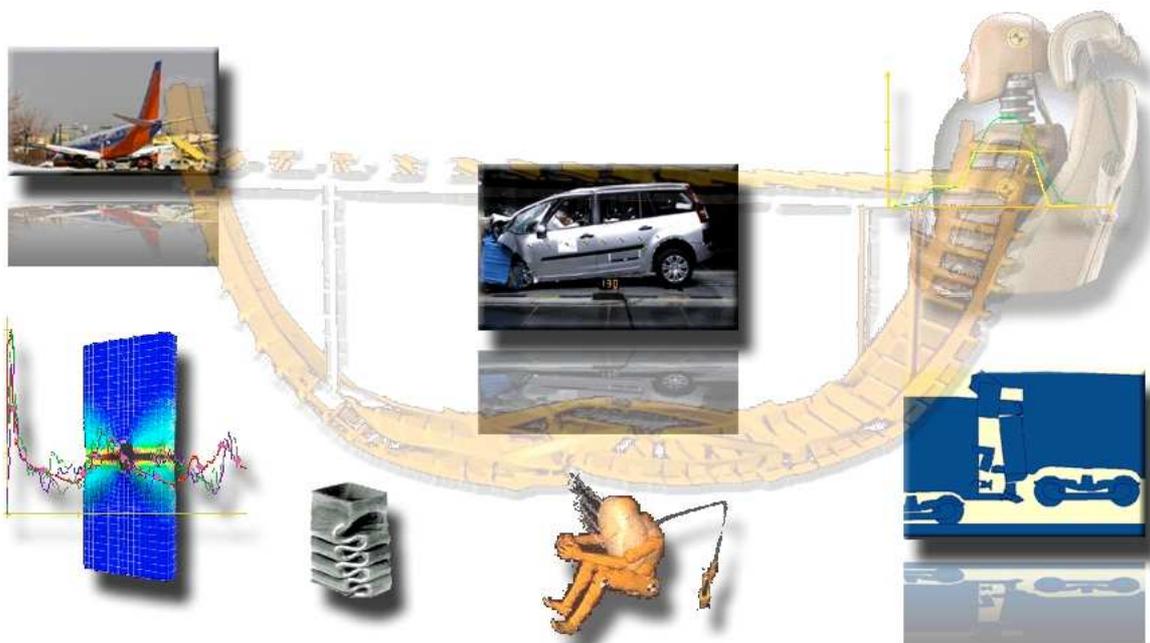


L'Ingénierie du Crash

Dans les VEHICULES de TRANSPORT



Complément pdf

BIOMECHANIQUE DU CHOC

CRITÈRES DE BLESSURE ET TOLÉRANCE HUMAINE A L'IMPACT

TESTS ET PROCÉDURES D'ESSAIS AUTOMOBILE

Eric Markiewicz - V1.02 - JUILLET 2007

Auteurs **Prof. Eric Markiewicz**
Co-Auteurs **Prof. Daniel Coutellier**

Dr Eric Weyenbergh
Prof. Pascal Drazétic

Prof. Yves Ravalard
Dr. Eric Deletombe

Dr Bertrand Langrand

SOMMAIRE

1 - INTRODUCTION À LA BIOMÉCANIQUE.....	3
1.1 - DÉFINITIONS	3
1.2 - LES ÉCHELLES DE MESURE DES BLESSURES	4
2 - CRITERES DE BLESSURE ET TOLÉRANCE HUMAINE A L'IMPACT.....	8
2.1 - LA TOLÉRANCE HUMAINE AUX CHOCS	8
2.2 - LES MODÈLES EXPÉRIMENTAUX EN BIOMÉCANIQUE DES CHOCS	8
3 - CRITÈRES DE BLESSURE.....	9
3.1 - GÉNÉRALITÉS.	9
3.2 - LA TÊTE.	10
3.2.1 - Accélération linéaire : du SI au HIC.	11
3.2.2 - Accélération angulaire : le GAMBIT.....	13
3.3 - LE COU.....	15
3.3.1 - cinématique du coup du lapin.....	15
3.3.2 - tolérance du cou.	16
3.4 - LE THORAX ET LE BASSIN.....	17
3.5 - L'ENSEMBLE GENOU-FÉMUR-TIBIA.	22
4 - TESTS ET PROCÉDURES D'ESSAIS	24
4.1 - LES MANNEQUINS	24
4.2 LE CHOC TÊTE	25
4.3 - LE CHOC FRONTAL.....	29
4.4 - LE CHOC LATÉRAL.....	30
6 - CONCLUSION	35
7 - BIBLIOGRAPHIE.....	37

1 - INTRODUCTION A LA BIOMECHANIQUE

1.1 - Définitions

La biomécanique est l'étude de la réponse du corps humain lorsqu'il est soumis à une charge quelconque. La biomécanique d'impact est une branche de la biomécanique qui traite la réponse du corps humain à des forces d'impact et à un champ d'accélération. Cette branche peut généralement être divisée en trois domaines principaux : réponse mécanique, mécanisme de blessure, niveaux de tolérance [KIN85]. Nous allons développer dans ce qui suit, les critères biomécaniques.

Il est avant tout nécessaire d'explicitier certains termes qui sont souvent employés mal à propos. Goldsmith (1984) et Aldman (1984), proposent dans le cadre du comité européen du véhicule expérimental les trois définitions suivantes : [ALD84b, GOL84]

☞ Niveau de blessure ou niveau de sévérité de blessure : amplitude du changement en terme de changements physiologiques et/ou de casse structurelle qui apparaît dans un corps vivant comme la conséquence d'une violence mécanique.

☞ Critères de blessure : il est obtenu lorsqu'il y a une bonne corrélation d'un paramètre physique avec la sévérité de blessure de la région du corps considérée.

☞ Niveau de tolérance : amplitude du chargement d'un corps vivant ou d'une partie, qui produit un type spécifique de blessure et de niveau de sévérité de blessure. Ce terme doit être spécifié en définissant les aspects suivants : le paramètre physique exprimant l'amplitude du chargement, le type de corps, la partie du corps, le type de blessure et le niveau de sévérité de blessure considéré.

Dans la conception d'un équipement de sûreté, la spécification de tolérance choisie est le niveau de blessure modéré ou mineur [KIN85].

Les trois parties du corps soumises à des contraintes lors d'un crash, sont dans les domaines de l'automobile et de l'aéronautique, la tête, le thorax, et l'ensemble genoux-fémurs-hanches. Ce troisième sous-ensemble ne constitue pas comme la tête et le thorax une partie aussi sensible et vitale, mais la sécurité concerne le passager dans son ensemble. Le souci de sécurité présent dans l'automobile, s'inscrit dans une philosophie de la sécurité au moment de l'accident, pour réduire le risque de blessure, mais aussi après l'accident pour réduire le temps d'hospitalisation, et supprimer si possible les séquelles de l'accident. Nous parlons alors du coût social.

1.2 - Les échelles de mesure des blessures

De nombreuses échelles de codage des blessures ont vu le jour. Elle permettent de relier les valeurs fournies par un critère, et les blessures qui auraient été observées sur un être humain, dans les mêmes conditions de choc.

Le codage par l'échelle **Abbreviate Injury Scale (AIS)** a été conçu pour être utilisé par le profane. Pour cela, il existe un dictionnaire de toutes les blessures, répertoriées par segment corporel. L'AIS est publiée pour la première fois aux Etats-Unis en 1971, et recense environ 80 blessures. De nombreuses révisions se sont succédées jusqu'à celle de 1990 qui compte 1300 entrées [WAL91].

L'échelle de blessure est définie comme une technique pour « *affecter une estimation numérique à différentes blessures* ».

AIS	HEAD	THORAX	ABDOMEN AND PELVIC CONTENTS	SPINE	EXTREMITIES AND BONY PELVIS
1	maux de tête, étourdissements	1 cote fracturée	lacération superficielle du mur abdominal	déformation aiguë	fracture d'orteils
2	inconscient moins d'une heure, fracture linéaire	2 à 3 cotes fracturées, fracture du sternum	contusion ou légère déchirure de la rate, d'un rein ou du foie	fractures mineures sans atteinte à la moelle épinière	simple fracture du tibia ou du bassin ou de la rotule
3	inconscient de 1 à 6 heures, détachement d'un volet osseux	plus de 4 cotes de fracturées dont 2 à 3 avec hémithorax ou pneumothorax	déchirure importante de la rate ou d'un rein	rupture de disque avec endommagement de nerfs	luxation du genou, fracture du fémur
4	inconscient de 6 à 24 heures, fracture ouverte	plus de 4 cotes fracturées avec hémithorax ou pneumothorax, enfoncement du poitrail	déchirure importante du foie	fonction de la moelle épinière diminuée	amputation ou écrasement des genou et fémur, écrasement du bassin
5	inconscient plus de 24 heures, hématomes cérébraux graves	déchirure de l'aorte	rupture d'un rein, du foie ou de la colonne	tétraplégie	écrasement du bassin (ouvert)

Ce tableau [PIK 91] présente un exemple de l'échelle de blessure pour la plupart des régions du corps. Il est à noter que ce tableau n'est pas complet puisqu'il s'agit d'un exemple qui illustre les valeurs d'AIS avec les blessures les plus courantes.

Depuis 1976, l'AIS est acceptée et virtuellement utilisée par les chercheurs dans le domaine du crash. L'échelle est employée pour évaluer les blessures des accidentés de la route, mais sa non-linéarité et sa non-continuité lui sont souvent reprochées. C'est à dire que les valeurs vont de "pas de blessure" : valeur 0 à "blessure mortelle" : valeur 6. Une blessure AIS=4 ne "vaut pas" deux blessures AIS=2.

Le score AIS est défini comme suit :

AIS	SEVERITE
0	aucune
1	mineure
2	modérée
3	sérieuse
4	sévère
5	critique
6	maximale (entraînant souvent la mort)

Dans les premières versions, l'A.I.S. 6 désignait les blessures fatales (une blessure ou un ensemble de blessures).

Actuellement une question se pose : comment quantifier l'état général de la victime à partir de la cotation de chaque blessure? Plusieurs systèmes sont utilisés pour évaluer les effets cumulés des lésions multiples.

- *AIS Maximum (MAIS)* : il convient de prendre le chiffre AIS le plus élevé, pour une évaluation globale, ce qui permet d'évaluer correctement 98% des cas des polytraumatisés [COM85]. Luchter et Isenberg (1991), pensent que le MAIS est acceptable jusqu'à AIS 3, mais au delà, rien ne peut être définitivement conclu [LUC91]. Le MAIS n'est pas corrélé linéairement avec la mortalité, mais est utile pour l'évaluation des modifications de la conception d'un véhicule [WAL91].
- *Score de Sévérité des Lésions (ISS)* : défini en 1974 par Baker, le score est calculé par la somme des carrés des chiffres les plus élevés d'AIS dans chacune des trois zones corporelles les plus touchées sur les six définies (tête-cou, face, thorax, organes abdominaux ou pelviens, membres ou ceinture pelvienne, téguments). Cette échelle permet de prendre en compte la non-linéarité de l'AIS [APP86].

$$ISS = (AIS_1)^2 + (AIS_2)^2 + (AIS_3)^2$$

Où : AIS₁ est l'AIS le plus grave,

AIS₂ est l'AIS le plus grave d'une autre région corporelle que celle de l'AIS₁

AIS₃ est l'AIS le plus grave d'une autre région corporelle que celle des AIS₁ et AIS₂.

- Score De Probabilité De Décès (PODS) : cette évaluation introduite en 1981, retient les deux AIS les plus élevés, pondérés, ainsi que l'âge du blessé. Cette méthode, bien que présentant des avantages, est encore peu répandue du fait d'un manque de validation [COM85].

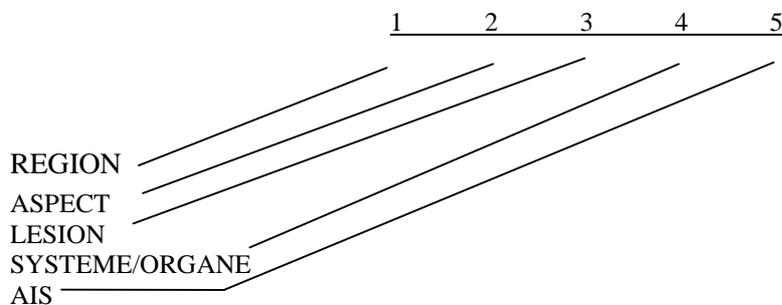
$$POD = e^X / (1 + e^X)$$

$$\text{Où : } X = 2.2 (AIS_1) + 0.9 (AIS_2) - 11.25 + C$$

$$\text{Ou si l'âge est connu : } X = 2.7 (AIS_1) + 1.0 (AIS_2) + 0.06 (AGE) - 15.4 + C$$

$$\text{Avec : } C = -0.764 \text{ (pour les voitures)}$$

- The Occupant Injury Classification (OIC) : les quatre premiers caractères donnent des détails à propos de la localisation de la blessure et le dernier caractère spécifie l'AIS associé à la blessure [PIK 91].



1 <u>REGION</u>	2 <u>ASPECT</u>	3 <u>LESION</u>	4 <u>SYSTEME / ORGANE</u>
H tête, crâne	R droit	F fracture	S squelette
F figure	L gauche	D dislocation	V vertèbre
N cou, épine cervicale	C central	L lacération	J joints
S épaule	A antérieur	V avulsion	D digestif
A bras	P postérieur	R rupture	L foie
E coude	S supérieur	M amputation	N système nerveux
R avant-bras	I inférieur	C contusion	B cerveau
W poignet, main	W région entière	A écorchure	C moelle épinière
C poitrail	U blessé,	K commotion	E oreillette du coeur
M abdomen	aspect inconnu	B brûlure	A artères, veines
B thoracolombaire		P perforation	H coeur
P os du bassin, hanche		X asphyxie	Q rate
T cuisse		H hémorragie	G urogénital
K genou		S foulure	K rein
L jambe		U blessé,	R respiratoire
Q cheville, pied		lésion inconnue	P poumons
O corps entier		N écrasement	M muscles
X membres supérieurs		G détachement	I tégument
U blessé,		Z fracture et dislocation	U blessé,
région inconnue		T déformation	système inconnu
		E séparation,	W système entier
		section totales	O oeil
			T thyroïde et autres glandes endocrines

- The Glasgow Coma Scale (GCS) : plus spécialisé que l'AIS puisqu'il s'applique uniquement pour des blessures de la tête. Cette échelle regarde plus particulièrement l'effet des blessures sur les fonctions physiologiques en se basant sur les trois indicateurs de fonctions mentales basiques :
 - *L'ouverture des yeux,*
 - *La réponse verbale,*
 - *La réponse moteur.*

GCS	AIS DE LA TETE
15	1
13 - 14	2
9 - 12	3
5 - 8	4
< 5	5

Plus le chiffre est bas, plus la blessure est grave. Le calcul se fait par addition des trois valeurs cotées de 1 à 5 : la valeur la plus forte (15) indique la plus faible blessure (mineure ou pas de blessure), et la valeur la plus faible (3) indique une blessure sévère en terme de fonction cérébrale. Le GCS a été développé pour fournir des niveaux de quantification objectifs en ce qui concerne la conscience.

- The Modified Injury Severity Scale (MISS) : Le GCS permet aujourd'hui de donner une meilleure valeur en ce qui concerne l'AIS de la tête. Ce système de combinaison de l'AIS et du GCS est référencé sous le nom de MISS (1980-84). Il prend en compte :
 - *les « surgical mass lesions » SML (hématomes)*
 - *la réponse de 3 réflexes :*
 - *the pupillary light response (PLR)*
 - *the oculocephalic reflex (OCR)*
 - *the oculovestibular reflex (OVR)*

Ces échelles sont utilisées par les services d'urgence qui se rendent sur les lieux d'accidents, pour « coder » les blessures des victimes (accidentologie), ou lors d'essais biomécaniques sur un segment corporel spécifique. À partir des bases de données constituées par le codage des blessures des accidentés de la route, des études statistiques indiquent, en connaissant la blessure, sa gravité (codé par l'AIS), et le point d'impact (volant, tableau de bord,...), quel est le composant le plus menaçant pour un conducteur ou un passager [APP86, SCH85]. Ceci permet d'orienter les recherches vers tel ou tel composant d'un véhicule. Les études d'accidentologie permettent ensuite la reconstitution en laboratoire de l'accident avec des mannequins pour relier des variables mécaniques (enfoncement) et dynamiques (accélération) avec les blessures réelles [DIG88]. Par contre les travaux menés sur un segment corporel particulier fournissent immédiatement le lien entre la blessure observée et la force ou l'accélération appliquée.

2 - CRITERES DE BLESSURE ET TOLERANCE HUMAINE A L'IMPACT.

2.1 - La tolérance humaine aux chocs

La recherche d'une plus grande sécurité porte de plus en plus sur la réduction des conséquences des accidents qui doit viser à réduire l'agressivité potentielle des véhicules et de l'environnement routier vis-à-vis des usagers. Cet objectif peut être atteint d'une part au moyen d'une conception appropriée des matériels et, d'autre part, en interposant des dispositifs de protection destinés à absorber une part importante de l'énergie cinétique des véhicules et des occupants pendant le choc. Pour cela, il est indispensable de connaître ce que l'organisme humain est capable de tolérer dans un choc [CES 86]. La difficulté majeure d'une telle recherche réside dans le fait qu'elle s'intéresse à un événement (l'accident) dont le résultat est d'altérer les structures et les fonctions humaines, de façon irréversible, ou de causer la mort. Ceci a pour conséquence immédiate d'interdire l'expérimentation directe sur des êtres humains vivants sous quelque forme que ce soit. C'est pourquoi l'approche expérimentale devra faire appel à des substituts de l'homme vivant. D'autre part, dans les accidents réels, les blessures résultent de la combinaison de différents mécanismes correspondant à des modes de sollicitation des tissus qui varient avec les circonstances de l'accident. Il faut donc tout d'abord identifier tous ces mécanismes, chacun correspondant à une typologie particulière de blessure, et ensuite les étudier séparément afin d'établir des valeurs de tolérance pour chacun d'eux. Enfin, la tolérance est sous la dépendance de nombreux facteurs dont il faut préciser l'influence. Pour ces différentes raisons, l'approche expérimentale de la tolérance paraît quelque fois passer par des chemins détournés alors que le principe général des expérimentations est assez simple. L'analyse du comportement au choc d'une structure biologique proche de l'être humain qu'on vient impacter ainsi que les dommages subis permettent d'approcher les lois de comportement mécanique du corps humain, les mécanismes de production des blessures et les relations entre la violence de l'impact et le degré de blessure.

2.2 - Les modèles expérimentaux en biomécanique des chocs.

L'approche expérimentale de la biomécanique des chocs a pour objet principal de déterminer les mécanismes associés à l'apparition de lésions observées lors des accidents réels et d'établir les niveaux de tolérance humaine à la survenue de ces blessures. Dans le domaine de la recherche en biomécanique, un être humain vivant ne peut être utilisé que sur la base du volontariat, et à des niveaux inférieurs à l'apparition de blessures. Des corps humains morts sont alors utilisés par le biais des dons à la science. Ce modèle humain reste le meilleur représentant de l'homme même si le métabolisme change (propriétés des tissus, tonicité musculaire, pression artérielle,...), ce qui modifie à la fois la cinématique globale et le comportement au choc par rapport à l'homme vivant. Des animaux anesthésiés ou sacrifiés sont parfois employés dans les laboratoires de biomécanique. L'animal étant anatomiquement différent de l'homme, le choix d'un animal doit être fait en fonction du type et de la localisation de la blessure à étudier (la tête pour le singe, le thorax pour le cochon,...). De même, il n'est pas possible de transférer directement sur l'homme les résultats des essais sur animaux, surtout pour ce qui concerne les valeurs des paramètres associés aux blessures.

Néanmoins, ils ont contribué à l'amélioration des connaissances dans le domaine des

blessures crano-cérébrales, et plus généralement dans les cas de lésions entraînant des dysfonctionnements physiologiques.

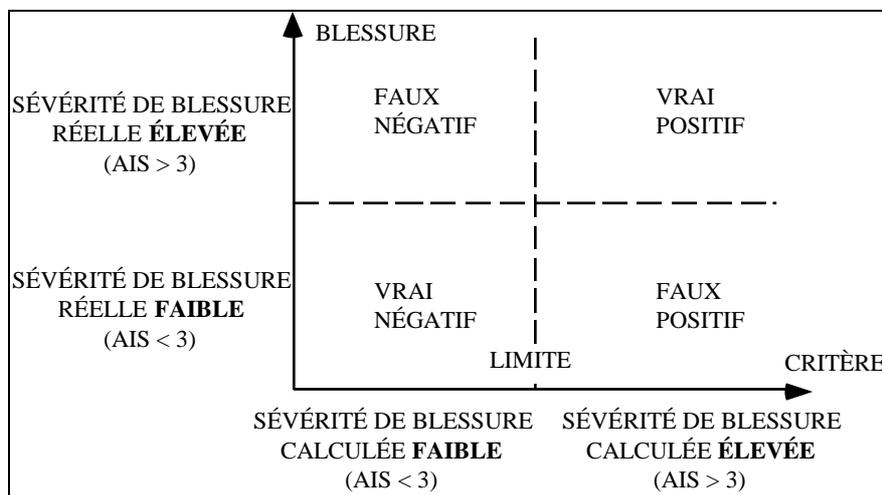
3 - CRITERES DE BLESSURE.

3.1 - Généralités.

Un critère, c'est ce qui permet de porter un jugement d'appréciation.

Pour mesurer les modifications apportées à un environnement homme-siège, il est nécessaire d'utiliser les critères biomécaniques [MON 94]. Ces indices prédictifs de blessure sont bâtis par comparaison des variables qui caractérisent la réponse mécanique du corps humain avec la gravité des lésions produites.

La figure suivante représente la forme que peut prendre un critère biomécanique :



L'échelle des abscisses représente la valeur du critère, et l'échelle des ordonnées, un niveau de blessure sur l'échelle AIS. Un bon critère est celui qui prédit un niveau de blessure de plus en plus élevé (AIS augmente) au fur et à mesure que sa valeur augmente (critère augmente) [SHA90]. La valeur généralement choisie pour séparer les blessures de faible sévérité des autres est l'AIS=3.

Un critère biomécanique général indiquant l'état d'un passager après un choc n'existe pas, et ne peut pas exister. En effet, étant donné la diversité des tissus qui composent le corps humain, et les multiples cas de chargement qui peuvent se présenter, il est nécessaire d'étudier chaque cas séparément.

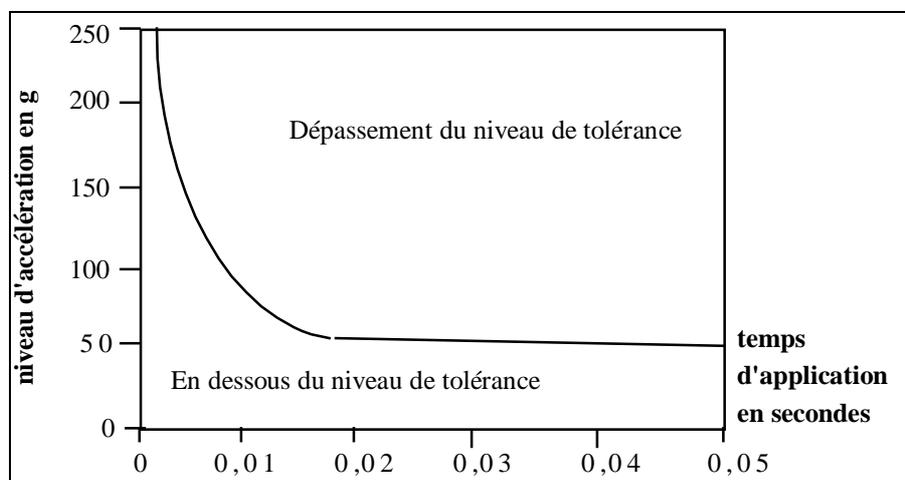
Ceci nous oblige donc à classer les critères suivant le segment corporel auquel ils s'appliquent. Mais cela ne suffit pas encore car pour un même segment, plusieurs types de mécanismes peuvent produire des blessures différentes. La variable qui rend le mieux compte de la violence des phénomènes et de la probabilité de lésion n'est pas toujours la même [VER86].

Il est donc nécessaire de travailler segment par segment pour estimer un risque de blessure, et pour chacun de prendre en compte les différents types de blessure et les différents

mécanismes de production. Les critères de tests s'intéressent plus particulièrement à différentes parties du corps humain : la tête, le cou, le thorax et les ensembles bassin-hanche, genou-fémur-tibia et cheville-pied.

3.2 - la tête.

De nombreux critères ont été développés pour rendre compte de la probabilité de blessure de la tête. La plupart d'entre eux ont été dérivés d'une courbe de tolérance établie dans les années 60 aux Etats-Unis et appelée la courbe de Wayne State (WSTC). Cette courbe représente l'accélération effective (en g) en fonction du temps pour établir un niveau de tolérance à la fracture du crâne. Cette courbe a été établie en faisant des liens entre fractures sur cadavres et fractures sur humains vivants.



Provenant de données expérimentales, cette courbe ne considère pas le ou les mécanismes en cause. Nous pouvons reprocher la non-homogénéité des données expérimentales. Elles proviennent d'impact de la tête contre une surface infiniment rigide, sur le cadavre ou sur l'animal, pour les plus fortes accélérations et d'essais sur des volontaires pour les plus faibles, mais sans impact [LES82]. La courbe traduit la survenue ou non d'une commotion. Les deux critères les plus connus basés sur la WSTC sont, le Gadd Severity Index (GSI), qui est une approximation grossière de la WSTC, et le Head Injury Criterion (HIC), actuellement le critère le plus utilisé [LES82, BAL88].

3.2.1 - Accélération linéaire : du SI au HIC.

Gadd [GAD 66] souligne que ni l'accélération moyenne, ni le pic d'accélération observé pendant la phase d'impact ne suffisent pour décrire correctement la réponse de la tête en terme de blessure. Il explique que la probable blessure résultante dépend fortement de la forme du signal de l'accélération et affirme que pour des accélérations moyennes identiques issues de signaux différents, les effets ne sont pas comparables. Pour tenir compte de la forme du signal de l'accélération et de la durée d'application, Gadd [GAD 66] propose d'intégrer l'accélération sur la durée entière du signal. Comme le risque lésionnel est, selon lui, une fonction non linéaire de l'accélération, il suggère d'appliquer un facteur de puissance sur l'accélération (supérieur à 1) et d'intégrer le résultat sur la durée totale du signal. Cette étude conduit au seuil de blessure suivant :

$$I = \int a^n .dt$$

Où : a : accélération (g),
n : facteur de puissance supérieur à 1,
t : temps (s).

La représentation de cette expression sur un graphe à double échelle logarithmique est une droite à condition de choisir le facteur n comme constant. Gadd représente sur le même type de graphique la courbe de la « Wayne state University » et montre que la pente de la droite obtenue est de l'ordre de 2.5. Il formule le critère de blessure suivant connu sous le nom de **(Gadd) Severity Index** :

$$GSI = \int_0^T a^{2.5} .dt < 1000$$

avec T :durée de l'impulsion (s).

Gadd considère que l'approximation de la courbe de la « Wayne State University » comme une ligne droite est acceptable à l'époque où il effectue ses travaux et en profite pour rappeler la disparité des données qui ont permis d'élaborer cette courbe.

Pour définir la tolérance à 1000, il s'appuie sur les travaux réalisés par Eiband en 1959 et Swearingen en 1965. En 1971, Gadd ajuste le seuil de tolérance et le définit maintenant à 1500 pour des sollicitations sans contact de la tête. La même année, Versace [VER 71] suggère le critère de blessure suivant :

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

Basé sur les critiques de Versace [VER 71] sur le (G)SI, au NHTSA, on suggère en 1972 que le « Severity Index » soit remplacé par un critère de blessures modifié, connu aujourd'hui sous le nom de « **Head Injury Criterion** » :

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

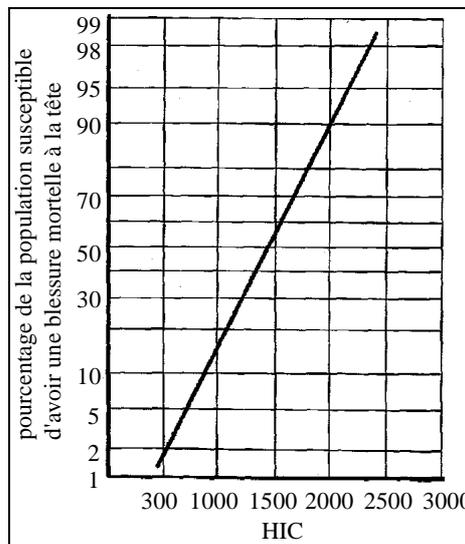
avec t_1 et t_2 qui définissent le temps de début et de fin de contact de la tête,
 $t_2 - t_1 < 36$ ms,
 a : accélération linéaire résultante exprimée au centre de gravité de la tête en g.

Dans le cas des tests effectués avec des mannequins, c'est le HIC(d) (dummy) qui est calculé et sa valeur ne doit pas dépasser 1000.

HIC(d) = 0.75446 (HIC) + 166.4 < 1000

Une valeur de HIC est juste une indication mais elle ne correspond pas à une blessure : il ne s'agit pas d'une échelle de blessure mais d'une échelle de gravité. En effet, le calcul du HIC dans de nombreux essais biomécaniques et dans des simulations d'essais « chariot » a montré que ce critère ne présentait aucune corrélation avec la gravité des blessures. Nous pouvons d'ailleurs remarquer l'absence de corrélation entre les valeurs du HIC et l'échelle AIS. Nous notons dans les exemples cités par Ballas et Ramet ceci : nous pouvons obtenir un AIS 0 pour des valeurs de HIC variant de 67 à 4787. Mais inversement à partir de reconstructions d'accidents avec mannequins et cadavres, Césari trouve un HIC 500 provoquant des blessures graves [BAL88].

Malgré la définition du critère, qui indique si l'on est au dessus ou en dessous d'un seuil, certains proposent une utilisation du HIC en continu. La figure suivante montre un risque de blessure en fonction d'une valeur du HIC [MER91].



Exemple d'utilisation linéaire du HIC.

Bien entendu, un bon nombre de facteurs peuvent influencer la valeur du HIC, comme l'âge du fait de la diminution des caractéristiques osseuses, ou encore les forces de retenue ou de chargement de la tête par le cou.

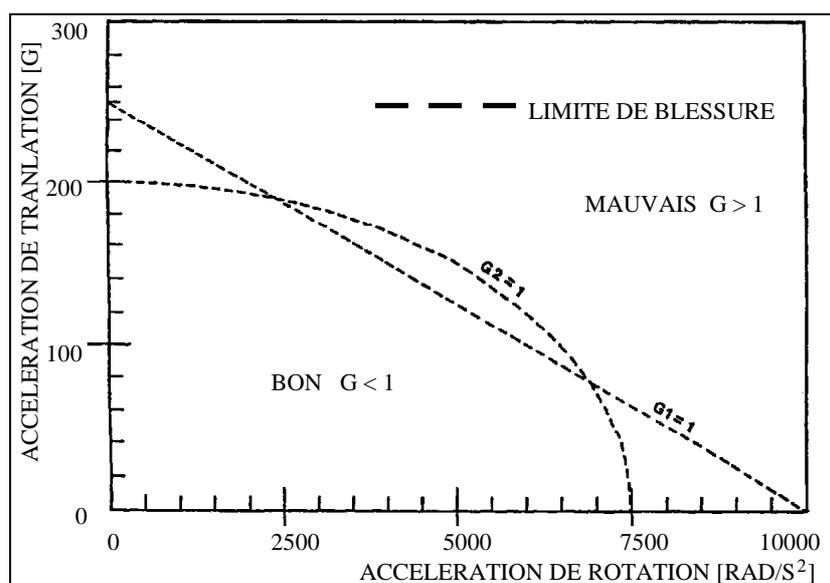
3.2.2 - Accélération angulaire : le GAMBIT.

Les critères associés aux modèles unidirectionnels ne prennent pas en compte l'accélération angulaire [OMM84b, GEN85]. L'accélération linéaire peut être remise en cause, car elle est ramenée au centre de gravité de la tête, alors que les directions d'impact sont en général non centrées et entraînent une rotation de la tête, donc une accélération angulaire. Celle-ci est considérée comme étant un facteur non négligeable pour l'apparition des blessures vasculaires et neurologiques.

Ommaya en 1984 propose de prendre une limite de tolérance pour une accélération angulaire pure et pour une accélération linéaire pure, mais sans préciser laquelle [OMM84b]. Lowenhielm en 1975 propose lui un pic d'accélération angulaire à 4500 rad/s² entraînant une vitesse de 70 rad/s minimum pour avoir contusion.[KIN85]

Il existe un critère qui prend en compte les accélérations linéaires et angulaires, le « Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold » (GAMBIT) [NEW86]. Le GAMBIT suppose en particulier que les blessures au cerveau apparaissent lorsque les effets combinés des accélérations linéaires et angulaires dépassent une valeur limite g_1 ou g_2 .

La limite g_1 correspond à une pondération égale pour l'accélération linéaire et l'accélération angulaire. Dans un plan accélération linéaire/angulaire, une droite est tracée, allant d'une valeur limite proposée en accélération purement linéaire à une valeur limite en accélération purement angulaire. La limite g_2 correspond à une ellipse dans ce même plan.



Limites pour le GAMBIT. g_1 : linéaire, g_2 : elliptique.

D'après l'auteur, les limites de son modèle sont les limites de notre connaissance dans la tolérance de la tête à un impact, et en particulier dans les zones grande translation/faible rotation et faible translation/grande rotation.

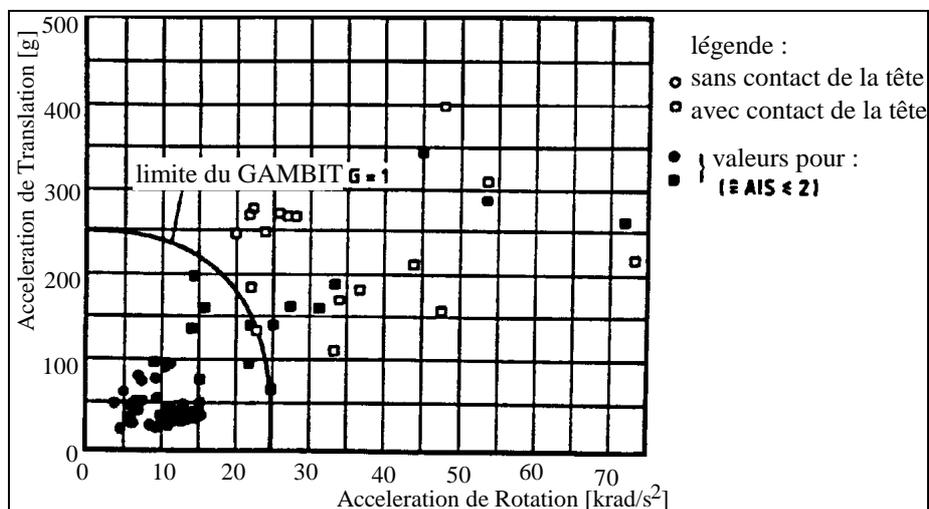
La définition d'une ligne droite comme zone de tolérance s'écrit :

- Acc. Linéaire : limite de 250 g qui est logique avec le critère de rupture employé dans l'estimation des casques où le mouvement est purement linéaire,
- Acc. Angulaire : 10000 rad/s² qui est dans la gamme des valeurs généralement admises.

$$\text{Le critère devient : } G = \frac{a_m}{250} + \frac{\alpha_m}{10000} \leq 1$$

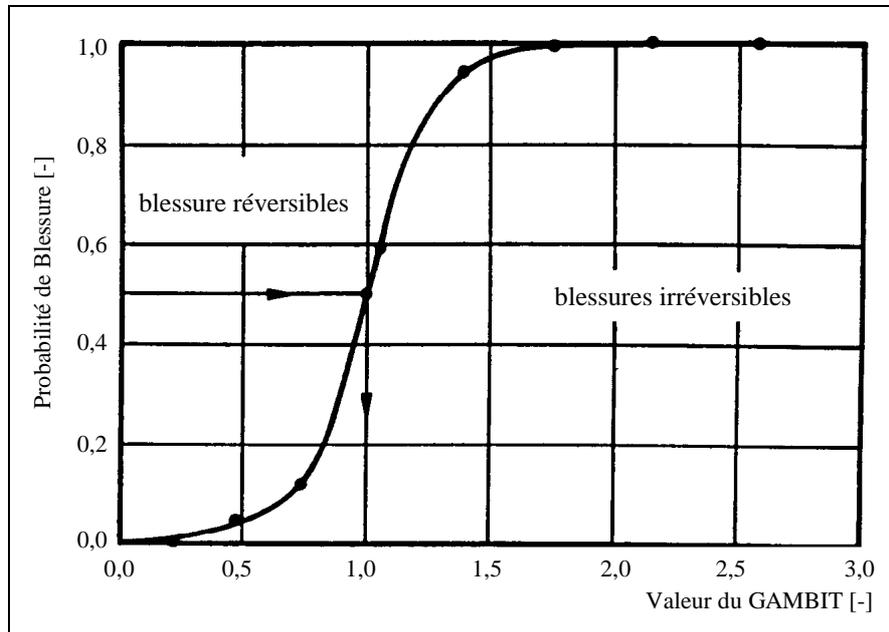
Nous notons que le GAMBIT ne tient pas compte de la durée d'application de l'accélération. D'après Newman [NEW86], les études expérimentales montrent qu'il suffit de prendre la valeur maximum de la courbe accélération angulaire/accélération linéaire, et de vérifier de quel côté elle se trouve par rapport à la frontière.

La définition du GAMBIT a été revue en 1990 par Kramer et Appel [KRA90b].



D'après une étude statistique d'accidents reconstitués numériquement, ils sont remontés à l'accélération subie par la tête de l'occupant. Connaissant les blessures réelles des accidentés de la route, ils ont lancé un calcul d'optimisation qui a redéfini le GAMBIT sur des bases expérimentales. Il est maintenant défini par :

$$G = \sqrt[n]{\left(\frac{a}{a_c}\right)^n + \left(\frac{\ddot{\phi}}{\ddot{\phi}_c}\right)^n} \leq 1 \text{ avec } n=2,5, a_c=250g, \ddot{\phi}_c=25\text{krad/s}^2$$



Probabilité de blessure en fonction de la valeur du GAMBIT. La valeur seuil du critère est 1.

3.3 - le cou.

3.3.1 - cinématique du coup du lapin.

Nygren *et al.* ont montré que les blessures au cou jusqu'alors peu prises en considération par le corps médical et codées AIS 1 conduisent souvent à des dysfonctionnements permanents. En effet, ces blessures supposées être des dommages aux ligaments et aux muscles ne laissent aucune indication ni visible sur les radiographies, ni palpables [NYG85]. Le codage n'est pas approprié car des douleurs peuvent être ressenties encore des mois après l'accident [PLA92].

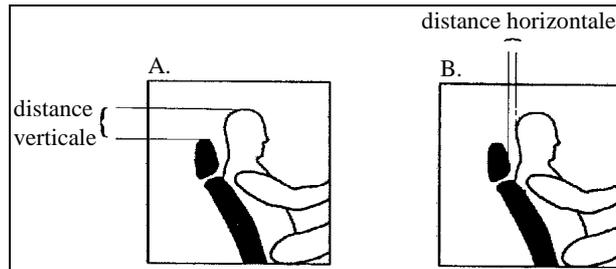
Sur un échantillon de 340.000 accidents, les auteurs constatent qu'une blessure légère au cou survient en collision frontale pour un occupant ceinturé alors que les plus sévères surviennent en collision par l'arrière pour un occupant non ceinturé.

La cinématique du "coup du lapin" peut se décomposer comme suit, pour un passager assis dans une voiture qui se fait tamponner par l'arrière :

- Le "crash" contraint le tronc à accélérer vers l'avant, poussé par le dossier du siège, ce qui entraîne un cisaillement du cou,

- La tête ne peut pas suivre ce mouvement, ce qui provoque une hyper extension du cou (vers l'arrière), relativement au tronc,
- Le tronc est ensuite retenu par la ceinture, la tête bouge alors rapidement vers l'avant, ce qui implique une hyper flexion.

L'étude de Nygren montre que la variation de l'incidence des blessures au cou dans les collisions arrière est influencée par de nombreux facteurs : poids du véhicule, distance horizontale et verticale entre la tête et le repose tête.



Position verticale (a) et horizontale (b) entre la tête et le repose-tête

Le repose-tête a une influence certaine sur l'apparition des blessures, en particulier la distance verticale, car il limite le mouvement de la tête vers l'arrière. Nygren conclut qu'un repose-tête fixe est plus utile qu'un repose-tête réglable qui n'est, dans la pratique, jamais réglé correctement [NYG85].

Un étude récente montre que la distance horizontale est aussi un facteur important. Il existe une corrélation entre les victimes qui ont des douleurs pendant plus d'un an, et celles qui avaient au moment de l'accident une distance horizontale supérieure à 10 centimètres [PLA92].

3.3.2 - tolérance du cou.

Il existe dans la littérature de nombreuses données sur la tolérance du cou, mais elles concernent essentiellement des volontaires. Si ces données sont intéressantes pour comprendre la cinématique du cou soumis à des chargements inertiels, elles ne permettent pas d'extrapoler aux zones dangereuses, à cause de la non linéarité du système [GOL84].

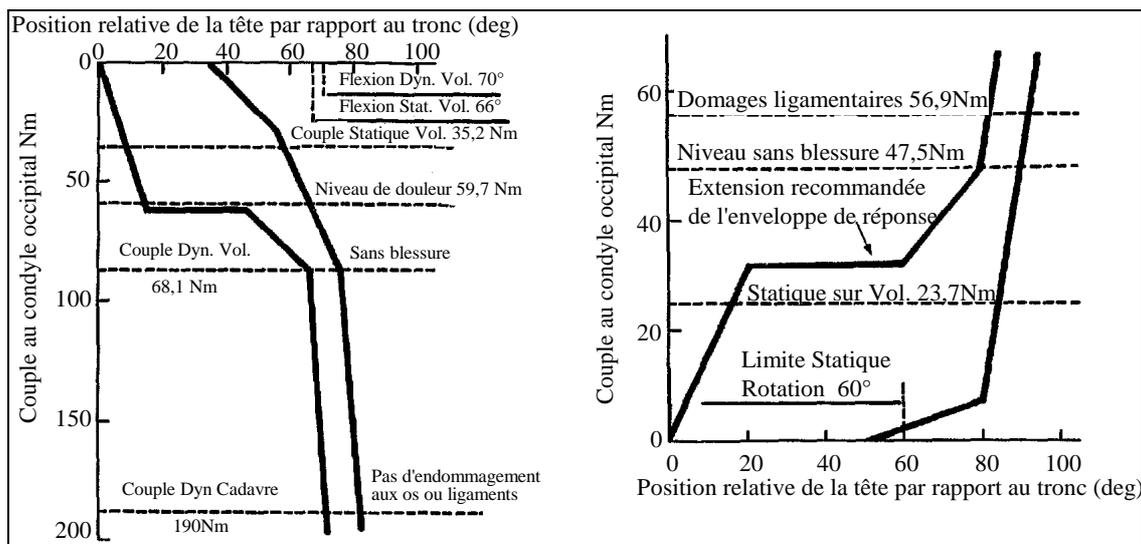
Le type de blessure le plus sérieux du cou est la fracture des vertèbres, qui est le plus souvent due à une contusion, un écrasement, ou un cisaillement, et qui peut toucher la moelle épinière.

Les études montrent que l'angle relatif entre le tronc et la tête peut dépasser 120° lors du coup du lapin. Ce mouvement peut heureusement être limité par des systèmes adaptés. Une

mesure plus sûre de la tolérance du cou que l'angle relatif, est la valeur du moment au niveau du condyle occipital (base de la tête).

L'influence des muscles du cou sur sa rigidification est faible, à cause de leur lenteur de mise en route par rapport à une durée de crash.

Voici un corridor (moment = f(angle)), proposé en flexion et extension du cou [GOL84].



Corridor de protection du cou en flexion et extension.

Mertz propose une valeur limite du moment mesuré en haut du cou, à ne pas dépasser, en flexion et en extension [MER91] :

- Moment de flexion du cou : 190 Nm,
- Moment d'extension du cou : 57 Nm.

Ces valeurs ont été proposées pour la norme ISO : ISO/TC22/SC12/WG5/N312. Notons que ces valeurs correspondent aux valeurs maximum du corridor présenté ci-dessus.

S'il s'agit d'un impact, représentant une charge répartie, sur la face avant du cou, une valeur de 400N correspond à l'initialisation de fracture des ligaments, et reste en dessous d'un seuil d'écrasement trop important du larynx.

3.4 - le thorax et le bassin.

A la suite des progrès réalisés dans la protection au choc frontal, les biomécaniciens se sont intéressés aux problèmes posés par le choc latéral. Une étude des conditions et des

mécanismes de blessures a montré que la gravité d'un choc latéral était directement liée à la vitesse de déplacement de la paroi au moment où elle vient heurter l'occupant assis derrière celle-ci. Cet occupant subit des blessures localisées en priorité sur son côté proche de la paroi, au niveau de la tête, du thorax, de l'abdomen et du bassin. En complément de la diminution de la vitesse de la paroi, il est nécessaire d'amortir le choc entre la paroi et l'occupant. On a donc besoin de connaître la tolérance humaine pour pouvoir choisir les caractéristiques du matériau amortissant à utiliser.

Des tests sur être humain montrent qu'une compression de 20% du thorax est sans risque et entièrement réversible. Sur cadavre, avec les limitations dues à ce type d'essai, à 40% de compression, il y a de nombreuses fractures, et la cage thoracique n'assure plus sa fonction protectrice.

Un taux de compression de 35 % est alors proposé comme niveau de tolérance approprié pour la poitrine. Cependant, se pose le problème de la mesure correcte de l'enfoncement.

Il a été montré que pour un taux de déformation $< 3\text{m/s}$, la tolérance de la cage thoracique peut être estimée par sa compression maximum. Cependant, à cause de la viscosité du thorax, le taux de déformation a une grande importance sur la tolérance à la compression, et donc sur les risques de blessure des tissus mous.

Pour les impacts ayant un taux de déformation supérieur à 4m/s , un critère doit prendre en compte la déformation et le taux de déformation. Viano et Lau ont ainsi mis au point le Viscous Criterion, basé sur l'énergie dissipée par le thorax.

La définition de la réponse visqueuse est définie par :

$$VC = \dot{y} \frac{y}{D} \text{ où } V = \dot{y} \text{ et } C = \frac{y}{D}$$

D : épaisseur extérieure initiale de l'objet

Y : déformation instantanée de l'objet

En utilisant le concept d'énergie stockée (ressort) et d'énergie dissipée (amortisseur), quatre critères sont écrits. Les coefficients α_1 à α_4 sont des coefficients de proportionnalité.

- critère d'énergie stockée : SEC : $(E_e)_{\max} = \alpha_1 (y^2)_{\max}$

Limité par l'enfoncement maximum du thorax, il est identique au critère de compression maximum.

- critère du taux de stockage de l'énergie : ESRC : $\left(\frac{dE_e}{dt} \right)_{\max} = \alpha_2 (y\dot{y})_{\max}$

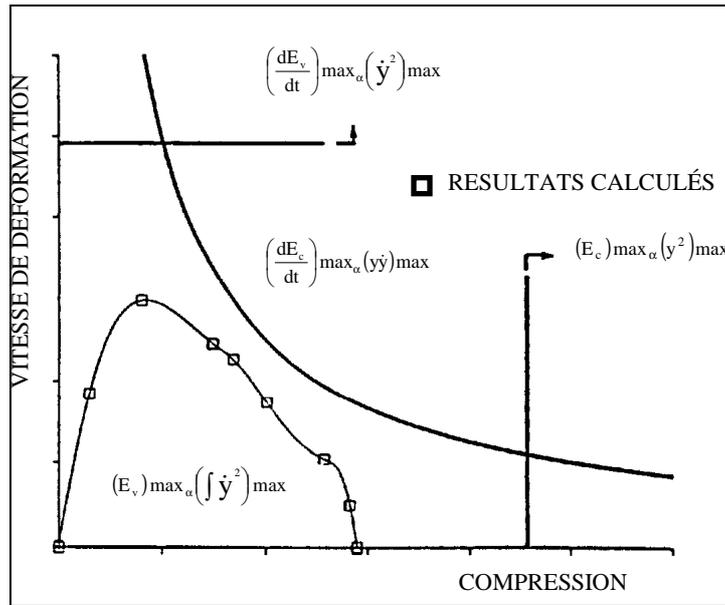
En normant par rapport à l'épaisseur extérieure, nous retrouvons le **viscous criterion**. Ce critère prédit une blessure à l'écrasement, fonction du taux d'écrasement. La limite proposée par Viano est : $VC_{\max} = 1\text{m/s}$ pour 50% de risque de blessure sévère.

- critère d'énergie dissipée : DEC : $(E_v)_{\max} = \alpha_3 \int_0^{t_{\max}} \dot{y}^2 dt$

Limité par le taux maximum de déformation, c'est le critère de vitesse maximum, ou critère de puissance.

- critère de taux de dissipation de l'énergie : EDRC : $\left(\frac{dE_v}{dt}\right)_{\max} = \alpha_4 (\dot{y}^2)_{\max}$

Il donne un seuil pour les blessures en cas de choc très violent.



Impacteurs	$\left(\frac{1}{2} \frac{y^2}{D}\right)_{\max}$	$(vc)_{\max}$	$\frac{1}{D} \left(\int \dot{y}^2 dt\right)_{\max}^*$	$\frac{1}{D} (\dot{y}^2)_{\max}$
20 kg, 7m/s	1,00	1,00	1,00	1,00
8kg, 11m/s	1,05	1,63	1,54	2,23
4,35kg, 15m/s	0,96	2,24	1,93	3,61

* pour $\dot{y} \geq 0$.

Niveaux de blessure pour les corps déformables.

Ces quatre critères forment une base solide pour prédire les risques. Si la courbe "compression - vitesse de déformation" du thorax est dans la région définie par les axes compression, vitesse et les seuils SEC, ESRC et EDRC et que la surface sous la courbe est inférieure au seuil du DEC, alors le risque est faible.

Pour prédire la probabilité de blessures sérieuses sur les os du thorax suite à un impact latéral, une nouvelle mesure appelée Thoracic Trauma Index (TTI) a été proposée en 1984 par Eppinger et al. Le TTI est un critère basé sur l'accélération de la plus basse vertèbre et celle des côtes. Il tient compte également du poids et de l'âge de la victime d'accident. Ce critère a été élaboré suite à une série de tests biomécaniques effectués sur 84 cadavres. Ces tests ont montrés que l'apparition de blessures au niveau de la cage thoracique est fortement liée au pic d'accélération latérale subi lors de l'impact.

Le TTI défini par Morgan s'écrit :

$$\text{TTI} = 1.4 (\text{AGE}) + 0.5 (\text{RIB}_g + \text{T12}_g) \cdot (\text{MASS}/\text{MSTD})$$

Où :

AGE : est l'âge de la victime en années,

RIB_g : est la valeur maximale de l'accélération en g dans la direction latérale de la 4^{ème} et de la 8^{ème} cote du côté impacté,

T12_g : est la valeur maximale de l'accélération en g dans la direction latérale de la 12^{ème} vertèbre,

MASS : est la masse de la victime en kg,

MSTD : est la masse de référence de 75 kg.

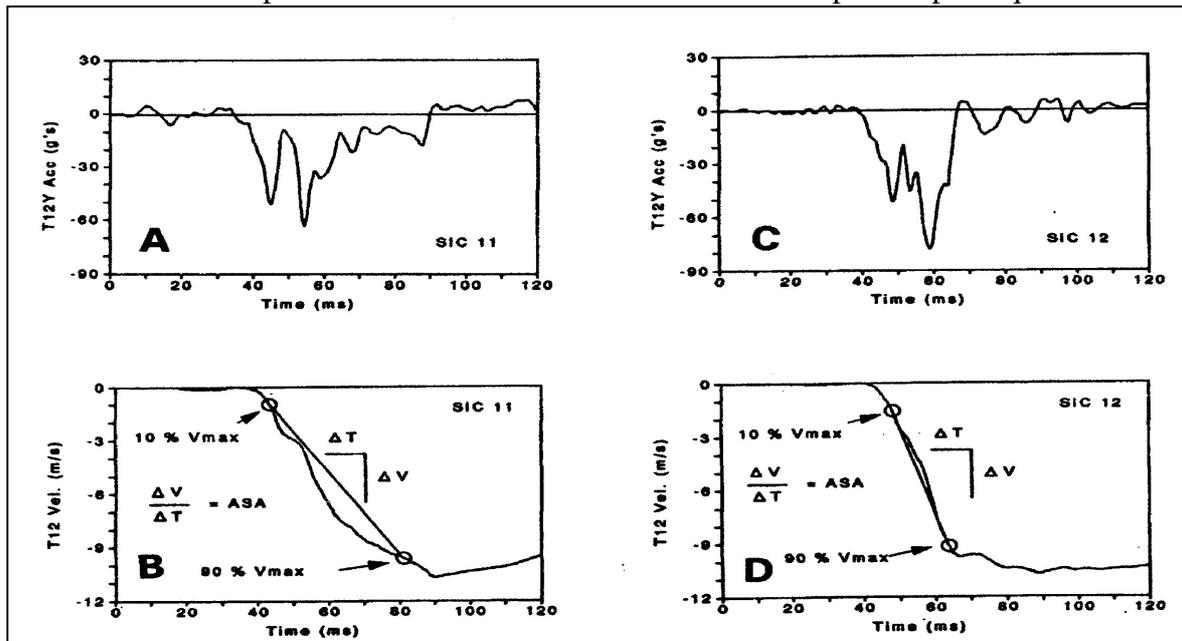
Il existe, comme pour le HIC, une définition du TTI pour les mannequins, qui n'ont pas d'âge significatif et dont la masse correspond à la masse de référence (75 kg). Ce critère, le TTI(d) est donc défini pour un mannequin de type 50th percentile par la formule suivante :

$$\text{TTI(d)} = 0.5 * (\text{RIB}_g + \text{T12}_g) < 85 \text{ à } 90 \text{ g}$$

Pour respecter la norme FMVSS 214 de 1990, la valeur du TTI(d) ne doit pas dépasser la valeur limite de 85g pour les véhicules 4 portes et celle de 90g pour les véhicules 2 portes.

Un autre critère de blessure basé sur l'accélération latérale a été développé par Cavanaugh et al. en 1993 [CAV 94]. Ce critère appelé Average Spine Acceleration (ASA) est obtenu de la manière suivante :

- filtrage de l'accélération latérale de la 12^{ème} vertèbre à 300 Hz,
- intégration de l'accélération filtrée pour obtenir la vitesse de la vertèbre,
- calcul de la pente de la vitesse de la vertèbre entre deux points spécifiques.



Exemples de calculs de l'ASA pour deux paddings de nature différentes

La pente calculée représente donc l'ASA. ASA10 est calculée entre 10 et 90% du pic de vitesse de la vertèbre, ASA15 entre 15 et 85% du pic de vitesse de la vertèbre et ASA20 entre 20 et 80% du pic de vitesse de la vertèbre. L'ASA peut comme le TTI tenir compte de l'âge et de la masse de la victime d'accident ; sa formule sera alors la suivante :

$$ASA_{A,M} = ASA * (AGE/45) * (MASS/MSTD)$$

Dans la plupart des cas, le torse peut supporter un niveau d'accélération de 60 à 80g si l'effort est réparti. Cependant, une valeur de $ASA_{A,M}$ inférieure à 30g est bien tolérée par le cadavre humain alors qu'une valeur comprise entre 30 et 40g représente déjà une zone de transition. Au-delà de 40g, des blessures de niveau 4 et 5 sur l'échelle AIS apparaissent. La valeur limite de 30g pour ce critère a donc été proposée dans le cas de choc latéral.

En ce qui concerne la tolérance des organes abdominaux, elle est difficile à estimer car ceux-ci sont très mobiles. En effet, lorsqu'il y a compression de l'abdomen [VIA 96], un organe peut bouger et éviter d'être comprimé par l'impacteur, mais ses attaches peuvent alors se rompre. Malgré les difficultés, des chercheurs tentent de déterminer des valeurs limites en compression et en niveau d'effort. Des constructeurs tels que Peugeot et Renault s'intéressent

fortement à cette partie du corps humain, notamment en cas de choc latéral. Sur la base de 6 sujets testés en choc latéral, il a été possible d'établir des relations entre les différents paramètres mécaniques. La conclusion de leur étude concerne les trois critères suivants :

- Un niveau d'effort maximum de 440 daN correspondant à une blessure de type AIS3 a été corrélé avec les résultats donnés par Walfish,
- Une valeur limite de déflexion de 60 mm a également été vérifiée,
- La valeur du critère visqueux VC trouvée est la même que celle donnée par Viano ; cette valeur limite étant fixée à $VC = 1.98$ m/s.

3.5 - l'ensemble genou-fémur-tibia.

L'ensemble genou-fémur-tibia constitue la troisième partie du corps susceptible d'être touchée lors d'une collision frontale.

Viano en 1977 propose un premier critère : le **Femur Injury Criterion (FIC)** :

$$t < 20 \text{ msec} : f = a - b * t \quad \text{avec} \quad a = 23.1 \text{ kN, et } b = 0,71 \text{ kN/ms}$$

$$t \geq 20 \text{ msec} : f = 8.9 \text{ kN}$$

L'étude de Leung *et al.* porte sur la reconstitution de tests sur des mannequins et cadavres. La tolérance à la fracture dépend en grande partie des conditions des os du sujet. Pour prédire le risque de fracture pour toute une population, une étude de minéralisation et de robustesse des fémurs a été menée parallèlement aux essais [LEU83]. Un critère a été mis au point : le Knee-Thigh-Hip Injury Criterion (KTHIC), mais son utilisation est réservée aux modèles humains. Il est défini par :

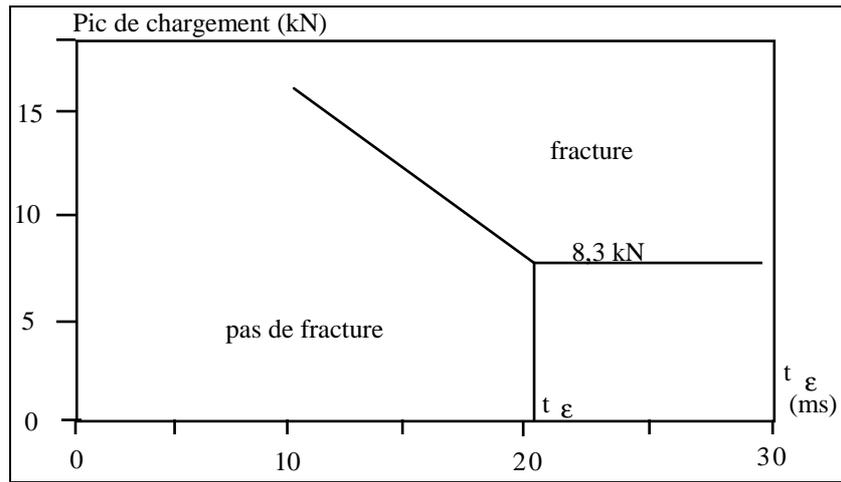
$$t_{\epsilon} < 21 \text{ msec} : f = a - b * t_{\epsilon} \quad \text{Où} \quad a = 23,4 \text{ kN, et } b = 0,72 \text{ kN/ms}$$

$$t_{\epsilon} \geq 21 \text{ msec} : f = 8,3 \text{ kN}$$

où t_{ϵ} est la durée de la pulsation conventionnelle, définie par :

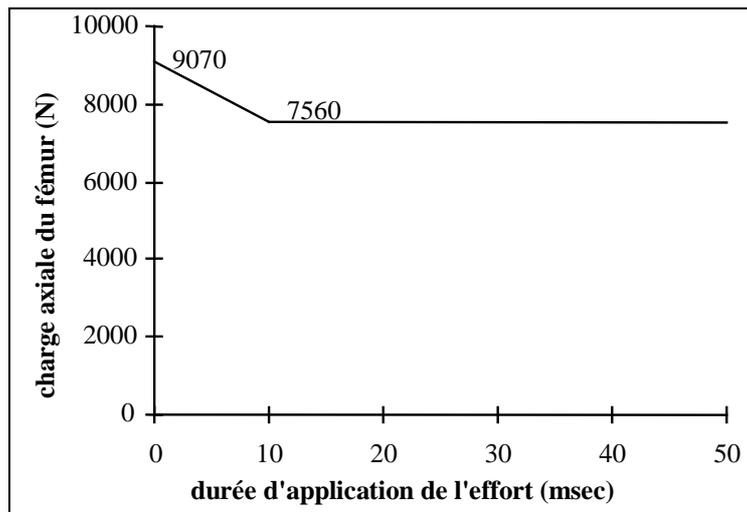
$$t_{\epsilon} = \frac{\int_0^t f(t) dt}{F_{\max}} \quad \text{où } t \text{ est la durée totale de l'impulsion.}$$

La forme de ce second critère ressemble à celle du FIC de Viano, mais la base temporelle est différente. En appliquant le FIC aux résultats des tests de Leung, celui-ci paraît plus optimiste que le critère KTHIC.



Pic de la force d'impact sur le genou fonction de la durée conventionnelle de pulsation.

Citons enfin un dernier critère pour cette partie du corps, trouvé dans un article de Mertz datant de 1991, et proposé à l'Organisation Internationale de la Normalisation (ISO/TC22/SC12/WG5/N312). La définition de ce critère est particulièrement adaptée pour les mannequins. Le critère permet de vérifier si la durée d'application d'un effort axial, réparti sur le genou est en dessous d'un seuil.



Critère dépendant du temps pour le chargement du fémur.

Le critère proposé en ce qui concerne le tibia est un effort limite de 1800lbs qui tient compte des moments de flexion et des forces de compression. Le NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration) a proposé d'adopter le critère décrit par la formule suivante :

$$M / M_c + P / P_c < 1$$

Où : $M_c = 168$ lbs-ft

$P_c = 7.950$ lbs

M et P sont les moments et les forces de compression mesurés.

Si la somme des ratios des moments de flexion aux deux extrémités du tibia (genou et cheville) et de la force de compression est inférieure à 1, des fractures du tibia ou du fibula ne devraient pas se produire.

4 - TESTS ET PROCEDURES D'ESSAIS

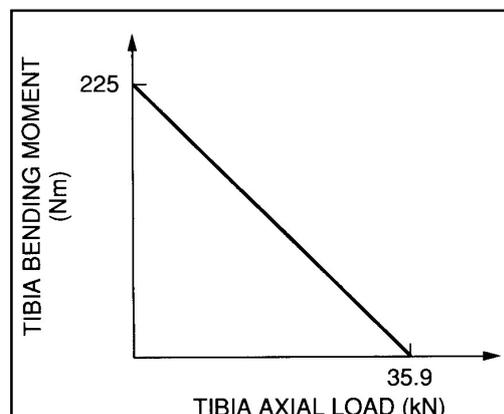
4.1 - Les mannequins

Le moyen de test anthropométrique (Anthropomorphic Test Device : ATD) le plus couramment utilisé est le mannequin de choc. Diverses versions existent, qui représentent un homme de taille moyenne, une femme, mais aussi des mannequins d'enfants. Certains mannequins sont spécifiques, comme ceux pour le choc latéral, ou les mannequins piétons.

Le corps humain est composé de beaucoup d'eau, de gaz, de matière minérale,... Les caractéristiques physiques du corps humain doivent être reproduites le plus fidèlement possible afin de rendre réaliste un essai de collision avec un mannequin en lieu et place de l'homme, c'est la biofidélité.

Devant la difficulté d'un tel objectif, les mannequins sont perpétuellement améliorés pour que leurs caractéristiques mécaniques s'approchent le plus possible de celles du corps humain. Le ministère des transports Américain (NHTSA) travaille par exemple sur une nouvelle génération de mannequin. Chaque sous-ensemble est étudié et validé séparément. La tête de ce nouveau mannequin pourrait être équipée d'une mesure de la vitesse angulaire, et le thorax d'une mesure de sa courbure en différents points de la circonférence [EPP92]. L'université du Michigan travaille sur un mannequin complet où le thorax pourrait être rempli d'un fluide pour mieux prendre en compte sa viscosité [MEL85, SCH92].

Chaque laboratoire est libre de développer une partie du mannequin suivant ses propres besoins. Ainsi certains laboratoires ont mis au point un visage pour le mannequin Hybrid III permettant de mesurer les efforts de contact, chose qui n'était pas prévu sur le mannequin Hybrid III d'origine [PLA89, NIL87, GAL88]. D'autres travaillent sur le cou, qui a une très grande influence sur la cinématique de la tête [BIS86, DES91], ou encore sur le thorax, dont la biofidélité est importante pour quantifier les progrès que peut apporter le sac gonflable [DAN86].

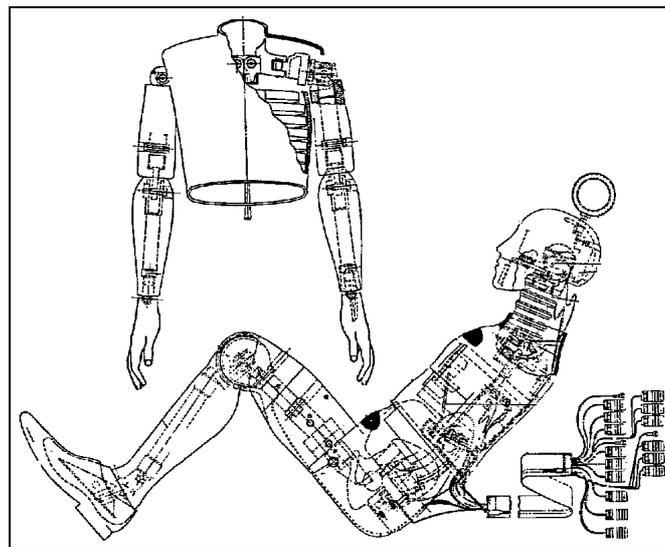


Cependant, avec les contraintes qui existent sur la conception d'un mannequin : capteurs de mesure, réutilisation pour de nombreux essais, les coûts sont très élevés. Une calibration régulière du mannequin est nécessaire pour garantir une bonne reproductibilité des résultats, mais aussi un contrôle de la température d'utilisation qui peut faire varier les résultats [ALD86].

Malgré les progrès constants dans le domaine de la miniaturisation des capteurs, et dans la connaissance des caractéristiques dynamiques du corps humain, le mannequin est une représentation imparfaite de la réalité. Son utilisation est malgré tout indispensable et justifiée.

Les mannequins utilisés pour le choc frontal sont l'Hybrid II, et l'Hybrid III. Ce dernier, plus récent, intègre un cou ayant une flexibilité, ainsi qu'une meilleure biofidélité du thorax [BAC 94]. Les mesures disponibles sur ce mannequin sont : l'accélération linéaire au centre de gravité de la tête, les efforts et moments à la base et en haut du cou, l'accélération et la déflexion du thorax, l'accélération du bassin, l'effort de compression des fémurs.

L'hybrid III pèse 75kg, et mesure 1,75m. L'enregistrement des données capteurs se fait à l'extérieur, ce qui nécessite un faisceau de câbles reliant le mannequin au boîtier de mesure. Celui-ci peut s'avérer gênant. La prochaine génération, appelée hybrid IV, inclura le boîtier de mesure dans son thorax.



Vue écorchée du mannequin Hybrid III

4.2 le choc tête

a) Norme américaine FMVSS 201

La révision de la législation FMVSS 201 concernant l'impact de la tête de 1996 a eu un impact sur le design des composants intérieurs tels que les tableaux de bord et l'ébénisterie des véhicules [LOR 96]. La nouvelle législation a pour but d'améliorer la sécurité des

occupants pendant l'impact en réduisant la probabilité de blessures de type AIS 3 ou plus. Le NHTSA (National Highway Transportation and Safety Administration) a proposé une période d'adaptation à cette nouvelle norme prenant effet à partir du 1^{er} septembre 1998. Tous les véhicules fabriqués après le 1^{er} septembre 2002 devront respecter la modification de cette norme.

L'une des mesures de blessure à effectuer sur l'occupant du véhicule sera le HIC. Cette valeur est calculée à partir de la décélération de la tête. Pour réaliser cette mesure, l'utilisation d'un FMH (Free Motion Headform) instrumenté à l'aide d'un accéléromètre tri-axes est indispensable et la valeur de HIC recueillie est en fait une valeur de HIC « mannequin » ou **HIC(d) qui ne doit pas dépasser la valeur limite fixée à 1000** pour que la structure testée soit validée par la FMVSS 201. Le FMH est en fait une tête modifiée de mannequin Hybrid III dont le crâne est remplacé par une plaque en acier et dont le nez est fortement aplati pour éliminer les interférences durant le test.

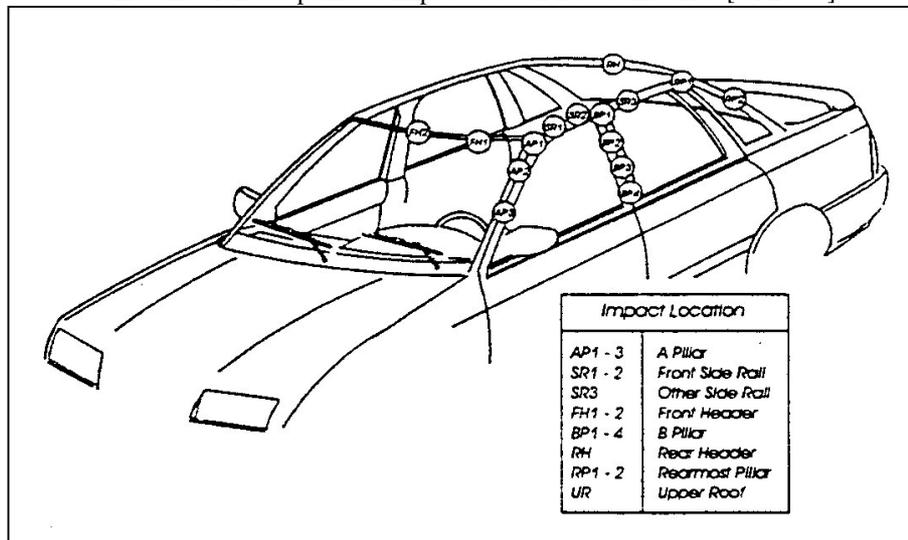
La capacité des composants intérieurs (tableau de bord, montant de baie, custode,...) à limiter les blessures de la tête des occupants est donc évaluée en impactant les composants à l'aide d'un FMH de 44.48 N à une vitesse fixée à 6.7 m/s, cette vitesse correspondant à la vitesse moyenne à partir de laquelle apparaissent les blessures sérieuses [NAI 98].



MIRA's Headform Impact Test System (HITS) for FMVSS 201 validation.

Les points d'impact « cibles » ont été déterminés de telle façon que les endroits de la structure ayant une forte rigidité ne soient pas négligés [RYC 98]. Ces points comportent des surfaces où les tôles métalliques sont renforcées ou soudées. D'autres points d'impact sont caractérisés par une rigidité importante de la structure comme le point d'attache de la ceinture par exemple. Il est spécifié dans cette norme qu'aucune pièce plastique constitutive de l'habitacle ne doit se rompre afin de ne pas présenter d'arête vive pouvant blesser l'occupant.

Localisation des points d'impact tête sur les ébénisteries [GAN 97].



Le seul critère à vérifier pour ce test est le suivant :

tête	HIC(d)	< 1000
------	--------	--------

b) Norme européenne ECE 21

Le banc de choc ECE 21 permet de simuler l'impact sur une planche de bord d'un passager ceinturé lors de la collision d'un véhicule contre un mur indéformable. La vitesse du véhicule fixée à 56 km/h entraîne une vitesse d'impact du passager avec la planche de bord de 24,1 km/h.

Cet essai a pour but de caractériser la capacité de dissipation d'énergie de la structure de planche de bord afin d'éviter ou de limiter le risque de blessure des occupants suite à un choc. L'énergie mise en jeu lors de cet essai correspond à la chute d'une masse de 6,8kg d'une hauteur de 2,3m (152J). Les risques de blessures sont de deux natures :

- la rupture de l'élément impacté qui provoque des parties saillantes pouvant couper ou perforer certaines parties du visage,
- un niveau d'effort trop élevé au niveau de la tête pouvant entraîner un coma ou la mort du passager. L'effort maximal supportable au niveau de l'os frontal est d'environ 600 kg et celui de la face d'environ de 150 à 250 kg.



Banc de choc ECE 21.

Une zone d'impact est déterminée, elle tient compte de la possibilité de contact de la tête d'un passager de petite ou de grande taille avec la planche de bord en fonction des réglages extrêmes de la position du siège.

Des points de choc sont choisis à l'intérieur de cette zone en raison de leur fragilité supposée (risque de rupture) ou de leur grande rigidité (effort trop important au niveau de la tête).

Les critères à vérifier pour ce test sont les suivants :

tête	HIC(d)	< 1000
	a	< 90g

4.3 - Le choc frontal

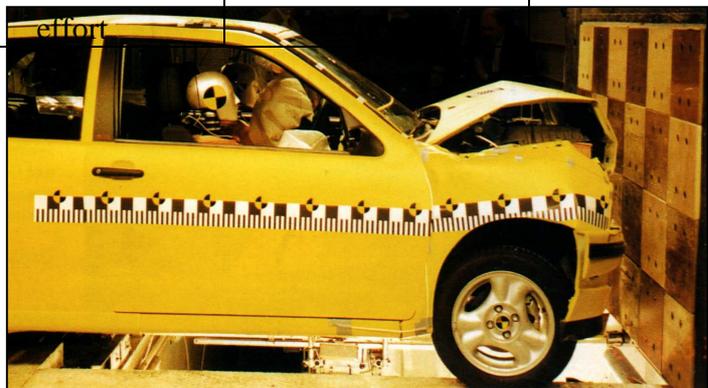
a) Norme américaine FMVSS 208

Le but de cette norme est de réduire le nombre de tués et de blessés graves en spécifiant de nouvelles exigences en terme d'effort et d'accélération mesurés sur le mannequin anthropomorphique, en l'occurrence ici, l'Hybrid III instrumenté qui doit être ceinturé (puis non ceinturé) pendant toute la durée du test. Durant l'essai, le véhicule doit être lancé à une vitesse de 35 mph soit 56 km/h et doit venir impacter le mur couvrant toute la largeur du véhicule en choc frontal.

Les critères de blessure pour respecter cette norme peuvent être récapitulés dans un tableau :

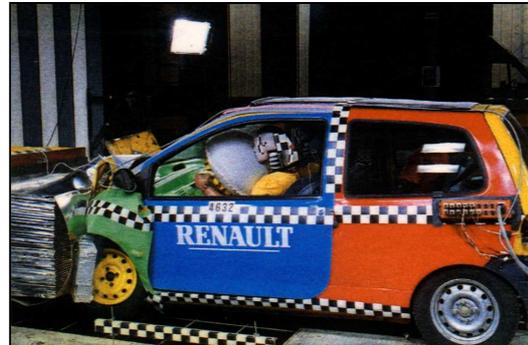
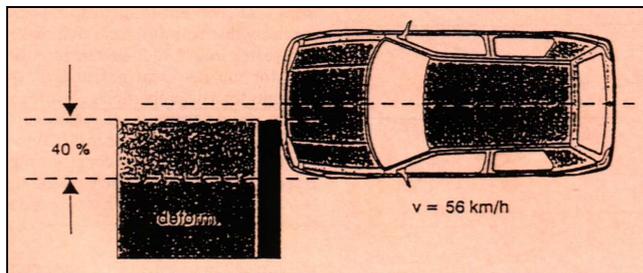
tête	HIC(d)	< 1000
cou	Moment de flexion	< 190 Nm
	Moment en extension	< 57 Nm
	Force axiale en tension	< 3300 N
	Force axiale en compression	< 4000 N
thorax	décélération	< 60 g (sur 3 ms)
	déflexion	< 3 inches (76.2 mm)
fémur	Force axiale	< courbe
genou	Translation fémur-tibia	< 15 mm
tibia	Compression-moment de flexion	< courbe
	effort	< 4000 N
cheville		

Critères de blessure pour le test FMVSS 208 et ECE R94.



b) Norme européenne ECE R94

Durant l'essai, le véhicule doit être lancé à une vitesse de 56 km/h et doit venir impacter un obstacle déformable avec un recouvrement de 40% en choc frontal. Cette norme européenne permet de simuler un choc voiture/voiture tout en mettant à l'épreuve la coordination des moyens de retenue des passagers.

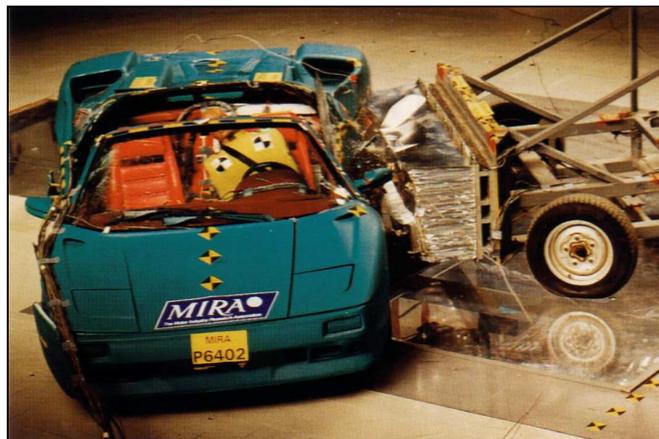


Les critères de blessure pour respecter cette norme sont identiques à ceux de la norme FMVSS 208 présentés dans le tableau ci-dessus.

4.4 - Le choc latéral

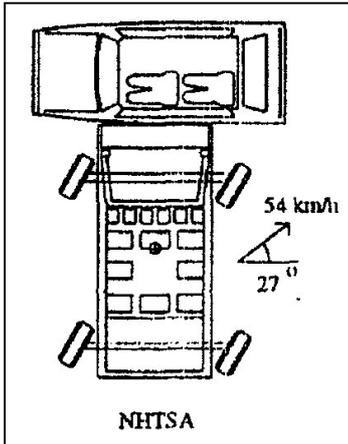
a) Norme américaine FMVSS 214

Le choc latéral américain FMVSS 214 implique une collision avec une barrière déformable entrant en contact avec le véhicule testé à un angle de 27° et à une vitesse de 54 km/h. Tandis qu'il y a deux matériaux principaux différents (polyuréthane et nid d'abeille en



aluminium), la barrière représente le comportement de la partie avant d'un véhicule de taille moyenne.

Le point d'impact sur le véhicule cible est relatif à l'emplacement du siège conducteur.



Le mannequin utilisé pour le choc latéral est l'US-SID ou BIOSID. Ses critères de blessure couvrent :

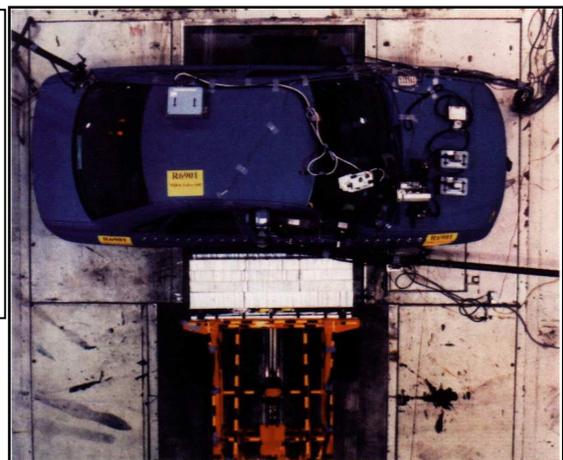
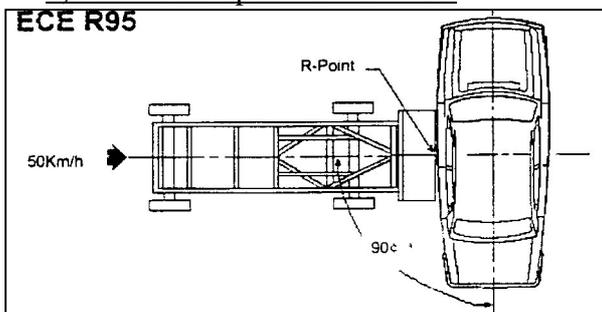
- le niveau maximal d'accélération de la tête (HIC) et du bassin,
- les limites en déplacement des côtes,
- le pic d'effort appliqué à l'abdomen et celui appliqué au bassin.

Les critères de blessure pour respecter cette norme peuvent être récapitulés dans un tableau :

tête	HIC(d)	< 1000
thorax	enfonceement	< 42 mm
	VC_{max}	< 1.2 m/s
	TTI(d)	< 85g (4 portes)
		< 90g (2 portes)
accélération	< 130g	
bassin	effort	< 6.0 KN
Abdomen	effort	< 2.5 KN

Critères de blessure pour le test FMVSS 214.

b) Norme européenne ECE R95



Le choc latéral européen ECE R95 implique une collision avec une barrière déformable entrant en contact avec le véhicule testé à un angle de 90° et à une vitesse de 50 km/h [LUT 97]. Tandis qu'il y a deux matériaux principaux différents (polyuréthane et nid d'abeille en aluminium), la barrière représente le comportement de la partie avant d'un véhicule européen de taille moyenne. Le point d'impact sur le véhicule cible est relatif à l'emplacement du siège conducteur ; point noté R sur la figure.

Conditions de tests ECE R95 [CHO 98].

Le mannequin utilisé pour le choc latéral est l'EUROSID. Ses critères de blessure couvrent :

- le niveau maximal d'accélération de la tête (HIC) et du bassin,
- les limites en déplacement des côtes,
- le pic d'effort appliqué à l'abdomen et celui appliqué au bassin.

Les critères de blessure pour respecter cette norme peuvent être récapitulés dans un tableau :

tête	HIC(d)	< 1000
thorax	enfoncement	< 42 mm
	VC _{max}	< 1 m/s
	TTI(d)	< 85g (4 portes)
		< 90g (2 portes)
accélération	< 130g	
bassin	effort	< 6.0 KN
Abdomen	effort	< 2.5 KN

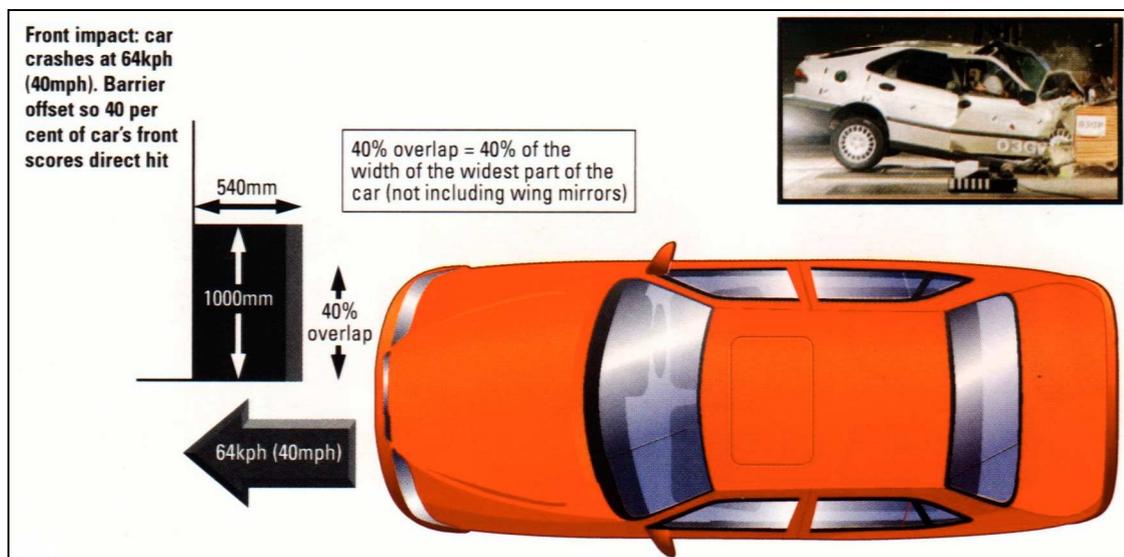
Critères de blessure pour le test ECE R95.

4.5 - les tests Euro NCAP

Euro NCAP – the European New Cars Assessment Programme – teste des véhicules en sévérant les normes en vigueur, en particulier par l'augmentation de la vitesse d'impact. Ces tests ont été développés pour couvrir la plupart des crashes qui entraînent des blessures sérieuses et parfois fatales et montrent la manière dont les véhicules protègent les différentes parties du corps humain.

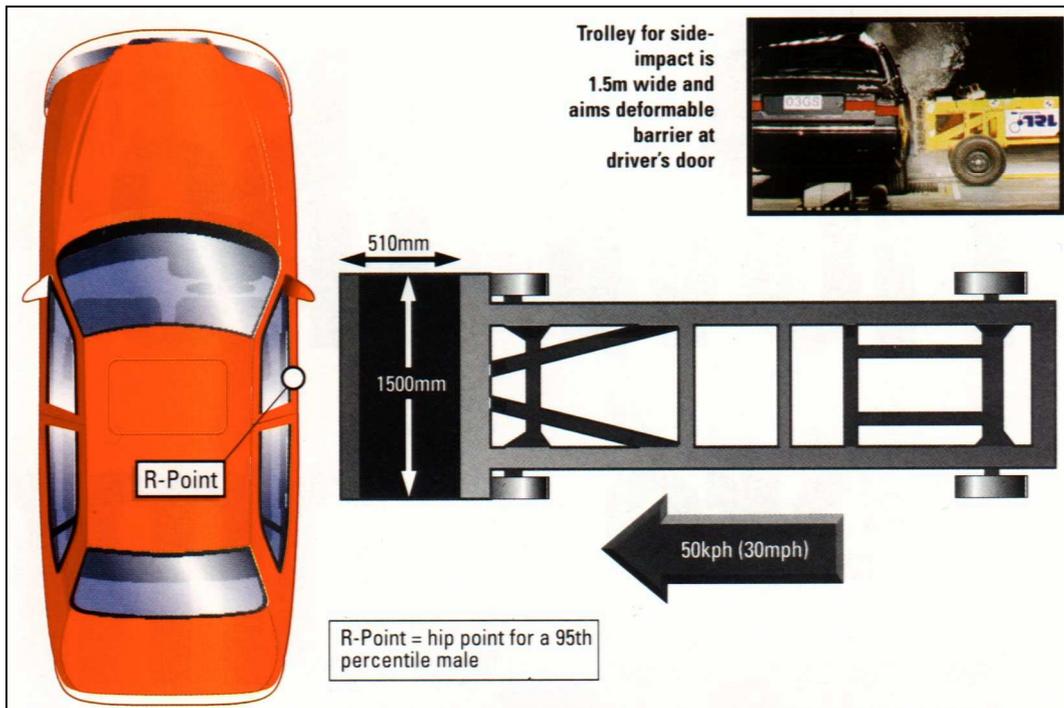
Il y a trois catégories de tests :

- le choc frontal où le véhicule est lancé à une vitesse de 64 km/h (40mph) sur une barrière déformable couvrant 40% de la largeur du véhicule (contre 30% en FMVSS 208).
- Le choc latéral dans lequel un chariot dont la partie avant est déformable est lancé du côté conducteur à une vitesse de 50 km/h (30mph) ce qui sévère la norme américaine FMVSS 214, identique à l'ECE R95 du côté conducteur.
- Le choc piéton effectué à 40 km/h (25mph).



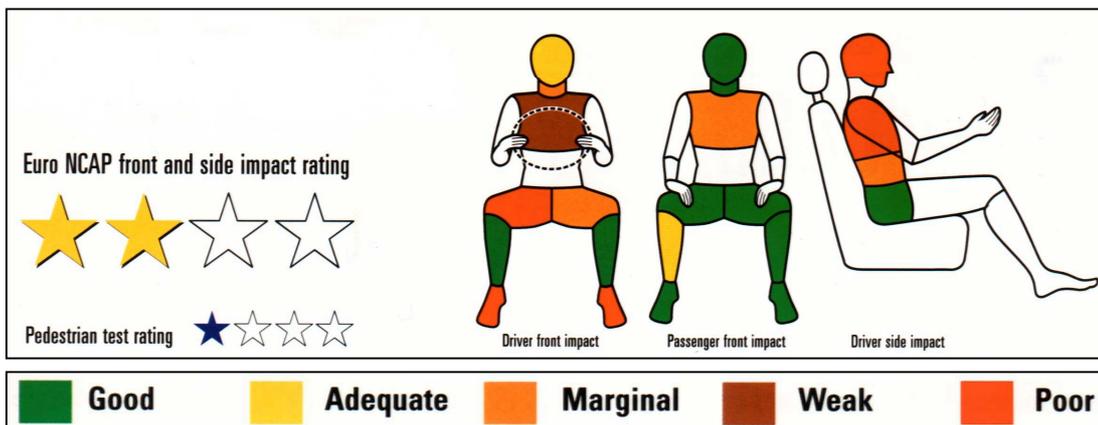
Conditions de test Euro NCAP du choc frontal.

Les recherches ont montré que les véhicules devaient assurer la protection des occupants à des vitesses supérieures à 40 km/h afin d'éviter un certain nombre de fatalités.



Conditions de test Euro NCAP en choc latéral.

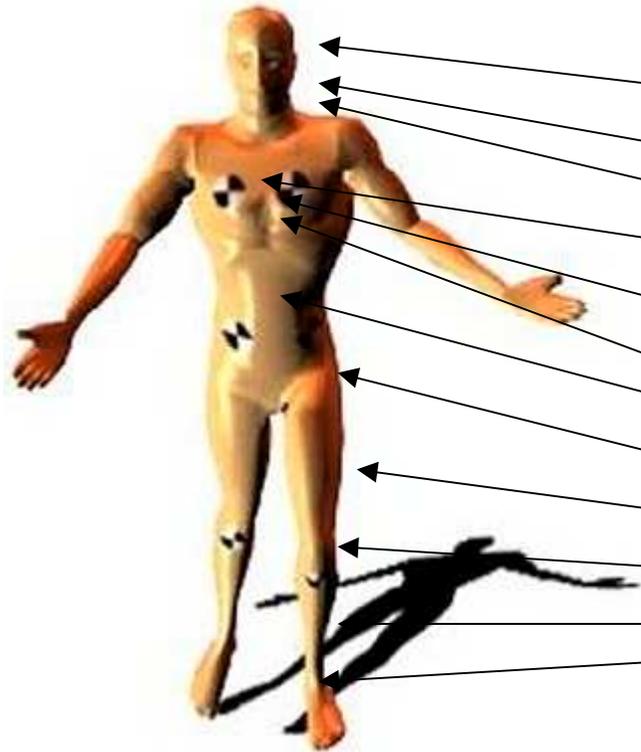
Les résultats des différents tests Euro NCAP sont donnés sous la forme d'un nombre d'étoiles attribuées en fonction de la protection que montre le véhicule envers l'occupant.



Résultats des tests Euro NCAP en matière de protection.

6 - CONCLUSION

A la suite d'études statistiques et bibliographiques, nous constatons que les chocs frontaux et latéraux représentent des risques pour le passager, notamment lorsque ce dernier vient impacter l'habillement intérieur du véhicule. Dans le cadre de cette étude, nous souhaitons réduire les risques encourus par un passager subissant un crash et c'est pour cette raison que l'intégration de la biomécanique est devenue indispensable dans la conception des ébénisteries et des tableaux de bords. En effet, un nombre croissant de véhicules utilisent des matériaux capables d'absorber une bonne part de l'énergie en vue de réduire le risque de blessures de l'occupant. Pour améliorer la sécurité dite "passive", l'analyse des performances des matériaux (padding, nid d'abeille, polymères,...) en terme d'absorption d'énergie est la clef pour développer des matériaux qui satisferont les différentes normes en vigueur.



Head Injury Criterion : $HIC(d) < 1000$

Moment de Flexion : $M_f < 190 \text{ Nm}$, Moment en Extension : $M_e < 57 \text{ Nm}$

Effort en Traction : $F_t < 3300 \text{ N}$, Effort en Compression : $F_c < 4000 \text{ N}$

Décélération $< 60g$, Viscous Criterion : $VC < 1m/s$,

Thoracic Trauma Index : $TTI(d) < 85 \text{ à } 90g$

Déflexion en choc frontal $< 3 \text{ inches}$, enfoncement en choc latéral $< 42 \text{ mm}$

Effort : $F < 2500 \text{ N}$

Effort : $F < 6000 \text{ N}$, accélération $< 130g$

Effort : $F < 7500 \text{ N}$

Translation fémur-tibia $< 15 \text{ mm}$

Effort : $F < 4000 \text{ N}$

Effort : $F < 4000 \text{ N}$

Ensemble des critères biomécaniques à respecter pour le passage aux normes

7 - BIBLIOGRAPHIE

- [ALD 84a] ALDMAN, B. : `Head protection devices`, In The Biomechanics of Impact Trauma, Aldman, B. & Chapon, A., Eds., Elsevier Science Publisher, 413-416 (1984)
- [ALD 84b] ALDMAN, B. : `Synthesis report of the EEC biomechanics program`, Biomechanics of impacts in road accidents, Brussels, 21-23 March 1983, European Communities, Eds., 487-513 (1984)
- [ALD 86] ALDERSON, S.W., REZKO, J.D., STOBBE, J.D. & WRIGHT, S.G. : `Hybrid III testing : problems and solutions`, Passenger comfort, convenience and safety : test tools and procedures, Int. Congress and Exposition, Detroit, MI, 0202, 141-152 (1986)
- [APP 86] APPEL, H. & WÜSTEMANN, J. : `Risk order of injury-causing car parts in various types of car accidents`, Int. J. of Vehicle Design, Special Issue on Vehicle Safety, 232-240 (1986)
- [BAC 94] BACKAITIS S.H., MERTZ H.J. : `Hybrid III : The First Human-Like Crash Test Dummy`, isbn 1-56091-449-1, SAE PT-44 (1994)
- [BAL 88] BALAS, M. & RAMET, M. : `Les Mécanismes des Liaisons Cérébrales par Choc et les Problèmes de leur Evaluation`, Rapport INRETS, 79 (1988)
- [BIS 86] BISHOP, P.J. & WELLS, R. : `The hybrid III anthropometric neck in the evaluation of head first collisions`, Passenger comfort, convenience and safety : test tools and procedures, Int. Congress and Exposition, Detroit, MI, 0201, 131-140 (1986)
- [CAV 94] CAVANAUGH J.M., WALIKO T., WALBRIDGE A., HUANG Y., KING A.I. : `An Evaluation of TTI and ASA in SID Side Impact Sled Tests`, issn 942225 (1994)
- [CES 86] CESARI D., VERRIEST J.P., CHAPON A., RAMET M. : `La Tolérance Humaine au Choc. Contribution du Laboratoire des Chocs et de Biomécanique`, INRETS (1986)
- [CHO 98] CHO J., KIM D., LEE M. : `The Analysis of Vehicle Behavior and Occupant Protection Methodology for EURO-Side Impact in a Convertible Car`, SAE 1998
- [COM 88] COMITÉ SUR L'ÉVALUATION DES LÉSIONS. : `Echelle abrégée de sévérité des lésions (AIS)`, (1988)
- [DAN 86] DANIEWICZ, S., COLLINS, J.A. & PRITZ, H.B. : `Performance enhancement of the hybrid III thorax`, Passenger comfort, convenience and safety : test tools and procedures, Int. Congress and Exposition, Detroit, MI, 0655, 299-304 (1986)
- [DES 91] DESANTIS, K. : `Development of an improved multi-directional neck prototype`, SAE paper, 2918, 435-446 (1991)
- [DIG 88] DIGGES, K.H. : `Occupant/vehicle crash models and data bases maintained by the national highway traffic safety administration`, IRCOBI Conf. on the Biomechanics of impacts, Bergisch-Gladbach, Allemagne, 149-157 (1988)

- [EPP 92] EPPINGER, R. : `Biomechanics research at NHTSA and priorities for the future`, Crash Injury Biomechanics, Adelaide, South Australia, 19-21 July 1992, 34-51 (1992)
- [GAD 66] GADD C.W. : «Use of a Weighted Impulse Criterion for estimating Injury Hazard.`, Proceeding of the tenth Stapp Car Crash Conference, pp 809-815 (1966)
- [GAL 88] GALLUP, B.M., HALLGRIMSSON, B.H., COTTON, C.E., SMITH, T.A., NEWMAN, J.A. & DALMOTAS, D.J. : `The development of an improved ATD headform with a frangible facial insert`, IRCOBI Conf. on the Biomechanics of impacts, Bergisch-Gladbach, Allemagne, 327-343 (1988)
- [GAL 91] GALGANSKI, R.A. & NAAB, K.N. : `Injury criteria review`, Advanced Technology Center-Collision avoidance and accident survivability-Accident Protection. report n°7937-1, 5-13 (1991)
- [GAN 97] GANDHE G.V., LORENZO L., NORITAKE Y.: `Design Development of Energy Absorbing Ribs for Meeting FMVSS 201 Extended Head Impact`, SAE 1997
- [GEN 85] GENNARELLI, T.A. : `The state of the art of head injury biomechanics`, 29th Annual Conf. Papers, American Assoc. for Automotive medicine, Washington, 447-463 (1985)
- [GOL 84] GOLDSMITH, W. & OMMAYA, A.K. : `Head and neck injury criteria and tolerance levels`, In The Biomechanics of Impact Trauma, Aldman, B. & Chapon, A., Eds., Elsevier Science Publisher, 149-187 (1984)
- [KIN 85] KING, A.I. : `Regional tolerance to impact acceleration`, SAE paper, Crash dynamics of general aviation aircraft., 0852, 29-37 (1985)
- [KIN 96] KING A.I. : `Occupant kinematics and impact biomechanics`, Wayne State University, Bioengineering Center USA, Proceeding of the NATO-ASI on Crashworthiness of Transportation Systems : Structural Impact and Occupant Protection` July 7-19 1996, Troia, Portugal
- [KRA 90] KRAMER, F. : `Protection criteria for motor vehicle occupants in frontal collisions`, 34th Annual Proceedings American Association for Automotive Medicine, 353-371 (1990)
- [LES 82] LESTRELIN, D., TARRIÈRE, C., WALFISH, G., FAYON, A., GOT, C., PATEL, A. & HUREAU, J. : `Proper use of HIC under typical collision environments`, 9 th Experimental Safety Vehicles Conf. (ESV), Kyoto, Japan, 321-336 (1982)
- [LEU 83] LEUNG, Y.C., HUE, B., FAYON, A., TARRIERE, C., HAMON, H., GOT, C., PATEL, A. & HUREAU, J. : `Study of " Knee-Thigh-hip" protection criterion`, SAE paper, 27th Stapp Car Crash Conference Proceedings with IRCOBI, 1629, 351-364 (1983)
- [LOR 96] LORENZO L., MIRDAMADI M. and FENNESSY-KETOLA K. : `A Methodology for Developing Interior Trim Panels to Comply with the New FMVSS 201 Legislation`, SAE 1996, International Congress & Exposition, Detroit Michigan, february 26-29, 1996
- [LUC 91] LUCHTER, S. & ISENBERG, R. : `The incidence of multiple injuries in motor vehicle crashes`, 13th E.S.V. Conf. Paris, France, 148-155 (1991)

- [LUT 97] LUTTER G., APPEL H., DETER T.: 'Assessment of the Safety of Automobiles', IRCOBI Conference, Hannover, September 1997
- [MER 91a] MERTZ, H.J. : 'Anthropomorphic test devices', norme ISO/TC22/SC12/WG5/N312, (1991)
- [MER 91b] MERTZ, H. : 'Injury Assessment values used to evaluate Hybrid III response measurements', norme ISO/TC22/SC12/WG5/N312, (1991)
- [MON 94] MONTGENIE P. : 'Contribution à la Réduction des Risques pour les Passagers en cas de Collision dans un Véhicule de Transports Guidés', thèse UVHC (1994)
- [NAI 98] NAICK P.A., CARNAGO K.M. : 'Theoretical Relationship of HIC_d to Crush Space for FMVSS 201 Head Impact Tests, and the Effective Use of FEA in Predicting HIC for Design, Verification and Optimization of Countermeasures', SAE 1998
- [NEW 86] NEWMAN, J.A. : 'A generalized acceleration model for brain injury threshold (GAMBIT)', IRCOBI Conf. on the Biomechanics of impacts, Zurich, Suisse, 121-131 (1986)
- [NIL 87] NILSSON, S. & PLANATH, I. : 'Facial injury occurrence in traffic accidents and its detection by a load sensing face', 11th Experimental Safety Vehicles Conf. (ESV), Washington D.C., 613-620 (1987)
- [NYG 85] NYGREN, Å, GUSTAFSSON, H. & TINGVALL, C. : 'Effects of different types of Head-Rests in Rear-End collisions', 10 th Experimental Safety Vehicles Conf. (ESV), Oxford, England, 85-90 (1985)
- [OMM 84a] OMMAYA, A.K. : 'The neck : classification, physiopathology and clinical outcome of injuries to the neck in motor vehicle accidents', In The Biomechanics of Impact Trauma, Aldman, B. & Chapon, A., Eds., Elsevier Science Publisher, 127-138 (1984)
- [OMM 84b] OMMAYA, A.K. : 'The head: kinematics and brain injury mechanisms', In The Biomechanics of Impact Trauma, Aldman, B. & Chapon, A., Eds., Elsevier Science Publisher, 117-125 (1984)
- [OTT] OTTE, D. POHLEMANN, T. : 'Injury Mechanisms for Pelvis Fractures of Nearside Occupants in Lateral Car Impacts and Influences of Deformation Characteristics', ...
- [PIK 90] PIKE A.J. : 'Automotive Safety : Anatomy, Injury, Testing & Regulation', Society of Automotive Engineers, Isbn 1-56091-007-0 (1990)
- [PLA 89] PLANATH, I. & NILSSON, S. : 'Testing and evaluation of a Hybrid III load sensing face', Accident Analysis & Prevention, 21, n°5, 483-492 (1989)
- [PLA 92] PLANATH, I. : 'Neck injury in rear end collisions', Crash Injury Biomechanics, Adelaide, South Australia, 19-21 July 1992, 139-149 (1992)
- [RYC 98] RYCHLEWSKI H.A., MILLER P.M.II : 'A General Discussion on Interior Design Alternatives in Response to FMVSS 201U-Upper Interior Head Impact Protection', SAE 1998
- [SCH 85] SCHMID, W. : 'An aid for the assessment of biomechanical values with high scatter and uncertain limit values', 10 th Experimental Safety Vehicles Conf. (ESV), Oxford, England, 1, 543-548 (1985)

- [SCH 92] SCHNEIDER, L.W. ET AL. : `Development of an advanced ATD thorax system for improved injury assessment in frontal crash environments`, SAE paper, 2520, 129-155 (1992)
- [SHA 90] SHAIIBANI, S.J. & BAUM, H.M. : `Comparisons of the thoracic trauma index with other models`, Accident Analysis & Prevention, 22-1, 35-45 (1990)
- [TAL] TALANTIKITE Y., BRUN-CASSANT F., LECOZ J.Y., TARRIERE C. : `Abdominal Protection in Side Impact. Injury Mechanisms and Protection Criteria`, ...
- [VER 71] VERSACE J. : `A Review of the Severity Index.`, Proceeding of the fifteenth Stapp Car Crash Conference, pp 771-796 (1971)
- [VER 86] VERRIEST, J.-P., CHAPON, A., CESARI, D. & RAMET, M. : `La tolérance humaine aux choc`, Rech. Transp. Sec. (contribution du L.C.B. INRETS), n°juin, 47-55 (1986)
- [VIA 89] VIANO, D.C., KING, A.I., MELVIN, J.W. & WEBER, K. : `Injury biomechanics research: an essential element in the prevention of trauma`, J. Biomechanics, 22, n°5, 403-417 (1989)
- [VIA 96] VIANO D.C., Ph.D., KING A.I., Ph.D. : `Injury Mechanisms and Biofidelity of Dummies`, Proceeding of the NATO-ASI on Crashworthiness of Transportation Systems : Structural Impact and Occupant Protection` July 7-19 1996, Troia, Portugal
- [WAL 91] WALZ, F. & LANGWIEDER, K. : `A proposal for a "simplified injury scale AIS 90" for use in large scale accident studies`, 13th E.S.V. Conf. Paris, France (1991)
- [WAN 89] WANG, J.T. : `Analytical studies of injury criteria for the thorax`, J. of Biomechanical Engineering, 111, 128-135 (1989)
- [WIS 96] WISMANS J. : `Models in Injury Biomechanics for Improved Passive Vehicle Safety`, TNO Crash Safety Research Centre, The Netherlands, Proceeding of the NATO-ASI on Crashworthiness of Transportation Systems : Structural Impact and Occupant Protection` July 7-19 1996, Troia, Portugal