléments de la matière cérébrale

Les contraintes de von Mises calculées dans les éléments sélectionnés sont présentées figure 19. Les sollicitations maximales survenant après 20ms de simulation provoquent un pic dans la réponse de l'encéphale en terme de contraintes de von Mises. L'amplitude de ce pic s'élève à 70kPa dans le lobe occipital (éléments N°5) et 48kPa dans le lobe frontal (élément N°9). Après ce pic, les contraintes de von Mises sont différentes suivant l'élément considéré. Pour les éléments N°1, 5, 8 et 9, elles suivent une amplitude moyenne en légère décroissance, inférieure à l'amplitude du pic. Dans les éléments N°2, 3, 4 et 6, le pic est suivi d'une évolution moyenne du même ordre de grandeur que celle du pic. En revanche, dans les éléments proches de l'élément N°7, la contrainte de von Mises augmente pendant près de 40ms après le pic, avant que ne soit amorcée sa décroissance.

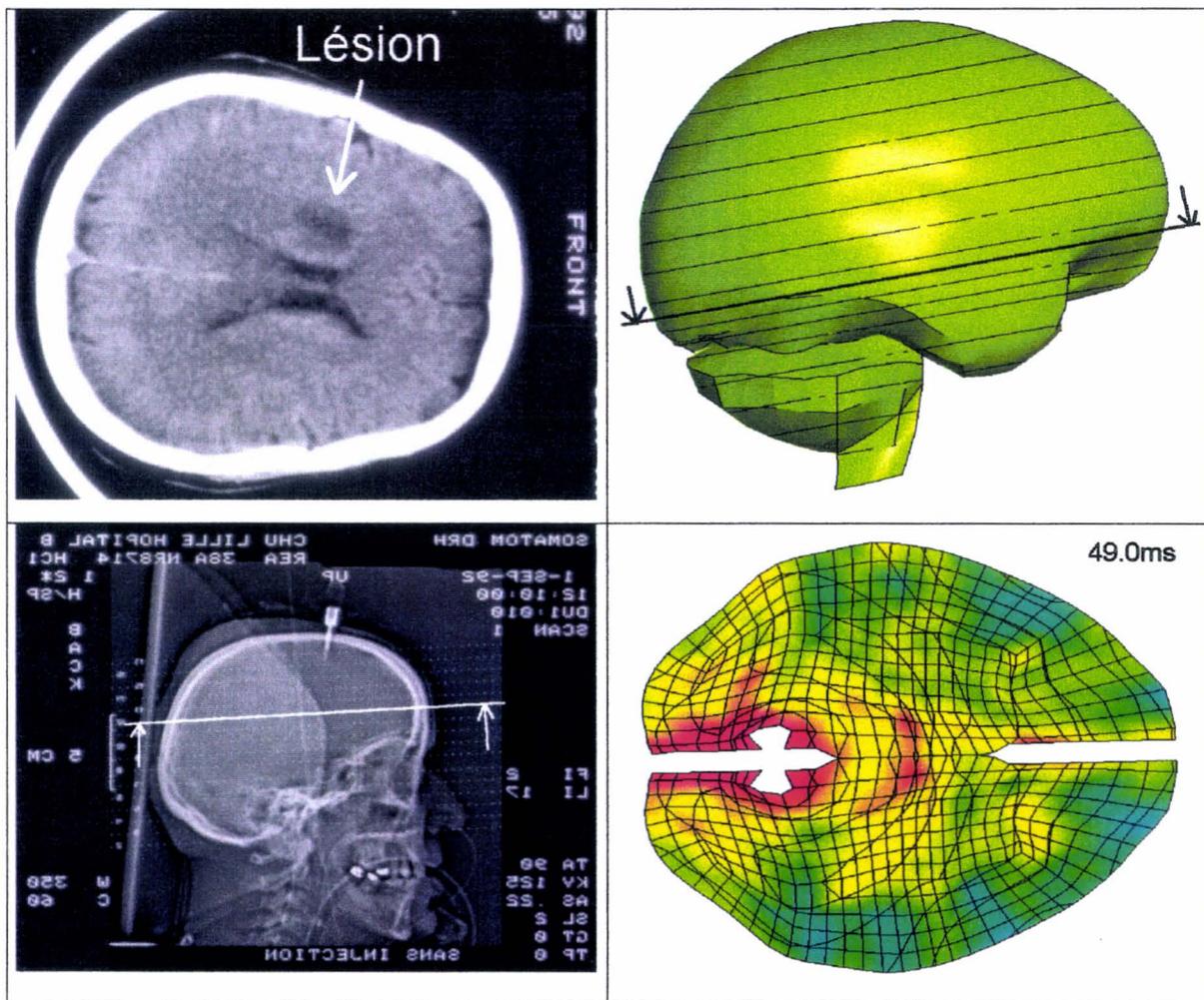


Figure 20 : Confrontation d'une planche scanographique à une section de l'encéphale du modèle

Par comparaison entre tous les éléments, la contrainte de von Mises maximale après le pic est celle de l'élément N°7 (jusqu'à 40kPa environ). A ce stade des confrontations entre

les lésions constatées sur la victime et la réponse du modèle éléments finis, il est intéressant de comparer la contusion hémorragique recensée au niveau de la tête du noyau caudé droit et la réponse du modèle en terme de contraintes de von Mises, réalisée figure 20. Dans cette figure, à gauche, est représentée une coupe scanographique, réalisée suivant le plan défini dans la vue de profil, de la tête de la victime. A droite est présentée une section des deux hémisphères du modèle éléments finis. Le plan de coupe est indiqué sur la vue extérieure de l'encéphale.

Afin d'illustrer ce qui a été évoqué précédemment sur l'évolution des contraintes de von Mises, examinons les coupes réalisées avec le modèle éléments finis et rapportées figure 21. Dans cette évolution des contraintes de von Mises, nous remarquons qu'à 16ms, juste avant que les sollicitations ne soient maximales, quelques éléments du cortex cérébral en vis à vis de la faux du cerveau présentent une contrainte de von Mises légèrement supérieure à 34kPa. A 23ms, instant où les contraintes de von Mises présentent un pic décrit à partir de la figure 19, une majeure partie de l'encéphale, les lobes frontaux, occipitaux et temporaux subissent une contrainte de von Mises importante. 6ms plus tard, l'état des contraintes de von Mises a largement diminué, pour finalement atteindre une évolution quasiment stable tout au long de la simulation. Confrontée à la planche scanographique de la victime, nous remarquons que l'état des contraintes maximales après le pic se rapproche de la localisation de la tête du noyau caudé droit, siège de la lésion. De ce fait, il serait envisageable d'émettre un parallèle entre la durée d'imposition d'un niveau des contraintes de von Mises avec l'apparition d'une contusion intracérébrale. Signalons toutefois que la section effectuée dans le modèle éléments finis diffère de quelques millimètres par rapport à la coupe scanner. Si la relation entre les contraintes de von Mises et l'apparition des contusions intracérébrales est bien réelle, cette différence de localisation ne serait pas importante. A terme, l'objectif n'est pas de rechercher la localisation d'une éventuelle lésion mais de déceler si un stade critique n'est pas atteint en toute part de l'encéphale.

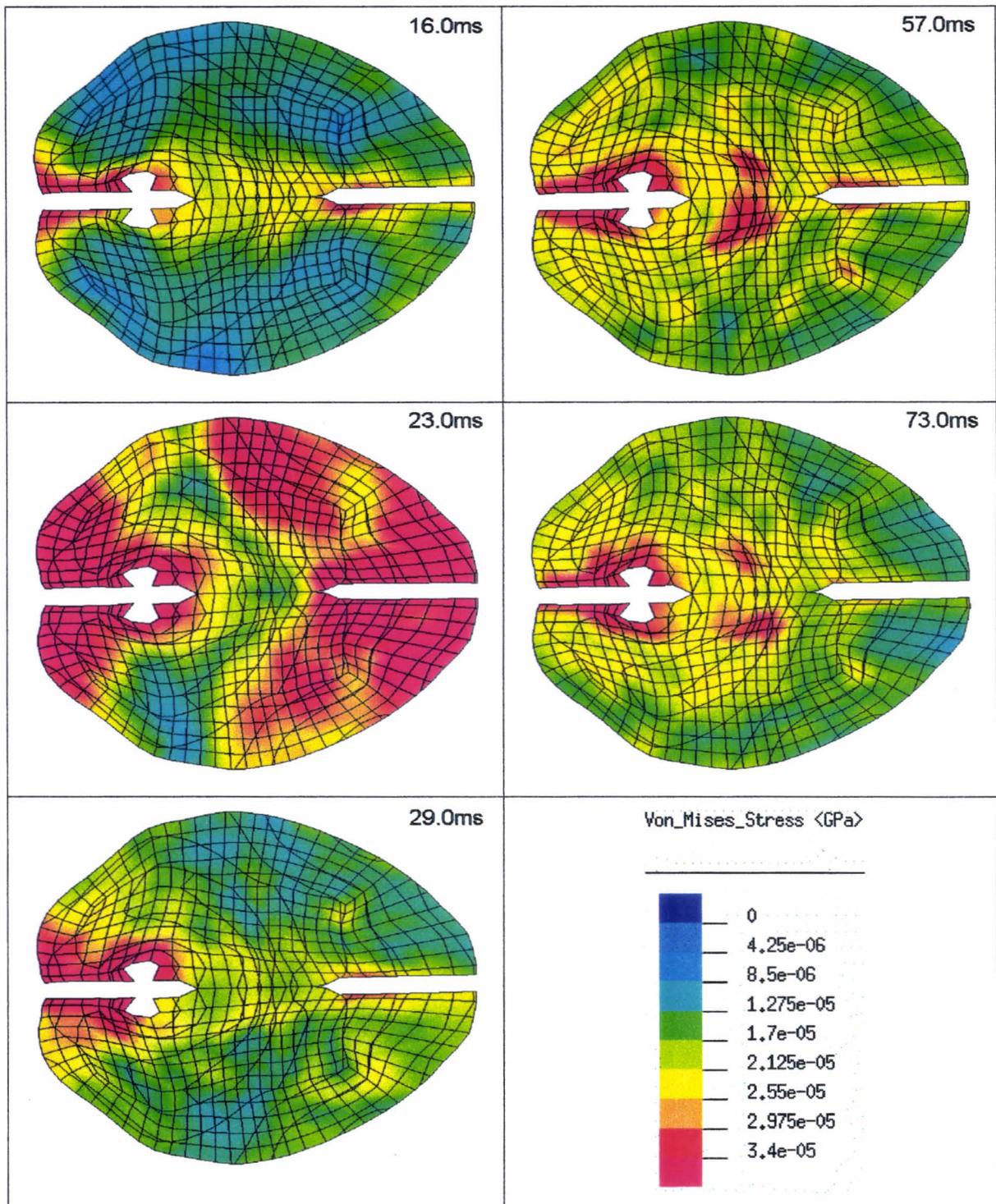


Figure 21 : Contraintes de von Mises pour une section de l'encéphale

L'analyse de la réponse de l'encéphale en terme de déformation n'apporte rien de plus que celle réalisée sur les contraintes de von Mises et les pressions. L'évolution des déformations au cours du temps s'apparente à celle des contraintes de von Mises comme en témoigne la figure 22.

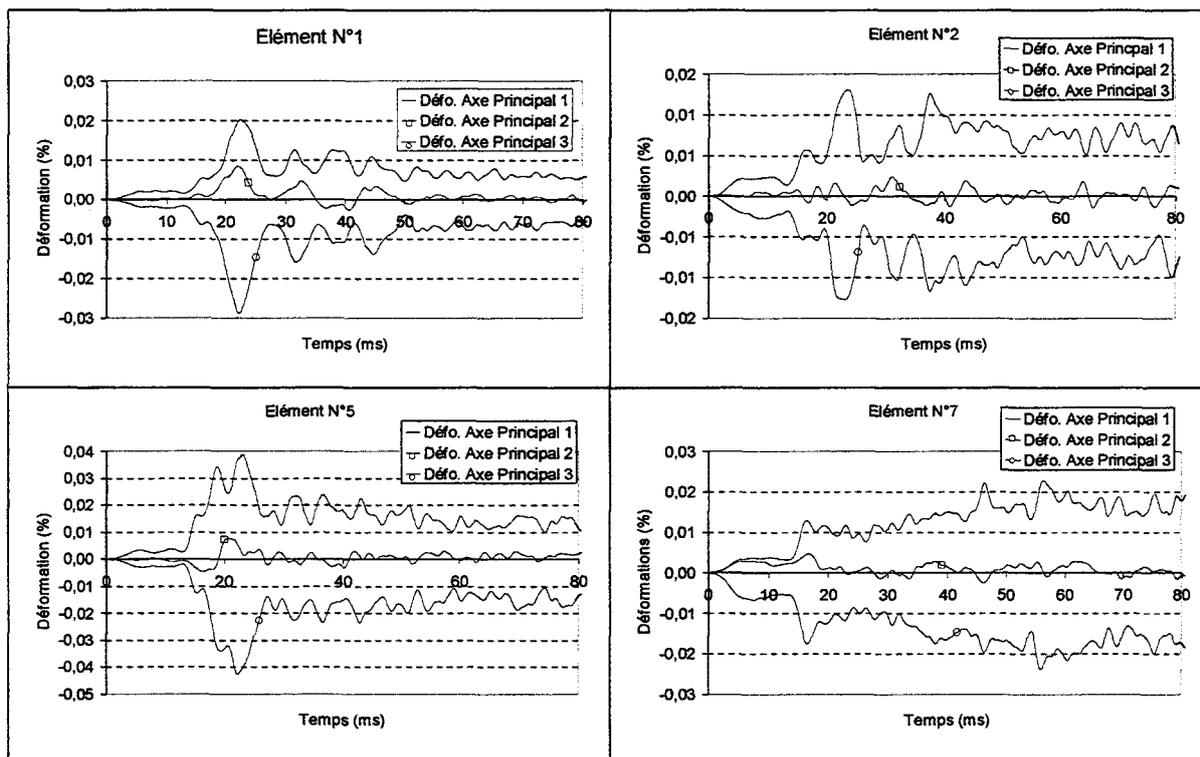


Figure 22 : Déformations de quatre éléments de la matière cérébrale

Afin de caractériser le déplacement relatif encéphale/crâne, nous avons comparé le déplacement d'un nœud situé dans la matière cérébrale, proche du noyau lenticulaire gauche, à celui du centre de gravité de la boîte crânienne. L'évolution du déplacement au cours de la simulation est présentée figure 23. Au moment où les sollicitations sont maximales, le déplacement n'est que de 1mm mais atteint 5mm 50ms plus tard.

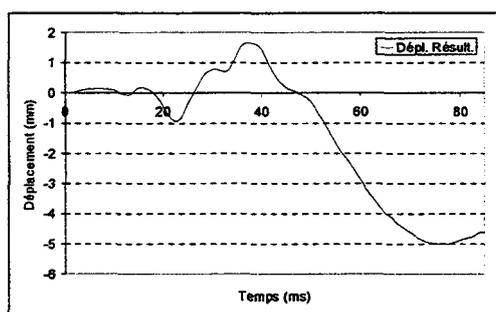


Figure 23 : Déplacement relatif Cerveau/Crâne

L'évolution de la vitesse relative du précédent nœud par rapport à la boîte crânienne est présentée figure 24. Celle-ci montre un léger retard du cerveau (différence de vitesse de -0.4ms) vers 35ms.

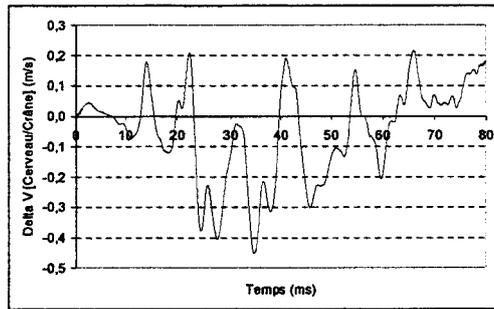


Figure 24 : Vitesse relative entre l'encéphale et le crâne

7 Synthèse générale sur la reconstruction

La confrontation de la réponse du modèle éléments finis au bilan lésionnel de la victime permet de dresser une interprétation des faits qui ont conduit à la contusion intracérébrale. Animés d'une vitesse initiale, le crâne et le cerveau ont subi une décélération et un impact conduisant à des sollicitations maximales 20ms après le début de la simulation. Imposés directement au crâne, celui-ci est ralenti brusquement alors que le cerveau poursuit son déplacement à sa vitesse initiale. A cet instant, les hémisphères cérébraux s'écrasent contre le frontal, provoquant une compression des lobes frontaux et une traction des lobes occipitaux. Avec un retard temporel, les sollicitations sont imposées à l'encéphale le contraignant à un mouvement relatif par rapport au crâne important (5mm) qui s'accompagne de sollicitations de la matière cérébrale (contraintes de von Mises). La localisation de la contusion hémorragique provoquée dans l'encéphale de la victime apposée à la réponse du modèle éléments finis en terme de durée d'application d'une contrainte de von Mises laisse supposer un parallèle entre les deux événements. A ce stade de la reconstruction, ce sont les seules associations envisageables.

Dans l'introduction de ce chapitre, nous annonçons que nous avons travaillé également sur d'autres cas d'accidents. Les reconstitutions ont été réalisées à l'Université de Valenciennes. Les reconstructions de la seconde collision et des simulations avec le modèle de tête ont été réalisées. Les résultats que nous obtenons aujourd'hui ne sont pas complètement exploitables, puisque nous ne disposons pas à ce jour des bilans lésionnels complets.

Pour pérenniser cette activité, nous souhaitons agir sur la collecte des données en amont de l'accident et non pas en aval comme nous l'avons effectué jusqu'à maintenant. En informant auparavant, les enquêteurs qui sortent sur les accidents et en leur donnant un questionnaire à remplir avec les données dont nous avons besoin, à terme nous pourrions multiplier plus facilement les accidents étudiés. Un suivi de l'évolution de l'état de santé des victimes pourra également être mis en place, afin d'examiner si une lésion non visible juste après l'accident mais qui laisse des séquelles, peut être cependant associée à un type de réponse du modèle éléments finis.

8 Conclusions

Dans ce chapitre, nous avons mis en pratique la démarche de reconstruction théorique qui avait été proposée dans le précédent chapitre. Un accident ayant occasionné des lésions de la tête d'une des victimes d'âge adulte, codées au niveau 5 sur l'échelle des blessures AIS a été retenu. La reconstitution de cet accident a été réalisée. La cohérence entre les déformations extérieures du véhicule accidenté et celui de la reconstitution a permis d'approuver les conditions initiales du choc. En revanche, le point d'impact de la tête du mannequin mécanique ne s'est pas réalisé là où des traces de rouge aux lèvres avaient été recensées lors de l'accident. Pour corriger ces discordances, un modèle multicorps de la seconde collision a été réalisé. Une étude sur les conditions d'intrusion a permis finalement d'opter pour un jeu de sollicitations de la tête.

Celles-ci ont été imposées comme conditions aux limites du modèle éléments finis. La confrontation de la réponse du modèle au bilan médical de la victime a permis de mettre en relation la durée d'application des contraintes de von Mises avec l'apparition de contusions intracrânielles. Nous avons pu également émettre une interprétation des différents événements successifs produits dans la boîte crânienne.

Références

- ADR245 99 ADRIA combined deliverable report D245: *Reconstruction of accidents cases, Computer model of victim heads, evaluation of HIC & identification of injury mechanisms*, (restricted). Transport RTD Programme of the 4th Framework Programme, project N°PL96-1074, May 1999.
- CLA 87 Clark C.C., Jettner E., Digges K., Morris J., Cohen D. et Griffith D. *Simulation of road crash facial lacerations by broken windshields*. SAE Paper N°870320, pp.175-197.
- DOU 88 Douglass L.A., Warner C.Y., Wille M.G., Schneider D.C. et Nahum A.M. *Facial impact response – A comparison of the hybrid III dummy and human cadaver*. SAE P-215, Paper N°881719, pp.139-155.
- DRA 96 Drazetic P., Level P., Canaple B. et Mongenie P. *Impact on planar kinematic chain of rigid bodies : application to movements of anthropomorphic dummy in crash*. International Journal of Impact Engineering. Vol. 18 N°5, pp 505-516, 1996.
- FOS 94 Fossat E. *Mathematical models to evaluate structural forces in frontal crash tests*. ESV 1994, 94-S8-O-04,1994, pp 1320-1333.
- GAL 85 Galganski R.A. *Study of occupant impact with vehicle interior surfaces:Phase 1-Methodology development and baseline data*. SAE Paper N°851733, pp159-180.
- HEN 83 Henson S.E., Dueweke J.J. et Huang M. *Computer modeling of intrusion effects on occupant dynamics in very severe frontal crashes*. SAE N°830613.
- HUE 95 Huelke D.H. et Compton C.P. *Offset frontal collisions: A review of the literature and analysis of UMTRI and NASS crash injury data – CDC, AIS and body area injuries*. SAE, SP-1072, N°950498, pp.123-133.
- KAL 88 Kaleps R.P., White J.R., Boecher R.M. et Whitestone J. *Measurement of hybrid III dummy properties and analytical simulation data base development*. Wright-Patterson AFB OH 45433-6573, 1988.
- LEC 86 Lechner D., Malaterre G. et Fleury D. *La reconstitution cinématique des accidents*. Rapport INRETS N°21, ISSN 0768-9758, 1986, 158 pages.

- MA 95 Ma D., Rizer A.L. et Obergefell L.A. *Dynamic modeling and rollover simulations for evaluation of vehicle glazing materials*. SAE Paper N°950050.
- MAC 97 Macinnis D.D., Cliff W.E. et Ising K.W. A comparison of moment of inertia estimation techniques for vehicle dynamics simulation. SAE SP1237, N°970951, pp.99-116.
- MAD 97 MADYMO User's Manual 3D and Theory Manual, V.5.3, 1997.
- MAT 90 Matsumoto H., Sakakida M; et Kurimoto K. *A parametric evaluation of vehicle crash performance*. SAE SP-820, N°900465, pp.57-68.
- ROB 83 Robbins D.H., Melvin J.W., Huelke D.F. et Sherman H.W. *Biomechanical accident investigation methodology using analytical techniques*. SAE P-134, Paper N°831609, pp.115-127.
- STE 96 Steffan H. et Moser A. *The collision and trajectory models of PC-CRASH*. SAE SP-1150, N°960886, pp.135-143.
- VIA 96 Viano D.C. et King A.I. *Injury mechanisms and biofidelity of dummies*. Proceedings of the NATO-ASI, 7-19 juillet 1996, Troia, Portugal, pp.25-52.

Chapitre 5

Reconstruction d'une collision d'une moto contre un véhicule automobile

Ce chapitre est consacré au développement d'un modèle multicorps représentant une collision expérimentale d'un véhicule automobile avec une motocyclette sur laquelle est installé un mannequin. Les différentes étapes nécessaires au développement du modèle sont explicitées. Une étude paramétrique sur les configurations envisageables de choc est menée. Celle-ci révèle une forte sensibilité du modèle. L'utilisation d'un modèle de ce type pour la reconstruction d'accidents réels est remise en cause. La reconstruction où seule une moto est en cause serait recommandée.

1 Introduction

L'amélioration de la sécurité routière repose sur une diminution des risques encourus par tous les usagers de la route, et non pas uniquement pour les conducteurs et passagers des véhicules automobiles. En 1998, 38628 accidents corporels de deux-roues à moteur ont été recensés sur le territoire national. Ces accidents ont entraîné le décès de 1319 personnes et occasionné des lésions graves pour 8756 autres. La raison principale qui nous motive à reconstruire également des accidents de motocyclistes concerne les différences qui existent entre les moyens de protection du secteur automobile et celui des 2 roues à moteur. Alors que le casque permet une réduction du nombre des fractures, il est suggéré dans la littérature par certains auteurs, que le port du casque augmente la masse de la tête ce qui favoriserait les blessures d'origine inertielles.

De plus, en dépit du port d'un casque, la base de données constituée d'accidents motocyclistes survenus en Allemagne et en Ecosse entre juillet 1996 et juin 1998 [OTT 99], révèle que la tête constitue toujours un segment corporel vulnérable. En effet, parmi 227 victimes comptabilisées, 151 d'entre elles (66.5%) présentent des lésions crânio-encéphaliques. Par comparaison avec la totalité des blessures du corps humain, la tête constitue le second segment corporel le plus fréquemment touché, le premier étant les

membres inférieurs (72.7%). Sur 218 accidents collectés, la collision entre une motocyclette et un véhicule automobile représente le choc le plus fréquent (57.8%), un quart des cas recensés (25.4%) ne mettent en cause que le motocycliste accidenté, 8% surviennent entre une motocyclette et un camion et le reste des cas sont d'origine multiple.

Dans ce qui suit, la faisabilité des reconstructions d'accidents de motocyclistes est étudiée.

2 Choix de la méthodologie

L'objectif principal de la phase de reconstruction de l'action européenne COST 327 à laquelle nous avons collaboré, concernait le développement d'un modèle qui permette de reconstruire une grande partie des configurations d'accidents de motocyclistes. Dans cette optique, il était proposé de réaliser un essai expérimental, de développer et valider un modèle multicorps représentatif de cette collision, de modifier les configurations d'accident et de les confronter à quelques essais expérimentaux afin d'approuver la démarche de reconstruction.

Dans cette optique, le TRL (Transport Research Laboratory, Grande Bretagne) a réalisé une collision expérimentale entre un véhicule automobile et une moto sur laquelle un mannequin Hybrid III a été installé. Nous avons développé un modèle multicorps représentatif de cette collision. Une étude paramétrique a ensuite été envisagée dont les variables concernaient les conditions de l'accident (vitesse et direction de pré-collision de la moto).

Ces travaux ont été précédés d'une étude bibliographique sur les modèles de simulation numérique dans le domaine du crash motocycliste dont les quelques publications recensées sont décrites ci-après.

3 Etat de l'art en matière de simulation dans le crash motocycliste

Constitué de trois masses représentant la roue avant, le reste de la moto et le pilote, Happian-Smith et Cie [HAP 87] développent un modèle mathématique d'une moto entrant en collision avec une barrière rigide (figure 1).

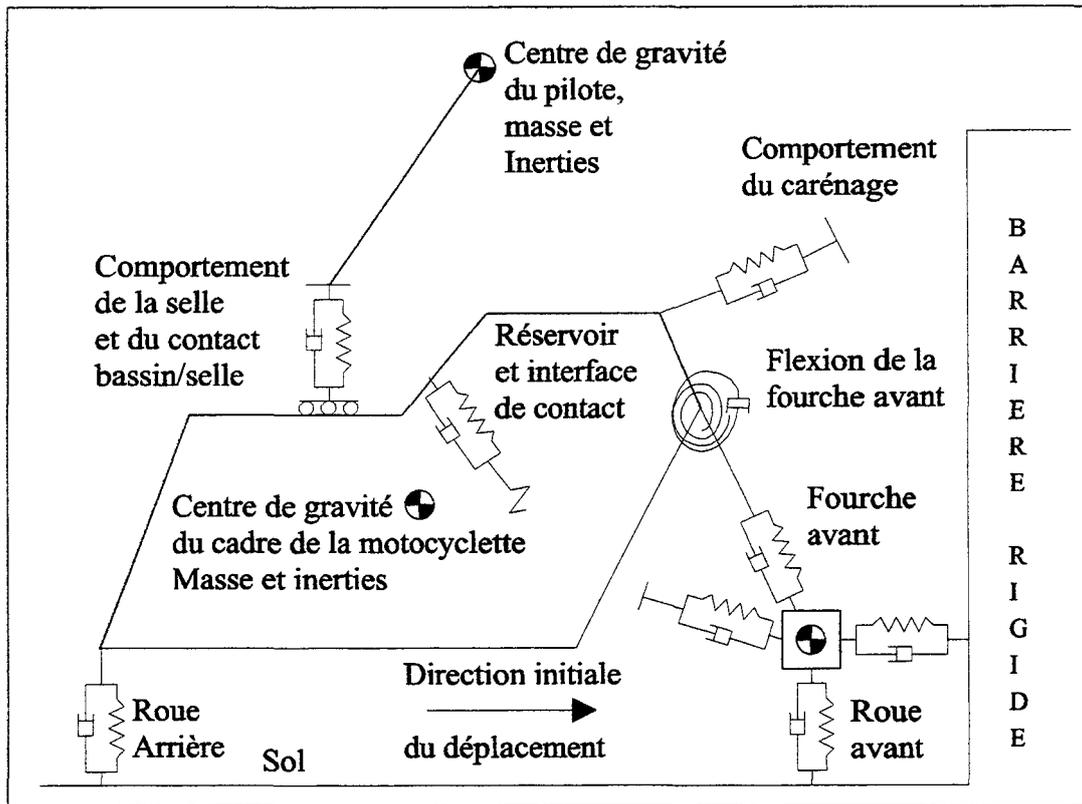


Figure 1 : Modèle numérique d'une moto et son pilote entrant en collision avec un mur

Les auteurs attachent une attention particulière à la représentation du comportement de la roue avant. Qu'elle soit à bâtons ou à rayons, son comportement sous chargement statique révèle de grandes différences avec celui sous chargement dynamique. Comparé à des essais expérimentaux, les auteurs jugent représentatif le comportement de la motocyclette qui tend à se soulever de l'arrière lorsque des caractéristiques de roues à bâtons sont introduites dans le modèle et inversement, qui tend à s'écraser, lorsque des caractéristiques de roues à rayons représentent la rigidité de la roue avant. En revanche, aucune corrélation ne peut être établie entre la masse représentant le mannequin et le mannequin mécanique des essais.

Dans un souci de limiter les lésions des membres inférieurs lorsqu'ils se retrouvent comprimés entre la moto et l'obstacle heurté, l'utilisation de carénage est envisagée. Il faut néanmoins vérifier que l'introduction de tels systèmes n'augmentent pas les risques de lésions pour les autres segments corporels du pilote, essentiellement en imposant des trajectoires plus importantes au véhicule et son occupant. Dans ce but, Chinn et Cie [CHI 89] développent un modèle numérique relativement simple en deux dimensions d'une motocyclette percutant une barrière rigide plane (figure 2). Des masses et inerties représentatives de différents véhicules sont identifiées expérimentalement.

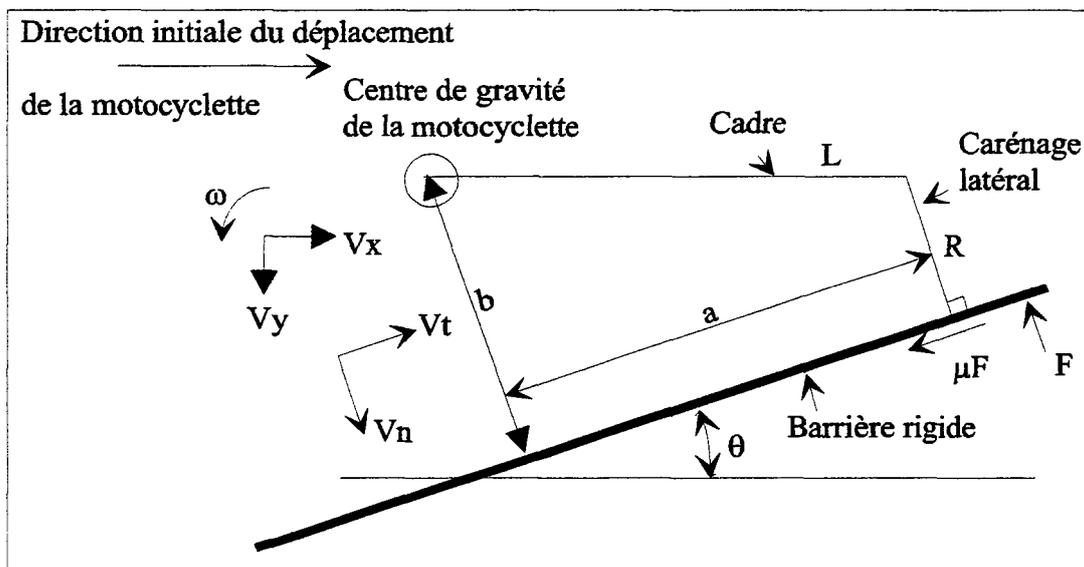


Figure 2 : Modèle numérique en 2D d'une motocyclette heurtant une barrière rigide

A titre de simplification, il est supposé que le pilote est éjecté de son engin en début de choc, ou qu'il en reste solidaire durant la collision. Cette simplification permet aux auteurs de considérer un seul corps constitué du véhicule ou éventuellement de la motocyclette et de son usager. Deux types d'analyse sont proposés, la première considère le carénage comme rigide, et dans ce cas l'étude s'assimile à un équilibre des quantités de mouvement de pré et post collision. Dans la seconde étude, une rigidité est affectée au carénage, et est traitée par application du principe fondamental de la dynamique. Des essais quasi statiques permettent de quantifier diverses rigidités de carénages, et des essais de collisions entre motocyclettes et barrière rigide permettent d'identifier les trajectoires expérimentales des motos. Confrontées à celles identifiées numériquement, les modèles numériques sont jugés représentatifs des essais réels.

Happian-Smith et Cie [HAP 90] développent les deux versions des modèles précédents en trois dimensions (figure 3). Aucune attention particulière n'est encore retenue pour la représentation du pilote. Les résultats de ces modèles sont confrontés à ceux identifiés expérimentalement dans le cadre des précédents travaux. Lorsque l'angle entre la direction de la moto et le plan de contact du mur rigide est supérieur à 70° , le comportement de la moto s'apparente à celui identifié par le modèle en 2D de Happian-Smith développé en 1987, et lorsque ce même angle est inférieur à 30° , les trajectoires corrént avec celles identifiées par le modèle de Chinn en 1989.

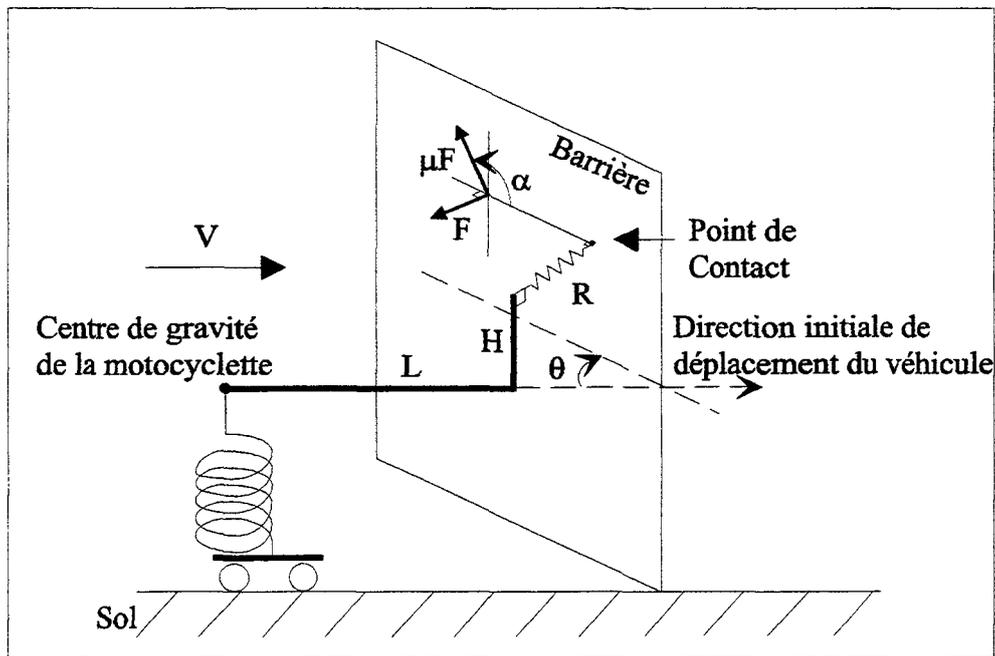


Figure 3 : Modèle numérique en 3D d'une motocyclette heurtant une barrière rigide

Yettram et Cie [YET 94] développent en langage fortran, un outil de simulation représentant un mannequin et sa motocyclette heurtant une barrière rigide. Le mannequin et la moto sont décrits par un système articulé de corps rigides reliés par l'intermédiaire de joints cinématiques à comportements non linéaires. Le mannequin est composé de 16 corps rigides et la moto repose sur une description de quatre corps rigides (figure 4). L'obstacle est constitué d'un plan orientable par rapport à la direction de déplacement du véhicule, permettant de simuler différentes conditions de choc. La gestion du contact est assurée par une méthode de pénalité. Tous les corps suspectés entrer en collision avec un autre composant du modèle sont décrits géométriquement par une sphère, dont le diamètre est défini suivant la section correspondante du segment corporel ou du composant de l'élément

mécanique de la moto considéré. Une série de tests quasi statiques est menée pour quantifier les rigidités équivalentes des éléments modélisés. Des essais expérimentaux entre une motocyclette de type Norton Commander avec un mannequin de type 'OPAT dummy' sont réalisés contre une barrière rigide. Ces essais sont effectués avec diverses vitesses d'impact et divers angles d'attaque de la moto. Les résultats de ces expérimentations sont confrontés à ceux obtenus numériquement. En ce qui concerne la motocyclette et le bassin du mannequin, les vitesses et déplacements sont cohérents. Par contre, il est noté que le comportement de la tête du mannequin est beaucoup plus variable d'un essai à l'autre et que les composantes cinématiques de la tête dans le modèle numérique sont sensibles à des variations mineures de certains paramètres du modèle.

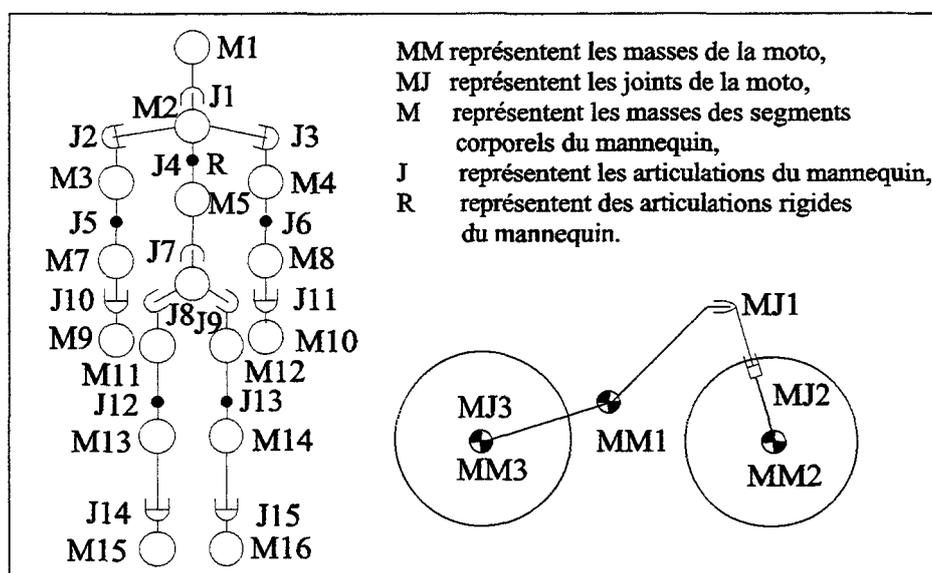


Figure 4 : Modèle en 3D d'un pilote et sa motocyclette

Finalement, un seul modèle défini sous un code multicorps du commerce est recensé. Nieboer et Cie [NIE 93] développent sous MADYMO 3D [MAD 97] un modèle en trois dimensions d'une motocyclette et de son pilote. Le développement de ce modèle s'articule en deux phases, la première permet de valider le comportement de la moto seule, et la seconde concerne l'introduction d'un mannequin en guise de pilote. La moto est constituée de 6 corps rigides. La définition du modèle repose sur quatre sources de données : des mesures dimensionnelles effectuées sur des engins du commerce, des tests quasi statiques pour quantifier les rigidités de contact, des quantifications expérimentales des inerties et des essais de collisions contre des barrières équipées de cellules dynamométriques. Le modèle

est validé sur la base d'essais réalisés en catapulte. Le modèle développé est finalement testé dans deux applications expérimentales où l'impact est provoqué contre des véhicules automobiles. Dans le premier cas, la moto heurte le bloc avant d'un véhicule avec un angle de 45°. Les deux véhicules sont en mouvement, et comme le soulignent les auteurs, la comparaison des résultats numériques ne corrèlent pas bien avec les données expérimentales. Ils recensent des problèmes de timing et des incohérences au niveau des pics d'accélération des mannequins. Durant l'essai expérimental, le choc de la tête survient avec le capot du véhicule automobile et dans la simulation, la tête ne heurte que le pare-brise. Pour le second essai expérimental, le véhicule est finalement immobilisé et la moto heurte le bloc sans angle initial d'attaque. Les résultats concernant la moto sont cohérents, des différences subsistent cependant pour le mannequin. Une amélioration est finalement apportée aux résultats numériques après une analyse paramétrique où un corps supplémentaire est défini au niveau de la moto pour mieux appréhender la flexion de la fourche.

Le faible nombre de publications relatives à la modélisation de collision de motocyclistes et la simplicité des modèles développés témoignent d'une activité délaissée de la communauté scientifique. Les raisons évoquées par les auteurs des précédents travaux de ce désintéressement des scientifiques, sont d'une part les difficultés liées au comportement de la motocyclette et de son occupant durant et après le choc [NIE 93], et le faible rapport de masse entre pilote/motocyclette comparé à celui du conducteur/véhicule automobile, qui a pour conséquence de ne pas limiter les trajectoires envisageables du substitut de l'être humain et de son engin pendant la collision [HAP 90, YET 94] et qui génère ainsi une multitude de solution envisageable.

Afin de contribuer au développement de ce genre de simulation et comme il a déjà été évoqué en début de ce chapitre, nous avons développé un modèle multicorps d'un essai de collision expérimental entre une motocyclette et un véhicule automobile.

4 Reconstruction d'un essai de collision expérimental

Parmi les configurations de choc envisageables entre une motocyclette et un véhicule automobile, il convient de distinguer six configurations de collision, représentées figure 5.

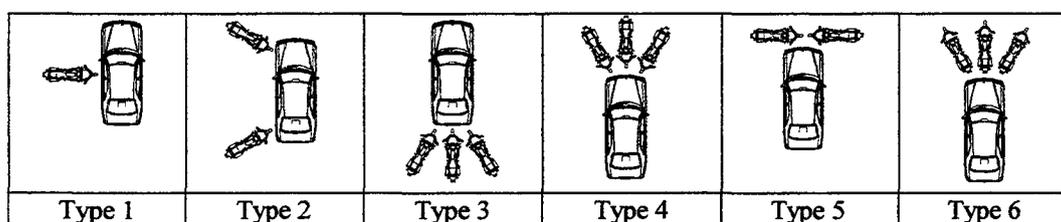


Figure 5 : Les différentes configurations de choc entre une motocyclette et un véhicule automobile

Afin de définir une première base expérimentale pour la définition du modèle multicorps, il a été décidé de réaliser une collision de type 1 avec un véhicule automobile en stationnement. Cet essai expérimental, présenté figure 6, a été réalisé par le TRL (Transport Research Laboratory).



Figure 6 : Collision expérimentale, impact de la tête du mannequin sur le montant de baie du véhicule

Une motocyclette sur laquelle est installé un mannequin MATD II (Motorcycle Anthropometric Test Dummy) est propulsé à 48.9km/h contre un véhicule automobile immobilisé. La collision est de type frontal pour la moto et latéral pour le véhicule automobile. Le point d'impact entre la moto et le véhicule automobile est localisé au niveau

de la portière avant et la tête casquée du mannequin percute le montant de baie de véhicule, comme le représente la figure 6. La moto est équipée d'un accéléromètre monté sur sa fourche avant. Le mannequin est quant à lui équipé de trois accéléromètres triaxiaux dans la tête. La scène est filmée par cinq caméras à images rapides.

Un modèle multicorps de cet essai a été réalisé avec MADYMO 3D™. Il est constitué de trois systèmes principaux : la motocyclette, le mannequin et le véhicule automobile.

4.1 La motocyclette

La moto, de type « Norton Commander » est modélisée par un système constitué de 2 chaînes cinématiques et formée de six corps représentant le cadre, le carénage avant, la fourche avant décomposée en éléments supérieur et inférieur et les 2 roues :

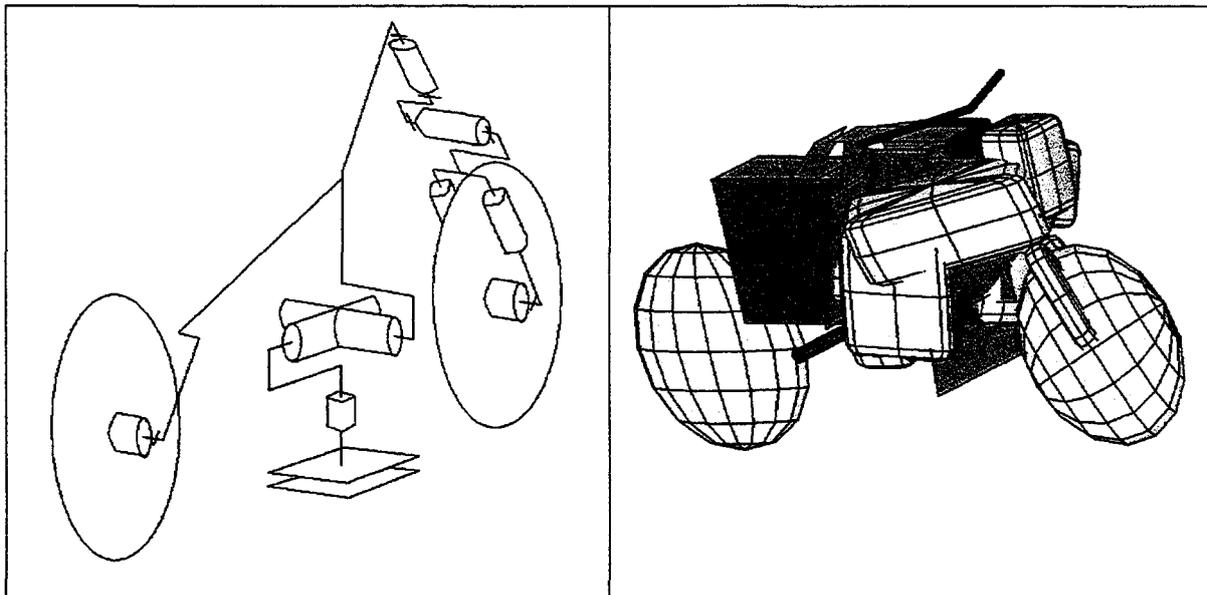


Figure 7 : Chaîne cinématique et enveloppe géométrique de la moto

Le cadre est relié au référentiel inertiel par un joint libre, lui conférant six degrés de liberté. Un joint de rotation entre le cadre et le carénage avant assure le degré de rotation de la direction de la moto. Un second, dont son support est perpendiculaire au précédent permet de prendre en compte la flexion de la fourche en cas d'impact frontal. Un joint de translation entre le corps supérieur et inférieur de la fourche matérialise le degré de liberté

en cas d'écrasement. Enfin, deux joints de rotation entre les roues et le cadre décrivent le degré de liberté fonctionnel de ces éléments. Les enveloppes géométriques de ces corps sont assurées au moyen de cylindres et d'ellipsoïdes. Le modèle de la moto est présenté figure 7.

A chaque corps sont associées des masses et inerties identifiées expérimentalement par le TRL, décrites tableau 1. L'axe principal d'inertie X correspond à la direction longitudinale de la moto, l'axe Y à la direction latérale et l'axe Z, la direction verticale.

Corps	Masse (kg)	I_{XX} (kg.m ²)	I_{YY} (kg.m ²)	I_{ZZ} (kg.m ²)
Cadre	197.4	14	59.4	34.8
Carénage Avant	0.75	0.2	0.2	0.2
Fourche Sup.	3	0.028	0.028	0.001
Fourche Inf.	3	0.028	0.028	0.001
Roue Avant	13.3	0.2889	0.5104	0.2889
Roue Arrière	13.3	0.2889	0.5104	0.2889

Tableau 1 : Caractéristiques massiques et inertielles des corps de la moto

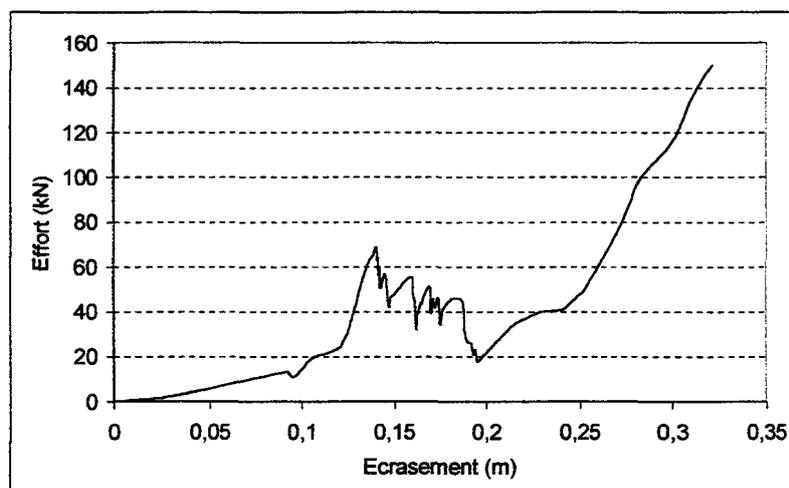


Figure 8 : Caractéristique Effort/Effondrement de la roue avant

Le comportement de la fourche et de la direction ont été mesurés expérimentalement. La caractéristique moments/angles de flexion de la fourche a été déterminée par un calcul de RDM où une poutre encastree en une extrémité est sollicitée par un effort tranchant en sa deuxième extrémité. Concernant les rigidités de contact, les caractéristiques efforts/écrasements des composants modélisés ont été identifiées par des

tests quasi-statiques et dynamiques. A titre d'exemple, la caractéristique de la roue avant est présentée figure 8.

4.2 Le mannequin

Le mannequin utilisé pour l'essai expérimental est le MATD II qui s'apparente à un mannequin de type Hybrid III. Pour le modèle numérique, nous avons utilisé le mannequin Hybrid III de la base de données MADYMO. Compte tenu qu'aucune fracture n'a été constatée sur les jambes du mannequin, cette spécificité n'a pas été intégrée dans le modèle numérique. La géométrie, la masse, les inerties et la rigidité de contact de la tête ont été modifiées de manière à ce qu'elles représentent la tête du mannequin et son casque. Quatre caractérisations expérimentales sur puits de chute de la réponse Efforts/Enfoncements du casque ont été réalisées. La configuration de l'essai a été choisie de manière à ce que le point de choc corresponde à celui constaté lors de l'essai de collision. Trois essais ont été réalisés à une vitesse d'impact de 7m/s afin d'évaluer la répétabilité de l'expérimentation et un quatrième mené à 10m/s a permis de vérifier la non influence de la vitesse de déformation sur la caractéristique Efforts/Ecrasements. La caractéristique imposée au casque est présentée figure 9.

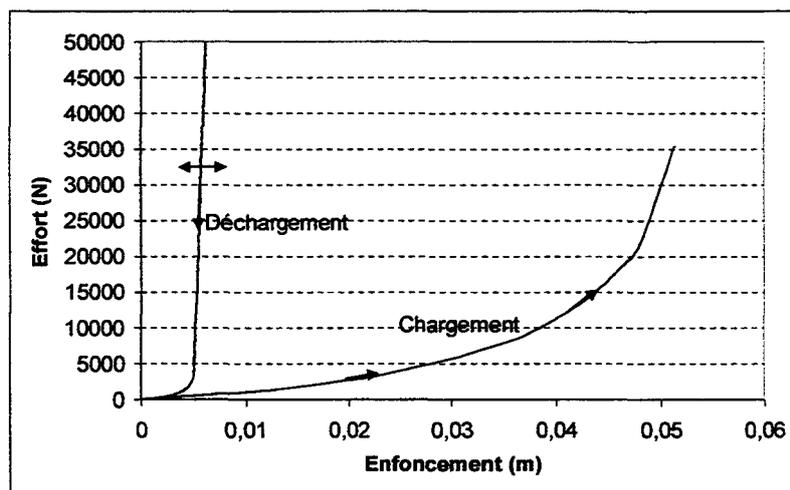
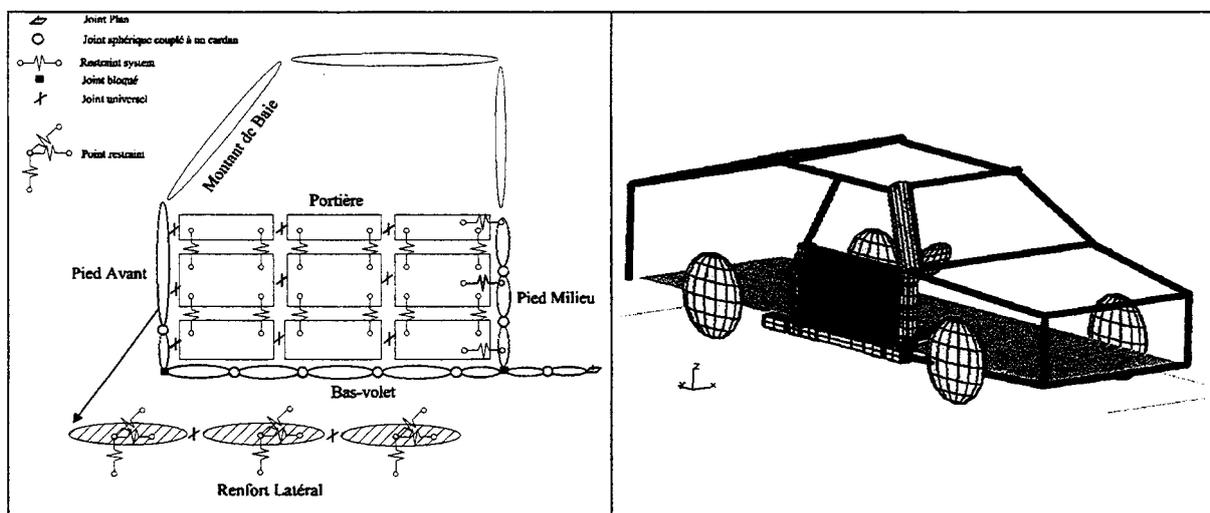


Figure 9 : Caractéristiques de contact du casque

4.3 Le véhicule automobile

Un modèle du véhicule de type Ford Mondéo a été réalisé avec une attention particulière donnée à la modélisation de la partie latérale du véhicule, à l'endroit où la moto est entrée en collision. Au total, 37 corps définissent le modèle dont 32 décrivent la partie latérale. Cette structure est reliée à un châssis, lui-même relié aux quatre roues par l'intermédiaire de joints de translation couplés à un joint de rotation de manière à représenter les rotations des roues et le comportement des amortisseurs identifiés expérimentalement. Un contact est défini entre chaque roue et le repère inertiel. De ce fait, le châssis possède six degrés de liberté par rapport au système inertiel.

La partie latérale du véhicule est constituée du bas-volet, des pieds milieu et avant, du montant de baie et de la portière. Les joints entre les corps ont été positionnés en fonction des déformations du véhicule du test expérimental. La représentation des chaînes cinématiques constituées est présentée figure 10. Sur cette figure, à gauche est rapportée la discrétisation de la partie latérale du véhicule vu de l'intérieur et, à droite, est représenté le modèle complet du véhicule automobile.



Nous avons ensuite fait l'acquisition d'une carrosserie d'un véhicule de type Ford Mondéo que nous avons tronçonné, figure 11, suivant la décomposition du modèle numérique de sorte qu'une quantification des masses et inerties de chaque corps soit réalisée.

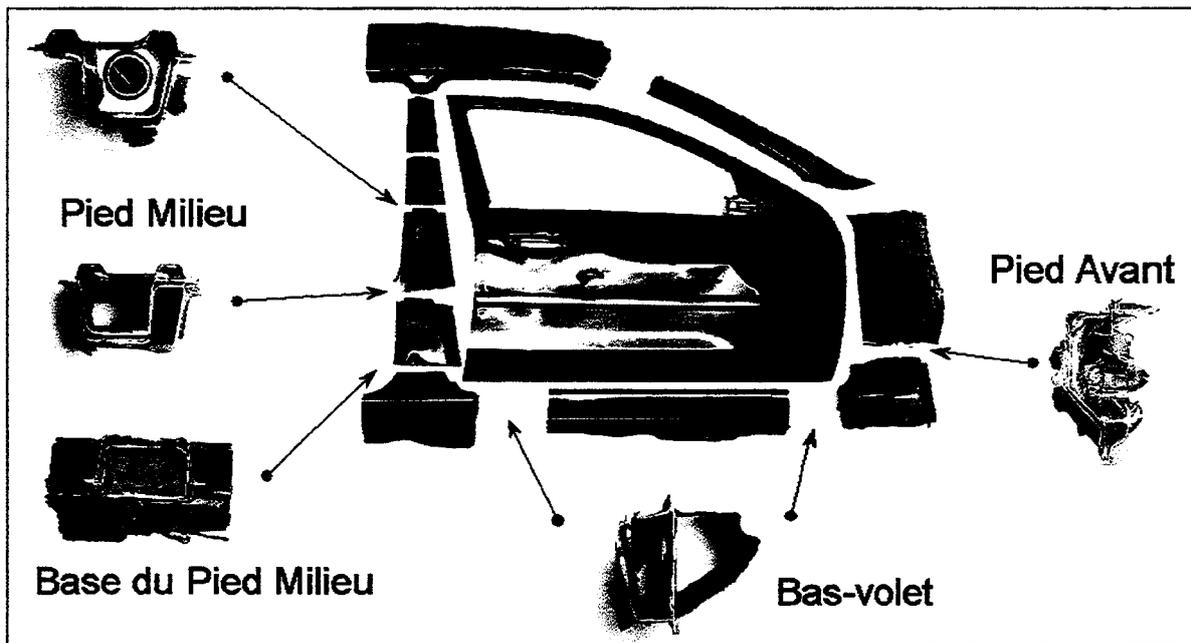


Figure 11 : Découpe d'une carrosserie de véhicule automobile afin d'identifier les masses des corps du modèle numérique et leurs sections au niveau des joints

Les caractéristiques non-linéaires Moments/Angles propres à chaque liaison ont été calculées au moyen de l'outil PAM-SBE, dédié à la caractérisation des réponses d'effondrement en flexion pure pour les approches globales de modélisation. La caractéristique obtenue est le résultat de l'association de trois phases dans le processus de déformation : le pré-effondrement, l'effondrement (charge ultime) et le post-effondrement. Pour réaliser ce calcul, nous devons caractériser le comportement du matériau. La figure 12 donne les caractéristiques conventionnelles Contraintes/Déformations des matériaux constituant la partie latérale du véhicule que nous avons identifiées expérimentalement.

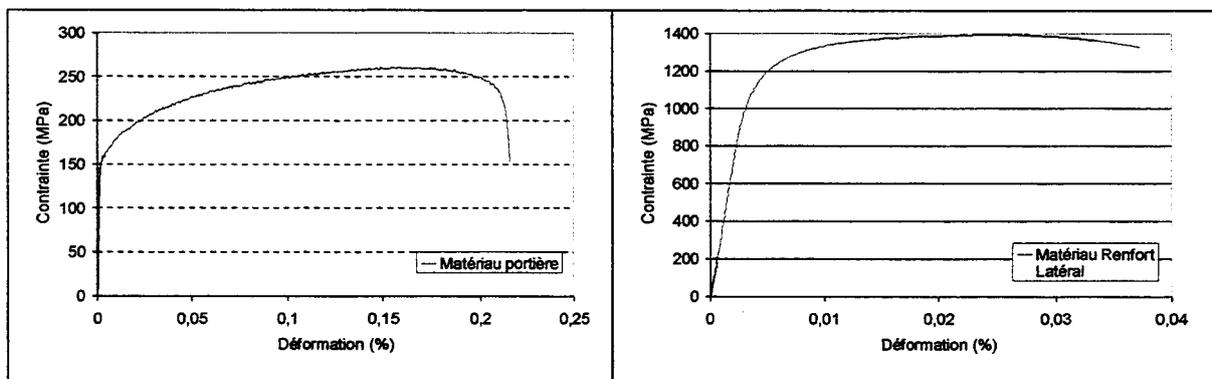


Figure 12 : Caractérisation du comportement des matériaux constitutifs du véhicule

Le modèle complet de la collision est présenté figure 13. La simulation est réalisée sur 150ms.

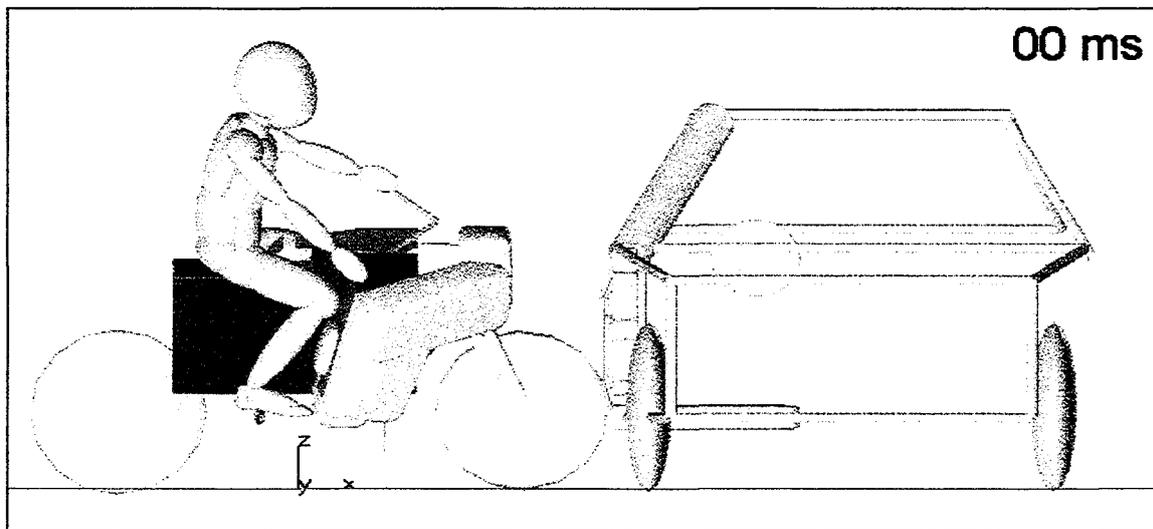


Figure 13 : Modèle complet de la collision moto et mannequin/véhicule automobile

Les cinématiques des véhicules et du mannequin générées par le modèle numérique sont décomposées figure 14, et sont juxtaposées à celles obtenues expérimentalement. Par confrontation de ces dernières, il est montré que les cinématiques de la moto sont cohérentes. En revanche, pour le mannequin, quelques dissemblances sont à constater au niveau des membres inférieurs après le début de la simulation. La principale différence notable concerne les trajectoires des bassins. La simulation ne prédit pas une bascule avant du mannequin comme l'essai expérimental l'a révélé après 110ms.

La confrontation des accélérations linéaires de la roue avant des motos (figure 15) montre que la tendance générale de la courbe numérique suit celle expérimentale. L'amplitude du premier pic est correctement respectée, en ce qui concerne le reste de la sollicitation, un léger écart est à noter. Concernant les accélérations numériques résultantes de la tête (figures 16 et 17), nous observons que les allures des courbes expérimentales sont reproduites. Il est toutefois nécessaire de remarquer que les pics des courbes numériques surviennent plus tôt que lors de l'expérimentation. Ce constat a également été noté dans les conclusions de Nieboer et Cie [NIE 93]. D'un point de vue amplitude, le pic principal de l'accélération linéaire est correctement atteint. Pour l'accélération angulaire, la simulation fait apparaître 2 pics principaux dont la moyenne correspond au pic de l'accélération expérimentale. D'une manière générale, la corrélation du modèle numérique est justifiée.

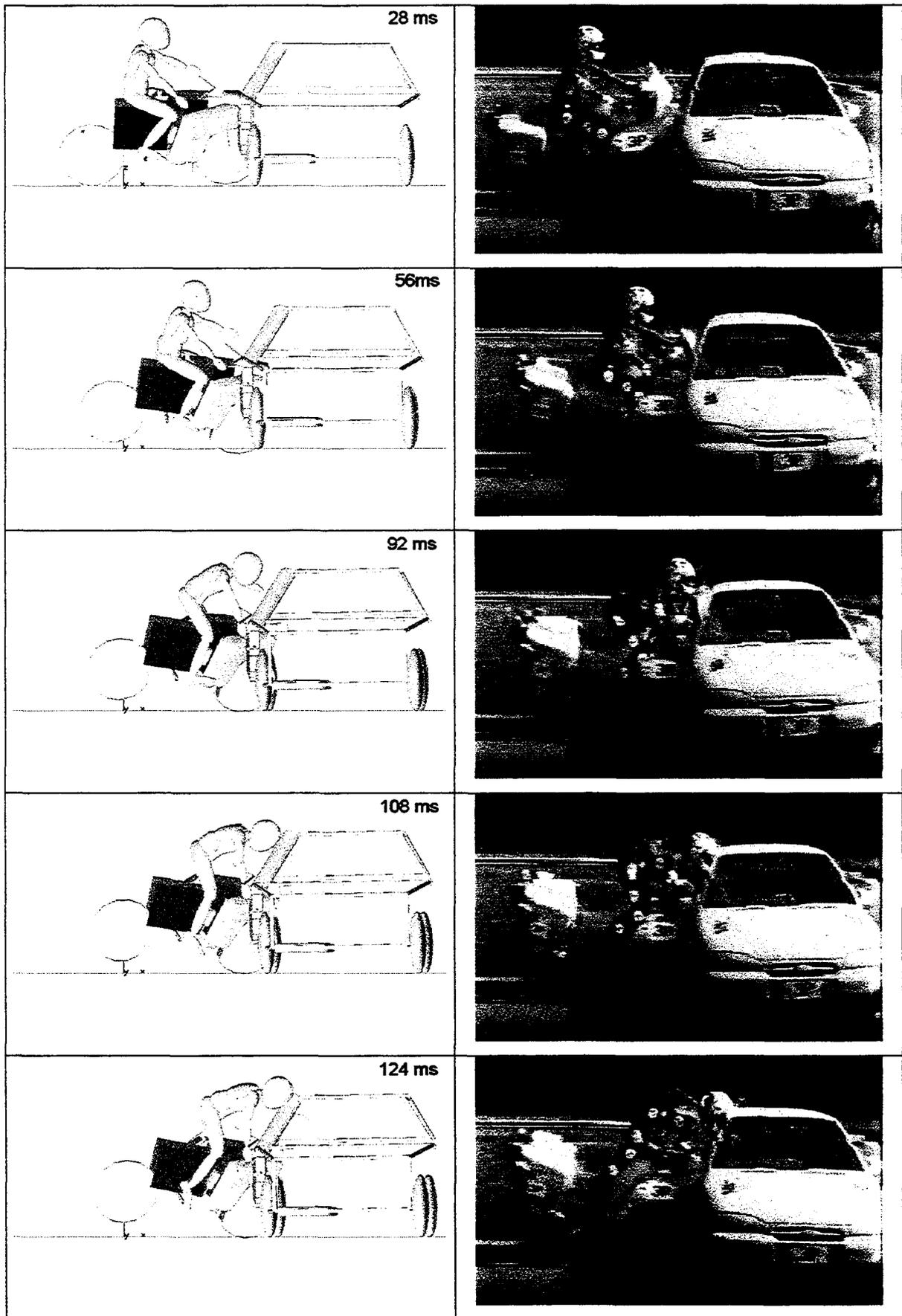


Figure 14 : Cinématiques numérique et expérimentale

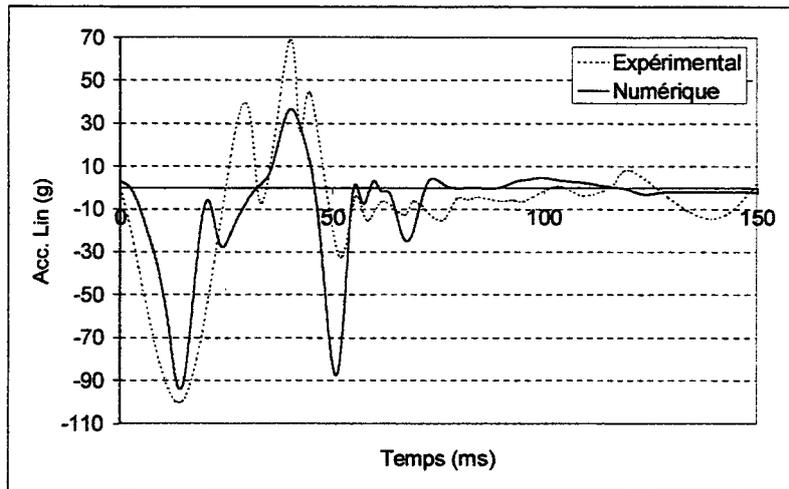


Figure 15 : Confrontation des accélérations numérique et expérimentale de la roue avant

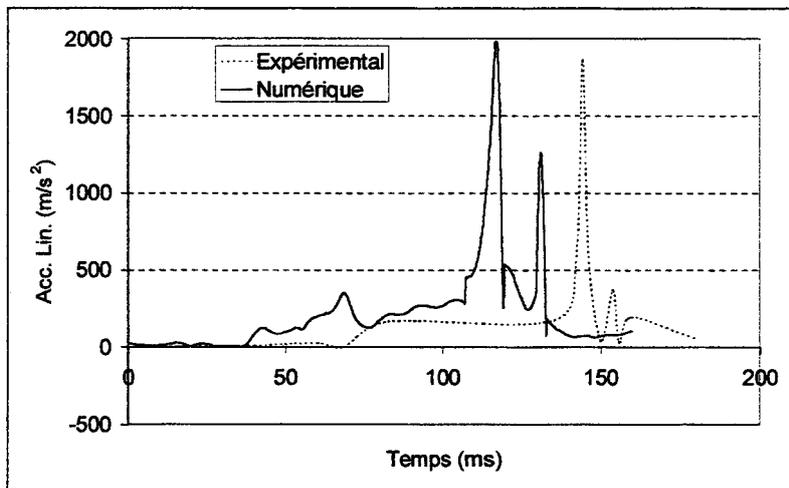


Figure 16 : Confrontation des accélérations linéaires résultantes de la tête

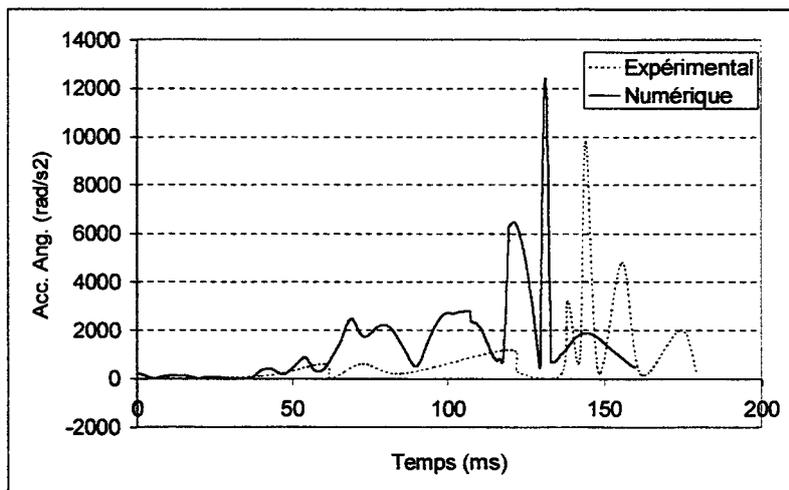


Figure 17 : Confrontation des accélérations angulaires résultantes de la tête

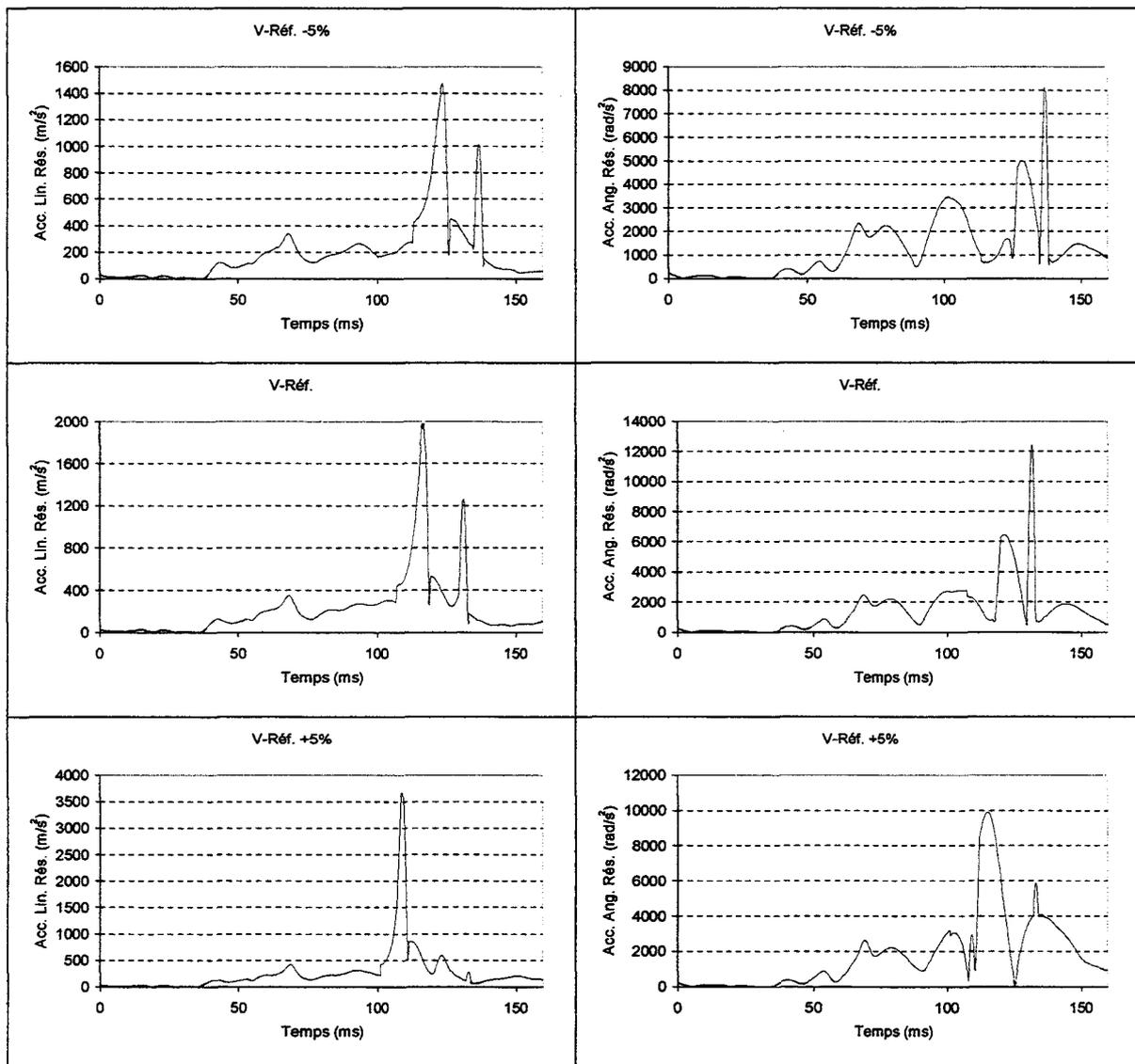


Figure 18 : Confrontation des accélérations résultantes de la tête après variation de la vitesse d'impact de la moto de $\pm 5\%$

Afin d'étudier la sensibilité de ce modèle, une étude paramétrique sur les conditions initiales de la collision a été menée. Une variation de la vitesse d'impact de la moto, de l'angle de roulis de la moto (angle formé par le plan moyen de la moto et le plan vertical du repère inertiel), de l'angle d'attaque de la moto par rapport au véhicule a été introduite dans le modèle. La confrontation des divers résultats obtenus n'a pas révélé ce que nous aurions pu soupçonner. En effet, si une modification de l'angle d'attaque de la moto modifie le point d'impact entre le casque et le montant de baie, ce qui finalement permet rapidement d'écartier de fausses conditions d'impact, il n'en est pas de même pour la vitesse d'impact ou l'angle de roulis de la moto. Une légère perturbation de ces variables génère deux

cinématiques du mannequin globalement équivalentes, mais en revanche différentes en terme de sollicitations pour la tête.

A titre d'exemple, par variation de $\pm 5\%$ de la vitesse initiale d'impact de la moto, nous constatons peu de différence sur l'accélération engendrée au niveau de la roue avant de la moto. Par contre, comme en témoigne la figure 18, les accélérations induites à la tête apparaissent très sensibles à ce paramètre. Par variation de $\pm 5\%$ de la vitesse initiale d'impact de la moto, nous obtenons des différences de $+85.4\%$ et -25.8% pour le pic de l'accélération linéaire et de $+53\%$ et -22.6% sur le pic de l'accélération angulaire. Afin de quantifier l'influence de ces sollicitations sur la réponse de la tête, nous avons réalisé deux simulations du comportement intracrânien avec le modèle de tête éléments finis. La confrontation, à titre d'exemple, de la réponse de la tête en terme de pressions intracrâniennes présentée figure 19, donnent un ordre d'idée des variations qui pourraient être obtenues lors de l'analyse du comportement de la tête.

	V-Réf -5%	V-Réf +5%
Pression sous-arachnoïdienne Frontale	118kPa	158kPa
Pression sous-arachnoïdienne Occipitale	-100kPa	-111kPa
Pression Intracrânienne Frontale	126kPa	345kPa
Pression Intracrânienne Occipitale	-94.5kPa	-127.5kPa

Figure 19 : Confrontation de pressions intracrâniennes par variation de $\pm 5\%$ de la vitesse d'impact de la moto

5 Conclusions

Afin de multiplier les différentes sources des blessures de la tête et de part ses différents moyens de protection entre les véhicules automobiles et ceux des deux roues à moteur, la reconstruction d'accidents de motocyclettes a été envisagée. Un essai expérimental entre un véhicule automobile et une moto sur laquelle était installé un mannequin a été réalisé. Cette collision dont nous connaissions entièrement les conditions initiales a servi de base au développement d'un modèle multicorps. Composé de trois systèmes principaux, le mannequin, la motocyclette et le véhicule automobile, diverses

caractérisations expérimentales ont été réalisées. La confrontation des résultats de la simulation et des mesures expérimentales a permis d'attester la représentativité du modèle.

Elaboré pour être une première étape dans le développement d'un modèle générique, des variations de paramètres représentatifs de la configuration du choc ont été apportées et analysées. Celles-ci ont révélé la sensibilité du modèle à ces paramètres. Compte tenu de la position de la tête située en fin de chaîne cinématique, il a été supposé que des erreurs commises sur les modes de déformation des véhicules notamment dues à des localisations de joints fixes, pouvaient générer quelques erreurs dans la représentativité de la collision et être amplifiées au fur et à mesure de la progression dans la chaîne cinématique, pour finalement aboutir à des sollicitations de la tête erronées. Pour remédier à ce problème, la définition d'un modèle hybride est envisagée. Pour l'avenir, concernant la reconstruction d'accidents de motocyclettes, la reconstruction d'accidents de deux roues à moteur où seul le motard est en cause est préconisé.

Références

- CHI 89 Chinn B.P., Happian-Smith J. et Macaulay M.A. *The effect of leg protecting fairings on the overall motion of a motorcycle in a glancing impact*. Int. Journal of Impact Engng, Vol. 8 No. 3, pp. 265-279, 1989.
- HAP 93 Happian-Smith J., Macaulay M.A. et Chinn B.P. *Motorcycle impact simulation and practical verification*. Experimental Safety vehicles, pp. 858-896, 1987.
- HAP 90 Happian-Smith J., Macaulay M.A. et Chinn B.P. *Computer simulation of a simple motorcycle in glancing impacts with a rigid barrier*. SAE SP-827, Paper N°900754, pp.149-163.
- MAD 97 MADYMO User's Manual, Version 5.3, TNO Road Vehicles Research Institute, Delft NL 1997.
- NIE 93 Nieboer J.J., Wismans J., Versmissen A.C.M., van Slagmaat M.T.P., Kurawaki I. et Ohara N. *Motorcycle crash test modelling*. SAE Paper No. 933133, pp 273-288, 1993.

- OTT 99 Otte D., Chinn B., Doyle D., Sturrock K. et Schuller E. *Accident description and analysis of motorcycle safety helmets*. Final report, Database Cost 327, Task group Accident Data. March 1999.
- YET 94 Yettram A.L., Happian-Smith J., Mo L.S.M., Macaulay M.A. et Chinn B.P. *Computer simulation of motorcycle crash tests*. Experimental Safety vehicles, Paper No. 94-S7-O-10, pp. 1227-1240, 1994.

Conclusions et Perspectives

Depuis 1990, l'équipe « Dynamique Rapide et Collision » du LAMIH, s'est intéressée aux problèmes comportementaux de structures mécaniques en cas de collision. Impliquée maintenant dans différents programmes de recherche couvrant les différents modes de transport, tels que le ferroviaire, l'automobile, l'aéronautique et la construction navale, la volonté de s'intéresser non plus uniquement à la structure mais aussi à l'être humain, s'est accrue. Dans cette optique, le laboratoire s'est rapproché d'instituts de recherche tels que l'INRETS.

Dans les accidents de la circulation, la tête, segment corporel vital de tout être vivant, est encore le siège de lésions graves, d'ordre neurologique, vasculaire ou osseuse. Bien que le montage en série des sacs gonflables dans les nouveaux véhicules automobiles doive être bénéfique, aucun nouveau concept n'a récemment été proposé pour d'autres usagers vulnérables tels que le pilote de deux roues à moteur ou le piéton. Pour que de nouveaux moyens de protection de la tête voient le jour, il est indispensable de disposer d'outils expérimentaux ou numériques, capables de prédire le risque de développement des blessures crânio-encéphaliques. Malgré les différents travaux réalisés à partir de sujets cadavériques, d'animaux ou de volontaires, la compréhension des divers mécanismes de blessures de la tête n'a pas encore été élucidée, pour les simples et bonnes raisons que certaines lésions comme la concussion, par exemple, ne sont pas reproductibles avec ces substituts de l'être humain.

Afin de s'affranchir de la méconnaissance des mécanismes de blessures de la tête et des limitations des substituts de l'être humain, nous avons entrepris de reconstruire des accidents de la circulation. Cette nouvelle démarche de recherche à mi-chemin entre la biomécanique de l'impact de la tête et l'accidentologie a nécessité une analyse bibliographique assez conséquente comme le relate ce mémoire. Elle est d'autant plus importante que les travaux de recherche ne se sont pas limités à un seul moyen de transport, mais à deux types de véhicules pour lesquels les moyens de protection de la tête sont différents.

Concernant la biomécanique de la tête, dans ce mémoire sont rappelés la consistance anatomique de la tête, les principales lésions auxquelles la tête peut être sujette, les principaux mécanismes de blessures formels ou postulés et les principaux outils de simulation pour l'analyse du comportement de la tête. Parmi ces derniers, il convient de mettre au premier plan les modèles de tête décrits par la méthode des éléments finis dont leur apport bénéfique optimal n'a certainement pas encore été atteint. Les multiples modèles de la littérature manifestent d'une certaine ambiguïté dans la représentation des matériaux constitutifs de la tête. L'interface Encéphale/Liquide Céphalo-rachidien/Crâne suscite également quelques soucis de représentation.

Dans ces controverses, nous avons proposé un nouveau modèle de tête pour lequel le liquide céphalo-rachidien est matérialisé par un comportement hyperélastique, sur lequel est rapportée une interface de glissement avec l'encéphale. La confrontation des simulations effectuées avec ce modèle et des essais expérimentaux menés avec des têtes de sujets cadavériques a permis d'attester la validité du modèle. Remarquons et regrettons que les mesures de comparaison actuelles soient limitées aux pressions sous-arachnoïdiennes et aux accélérations intracérébrales bien qu'elles ne soient certainement pas les grandeurs les plus pertinentes. Une mesure de la déformation de l'encéphale serait probablement une meilleure grandeur pour juger de la validité des modèles. La détermination de la variabilité d'un individu à un autre du comportement de la matière cérébrale constituerait certainement la meilleure réponse aux interrogations que soulèvent les différentes caractéristiques proposées par les auteurs.

Choisir la victime d'accident comme substitut de l'être humain pour développer de nouveaux outils de prédictions des lésions crânio-encéphaliques requiert un accès privilégié à des données confidentielles que seules les institutions autorisées peuvent nous fournir. Dans ce contexte, l'accès aux bases de données de l'INRETS et du LAB nous ont été d'un apport indéniable.

Nous avons montré à partir d'un cas d'accident réel, qu'une démarche de reconstruction fondée sur les quatre étapes suivantes pouvait conduire à une interprétation raisonnable des lésions constatées sur la victime :

- Analyse du choc par EES (Equivalent Energy Speed),
- Reconstitution de la collision en catapulte,

- Reconstruction de la seconde collision à l'aide d'une approche multicorps pour corriger les dissemblances entre les résultats de la reconstitution et les données accidentologiques,
- Simulation par éléments finis de la réponse de la tête à partir des sollicitations identifiées.

Cette démarche de recherche a permis d'émettre un parallèle entre le développement de contusion intracérébrale et une durée d'application d'un certain niveau de contrainte de von Mises. Cette première interprétation demande bien entendu d'être confirmée avec d'autres cas d'accidents.

Le développement d'un modèle générique pour la reconstruction d'accidents impliquant des motocyclettes a été analysé. Un modèle multicorps d'une collision expérimentale dont nous connaissons parfaitement les conditions de choc et les sollicitations engendrées a été élaboré. La confrontation des résultats numériques et expérimentaux a permis d'attester la représentativité du modèle. En revanche, la sensibilité du modèle aux conditions de choc a contraint de revoir l'idée de modèle générique.

Les travaux présentés dans ce mémoire ne constituent en réalité qu'une première synthèse d'une activité de recherche pionnière que nous souhaitons pérenniser.

Titre de la Thèse: Contribution au développement d'un outil de simulation prédictif des lésions crânio-encéphaliques par reconstruction d'accidents de la circulation

Résumé :

Dans les accidents de la circulation, les blessures de la tête sont réputées fréquentes et graves. En raison des diverses formes de la lésion (osseuse, vasculaire ou neurologique) et des limitations des connaissances biomécaniques de la tête, de vieux et simples critères de protection (comme le HIC ou le pic d'accélération linéaire de la tête) sont encore utilisés dans les tests normalisés. Contrairement aux autres segments corporels, il n'est pas possible d'utiliser une méthode directe (consistant à réaliser des impacts sur des modèles biologiques du corps humain) pour déterminer la tolérance et le seuil de blessure. Afin de s'affranchir de ces contraintes, une méthodologie de recherche originale qui repose sur la reconstruction d'accidents de la circulation est développée.

Les premiers travaux ont porté sur la définition d'un nouveau modèle de tête défini par la méthode des éléments finis. Les particularités de ce modèle concernent le liquide céphalo-rachidien décrit par un comportement hyperélastique et la définition d'une interface de glissement entre ce dernier et l'encéphale pour reproduire le mouvement relatif Encéphale/Crâne. La confrontation de simulations représentatives d'essais expérimentaux menés sur têtes de sujets cadavériques atteste la représentativité du modèle.

Une méthodologie de reconstruction d'accidents a été développée. Elle s'articule autour d'une reconstruction cinématique de l'accident, d'une reconstitution de la collision, d'une simulation de la seconde collision et d'une analyse du comportement intracrânien à l'aide du modèle de tête. Cette démarche de reconstruction est illustrée par un cas réel d'accident automobile. Le développement d'un modèle générique pour des applications d'accidents de motocyclettes est étudié.

A partir des résultats de la reconstruction de l'accident automobile, un parallèle entre la contusion intracérébrale et la durée d'application d'un certain niveau de contraintes de von Mises est émis.

Mots Clés : Biomécanique des chocs - Lésions crânio-encéphaliques - Accidentologie - Reconstruction d'accidents - Essai de collision - Modélisation multicorps - Modélisation éléments finis

PhD Title: Contribution to the development of an head injury predictive simulation tool by the reconstruction of traffic accidents.

Abstract:

In traffic accidents, head injuries are considered to be frequent and serious. Because of the various kinds of injuries (bone, vascular and neurology) and limitations of the biomechanical representation of the head, old and simple protection criteria (such as the HIC or the peak linear acceleration of the head) are still used in standard tests. Contrarily to the other body segments, it is not possible to use a direct approach (consisting in impacting biological human body models) to determine the tolerance and the threshold. In order to better represent the physical phenomena, an original research methodology that is based on traffic accidents reconstruction is developed.

The first batch of works deals with the definition of a new finite element model of the head. The features concern the cerebro-spinal fluid described by an hyperelastic material defined by a sliding without separation interface with the brain in order to represent its relative movement with respect to the skull. The confrontations with experimental tests made on cadaver's head confirm the model prediction.

An accident reconstruction methodology has been developed. It is based on kinematics reconstruction, experimental reconstruction of the vehicle's collision, multibody simulation of the second collision and study of the internal head response with the head model. This reconstruction approach is then validated on a real automotive accident. Furthermore, the development of a generic model applied to motorcycle accidents is also analysed.

From the results of the automotive accident reconstruction, the intracerebral contusion observed has been bridged to a particular time duration of a certain level of von Mises stresses.

Keywords : Impact biomechanics - Head injuries - Accidentology - Accidents reconstruction - Crash tests -

