



**HAL**  
open science

## **Comparaison de la réponse de la face humaine et de celle du mannequin lors d'impacts**

François Bermond, Michelle Ramet, Robert Bouquet, Yves Caire, Mounir Bouallegue, Karine Bruyere

### ► **To cite this version:**

François Bermond, Michelle Ramet, Robert Bouquet, Yves Caire, Mounir Bouallegue, et al.. Comparaison de la réponse de la face humaine et de celle du mannequin lors d'impacts. 36èmes assises nationales de médecine du trafic, Oct 1995, NIMES, France. 14 p. <hal-02461572>

**HAL Id: hal-02461572**

**<https://hal.science/hal-02461572v1>**

Submitted on 30 Jan 2020

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

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



HAL Authorization

## COMPARAISON DE LA RÉPONSE DE LA FACE HUMAINE ET DE CELLE DU MANNEQUIN LORS D'IMPACTS

François BERMOND, Michelle RAMET, Robert BOUQUET  
Yves CAIRE, Mounir BOUALLEGUE\*, Karine BRUYERE  
(Laboratoire de Biomécanique et de Sécurité des Usagers, INRETS Bron)  
(\*Laboratoire d'Anatomie de la Faculté de Médecine de Lyon)

### INTRODUCTION

Lors des chocs automobiles, la face humaine est particulièrement sollicitée. Par sa déformation, elle absorbe de l'énergie et limite les contraintes transmises à la boîte crânienne. Il est donc important de connaître l'influence exacte de ce phénomène. D'autre part, les têtes de mannequins couramment utilisés lors des « crash tests » ne modélisent pas ce comportement. C'est pourquoi, il est aussi nécessaire de comparer la réponse aux chocs de la face humaine par rapport à celle des mannequins.

L'objectif de cette étude est double. Il est, d'une part de mettre en évidence le rôle amortissant de la face humaine, en comparant la réponse de la tête lorsqu'un choc est réalisé sur la boîte crânienne et lorsqu'il est réalisé sur un os de la face, et d'autre part, d'évaluer la biofidélité des têtes de mannequins anthropomorphiques et anthropométriques en comparant la réponse aux chocs des faces de mannequins et des faces humaines.

La première partie du travail est une analyse bibliographique ;

- des sujets anatomiques : l'anatomie fonctionnelle de la face, les lésions en fonction des impacts,
- des mannequins : les têtes couramment utilisées, les essais de faces fragilisées, de faces sensibles, de mannequins prototypes,
- des critères de tolérances : le critère médical, les critères mécaniques, la base des connaissances actuelles sur les tolérances aux chocs de la face humaine.

La deuxième partie porte sur la réalisation de manipulations spécifiques. D'après l'étude bibliographique précédente, une procédure d'essais est mise au point dans le cadre de chocs dissymétriques sur la face.

La troisième partie est une analyse complète des résultats qui permettra d'étudier le comportement de la tête lorsque le choc est réalisé dissymétriquement sur la face et de comparer les réponses des faces de mannequins et de sujets anatomiques.

### 1 ANALYSE BIBLIOGRAPHIQUE

#### 1.1 La face humaine

La face humaine est définie comme étant la partie antérieure de la tête, du front jusqu'au menton inclus. Ses dimensions sont les suivantes :

- largeur : dimension la plus large de la face,

- longueur : distance verticale entre nasion et gnathion,
- épaisseur : distance entre les articulations de la mandibule et le plan qui contient les trois points suivants : os propres du nez, milieu des incisives et symphyse du menton.

Le repère conventionnel de la tête est défini comme suit :

- son orientation est donnée par le plan de Francfort. Ce plan est défini par quatre marques anatomiques : les fonds des conduits auditifs externes droit et gauche, et, les points situés au niveau infraorbital droit et gauche,
- son origine est le milieu du segment formé par les points des conduits auditifs droit et gauche,
- ses directions sont : axe X, vers l'avant, axe Y, vers la droite, axe Z, vers le bas.

Les coordonnées du centre de gravité de la tête dans ce repère ont été déterminées expérimentalement. D'après l'étude menée par Beier et al (1980) sur 21 cadavres, nous retiendrons les valeurs suivantes :

coordonnée / X : 0.83

coordonnée / Y : -0.05

coordonnée / Z : 3.12

Une étude réalisée dans le cadre d'une thèse de médecine, en France, à propos de 298 cas de personnes blessées à la face lors d'un accident de la circulation, a permis de répartir les blessés en fonction de leur situation sur la route (Boyera, 1994). 3.35% d'entre eux étaient usagers de véhicules utilitaires légers ou de poids lourds, 5.73% de vélos, 6.71% étaient piétons, 14.42% étaient usagers de véhicules deux roues motorisés, et, 69.79% d'entre eux étaient conducteurs ou passagers de véhicules légers.

Thomas et al (1991) ont étudié la fréquence des contacts entre la tête et un composant particulier de l'environnement du passager, dans le cas où il est retenu par une ceinture de sécurité à trois points.

Pour les lésions bénignes, il s'agit dans 33% des cas d'un contact avec des composants en verre, principalement les vitres latérales (19%). Avec la part de responsabilité du volant, augmente la sévérité des lésions : 29% des lésions dues au volant sont modérément graves. Pour les blessures dites de gravité sérieuse mais non mortelles, la cause en est soit les montants latéraux, soit le volant. Parmi les sujets décédés, 21% ont subi un choc avec le toit.

Il est donc apparu que le volant était fréquemment impliqué dans les lésions de la face. C'est pourquoi, des études particulières sur les chocs contre le volant ont été entreprises.

Une étude réalisée au Japon par Yamasaki et al (1994) sur 125 conducteurs blessés à la face par le volant lors de collisions frontales, a déterminé quels sont les éléments du volant que la face impacte lors des chocs frontaux.

L'élément du volant le plus souvent en cause est la jante. De plus, dans ce descriptif, les auteurs ont différencié les parties libres de la jante (65%), celles formant la jonction avec les rayons du volant (6%) et l'intersection de la jante et du rayon (21%). Les impacts sur le moyeu représentent 8%.

D'après la même étude réalisée au Japon, la répartition des blessures sur la tête et la face est la suivante. Le front compte le plus gros pourcentage des blessures (30%), mais, l'ensemble des régions de la face totalisent plus de la moitié des régions touchées (57%).

Les blessures de la face et de la tête dues aux chocs sur volant apparaissent sous forme de plaies superficielles, 38%, de plaies isolées importantes, 36%, de fracture, 19% et de blessures cérébrales, 8%.

Figure 1 : Répartition des blessures sur la tête et la face (Yamasaki et al, 1994)

Blessures	Répartition (%)
Région frontale	30
Mandibule	19
Région zygomatique	14
Lèvres	8
Nez	8
Région pariétale	8
Temporal	5
Yeux	5
Maxillaire	3

## 1.2 Modélisation de l'ensemble tête, cou

### 1.2.1 Modèles mécaniques

Les modèles mécaniques de l'être humain les plus couramment utilisés lors de la reconstitution de « crash tests » sont les mannequins anthropomorphiques et anthropométriques. Ils représentent des corps d'hommes, de femmes, et d'enfants dont les dimensions appartiennent à différentes classes : 5ème percentile, 50ème percentile...

Afin d'améliorer la biofidélité de ces mannequins, chaque segment corporel est indépendamment étudié, comparé et modifié. Ainsi, il existe des mannequins spécifiques, qui, pour un segment corporel donné, lors d'une sollicitation donnée, modélisent au mieux l'être humain.

Dans notre étude, les segments corporels sollicités sont le cou, la tête et la face.

Il existe deux types de modèles du cou humain :

- ceux des mannequins de chocs latéraux : Eurosid
- ceux des mannequins de chocs frontaux : Hybrid III

Le cou du mannequin Eurosid comprend trois parties principales :

- une interface tête/cou,
- une interface cou/thorax,
- une partie centrale faite d'une gomme spéciale qui lie les deux interfaces (TNO, 1994)

Chaque interface est composée de deux parties : une extérieure et une intermédiaire liée à la partie centrale. Ces deux parties sont reliées par une demi-sphère qui constitue un point de rotation.

Pour permettre le mouvement du cou par rapport à la tête et au thorax, des éléments « tampons » relient les deux parties de chaque interface.

La partie triangulaire des éléments « tampons » est faite d'une gomme dont la dureté est 70 Shore A. Il en est de même pour la partie centrale du cou. La partie circulaire des éléments « tampons » est faite d'une gomme d'une dureté comprise entre 60 et 80 Shore A.

Ce montage permet au système de se déformer suivant trois modes :

- flexion latérale de la partie centrale,
- mouvements relatifs de translation et de rotation entre les deux parties de chaque interface,
- allongement de la partie centrale.

De plus, le jeu permanent entre les éléments « tampons » et leur flexibilité permet un mouvement de torsion autour de l'axe vertical du cou.

Le cou de l'Hybrid III forme une seule partie flexible (Foster et al, 1977)

Trois disques en aluminium représentent les vertèbres, ils sont liés par un matériau élastomère qui absorbe 75% de l'énergie de choc. Un câble d'acier forme l'axe de la pièce, il permet d'augmenter la résistance axiale.

Cette construction permet deux mouvements dans le plan médian sagittal : la flexion et l'extension. La géométrie dissymétrique de la section de l'élastomère réduit le mouvement dans le sens de l'extension.

Le modèle de tête est unique pour le mannequin Eurosid et le mannequin Hybrid III. Il s'agit de la tête construite, initialement pour le mannequin Hybrid II puis réutilisée pour les générations suivantes. Les modifications apportées concernent les possibilités d'équipement en triaxes accélérométriques (Foster et al, 1977).

La tête Hybrid III est constituée d'une coquille en aluminium recouverte d'une peau de vinyle. L'épaisseur de cette peau varie selon les régions de la tête et lui donne une forme réaliste.

L'intérieur de la coquille est une cavité dans laquelle sont positionnés les triaxes accélérométriques et des masselottes qui donnent à la tête artificielle les mêmes inerties que la tête humaine. L'équipement en accéléromètres peut être un ensemble de quatre triaxes accélérométriques ou bien un unique triaxe monté au centre de gravité.

La calotte arrière de la tête est amovible afin de permettre l'accès aux éléments internes.

A partir des connaissances des mécanismes de blessure de la face, divers modèles faciaux, souvent adaptables aux mannequins existants, ont été réalisés.

Au milieu des années 1960, l'introduction des pare-brise feuilletés a permis la diminution des profondes lacérations, souvent accompagnées de fracture d'os de la face. Afin de modéliser au mieux les nouveaux mécanismes de blessures, des modèles de peaux ont été développés.

La première idée de modélisation était de couvrir les têtes artificielles de plusieurs épaisseurs de peaux de chamois. Les méthodes d'utilisation de la peau de chamois étaient variées : peau sèche, peau huilée, peau recouverte d'une pellicule de latex, peau peinte pour marquer les points en contact lors des essais de chocs. La meilleure modélisation de la peau humaine semblait être la peau de chamois huilée.

En 1967, Rieser et Chabal ont réalisé des essais de chocs contre pare-brise, utilisant une peau artificielle adaptée à une forme hémisphérique en résine. Cette peau est constituée de 0.250 inch de mousse pour modéliser les tissus gras, recouverte d'une couche de 0.030 inch, comprenant 99.5% de silicone et 0.5% de cheveux humains pour augmenter la rigidité. Ce modèle a été développé sous le contrôle de la SAE (Society of Automotive Engineers) et normalisé (SAE J984).

Plus récemment, Tarrière et al (1981) ont adapté à la tête du mannequin Hybrid II une peau artificielle composée de polyuréthanes et de silicone. La silicone a été choisie pour sa stabilité et sa bonne adhésion aux mousses. Cette peau d'une épaisseur de 1 mm recouvre une mousse de silicone d'une densité de 0.32 qui simule les tissus adipeux.

En 1969, Brinn et al (1969) ont réalisé un modèle de face humaine. La première partie de l'étude a porté sur l'amélioration du modèle de crâne humain SAE J984, cité précédemment. Le modèle issu de ce travail, appelé « Free Edge », est composé d'une demi-sphère d'aluminium recouverte d'une couche interne de gomme et d'une couche externe de plastique.

Afin de modéliser la structure osseuse de la face humaine, il fallait fragiliser le modèle utilisé pour la tête. De larges trous percés autour de la surface à impacter permettent de diminuer la rigidité de la coque.

Malheureusement, ce modèle ne simule pas le comportement de la face dans son ensemble mais a les propriétés d'un os facial déterminé. D'autre part, la reconstitution des propriétés des os faciaux est valable dans une direction unique.

En 1973, Mc Loed et Gadd ont produit, pour General Motors Research, une pièce permettant de modéliser les régions frontale et zygomatique de la face humaine : la face fragilisée GMR. La forme de ce modèle est très proche d'un crâne humain. Le matériau utilisé est une résine polyester renforcée par de la fibre de verre. Une forme de silicone est utilisée pour simuler la chair. Les résultats issus d'essais de chocs ont montré que la région zygomatique a un comportement similaire à celle de la face humaine, mais les efforts relevés pour l'os frontal sont plus élevés que dans le cas des essais sur corps humains. Ce modèle est une structure complexe qui vise à reproduire les détails du squelette facial et les propriétés de la matière. La face fragilisée GMR n'a jamais été couramment utilisée dans les laboratoires d'essais.

En 1979, Warner et al ont proposé d'adapter à une tête de mannequin Hybrid II un système de mesures d'efforts appliqués aux différents éléments de la face : le nez, l'os maxillaire, la mandibule, la région zygomatique. Ce montage permet une bonne indépendance de comportement des os et une bonne répétabilité. L'utilisation de ce modèle a été limitée car la masse ajoutée des capteurs d'efforts était trop importante.

En 1981, Tarrière et al ont développé, pour l'Association Peugeot Renault (APR), un squelette facial utilisé avec la peau artificielle évoquée précédemment. La pièce utilisée est constituée de « nid d'abeille » en aluminium, découpé suivant la forme générale de la face humaine. La peau artificielle est directement superposée au nid d'abeille.

L'étude de la biofidélité de ce modèle a montré que les dommages constatés, après des essais de chocs sur volant et pare-brise sont similaires aux blessures sur la face humaine. Les courbes d'accélération obtenues lors des essais de chocs pour ce modèle, ne correspondent pas entièrement à celles obtenues pour des corps humains.

Malgré l'absence de mesures d'efforts, il est possible, en mesurant le volume de « nid d'abeille » dégradé lors d'un choc, d'évaluer l'énergie absorbée par la face.

Enfin, ce modèle présente l'avantage d'une utilisation pratique puisque la pièce en « nid d'abeille » est facilement interchangeable.

Plus récemment, des systèmes de capteurs d'impacts et d'indicateurs de fractures ont été incorporés aux faces de mannequins.

En 1984, Newman et Gallup ont développé une face fragilisée pour un mannequin Hybrid III. Cette pièce insérée à la place de la face est conçue pour se briser à des niveaux d'efforts comparables à ceux qui entraînent des fractures des os faciaux lors des tests avec impacteurs rigides.

Le LBSU a réalisé, en 1988, des essais de validation de ce modèle (Welbourne et al, 1989). L'étude comprenait la réalisation d'essais de chocs avec impacteur rigide cylindrique sur sujets anatomiques et sur mannequin Hybrid III équipé de cette face sensible afin de comparer les réponses obtenues. Les conclusions de l'étude ont été les suivantes.

Le seuil de fracture de la face fragile, dans le cas de choc sur le maxillaire, correspond à une probabilité de fracture sur les sujets humains de moins de 33%. Dans le cas de choc sur le nasion, la probabilité de fracture correspondant au seuil de fracture de la face fragile s'élève à 60%.

En 1986, Warner et al ont proposé un film piézo-électrique à appliquer sur la face d'un mannequin Hybrid II. La face du mannequin est couverte de 52 capteurs faits de film piézo-électrique, lors de l'impact, un signal électrique est envoyé. Ce signal est traité et une courbe donnant la pression en fonction du temps est obtenue.

Planath et Nilsson ont amélioré en 1988, cette face sensible et l'ont adaptée au mannequin Hybrid III. Les capteurs piézo-électriques ont été reconstruits de façon à minimiser les interférences électriques. Leur nombre a été réduit à 25. Leurs dimensions sont de 25,4x25,4mm ou bien 25,4x12,7mm. La répartition de ces capteurs a été choisie en fonction de l'anatomie de la face humaine.

Ces chercheurs ont réalisé de nombreux essais de validation. D'une part, des essais sur chariots : chocs avec ceinture, avec ceinture et airbag, chocs sur différents éléments du volant, et d'autre part, des essais appelés « drop test ».

Planath et al ont conclu au grand intérêt de la face sensible pour la détermination de critères de sévérité. Mais la comparaison des réponses obtenues avec celles de modèles naturels n'était pas réalisée, il n'existait pas de corrélation entre les blessures et les pressions mesurées.

L'année suivante, Planath et al (1989) ont établi cette corrélation pour le nasion. Le LBSU a participé à cette étude, dans la mesure où les conditions d'essais devaient être identiques à celles des essais réalisés, pour Welbourne, sur sujets anatomiques.

Les auteurs ont conclu qu'une pression de 2.5 MPa mesurée pour les capteurs G et H correspond aux conditions pour lesquelles on observe 50% de fracture des os du nez. Cette valeur représente donc la tolérance à la fracture des os du nez.

Dans le cas de ces dernières méthodes expérimentales, la démarche ne consiste plus à reproduire le comportement de la face humaine mais à rendre compte des sollicitations de la face lors d'un choc donné, afin de les comparer aux tolérances humaines déterminées expérimentalement.

## 1.2.2 Les modèles naturels

L'homme vivant est le modèle à reproduire. Le cadavre humain semble le modèle anatomique le plus proche. En réalité, la similitude est diminuée pour deux raisons. D'une part, les sujets sollicités sont généralement âgés, leurs propriétés structurales sont donc modifiées (résistance osseuse, par exemple). D'autre part, le cadavre humain représente un mauvais modèle fonctionnel du fait des modifications « post mortem » : absence de tonus musculaire, modifications des pressions internes (sang, air...).

## 1.2.3 Les modèles mathématiques

L'utilisation de modèles mathématiques a de nombreux avantages : moindre coût, comparé aux essais de chocs réels, possibilité de changer facilement et rapidement un ou plusieurs paramètres de sollicitation, possibilité de mesurer certains paramètres de la réponse qui ne peuvent pas l'être lors d'un essai en laboratoire.

Mais, du fait de la complexité de la géométrie de la tête et de la face, et surtout de la non-linéarité de la réponse aux chocs du corps humain, la modélisation mathématique nécessite de nombreuses hypothèses et simplifications.

## 1.3 Critères de gravité

### 1.3.1 Le critère médical

Il existe une échelle de cotations de la gravité des lésions qui permet de recueillir des données médicales de façon standardisée. Il s'agit du code AIS : Abbreviated Injury Scale. Ce code a été publié pour la première fois aux États-Unis en 1971, il recensait 80 blessures. De nombreuses révisions se sont succédées jusqu'à celle de 1990 qui compte 1300 cas.

Dans le cas de choc sur la face, la gravité réelle des blessures est supérieure à celle définie par l'AIS. En effet, ce code ne reflète ni les blessures psychologiques, ni le risque de défiguration définitive.

Tableau 1 : Définition du code AIS

AIS	Code de sévérité lésionnelle
1	mineure
2	modérée
3	sérieuse
4	sévère
5	critique
6	mortelle

### 1.3.2 Les critères mécaniques

#### 1.3.2.1 Le « Head Injury Criterion »

Le critère mécanique de gravité de l'impact le plus couramment utilisé dans le cas de choc sur la tête est le HIC : Head Injury Criterion. Sa définition est la suivante :

$$HIC = (t_2 - t_1) \left[ \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2,5}$$

$a(t)$  est la résultante des accélérations linéaires au centre de gravité de la tête exprimée en G. Les accélérations sont filtrées par un filtre FIR, à 1000 Hz.

$t_1$  et  $t_2$  sont les temps initial et final. La durée du choc peut valoir 15 ms ou 22 ms suivant le type de choc. Lorsqu'il n'y a pas de choc, l'intervalle de temps choisi doit être inférieur à 36 ms.

Le HIC a été introduit en 1972 par le NHTSA, National Highway Traffic Safety Administration. Il est utilisé comme indicateur général de « risque de blessure cérébrale ». La limite de tolérance donnée en terme de HIC est 1000.

Aucune corrélation entre ce critère mécanique et le critère médical AIS n'a été validée. D'autre part, le HIC ne dépend pas de l'accélération angulaire de la tête qui est à l'origine de lésions cérébrales (rupture des veines pont par exemple). Enfin, la méthode de détermination des temps initial et final de calcul n'est pas précisément standardisée. C'est pourquoi, il a été décidé de calculer un second critère mécanique : le GAMBIT.

#### 1.3.2.2 Le « Gambit »

Le Gambit, G, dépend de la résultante des accélérations linéaires du centre de gravité et de l'accélération angulaire de la tête.

$$G = \max \left[ \sqrt{\left( \frac{a(t)}{250} \right)^2 + \left( \frac{\dot{\omega}(t)}{25000} \right)^2} \right]$$

$a(t)$  est la résultante des accélérations linéaires au centre de gravité de la tête.

$\dot{\omega}(t)$  est l'accélération angulaire de la tête.

L'ensemble des accélérations sont filtrées par un filtre FIR, à 1000 Hz.

La valeur utilisée en tant que critère de sévérité est, le maximum des valeurs calculées pour l'ensemble de l'essai de choc : Gmax.

Le Gambit, contrairement au HIC, ne dépend pas de la durée du choc.

Un tableau de corrélation entre G et AIS a été normalisé à partir d'une étude publiée par Kramer et Appel (1990).

Les valeurs des AIS données dans le tableau ci-dessous correspondent à 50% des cas.

Tableau 2 : Correspondance entre Gambit et AIS

Gambit Max	AIS
0	0
0,6	1
0,9	3
1,2	5
2,0	6

### 1.4 Tolérances aux chocs de la face humaine

#### 1.4.1 Notion de tolérance

La tolérance absolue voudrait qu'après avoir subi un choc, la personne soit indemne. Dans les accidents de la circulation et la plupart des chocs, ce critère est trop sévère.

La limite de tolérance pourrait être l'apparition de la douleur, mais, il est nécessaire d'employer un critère objectif, indépendant de la personne blessée afin de permettre des comparaisons.

Dans le cadre des chocs automobiles, la tolérance est définie comme la sévérité d'impact pour laquelle l'état de l'individu ne détermine de pronostic fâcheux ni sur le plan lésionnel, ni sur le plan fonctionnel (Dejeammes, 1974).

#### 1.4.2 Connaissances actuelles sur la tolérance aux chocs de la face humaine

Hodgson et al ont réalisé en 1964 une étude générale concernant le mécanisme de fractures d'os proéminents de la face tels que l'arcade sourcilière, la mandibule, l'os frontal, le maxillaire et plus particulièrement l'os malaire et l'arc zygomatique. L'impacteur utilisé est un cylindre métallique.

Cette étude a déterminé des relations entre la déformation des os faciaux et l'énergie de l'impact ainsi que des conditions de durée du choc, d'effort et de vitesse de l'impacteur pour observer des fractures des os sollicités.

En 1965, Hodgson et al ont jugé qu'une base de données sur la tolérance des os de la face dans le cas de chocs sur des éléments élastiques était nécessaire. Ils ont donc réalisé des essais de chocs utilisant des impacteurs équipés de divers éléments amortissants sur des os faciaux, démunis de la peau dans certains cas. Cette étude a montré que les tissus de la peau dans la région zygomatique absorbent 50% de l'énergie développée par l'impacteur et a permis de définir une limite de tolérance pour l'os malaire. Cette limite est donnée en terme de force de fracture, elle est de 550 N pour un choc d'une durée environ égale à 0,017 s.

En 1970, dans le cadre de la validation d'un modèle de crâne, ce chercheur et ses collaborateurs ont aussi réalisé

des essais de chocs sur l'os frontal directement. Deux impacteurs cylindriques ont été utilisés, leurs rayons sont 2,5 cm et 0,8 cm.

Dans le cas d'essai avec l'embout cylindrique de 0,8 cm de rayon, les forces de fractures observées sont comprises entre 4200 N et 7300 N, la limite de tolérance est 4200 N. Pour l'embout cylindrique de 2,5 cm de rayon, les forces de fractures vont de 3100 N à 7700 N, la tolérance peut être estimée à 3000 N.

En 1972, Nahum et Schneider ont complété une étude entreprise en 1968. Ce premier travail a déterminé les tolérances à la fracture de l'os frontal, de l'os temporopariétal et de l'os malaire (Nahum et al, 1968). La deuxième partie concerne la mandibule, le maxillaire et l'arc zygomatique (Schneider et al, 1972). L'impacteur utilisé présente une surface impactante de 6,45 cm<sup>2</sup>. Toutes les limites de tolérances sont données en terme d'efforts et d'énergies cinétiques.

Tableau 3 : Tolérances établies par Nahum et Schneider

		Mandibule	Maxillaire	Arc zygomatique	Malaire	Os frontal
Effort	Fmoy (N)	3100	1150	1460	1650	5900
	Fmini (N)	1890	625	930	210	4150
Energie cinétique (J)		35	5	6	10	35

Plus récemment, Nyquist et al ont effectué, dans le cadre d'une étude générale sur les tolérances de la face et les réponses accélérométriques, des essais de chocs sur le nasion (Nyquist et al, 1986). L'impacteur est cylindrique, de diamètre 2,5 cm. La moyenne des forces de fracture observées est 3000 N, la force de fracture du nasion minimale est 2000 N.

En 1989, Césari et al ont réalisé une série d'essais de choc sur le nasion, le maxillaire et la mandibule. L'impacteur est équipé d'un embout cylindrique de 2,5 cm de diamètre. Sa masse est 16,57 kg.

Des tolérances en terme d'efforts et d'énergies ont été établies pour le nasion et le maxillaire.

Tableau 4 : Tolérances établies par Césari et al

	Nasion	Maxillaire
Effort Fmoy (N)	2550	1000
Fmini (N)	1700	500
Energie cinétique (J)		40

## 2 PROTOCOLE D'ESSAIS

### 2.1 Moyens d'essais

#### 2.1.1 Impacteur

La masse mobile de l'impacteur est propulsée par l'énergie d'élastiques tendus. Lors des essais sur la face, on

utilise, pour les vitesses d'impact inférieures à 3 m/s, trois paires de tendeurs de diamètre 8 mm. Pour les vitesses supérieures, on utilise un jeu de trois tendeurs supplémentaires.

Compte tenue des masses des anneaux de maintien des tendeurs, la masse totale impactante est 16,56 kg.

L'impacteur est muni d'un capteur de vitesse électronique. Ce capteur mesure le temps de passage de l'arbre sur une distance de 100 mm avec une précision de 0.01 ms. On obtient ainsi la vitesse d'impact.

La tension du système élastique est préalablement étalonnée en fonction des vitesses relatives à chaque essai.

Deux capteurs d'efforts montés en parallèle en amont de l'embout impactant permettent de mesurer l'effort appliqué au moment du choc. Ce montage en parallèle permet de supprimer les erreurs dues au non-alignement de l'axe du choc par rapport à l'axe de l'impacteur.

Un accéléromètre est aussi monté sur la masse impactante. Il permet de mesurer l'accélération de l'impacteur durant le choc et ainsi, sa vitesse et sa position.

#### 2.1.2 Montage des accéléromètres sur la tête

Le système de mesures d'accélération linéaires de la tête est composé d'une armature métallique équipée de quatre triaxes accélérométriques soit, douze accéléromètres. Elle est fixée à l'extérieur de la tête, sur la boîte crânienne.

Ce casque est construit en un matériau relativement léger, le duralinox. Afin de limiter encore l'influence du poids du système sur le comportement de la tête, on réalise de nombreux perçages pour alléger l'armature.

Bien que le poids de ce casque soit faible, celui-ci est suffisamment rigide pour minimiser les vibrations qui perturbent les mesures accélérométriques.

### 2.1.3 Prises de vues cinématographiques et photographiques

Deux caméras rapides sont utilisées, l'une pour une prise de vue latérale, l'autre pour une vue de dessus. Ces caméras fournissent environ 1000 images par seconde.

Diverses photographies sont prises lors des essais, avant le choc, afin de témoigner du montage expérimental, et après le choc, afin de constater les dommages superficiels.

## 2.2 Conditions d'essais

A l'issue de l'étude bibliographique, nous décidons de fixer les paramètres suivants ; orientation des chocs, os de la face sollicités, forme de l'impacteur, énergies développées par l'impacteur

Ces paramètres doivent, a priori, reproduire les conditions observées lors des accidents, mais aussi, reproduire certaines conditions d'essais réalisés pour des études précédentes afin de compléter les bases des données expérimentales.

### 2.2.1 Orientation des chocs

Lors des collisions frontales de véhicules, les chocs directement assénés à la tête et à la face sont souvent dirigés de façon oblique par rapport au plan médian sagittal. Il peut s'agir d'un choc contre un élément latéral de l'intérieur du véhicule : par exemple les montants latéraux supérieurs de la carrosserie; ou bien d'un choc contre un élément se trouvant face à l'occupant (tableau de bord, volant), précédé d'une rotation du corps due au maintien de la ceinture de sécurité à trois points de retenue.

Afin de modéliser au mieux ces conditions de chocs, nous choisissons d'orienter les efforts sur la face d'un angle de 30° par rapport au plan médian sagittal.

### 2.2.2 Os de la face sollicités

D'une part, nous choisissons de réaliser des essais sur un os de la boîte crânienne : l'os frontal. Statistiquement cet os est le plus souvent touché lors des collisions frontales. Il semble donc évident de comparer la réponse aux chocs du front pour la tête de mannequin Hybrid III et celle de l'être humain.

D'ailleurs, cette région de la tête est, a priori, celle dont la modélisation par l'Hybrid III est la plus biofidèle.

D'autre part, des essais seront réalisés sur l'os malaire, dans les mêmes conditions de choc, afin de mettre en évidence le rôle amortissant des os de la face. Statistiquement, l'os malaire est assez souvent touché lors des collisions.

### 2.2.3 Forme de l'impacteur

Un embout cylindrique horizontal de diamètre 22,5 mm est fixé sur l'impacteur.

Cet embout a été utilisé par Nyquist, pour les essais de chocs frontaux sur la face, et par les chercheurs du LBSU lors des essais pour la validation de la face fragile puis celle de la face équipée de capteurs piézo-électriques.

Ce cylindre modélise la forme du volant uniquement, l'élasticité du matériau n'est pas reproduite puisque l'embout est en acier.

### 2.2.4 Énergies développées par l'impacteur

La comparaison des réponses aux chocs d'une face de mannequin et de la face humaine sera faite dans deux cas de comportement des os humains : le cas où il y a déformation faible et réversible de l'os, le choc est dit « infralésionnel » et celui où il y a déformation et fracture de l'os, le choc est dit « lésionnel ».

Le critère mécanique choisi pour différencier ces deux cas est l'énergie cinétique développée par l'impacteur. En effet, ce paramètre est lié uniquement aux conditions de l'essai, il ne dépend pas du modèle utilisé, ni de la zone impactée.

Ainsi on pourra d'une part, évaluer la biofidélité des mannequins en comparant le comportement des différents modèles, et d'autre part, mettre en évidence le rôle amortissant des os de la face en comparant la réponse aux chocs selon les régions de la tête sollicitées : l'os frontal, pour la boîte crânienne, et, l'os malaire, pour la face.

Ce critère dépend de plusieurs paramètres tels que :

- la vitesse de l'impacteur et donc, sa masse
- la surface impactante
- le matériau impactant

En premier lieu, nous utilisons les tolérances en terme d'énergies cinétiques établies par Nahum et Schneider pour l'os frontal et l'os malaire (Schneider et al, 1972).

Parmi les conditions d'essais relatives à l'impacteur définies précédemment (masse, matériau, forme, surface impactante), seule la surface impactante est un paramètre commun avec ceux des essais réalisés par Nahum et Schneider.

Ainsi, nous déterminons les séquences d'impacts suivantes :

- Os malaire :

choc infralésionnel :  $E_c=10$  J

choc dans la limite de tolérance :  $E_c=15$  J

choc lésionnel :  $E_c=25$  J

- Os frontal :

choc infralésionnel :  $E_c=25$  J

choc dans la limite de tolérance :  $E_c=50$  J

choc lésionnel :  $E_c=60$  J

Ces séquences ont été réalisées dans le cas des essais FH3 01 à 13, FEU 01 à 12, et FCA 01 à 04.

Lors des essais FCA 01 à 04, les énergies cinétiques supérieures aux tolérances de référence n'ont pas permis d'observer de fractures des os frontal et malaire.

C'est pourquoi, les énergies des différentes séquences d'impacts ont été revues.

L'analogie des conditions d'essais avec celles des essais réalisés par Nahum et al était ambitieuse. En effet, la masse de l'impacteur utilisé dans notre cas était supérieure; c'est pourquoi, les énergies choisies pour les chocs lésionnels ont été insuffisantes.

Une publication diffusée par des chercheurs du LBSU relate des essais de chocs sur la face réalisés avec le même impacteur que celui que nous utilisons (Welbourne et al, 1989). Il s'agit de chocs frontaux sur le nasion, la mandibule et l'os maxillaire.

Cette publication nous permet de comparer des énergies de fractures obtenues dans les mêmes conditions matérielles, mais sur des os non étudiés dans notre cas.

En revanche, un unique essai a été réalisé par erreur de manipulation sur l'os frontal. Les résultats de cet essai aident à décider de la nouvelle valeur de l'énergie de tolérance pour le front.

En regroupant l'ensemble des données citées ci-dessus, nous décidons des séquences d'impacts suivantes pour les essais FCA 05 à 08.

- Os malaire :

choc infralésionnel :  $E_c=15$  J

choc lésionnel :  $E_c=40$  J

- Os frontal :

choc infralésionnel :  $E_c=40$  J

choc lésionnel :  $E_c=80$  J

## 2.3 Essais sur mannequins

### 2.3.1 Modèles utilisés

Le modèle de tête utilisé est une tête de mannequin Hybrid III.

En ce qui concerne la modélisation du cou, dont l'influence n'est pas négligée dans notre étude, nous utilisons deux modèles.

En effet, il existe des modèles de cou utilisés lors des chocs frontaux : les cous de mannequins Hybrid III, et d'autres utilisés lors des chocs latéraux : les cous de mannequins Eurosid.

Dans notre étude, le choc n'est ni frontal, ni latéral, c'est pourquoi les deux modèles seront utilisés et comparés.

### 2.3.2 Préparation des mannequins

Des mires autocollantes et brillantes de 20 mm de diamètre sont utilisées pour donner différents repères de la tête sur le film vidéo.

Ces repères sont les suivants :

- plan parallèle au plan de Francfort, passant par le centre de gravité

- plan frontal

- plan sagittal

Le plan parallèle au plan de Francfort passant par le centre de gravité est indiqué sur la tête d'Hybrid III par deux perçages latéraux suivant l'axe Y conventionnel, une marque sur la région occipitale et une marque au niveau du nasion.

Les positions des plans frontal et sagittal sont déduites du plan précédent.

Un triaxe accélérométrique est mis en position à l'intérieur de la tête. Les mesures effectuées sont dites « au centre de gravité ».

Sont disposés, au niveau des liaisons thorax/cou et cou/tête, des capteurs d'efforts et des capteurs de moments. Les mesures sont réalisées dans les trois directions du repère conventionnel.

### 2.3.3 Mise en position du mannequin

Le mannequin est installé dans un fauteuil réglable en hauteur, orientation et inclinaison. Le plan sagittal fait un angle de  $30^\circ$  par rapport à l'axe de l'impacteur. Le plan parallèle au plan de Francfort passant par le centre de gravité est placé à l'horizontale.

### 2.3.4 Positions des points de mesure et orientations des mesures d'accélération linéaires

La masse totale de l'ensemble tête, armature est  $M=4.5$  kg.

A partir des plans, de la tête d'Hybrid III, de l'armature et des mesures réalisées directement sur le montage, on détermine les positions des masses sensibles des accéléromètres par rapport à un point de référence pour lequel on veut calculer l'accélération linéaire. Dans notre cas, ce point de référence est le centre de gravité de l'ensemble tête, armature.

## 2.4 Essais sur sujets anatomiques

### 2.4.1 Anthropométrie

Plusieurs dimensions sont prises afin de connaître approximativement la carrure du sujet : poids, taille, dimensions thoraciques.

Les dimensions mesurées sur la tête sont : la circonférence, la largeur, la longueur.

### 2.4.2 Préparation du corps

Afin de repérer le plan de Francfort sur les radiographies, on implante quatre billes de plomb. Deux sont disposées au niveau inférieur des orbites et deux à l'intérieur des conduits auditifs externes.

Pour faciliter la mise en place de l'armature parallèlement au plan de Francfort et visualiser l'orientation de la tête lors des essais, on trace ce plan sur la peau.

L'armature équipée des quatre triaxes est fixée sur la boîte crânienne à l'aide d'équerres et de vis.

Un triaxe accélérométrique est placé à l'intérieur de la tête, sous la voûte palatine. Les mesures réalisées sont dites « au centre de gravité ».

### 2.4.3 Positions des points de mesure et orientations des mesures d'accélération linéaires

Des radiographies de la tête équipée du casque sont prises avant le choc afin de déterminer la position de l'ensemble des accéléromètres par rapport au plan de Francfort, repéré par les billes préalablement disposées.

Le dépouillement des radiographies permettra de déterminer la position des points de mesure des accélérations linéaires par rapport au point de référence et leur orientation par rapport au repère anatomique.

## 3 EXPLOITATION DES RÉSULTATS

Afin de comparer les essais réalisés, on analyse plusieurs paramètres :

- la trajectoire de la tête lors du choc. Elle est reconstituée à partir du dépouillement des films enregistrés par les deux caméras rapides.
- les résultantes des accélérations linéaires du centre de gravité de la tête et des accélérations angulaires de la tête.
- les critères de gravité : le HIC et le Gambit.

Ce début d'exploitation de résultats comprend le calcul des accélérations linéaires du centre de gravité de la tête et des accélérations angulaires de la tête, et, la comparaison des résultantes et des critères de gravité pour les différents essais.

## 3.1 Accélération linéaire résultante au centre de gravité

### 3.1.1 Comparaison de la réponse à un choc sur l'os frontal de la face humaine et de celle des mannequins

Il s'agit de comparer les réponses aux chocs sur l'os frontal des différents modèles en fonction de l'énergie impactante (cf. figure 2).

Les mannequins donnent des réponses linéaires et très proches.

Dans le cas des essais sur mannequin équipé du cou Eurosid, les résultantes des accélérations linéaires calculées ont légèrement supérieures. Deux explications peuvent être apportées.

Premièrement, dans les conditions de choc à 30°, le cou Eurosid, qui est un modèle de cou pour choc latéral est a priori plus rigide que le cou Hybrid III qui est un modèle de cou pour choc frontal.

Ensuite, les masses des pièces ajoutées au niveau de la liaison tête/cou sont supérieures dans le cas du mannequin Eurosid.

### 3.1.2 Comparaison de la réponse à un choc sur l'os malaire de la face humaine et de celle des mannequins

Il faut comparer les réponses aux chocs, réalisés sur l'os malaire, des différents modèles. (cf. figure 3)

Les accélérations calculées pour le mannequin Eurosid sont inférieures à celles calculées pour le mannequin Hybrid III. La valeur pour  $E_c=15$  J semble fausser le calcul de la régression linéaire.

Après élimination de ce point, les droites de régression relatives aux essais sur mannequins sont parallèles et très proches.

La différence entre les réponses des cous Hybrid III et Eurosid est donc moins grande pour les chocs sur l'os malaire que dans le cas de choc sur l'os frontal.

Ceci peut s'expliquer par le fait que la sollicitation des différents cous, dans le sens de la flexion est moins importante lors d'essais sur l'os malaire. En effet, le point d'impact étant situé plus près de la liaison tête/cou, le moment de flexion appliqué est plus faible.

Autour de 15 J, la peau du mannequin suffit pour simuler la déformation de la face mais au-delà, la face humaine se déforme plus que celle du modèle et donc, amortit mieux le choc.

### 3.1.3 Comparaison de la réponse à un choc sur l'os malaire et de la réponse à un choc sur l'os frontal

On compare les valeurs des résultantes d'accélération linéaires au centre de gravité pour des essais dont l'énergie impactante est environ 25 J (cf. figures 4 et 5).

Ce sont les essais :

- FH306, FEU03, FCA03 pour les chocs sur os malaire
- FH308, FEU07, FCA02 pour les chocs sur os frontal

A propos des valeurs maximales observées, plusieurs remarques sont émises :

- les deux types de modèles mécaniques répondent de la même façon, les valeurs maximales sont 60 G pour un choc sur l'os malaire et 51 G et 54 G pour un choc sur l'os frontal.
- les réponses des modèles mécaniques sont peu différentes entre un choc sur l'os frontal et un choc sur l'os malaire, les valeurs maximales se situent entre 50 et 60 G.
- la réponse de la tête humaine est très différente suivant qu'il s'agit d'un choc sur l'os malaire ou sur le front. La valeur maximale est presque divisée par deux lorsqu'il s'agit d'un choc sur l'os malaire

En conclusion, les résultats des premiers essais sur corps humain montrent que l'accélération linéaire du centre de gravité est très diminuée lorsqu'il s'agit d'un choc sur l'os malaire, ce qui confirme l'hypothèse du rôle amortissant de cet os de la face.

Par ailleurs, aucun des modèles mécaniques ne semble modéliser le comportement réel de la tête. Ces modèles paraissent trop rigides dans le cas des essais sur l'os malaire et pas assez dans le cas des essais sur le front.

## 3.2 Valeurs du Gambit

### 3.2.1 Comparaison de la réponse à un choc sur l'os frontal de la face humaine et de celle des mannequins

De la même façon que les réponses en terme d'accélération, les réponses des mannequins en terme de Gambit maximum sont linéaires et très proches (cf figure 6).

La valeur calculée pour l'essai sur mannequin Hybrid III et Ec=50 J, ne semblait pas significative. Elle a donc été supprimée dans le calcul de la régression linéaire.

### 3.2.2 Comparaison de la réponse à un choc sur l'os malaire de la face humaine et de celle des mannequins

Les réponses des mannequins sont superposées et linéaires (cf figure 7).

Pour un choc sur l'os malaire, les premières réponses obtenues avec les sujets anatomiques présentent un critère

de gravité plus faible que dans le cas des modèles mécaniques.

### 3.2.3 Comparaison de la réponse à un choc sur l'os frontal et de la réponse à un choc sur l'os malaire

On compare les valeurs maximales des Gambit pour les essais dont l'énergie impactante est environ 25 J (cf. figures 8 et 9).

Les courbes obtenues présente la même évolution que les accélérations linéaires au centre de gravité.

Les directions des chocs réalisés passent près du centre de gravité de l'ensemble tête+casque, ce qui explique les faibles valeurs de l'accélération angulaire de celui-ci. L'accélération angulaire n'a donc aucune influence.

De la même façon que pour les accélérations linéaires au centre de gravité, on remarque qu'un choc réalisé sur la face est moins sévère, au sens du gambit, qu'un choc sur l'os frontal.

Pour un choc dont l'énergie impactante est 25 J, les valeurs du gambit n'atteignent pas celle qui correspond à un AIS 1. Ceci rejoint les résultats de l'autopsie réalisée après les essais FCA 01 à 04 d'après lesquels aucune fracture n'a été observée.

## CONCLUSION

Les 25 essais sur modèles mécaniques ont montré que le type de cou utilisé avait très peu d'influence et que les résultats calculés au centre de gravité étaient peu différents pour des chocs sur os frontal et des chocs sur os malaire.

Des conclusions plus significatives sur le comportement des différents modèles et la comparaison des réponses aux chocs en fonction des os sollicités nécessitent d'approfondir l'étude, par exemple, en réalisant des essais à d'autres niveaux d'énergie.

L'expérimentation sur corps humains doit être poursuivie de façon à augmenter les données, notamment dans le cas où l'on observe des fractures car seuls deux essais avec fracture ont pu être réalisés durant le stage (FCA07 et FCA08).

Bien que le nombre d'essais sur corps humains soit très faible, il a pu être constaté, au niveau des paramètres calculés au centre de gravité de la tête, qu'un choc sur les os de la face est nettement différent d'un choc sur l'os frontal, contrairement à ce qui a pu être observé sur mannequin.

Néanmoins, des valeurs moyennes ne pourront être publiées que lorsque plusieurs essais auront été réalisés dans les mêmes conditions.

## BIBLIOGRAPHIQUE

- ALEM M.N., HOLSTEIN L.G., « Measurement of 3D Motion », HSRI, 1977.
- BEIER G., SCHULLER E., SCHUCK M., EWING C.L., BECKER E.D., THOMAS D.J., « Center of gravity and moments of inertia of human heads », Vth International IRCOBI Conference, 1980.
- BOYERA F., « Analyse des lésions de la face dans les accidents de la route », Thèse de Doctorat en Médecine, 1994.
- BRINN J., « Two Anthropometric Test Forms. The Frontal Bone of the Skull and a Typical Facial Bone », XIIIth Stapp Car Crash Conference, 1969.
- CESARI D., RAMET M., WELBOURNE E., « Experimental Evaluation of Human Facial Tolerance to Injuries », International Ircobi Conference on the Biomechanics of Impacts, 1989.
- DEJEAMMES M., « Etudes bibliographiques. Revue des connaissances, apport des recherches actuelles en matière de tolérance humaine à l'impact », Organisme National de Sécurité Routière, 1974.
- FOSTER J.K., KORTGE J.O., WOLANIN M.L., « Hybrid III. A Biomechanically-Based Crash Test Dummy », XXIst Stapp Car Crash Conference, 1977.
- GROSH L., KATZ E., KASSING L., « New Measurement Methods to Assess the Improved Injury Protection of Airbag Systems », Society of Automotive Engineer, 1987.
- ROUVIERE H., DELMAS A., « Anatomie Humaine descriptive, topographique et fonctionnelle », Tome I, « Tête et cou »
- KRAMER F., APPEL H., « Evaluation of Protection Criteria on the Basis of Statistical Biomechanics », International IRCOBI Conference, 1990.
- MCCLOED D.G., GADD C.W., « An Anatomical Skull For Impact Testing. Human Impact Response », New York, W.F.KING and H.J.Mertz Plenum Press, 1973.
- NEWMAN J.A., GALLUP B.M., « Biofidelity Improvement to the Hybrid III Headform », XXVIIIth Stapp Car Crash Conference, 1984.
- OUDENARD L., BENDJELLAL F., BELLINI A., URIOT J., « The Use of a Multi-Accelerometric Method in Automotive Safety Tests », XIIIth International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles, 1991.
- PLANATH I., NILSSON S., Automotive Safety Center, Volvo Car Corporation, « Testing and Evaluation of a Hybrid III Load Sensing Face », XXXIInd Annual Proceedings, Association for the Advancement of Automotive Medicine, 1988.
- PLANATH I., NILSSON S., Automotive Safety Center, Volvo Car Corporation, « Facial Fracture Protection Criteria for the Hybrid III Load Sensing Face », XXXIIIrd Annual Proceedings, Association for the Advancement of Automotive Medicine, 1989.
- RIESER R.B., CHABAL J., « Safety Performance of Laminated Glass Configurations », XIth Stapp Car Crash Conference, 1967.
- SCHNEIDER D.C., NAHUM A.M., « Impact Studies of Facial Bones and Skull », XVth Stapp Car Crash Conference, Paper no. 720965, 1972.
- TARRIERE C., LEUNG Y.C., FAYON A., GOT G., PATEL A., BANZET P., « Field Facial Injuries and Study of their Simulation with Dummy », XXVth Stapp Car Crash Conference, 1981.
- THOMAS P., BRADFORD M., WARD E., « The Cause of Head Injuries in the Real World Crashes », XIIIth International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles, 1991.
- TNO Crash Safety Research Centre, « Eurosid-1 Assembly and Certification Procedures », 1994.
- WARNER C.Y., NIVEN J., « A Prototype Load Sensing Dummy Faceform Test Device for Facial Injury Hazard Assesment », XXIIIrd Annual Proceedings, Association for the Advancement of Automotive Medicine, 1979.
- WARNER C.Y., WILLE M.G., BROWN S.R., NILSSON N., MELLANDER H., KOCH M., « A Load Sensing Face Form for Automotive Collision Car Crash Dummy Instrumentation », Society of Automotive Engineer, 1986.
- WELBOURNE E., RAMET M., ZAREBSKI, M., « A Comparaison of Human Facial Fracture Tolerance with the Performance of a Surrogate Test Device », XIIth International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles, 1989.
- YAMASAKI K., SONODA N., SAKURAI T., MATSUI N., « A study of impact test procedure for steering wheel to reduce facial injuries », XIVth International Technical Conference on Enhanced Safety of Vehicles, Paper no. 94.S4.O.01, 1994.

FEU=essais sur Eurosid, FH3=essais sur Hybrid III, FCA=essais sur corps humain

Figure 2 : Accélération résultante au centre de gravité, choc sur os frontal et droites de régression linéaire

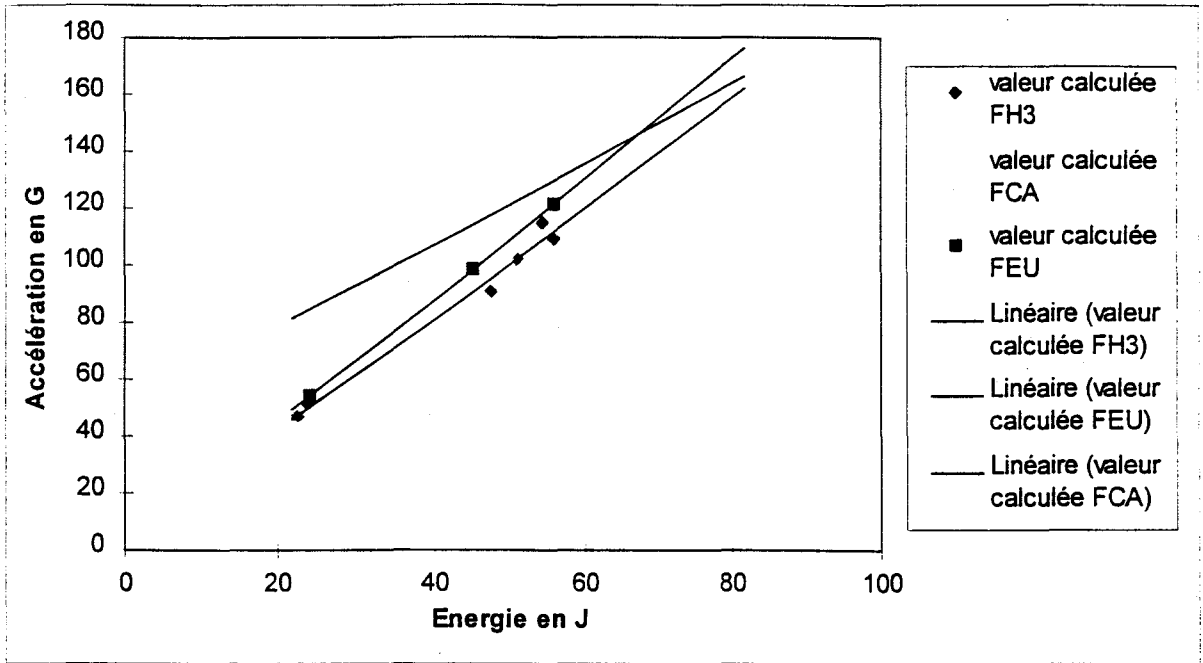
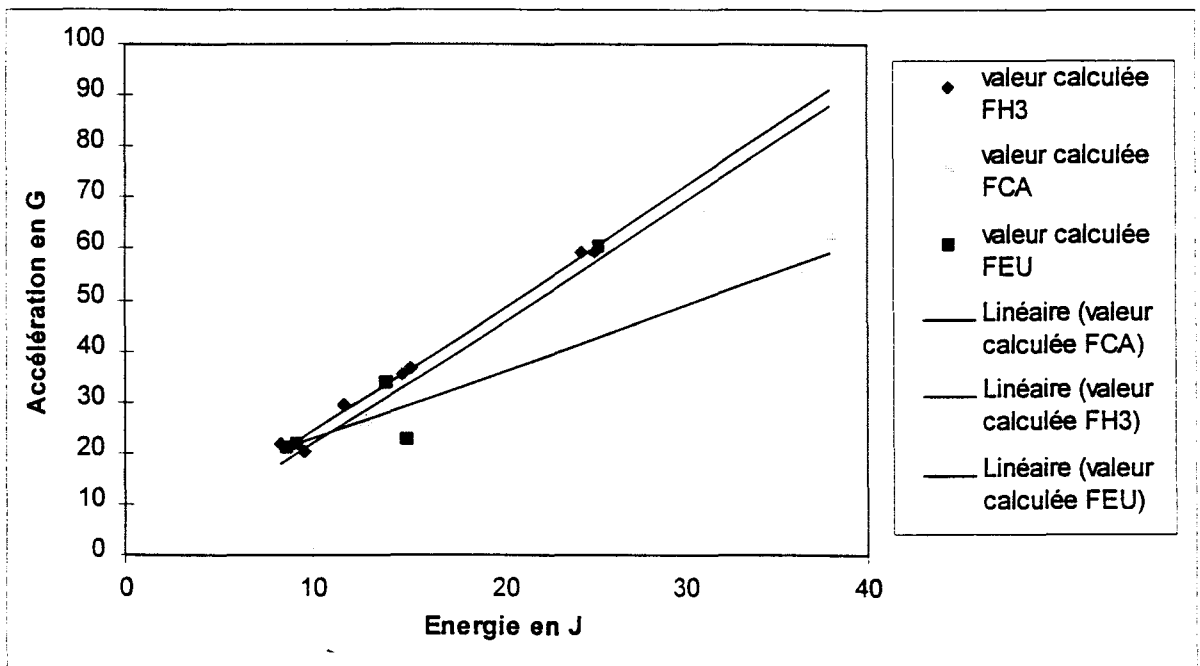
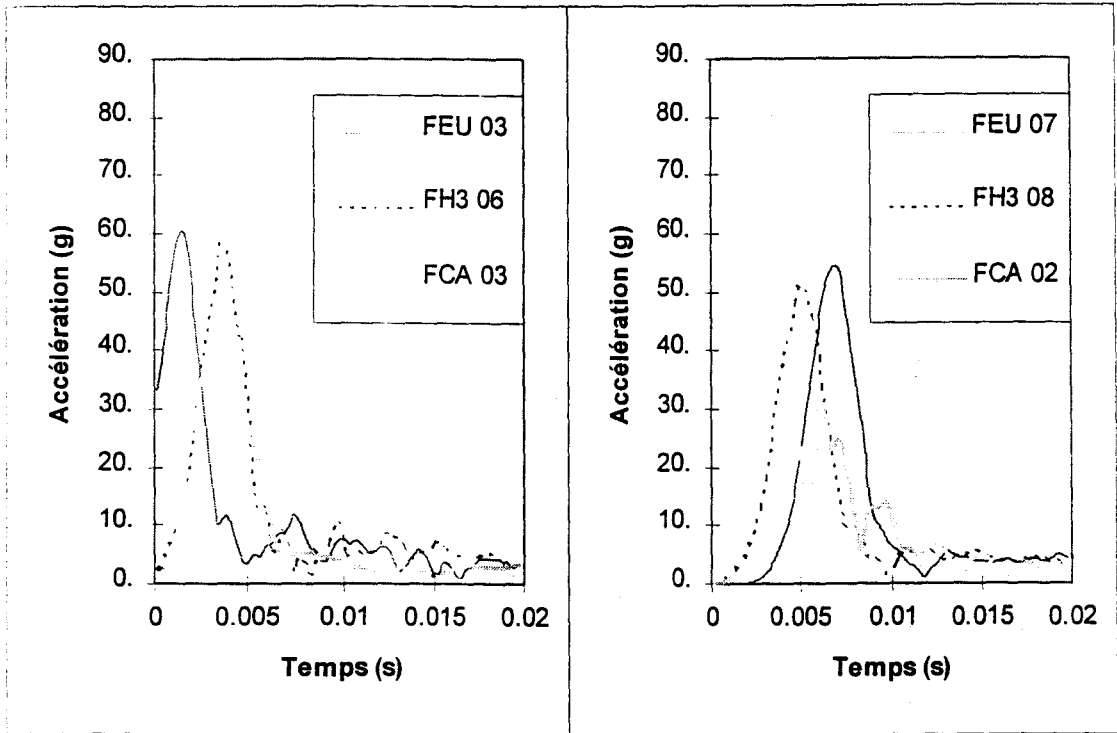


Figure 3 : Accélération résultante au centre de gravité, choc sur os malaire et droites de régression linéaire



Figures 4 et 5 : Accélération linéaire résultante au centre de gravité pour  $E_c=25 \text{ J}$



A : choc sur os malaire

B : choc sur os frontal

Figure 6 : GAMBIT. Valeurs maximales lors des chocs sur os frontal et droites de régression linéaire

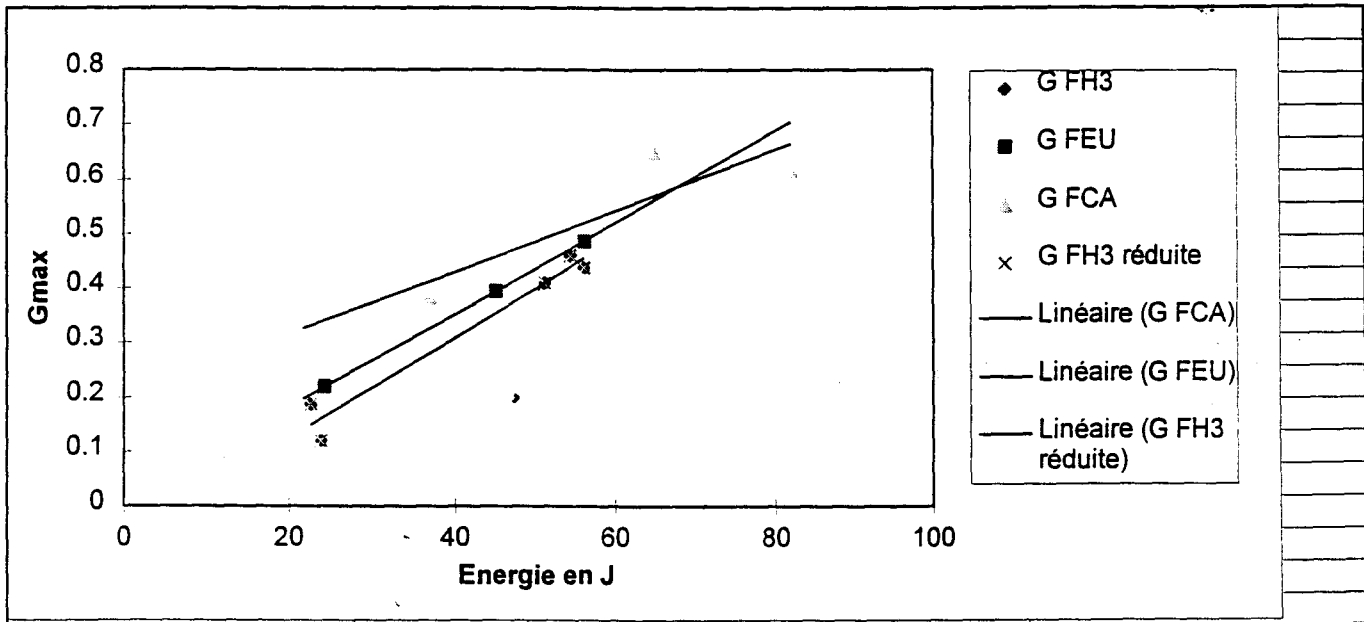
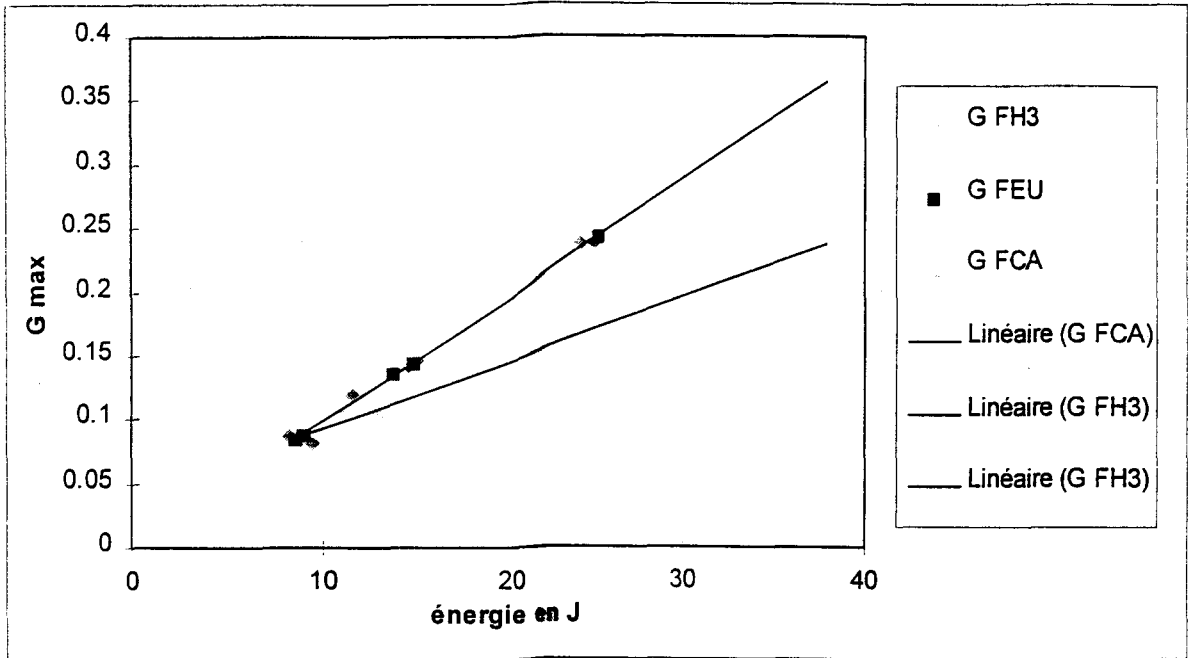
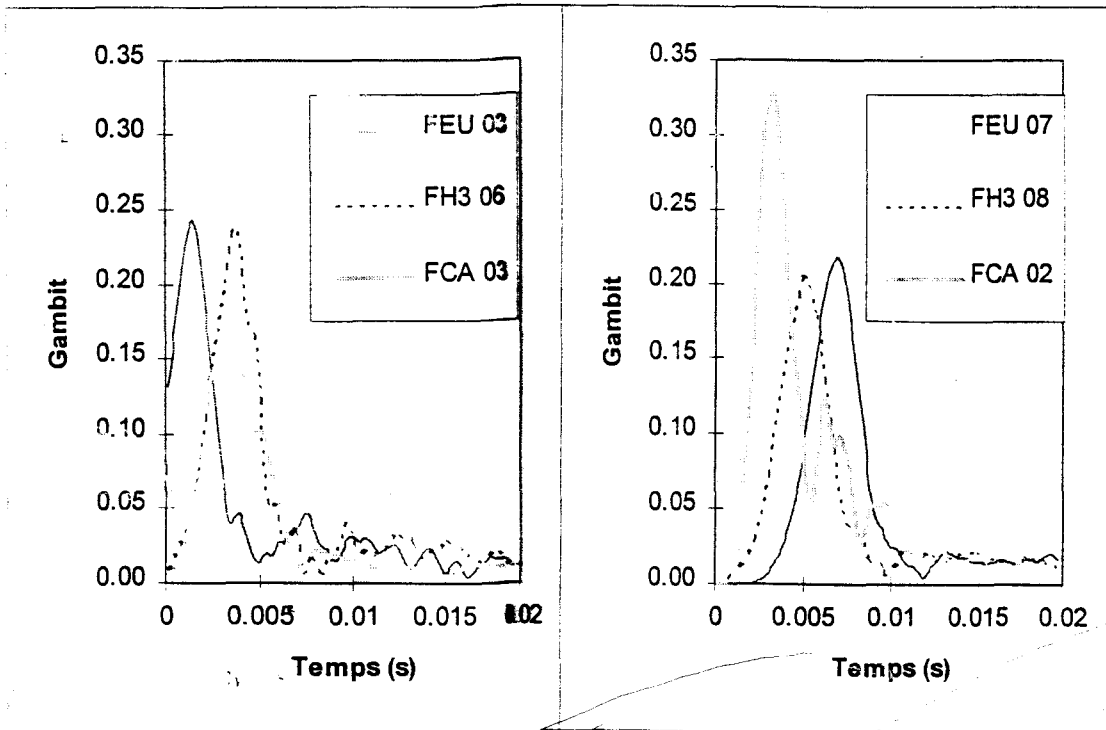


Figure 7 : GAMBIT. Valeurs maximales lors des chocs sur os malaire et droites de régression linéaire



figures 8 et 9 : Courbes représentatives du GAMBIT pour  $E_c=25$  J



A : choc sur os malaire

B : choc sur os frontal