

PSA PEUGEOT CITROËN



**« COMPATIBILITE AUX CHOCS ENTRE VEHICULES LEGERS »**

**CONVENTION N° 92 2 90 0044 (PREDIT)**

**RAPPORT FINAL**



# INTRODUCTION GENERALE

Le programme PREDIT « **Compatibilité aux chocs entre véhicules légers** » a débuté le 03/08/1998 et s'est contractuellement achevé le 31/12/2002. Les partenaires ont poursuivi leurs recherches au delà pour parvenir en 2004 à des conclusions permettant de proposer une position française en matière de compatibilité aux chocs.

Ce projet de recherche rassemblait les principaux acteurs du domaine concerné : les deux constructeurs automobiles français PSA PEUGEOT CITROËN et RENAULT, ainsi que le LAB « Laboratoire d'Accidentologie, de Biomécanique et d'études du comportement humain », l'UTAC « Union Technique des Automobiles Club » et l'INRETS « Institut National de REcherche sur les Transports et leur Sécurité ».

## **Objectifs de l'étude :**

L'objectif de cette recherche est, d'une part de définir des conceptions de véhicules permettant d'assurer une meilleure compatibilité à l'intérieur du parc automobile et d'autre part de proposer une procédure objective d'évaluation de cette compatibilité.

Les préconisations de conception doivent prendre en compte les avancées de la sécurité déjà réalisées sur les voitures modernes dans le domaine de l'auto protection et y adjoindre des conditions permettant une meilleure homogénéité.

Les tests constituant la procédure d'évaluation doivent être facilement réalisables, répétables et utiliser des critères objectifs, pour être utilisables le cas échéant dans un cadre réglementaire.

La sécurité des voitures en cas de chocs s'est beaucoup améliorée au cours des dix dernières années grâce aux modifications apportées aux structures des voitures et à la mise en place de moyens de retenue très performants.

Toutefois ces améliorations se sont traduites par une rigidification des structures, particulièrement sur les voitures les plus lourdes, susceptible d'augmenter leur agressivité vis à vis des voitures légères, déjà reconnues comme plus vulnérables, ainsi que vis à vis des voitures plus anciennes.

## **Enjeux de la recherche :**

En France, les accidents de la route ont représenté 4850 tués dans des voitures particulières en 2000, dont un tiers dû à des collisions voiture contre voiture.

En ce qui concerne les blessés, la proportion est supérieure à 50%.

Le potentiel est estimé à environ 300 vies sauvées et à 1500 blessés graves épargnés, essentiellement par l'action sur le choc fronto-frontal. Le choc fronto-latéral est également à l'origine d'accidents graves mais la disproportion des rigidités en présence restreint le champ des possibilités d'améliorations.

Par ailleurs les phénomènes en jeu sont très complexes et difficiles à apprécier et les conséquences sur la conception des voitures risquent d'être très profondes, ce qui justifie de consacrer des efforts importants et d'additionner les compétences complémentaires de plusieurs partenaires pour trouver les bonnes solutions et les bons critères de mesure.

Ceci permettra à la France de se positionner par rapport aux propositions émanant d'autres organismes et groupes de travail.

Cette recherche est structurée en 3 lots :

- « LOT A » qui concerne l'accidentologie
- « LOT B » qui concerne la biomécanique
- « LOT C » qui a pour finalité la définition d'une procédure d'essai pour évaluer la compatibilité des véhicules légers sur la base de la compréhension des mécanismes physiques complexes qui entrent en jeu dans la cas d'un choc véhicule - véhicule.

# **SOMMAIRE GENERAL**

## **LOT A – ACCIDENTOLOGIE**

Etudes exploratoires sur la composition du parc automobile 2005-2010

Volet accidentologique

Analyse des phénomènes physiques

## **LOT B – BIOMECANIQUE**

Introduction:

Résumé:

Interactions occupant - sac gonflable

Tolérances de l'être humain:

Modélisation lésionnelle:

Application a la compatibilité des véhicules légers

## **LOT C – SYNTHESE ET DEMONSTRATEURS**

Elaboration des grands principes physiques

Application à la conception de solutions

Tests sur modèles numériques

Réalisation de mulets spécifiques et tests

Prise en compte du choc latéral

Mise au point d'une procédure d'essai pour évaluer la compatibilité

Synthèse

## **ANNEXES**

Annexes LOT A

Annexes LOT C

**LOT A – ACCIDENTOLOGIE**



# SOMMAIRE :

<b>ETUDES EXPLORATOIRES SUR LA COMPOSITION DU PARC AUTOMOBILE 2005-2010</b> .....	<b>3</b>
LES OBJECTIFS DE L'ETUDE .....	3
SYNTHESE ET PRINCIPAUX RESULTATS .....	4
La méthode .....	4
Prévision des immatriculations de 2000 à 2010 .....	4
Répartition du parc européen 2010 par catégorie INRETS-PSA-RENAULT de compatibilité.....	12
Répartition du parc européen 2010 par âge de première immatriculation.....	13
<b>VOLET ACCIDENTOLOGIQUE</b> .....	<b>18</b>
IMPORTANCE DE LA COLLISION FRONTO FRONTALE EN FRANCE.....	18
Les tués et des blessés graves selon les catégories d'usagers: .....	18
La collision fronto-frontale voiture-voiture: .....	19
La collision fronto-frontale voiture-voiture comparativement aux piétons :.....	20
ETUDE STATISTIQUE DE LA COLLISION FRONTO-FRONTALE.....	21
Echantillon analysé.....	21
Influence des masses en présence sur la mortalité des conducteurs .....	22
ANALYSE ACCIDENTOLOGIQUE DE LA COLLISION FRONTO FRONTALE .....	25
Description de l'échantillon étudié.....	25
Distributions des recouvrements observés sur les faces avant .....	26
Gravité selon les angles de collisions .....	26
Vitesse et gravité .....	27
Les lésions des occupants avant ceinturés.....	28
CONCLUSIONS .....	29
En ce qui concerne l'analyse statistique basée sur des voitures accidentées entre 93 et 97 .....	29
En ce qui concerne l'étude accidentologique basée sur des voitures accidentées entre 83 et 97 .....	29
<b>ANALYSE DES PHENOMENES PHYSIQUES</b> .....	<b>30</b>
ESSAIS.....	30
CONFIGURATION D'ESSAI (RAPPEL).....	31
Essai 1 : Audi A4 (1450 Kg) – Peugeot 106 (1032 Kg)   ANNEXES 1 et 1BIS .....	31
Essai 2 : Audi A4 (1450 Kg) – Fiesta (1153 Kg)   ANNEXES 2 et 2BIS .....	31
Essai 3 : Audi A4 (1440 Kg) – VW Polo (1109 Kg)   ANNEXES 3 et 3BIS.....	31
Essai 4 : Renault Laguna (1500 kg) – Peugeot 106 (1036kg) ANNEXES 4 et 4BIS .....	32
Essai 5 : Renault Laguna (1500 kg) – Ford Fiesta (1100 kg) ANNEXES 5 et 5BIS .....	32
Essai 6 : Renault Laguna (1500 kg) – VW Polo (1099 Kg) ANNEXES 6 et 6BIS .....	32
Essai 7 : Ford Mondéo (1522 Kg) – Peugeot 106 (1032 Kg) ANNEXES 7 et 7BIS .....	32
Essai 8 : Ford Mondéo (1520 Kg) – Ford Fiesta (1151 Kg) ANNEXES 8 et 8BIS.....	32
Essai 9 : Ford Mondéo (1520 Kg) – VW Polo (1103 Kg) ANNEXES 9 et 9BIS.....	33
CONCLUSION GENERALE SUR LES ESSAIS:.....	33

### Les objectifs de l'étude

La composition du parc automobile évolue rapidement en France et en Europe avec, comme aux Etats-Unis et au Japon, une décroissance rapide de la part des berlines au détriment de nouvelles carrosseries comme les monospaces ou les tout-terrains. Ces nouveaux véhicules posent des problèmes particuliers dans le domaine de la compatibilité en cas de chocs.

L'objectif de l'étude est de prévoir l'évolution de la composition du parc automobile européen de 1998 à 2010 par catégories de voitures particulières et d'utilitaires légers (VP et VUL) définies en fonction de leurs caractéristiques du point de vue de l'accidentologie.

PSA PEUGEOT CITROËN, l'INRETS et RENAULT ont compartimenté le parc automobile en dix segments distincts relatifs à la compatibilité en utilisant comme paramètres d'ordre 1 la masse et la hauteur des véhicules :

- A : petites voitures compactes de type Twingo, Ka, Smart
- B : petites voitures polyvalentes de type Clio, 206, Polo
- Bm : petits monospaces de type Wagon R, Agila, Atos (microspaces) ou Yaris Verso (minispaces)
- C : voitures moyennes compactes de type Golf, Mégane, 306
- Cmf : monospaces moyens de type Scénic, Picasso ou combispaces et fourgonnettes de type Kangoo, Berlingo
- D : voitures moyennes supérieures de type Laguna, 406 ou petits haut de gamme de type Mercedes C, BMW série 3
- E : voitures de haut de gamme de type Safrane, 607, Mercedes E et de très haut de gamme de type Mercedes S, Audi A8
- Emf : grands monospaces de type Espace, 806 ou fourgons légers de type Expert, Vanette
- Ffp : fourgons moyens et lourds de type Trafic, Transit, Boxer ou pick-up de type Hilux, L200
- Ft : tout terrain de type Vitara, Rav4 ou Pajero, Frontera, Land Rover ou Land Cruiser, Range Rover, Patrol

L'étude devra donner les informations suivantes :

- la proportion de chacun des segments dans le parc de 1998 à 2010
- l'évolution de la masse moyenne par segment dans le parc de 1998 à 2010
- la répartition du parc 2010 des véhicules en fonction de leur année de sortie
- la distribution des masses dans le parc 2010

## Synthèse et principaux résultats

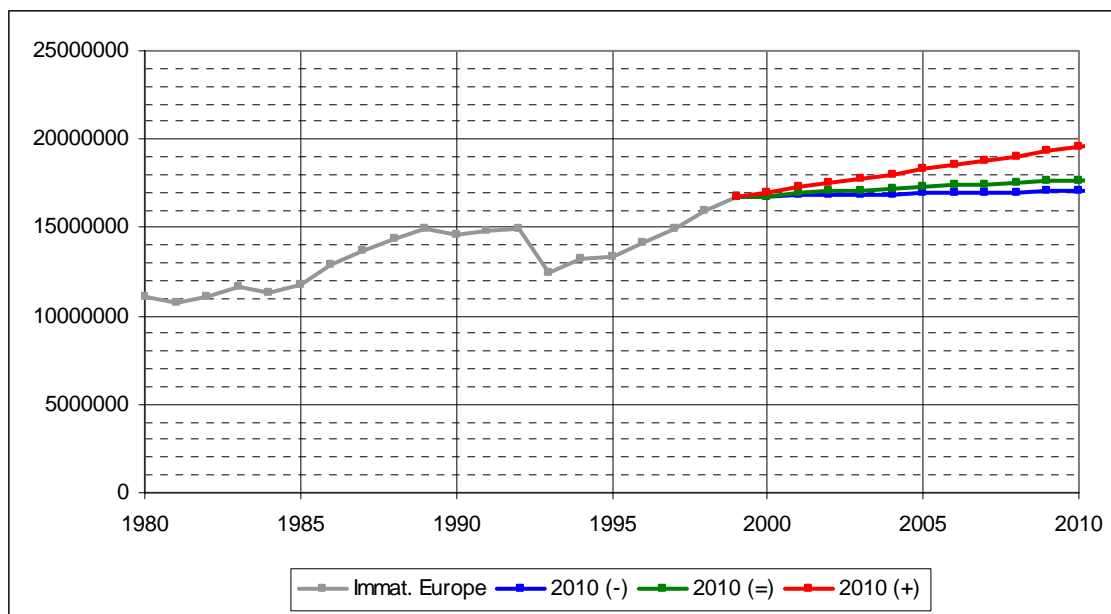
### La méthode

La méthode utilisée prévoit le parc automobile à l'horizon 2010 à partir des éléments suivants :

- Prévision globale des immatriculations de 2000 à 2010,
- Prévision des parts de marché des segments marketing de 2000 à 2010, puis au niveau des catégories de compatibilité INRETS-PSA-RENAULT,
- Prévision du parc total et par catégorie de compatibilité en 2010,
- Répartition du parc 2010 par âge,
- Répartition du parc 2010 par masse.

Nous présentons ci-dessous les principaux résultats de cette étude. Les explications complètes sont développées dans la suite du document.

### Prévision des immatriculations de 2000 à 2010



Gr1 : Evolution des immatriculations Européennes

Historique	Immat. Europe
1998	15948941
1997	14930891
1996	14196832
1995	13337548
1994	13241295
1993	12489457
1992	14890686
1991	14789289
1990	14600131
1989	14890790
1988	14407460
1987	13738789
1986	12920589

Prévision	(-)	(=)	(+)
2011	17097874	17780000	19819924
2010	17068651	17693000	19563863
2009	17039427	17610000	19307802
2008	17010204	17528000	19051742
2007	16980981	17450000	18795681
2006	16951757	17373000	18539620
2005	16922534	17300000	18283559
2004	16893311	17190000	18027498
2003	16864088	17088000	17771438
2002	16834864	17034000	17515377
2001	16805641	17021000	17259316
2000	16776418	16789000	17003255
1999	16747194	16747194	16747194

Le graphique ci-dessus présente la prévision des immatriculations globales de l'Europe pour les trois scénarios retenus :

- La courbe en bleu correspond à une estimation basse basée sur un allongement de la durée de conservation d'un véhicule et une faible progression du parc.
- La courbe en vert correspond à une estimation moyenne qui est celle retenue par les constructeurs automobiles français.
- La courbe rouge correspond à une estimation haute basée sur une diminution de la durée de conservation d'un véhicule et une forte progression du parc.

Nous présentons ci-dessous les tendances des parts de marché des segments marketing (la définition des segments se trouvent au paragraphe précédent « Objectifs de l'étude »).

Segment marketing	Catégorie compatibilité	Trend	Commentaires
A	A	+	Ce segment a été relancé par l'arrivée de la Renault Twingo. Les modèles ont évolué par rapport aux Panda en offrant des prestations en sécurité comparables à celles des véhicules du segment B. Le taux de motorisation des ménages augmentant et la taille comme le prix des modèles du segment B croissant, cette catégorie est appelée à se développer, d'autant que l'offre se généralisera.



B bl	B	-	Ce segment est constitué de premières et de deuxièmes voitures. Les voitures sont plus polyvalentes et sont adaptées aussi bien à une utilisation urbaine que routière. La concurrence entre segments A et B est forte. Etant donnée l'évolution de l'offre du segment A, nous pensons que le segment B devrait baisser un peu en part de marché, la somme des deux segments restant constante.
B bk	B	+	Les breaks du segment B sont peu nombreux et n'ont pas connu une grande réussite commerciale. Avec l'arrivée du break 206, nous pensons que ce segment pourrait reprendre plus de vigueur.
B cc	B	+	Ce segment est celui des coupés-cabriolets en pleine expansion (succès de la 206cc et son toit rigide rétractable) compte tenu de la croissance actuelle de l'hédonisme et du besoin de différenciation.
Bm	Bm	+	Avec le succès du minispace Toyota Yaris Verso et de l'Opel Agila (les plus connus) et de l'engouement actuel pour ce genre de carrosserie, il est probable que le segment connaisse une progression au moins modérée.
C bl	C	--	Ce segment de petites berlines familiales (Peugeot 307, Citroën Xsara, Renault Mégane) est fortement concurrencé par les monospaces et une décroissance sensible est prévue.
C bk	C	+	Les breaks correspondent à des attentes de "Loisir" très en vogue depuis le début des années 90. Depuis 2 ans, ils souffrent de la concurrence des monospaces et de leur image innovante. L'offre de break devrait évoluer en reprenant certains atouts du monospace (hauteur, rangement, modularité) tout en conservant ses principales qualités "berline" (consommation et performances) avec plus de volume de chargement. C'est pourquoi nous pensons que la part de ce segment doit augmenter, mais à un rythme très ralenti.
C cc	C	+	Nous pouvons faire les mêmes remarques que pour le groupe "B cc". En effet, le lancement de la 307 cc coupé-cabriolet et de la mégane cc. Pour les mêmes raisons que le "Bcc", une certaine croissance de ce segment peut être attendue.

Cf	Cmf	+	Les fourgonnettes ont été longtemps réservées aux professionnels. Auparavant elles comportaient une partie rajoutée à une berline du segment B ou parfois du segment C. Certains de ces véhicules sont maintenant des modèles à part entière et les versions non utilitaires ont connu un rapide succès commercial (Kangoo, Berlingo, Partner). Ce segment est une alternative économique aux monospaces ou aux breaks du segment C, c'est pourquoi une croissance de la catégorie est probable, mais modérée après le bond des 3 dernières années.
Cm	Cmf	++	Avec Citroën Picasso, Renault Mégane scenic Opel Zafira, c'est le segment qui connaît actuellement le plus de dynamisme. Tout le monde est d'accord sur une forte croissance résultant à la fois de facteurs de demande et d'offre ; par contre il est difficile de préciser le plafond. Sur les modèles déjà vendus la part de monospaces vendus oscille en effet entre 20% et 50%.
D1 bl	D	--	Comme tous les segments de berlines, celui des grandes familiales (Renault Laguna, Citroën C5, Peugeot 406 et bientôt 407) est en perte de vitesse. Les constructeurs cherchent de nouveaux débouchés pour leurs modèles en augmentant le niveau de prestation avec des conséquences sur les prix. Ce segment a donc tendance à grignoter la partie basse (en terme de prix) du segment E (Berlines de luxe), mais la part de marché devrait continuer à diminuer, à un rythme plus lent.
D1 bk	D	+	Pour les mêmes raisons que le segment C bk, nous pensons que ce segment devrait connaître une légère croissance. La montée en gamme des modèles récents (Laguna, C5) leur permet de ne pas être trop en concurrence avec les monospaces du segment C.
D1 cc	D	+	C'est un segment qui répond à des attentes fortes d'esthétisme et de différenciation. Les voitures "Plaisir" comme le <b>coupé Peugeot 406</b> sont actuellement en croissance et correspondent aux valeurs actuelles de loisir et de plaisir.
D2 bl	D	=	Ce segment est constitué principalement de constructeurs spécialistes (Audi, BMW, DaimlerChrysler Mercedes, Saab, ...) ; ils constituent une porte d'entrée à la marque avec une définition plutôt sportive. Depuis de nombreuses années nous observons une part de marché constante des constructeurs spécialistes. Nous pensons que ce segment pourrait se maintenir au niveau actuel

D2 bk	D	=	Il s'agit de breaks "sportifs" dérivés des berlines précédentes. Leur capacité de chargement est faible par rapport aux standards du segment D1, ce qui les met en concurrence avec les berlines du même segment. Comme pour les berlines, nous pensons que ce segment pourrait se maintenir à son niveau actuel.
D2 cc	D	+	C'est un segment de coupés haut de gamme qui est en concurrence avec les segments D1cc (en décroissance) et Ecc (en croissance). Les marques spécialistes ont une forte image qui est parfaitement adaptée à ce segment, mais le coupé 406 a également bien réussi. Comme pour les autres segments de coupés/cabriolets la part de marché est très liée à l'offre. Celle-ci restant riche, elle devrait lui assurer une légère croissance.
E bl	E	-	Ces berlines sont en perte de vitesse depuis la seconde crise pétrolière. La part des constructeurs dits "généralistes" a fortement diminué, alors que les spécialistes restaient stables, leur part dans le segment montant jusqu'à 80%. La part de marché de ce segment ne devrait donc plus beaucoup baisser.
E bk	E	=	Ce segment a connu une forte croissance ces dernières années au dépend des berlines et ne devrait plus beaucoup évoluer.
E cc	E	=	Ces véhicules répondent à des attentes de luxe et de performance et le segment devrait rester stable.
Ef	Emf	=	Ce segment d'utilitaires est constitué de véhicules dérivés des monospaces du segment Em. Mercedes et le groupement PSA/Fiat constituent quasiment l'intégralité de l'offre. Il a connu une forte progression avec l'arrivée des modèles de ces marques, mais depuis la part de marché est stabilisée. Aucun autre constructeur ne semble s'intéresser au segment, il resterait à son niveau actuel.
Em	Emf	-/=	Dans une première phase, ces grands monospaces (Renault Espace, Peugeot 806 puis 807, Citroën Evasion puis C8) ont attiré des acheteurs du haut de gamme, mais aussi des segments C ou D attirés par le concept. Aujourd'hui, l'offre de monospaces moyens a fortement freiné ces montées en gamme et le segment a un peu régressé. Il pourrait se stabiliser ou s'éroder encore un peu avec l'accroissement de l'offre en Cm.
Ff	Ffp	=	C'est un segment d'utilitaires qui est relativement stable. L'offre est renouvelée mais ne se diversifie pas et sa part resterait stable.
Fp	Ffp	=	Le segment des pick up connaît beaucoup de succès outre atlantique mais ne connaît pas chez nous de progression sensible. L'offre est essentiellement constituée de modèles asiatiques, aucun constructeur Européen ne semble aujourd'hui intéressé par ce segment et sa part de marché devrait rester stable.
Ft	Ft	+	L'offre de tout terrain a été longtemps dominée par les constructeurs japonais. Depuis l'offre s'est enrichie, mieux adaptée à la demande. Etant donné le dynamisme de l'offre et les tendances de la demande (loisirs, différenciation) ce segment devrait continuer à se développer.
<b>Source : Nexyad</b>			

A partir des tendances de la demande et d'hypothèses sur l'évolution de l'offre, nous avons élaboré trois scénarios de part de marché à l'horizon 2010 pour les segments marketing, basés sur un développement plus ou moins important des monospaces qui est l'incertitude majeure de la répartition par segments.

Les erreurs de prévision peuvent concerner l'évolution de la demande ou les hypothèses sur l'évolution de l'offre. Pour la prévision du poids des monospaces de milieu de gamme, l'évolution de l'offre est connue. Par contre, l'introduction des modèles est récente et la part qu'ils peuvent prendre à côté des berlines et des breaks qui est de 20% en 2000 (berlines : 64% breaks : 16%) est difficile à préciser ; cette part est en effet très variable actuellement selon les modèles (plus de 50% pour Scénic / Mégane ou Picasso / Xsara, entre 20% et 30% pour Zafira / Astra ou Multipla / Brava-Bravo).

Pour indiquer l'ordre de grandeur de l'incertitude sur ce point, le scénario A correspond à une part  $C_m / C_{bl} + C_{bk} + C_m$  de 38%, le scénario B de 43%.

Mais, si l'évolution de l'offre est assez bien connue à 4 ou 5 ans, c'est à dire à échéance de 2005, ce n'est pas le cas à 10 ans pour les nouveaux concepts de véhicules, les constructeurs pouvant de plus modifier leur plan produit en fonction du succès ou de l'échec des tentatives faites par les uns ou les autres. Ainsi par exemple, les projets concernant les microspaces, les minispaces ou les breaks de B évolueront en fonction des volumes réalisés par les premiers véhicules de ce type et nous avons introduit en B une hypothèse plus favorable aux premiers (B<sub>m</sub>) et en A aux seconds (B<sub>k</sub>), dans ce cas également pour indiquer l'incertitude sur ce point.

L'absence d'alternative dans les deux scénarios sur un segment ne signifie cependant pas l'absence de risque d'erreurs (par exemple en cas de crise économique ou pétrolière majeure), mais seulement qu'elles sont plus improbables et de moindre ampleur. De plus les alternatives retenues sont celles qui ont le plus de conséquences en terme de compatibilité.

Segments marketing	1999	2000e	2010A %	2010M %	2010B %	B - A %	M -1999 %
BI A	6,08%	5,35%	7	7	7	0	0,92
BI B	21,65%	23,25%	20,5	20,25	20	-0,5	-1,40
<b>Total BI A+B</b>	<b>27,73%</b>	<b>28,60%</b>	<b>27,5</b>	<b>27,25</b>	<b>27</b>	<b>-0,5</b>	<b>-0,48</b>
BI C	20,07%	19,24%	15	14,5	14	-1	-5,57
BI D1	9,70%	8,32%	5,5	5,5	5,5	0	-4,20
BI D2	2,47%		2,5	2,25	2	-0,5	-0,22
BI E	3,79%		2,5	2,5	2,5	0	-1,29
<b>Total BI D2+E</b>	<b>6,26%</b>	<b>5,80%</b>	<b>5</b>	<b>4,75</b>	<b>4,5</b>	<b>-0,5</b>	<b>-1,51</b>
<b>Total BI</b>	<b>63,75%</b>	<b>61,96%</b>	<b>53</b>	<b>52</b>	<b>51</b>	<b>-2</b>	<b>-11,75</b>
Bk B	0,83%	0,63%	1,5	1,25	1	-0,5	0,42
Bk C	4,96%	4,91%	6	5,75	5,5	-0,5	0,79
Bk D1	4,88%	4,58%	5,5	5,5	5,5	0	0,62
Bk D2	0,47%		0,5	0,5	0,5	0	0,03
Bk E	1,41%		1,5	1,5	1,5	0	0,09
<b>Total Bk D2+E</b>	<b>1,88%</b>	<b>2,11%</b>	<b>2</b>	<b>2</b>	<b>2</b>	<b>0</b>	<b>0,12</b>
<b>Total Bk</b>	<b>12,55%</b>	<b>12,23%</b>	<b>15</b>	<b>14,5</b>	<b>14</b>	<b>-1</b>	<b>1,95</b>
Bm	0,52%	0,90%	1	1,25	1,5	0,5	0,73
Cm	4,41%	6,13%	10	11	12	2	6,59
Em	2,14%	1,89%	1,5	1,75	2	0,5	-0,39
<b>Total Monospaces</b>	<b>7,06%</b>	<b>8,92%</b>	<b>12,5</b>	<b>14</b>	<b>15,5</b>	<b>3</b>	<b>6,94</b>
Ft (tout terrain)	3,46%	3,38%	5	5	5	0	1,54
Cf (fourg-combispaces)	3,51%	3,45%	4	4	4	0	0,49
<b>Total Loisir</b>	<b>26,58%</b>	<b>27,98%</b>	<b>36,5</b>	<b>37,5</b>	<b>38,5</b>	<b>2</b>	<b>10,92</b>
CC B	0,02%	0,09%	0,15	0,15	0,15	0	0,13
CC C	1,23%	1,31%	1,35	1,35	1,35	0	0,12
CC D1	0,38%	0,37%	0,5	0,5	0,5	0	0,12
CC D2	0,89%		1,1	1,1	1,1	0	0,21
CC E	0,77%		0,9	0,9	0,9	0	0,13
<b>Total CC D2+E</b>	<b>1,66%</b>	<b>1,85%</b>	<b>2</b>	<b>2</b>	<b>2</b>	<b>0</b>	<b>0,34</b>
<b>Total CouCab</b>	<b>3,28%</b>	<b>3,62%</b>	<b>4</b>	<b>4</b>	<b>4</b>	<b>0</b>	<b>0,72</b>
Ef (fourgons légers)	1,02%	1,07%	1	1	1	0	-0,02
Ff (fourgons lourds)	4,71%	4,72%	5	5	5	0	0,29
Fp (pick up)	0,58%	0,62%	0,5	0,5	0,5	0	-0,08
<b>Total transport</b>	<b>6,31%</b>	<b>6,41%</b>	<b>6,5</b>	<b>6,5</b>	<b>6,5</b>	<b>0</b>	<b>0,19</b>
<b>TOTAL</b>	<b>99,92%</b>	<b>99,96%</b>	<b>100</b>	<b>100</b>	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>0,08</b>

Parts de marché 2010 pour les différents segments Marketing

Seg. Compatibilité	1999	2010A	2010B	2010C
A	6,1%	7,00	7,00	7,00
B	22,5%	22,15	21,65	21,15
Bm	0,5%	1,00	1,25	1,50
C	26,3%	22,35	21,60	20,85
Cmf	7,9%	14,00	15,00	16,00
D	18,8%	15,60	15,35	15,10
E	6,0%	4,90	4,90	4,90
Emf	3,2%	2,50	2,75	3,00
Ffp	5,3%	5,50	5,50	5,50
Ft	3,5%	5,00	5,00	5,00
	99,9%	100,00	100,00	100,00

Parts de marché 2010 pour les différents segments de Compatibilité

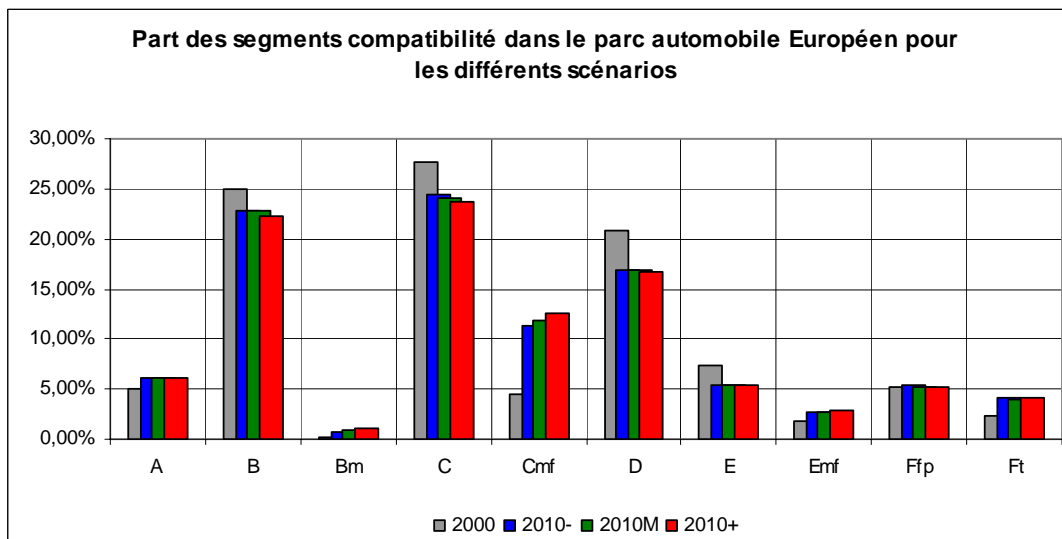
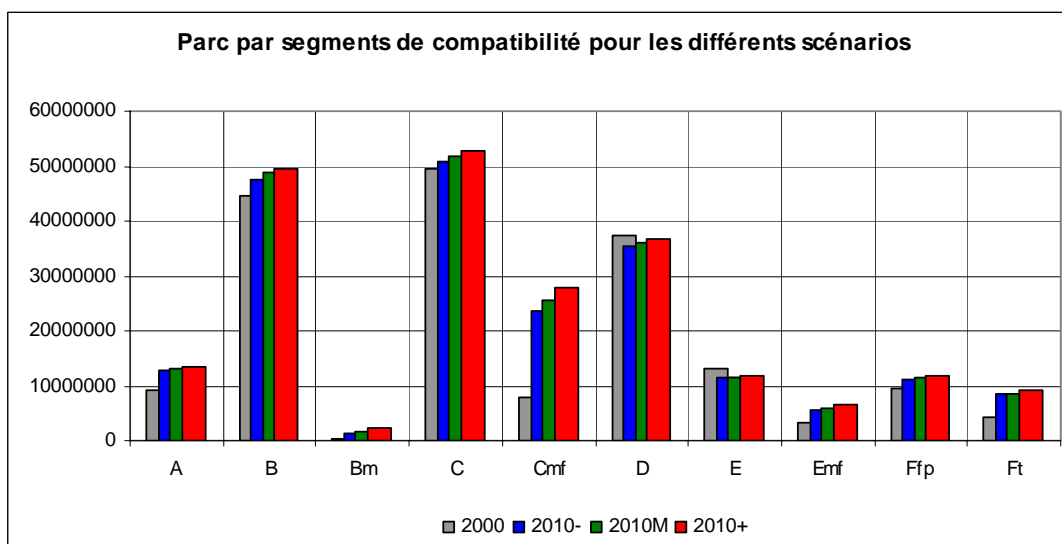
Parts de marché des segments de compatibilité de 1983 à 2010 pour l'hypothèse moyenne

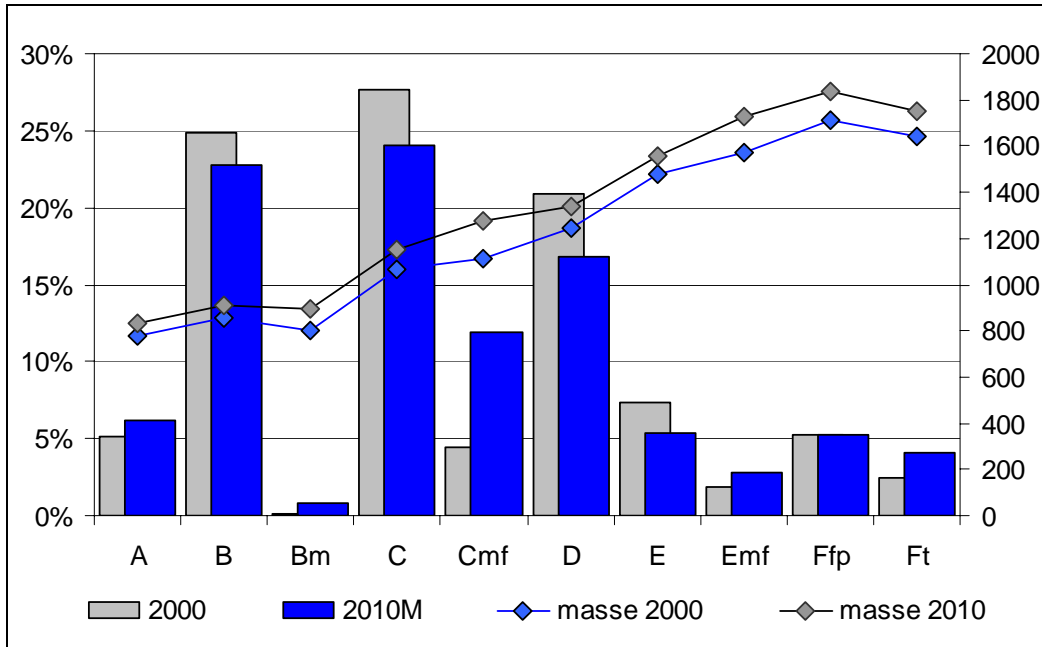
ANNEE	A	B	Bm	C	Cmf	D	E	Emf	Ffp	Ft	TOTAL
2010	7,00%	21,65%	1,25%	21,60%	15,00%	15,35%	4,90%	2,75%	5,50%	5,00%	100,00%
2009	6,89%	21,67%	1,22%	21,99%	14,86%	15,29%	4,98%	2,78%	5,46%	4,85%	100,00%
2008	6,79%	21,69%	1,17%	22,37%	14,72%	15,28%	5,05%	2,81%	5,43%	4,70%	100,00%
2007	6,68%	21,71%	1,12%	22,75%	14,55%	15,28%	5,13%	2,83%	5,39%	4,55%	100,00%
2006	6,58%	21,74%	1,06%	23,14%	14,33%	15,33%	5,21%	2,86%	5,36%	4,40%	100,00%
2005	6,46%	21,72%	0,99%	23,48%	14,12%	15,50%	5,28%	2,88%	5,31%	4,24%	100,00%
2004	6,35%	21,71%	0,92%	23,82%	13,78%	15,79%	5,35%	2,91%	5,27%	4,09%	100,00%
2003	6,26%	21,76%	0,85%	24,22%	13,28%	16,07%	5,43%	2,94%	5,24%	3,95%	100,00%
2002	6,17%	21,84%	0,78%	24,65%	12,49%	16,51%	5,53%	2,98%	5,22%	3,82%	100,00%
2001	6,11%	22,00%	0,71%	25,13%	11,30%	17,17%	5,65%	3,02%	5,22%	3,70%	100,00%
2000	6,07%	22,23%	0,65%	25,64%	9,68%	18,05%	5,78%	3,08%	5,24%	3,59%	100,00%
1999	6,07%	22,62%	0,52%	26,26%	7,91%	18,73%	5,95%	3,16%	5,29%	3,50%	100,00%
1998	5,30%	23,42%	0,46%	26,23%	6,21%	21,10%	5,89%	3,24%	5,21%	2,94%	100,00%
1997	5,24%	25,51%	0,06%	26,07%	4,59%	21,65%	6,27%	3,06%	5,11%	2,43%	100,00%
1996	3,88%	26,61%	0,00%	27,96%	3,12%	21,67%	6,59%	2,65%	5,15%	2,36%	100,00%
1995	4,46%	26,33%	0,00%	27,84%	2,77%	21,93%	6,97%	1,68%	5,54%	2,47%	100,00%
1994	4,55%	25,85%	0,00%	28,62%	2,76%	22,84%	6,85%	1,25%	5,03%	2,24%	100,00%
1993	4,56%	24,48%	0,00%	30,07%	2,62%	22,04%	7,47%	1,16%	5,18%	2,42%	100,00%
1992	3,84%	26,03%	0,00%	29,25%	2,80%	21,70%	7,95%	1,01%	5,44%	1,99%	100,00%
1991	3,89%	26,35%	0,00%	27,13%	2,55%	22,71%	8,91%	0,93%	5,72%	1,82%	100,00%
1990	4,29%	25,49%	0,00%	27,20%	2,81%	22,59%	9,42%	0,77%	5,49%	1,94%	100,00%
1989	4,85%	24,24%	0,00%	28,32%	2,96%	22,26%	9,32%	0,69%	5,51%	1,84%	100,00%
1988	4,91%	25,04%	0,00%	28,38%	2,78%	21,62%	9,67%	0,60%	5,33%	1,66%	100,00%
1987	4,95%	25,27%	0,00%	28,70%	2,77%	21,41%	9,59%	0,57%	5,14%	1,60%	100,00%
1986	4,84%	24,91%	0,00%	29,23%	2,74%	21,69%	9,80%	0,57%	4,86%	1,37%	100,00%
1985	4,91%	24,84%	0,00%	29,25%	2,35%	21,61%	10,43%	0,47%	4,83%	1,30%	100,00%
1984	5,65%	21,90%	0,00%	30,49%	2,06%	23,30%	10,39%	0,36%	4,78%	1,07%	100,00%
1983	6,50%	19,81%	0,00%	30,45%	2,12%	23,52%	11,48%	0,29%	4,81%	1,02%	100,00%

Répartition du parc européen 2010 par catégorie INRETS-PSA-RENAULT de compatibilité

Nous présentons ci dessous un tableau et un graphique de la répartition de parc européen 2010 par catégorie de compatibilité.

	2000	2010-	2010M	2010+		2000	2010-	2010M	2010+
A	9085666	12778073	13229081	13564906	A	5,08%	6,15%	6,17%	6,11%
B	44528264	47605239	48827944	49428043	B	24,91%	22,90%	22,78%	22,28%
Bm	272702	1379194	1759538	2233930	Bm	0,15%	0,66%	0,82%	1,01%
C	49390752	50911096	51651860	52709118	C	27,63%	24,49%	24,10%	23,76%
Cmf	7901562	23542149	25412406	27904620	Cmf	4,42%	11,32%	11,86%	12,58%
D	37338195	35276572	36032770	36878751	D	20,89%	16,97%	16,81%	16,62%
E	13202753	11321451	11536002	11926459	E	7,39%	5,45%	5,38%	5,38%
Emf	3317301	5559319	5921218	6401667	Emf	1,86%	2,67%	2,76%	2,89%
Ffp	9372884	11076896	11335843	11738083	Ffp	5,24%	5,33%	5,29%	5,29%
Ft	4324701	8458363	8652784	9066057	Ft	2,42%	4,07%	4,04%	4,09%
<b>TOTAL</b>	<b>178734778</b>	<b>207908353</b>	<b>214359446</b>	<b>221851632</b>	<b>TOTAL</b>	<b>100,00%</b>	<b>100,00%</b>	<b>100,00%</b>	<b>100,00%</b>

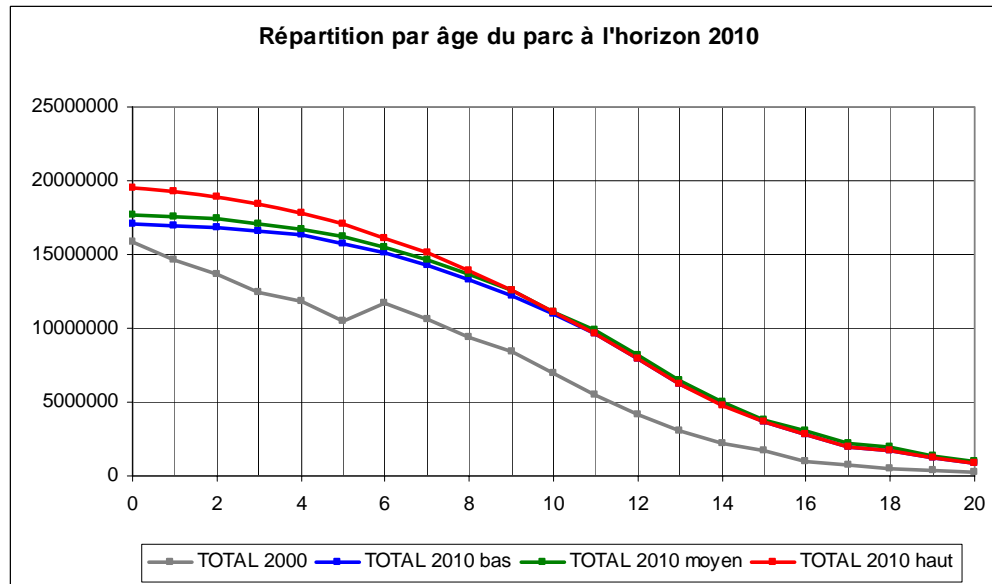




*Répartition du parc européen 2010 par âge de première immatriculation*

A partir des prévisions d'immatriculations, de parc total et des lois de survie, nous reconstituons à l'aide d'un modèle mathématique la répartition du parc par âge à l'horizon 2010. La loi de survie donne la probabilité pour qu'un véhicule d'un âge donné soit toujours dans le parc. Le graphique ci-dessous présente les résultats pour les trois estimations :

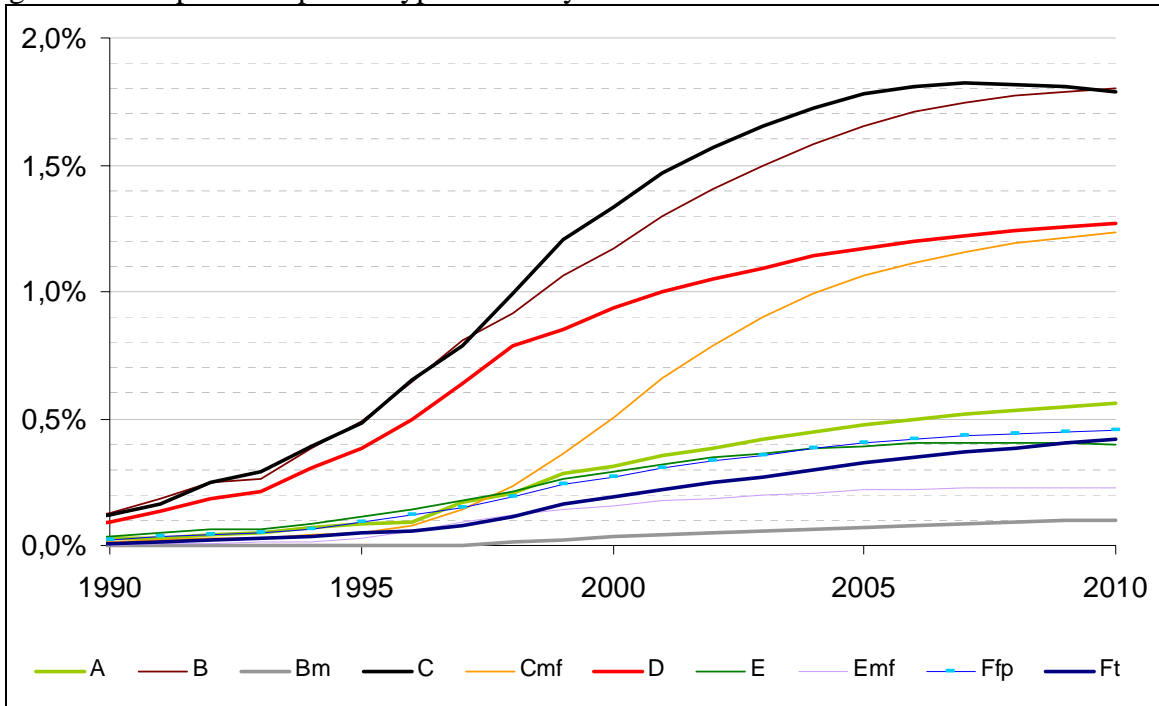
*Répartition par âge des parcs Europe en 2000 et 2010 pour toutes les simulations. Le parc 2000*



*est donné à titre indicatif pour comparaison.*

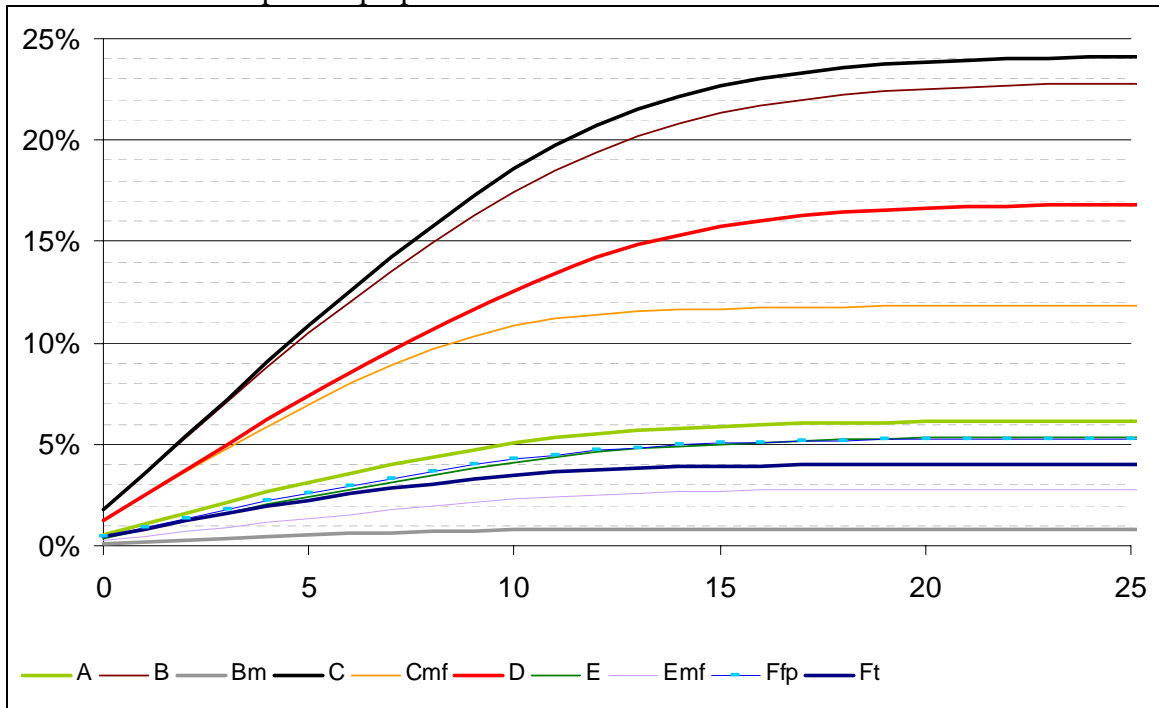


Le graphique ci-dessous présente la répartition du parc par année de première immatriculation et catégorie de compatibilité pour l'hypothèse moyenne :

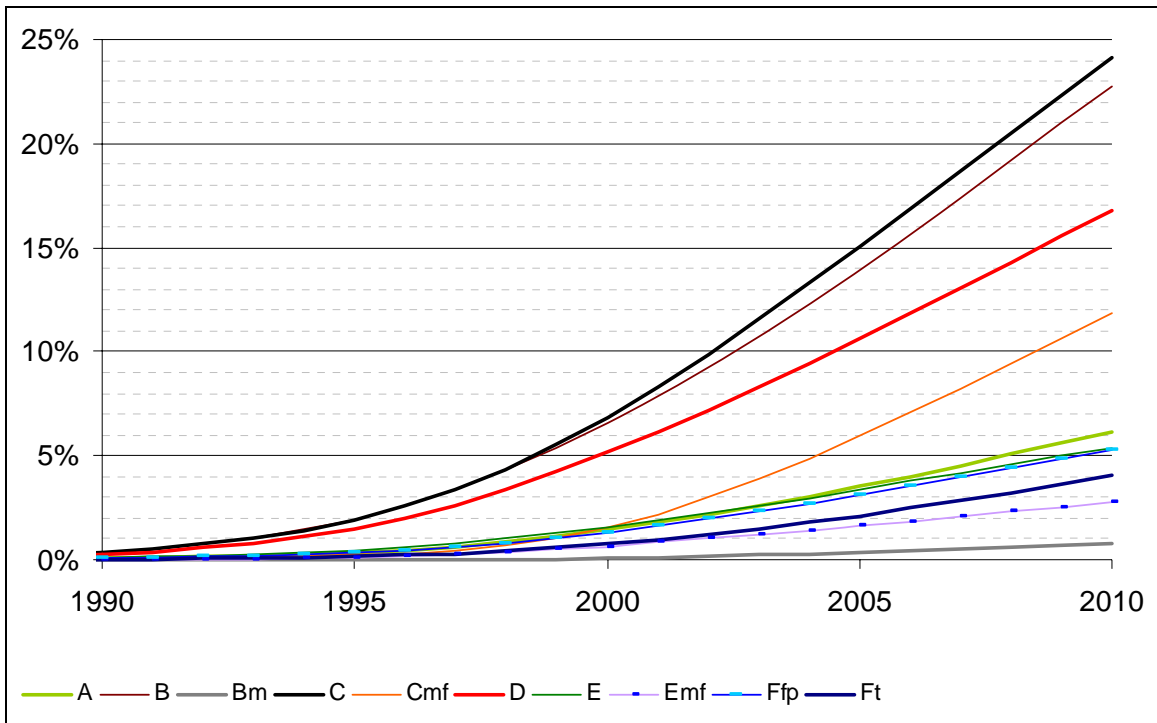


Répartition par âge et segments de compatibilité en 2010 pour l'hypothèse moyenne

Sur ce graphique nous pouvons voir que le segment Cmf est un segment majeur constitué de véhicules immatriculés pour la plupart entre 2000 et 2010.



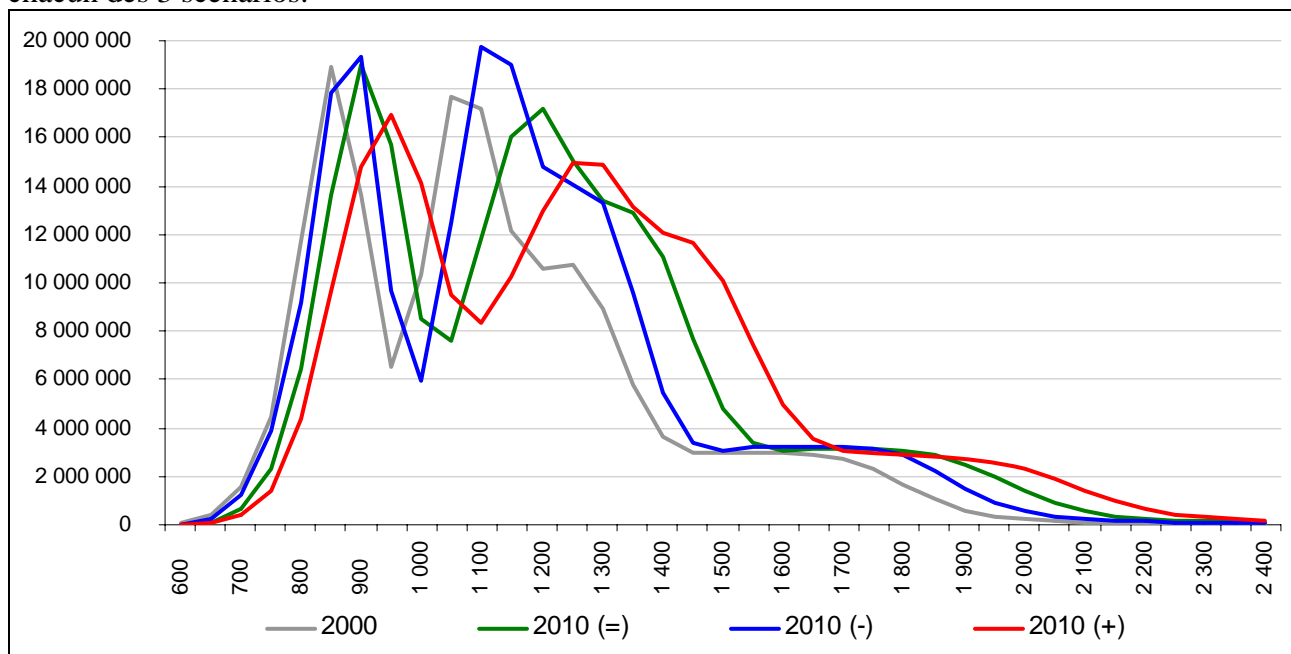
Part cumulée par âge des segments compatibilité



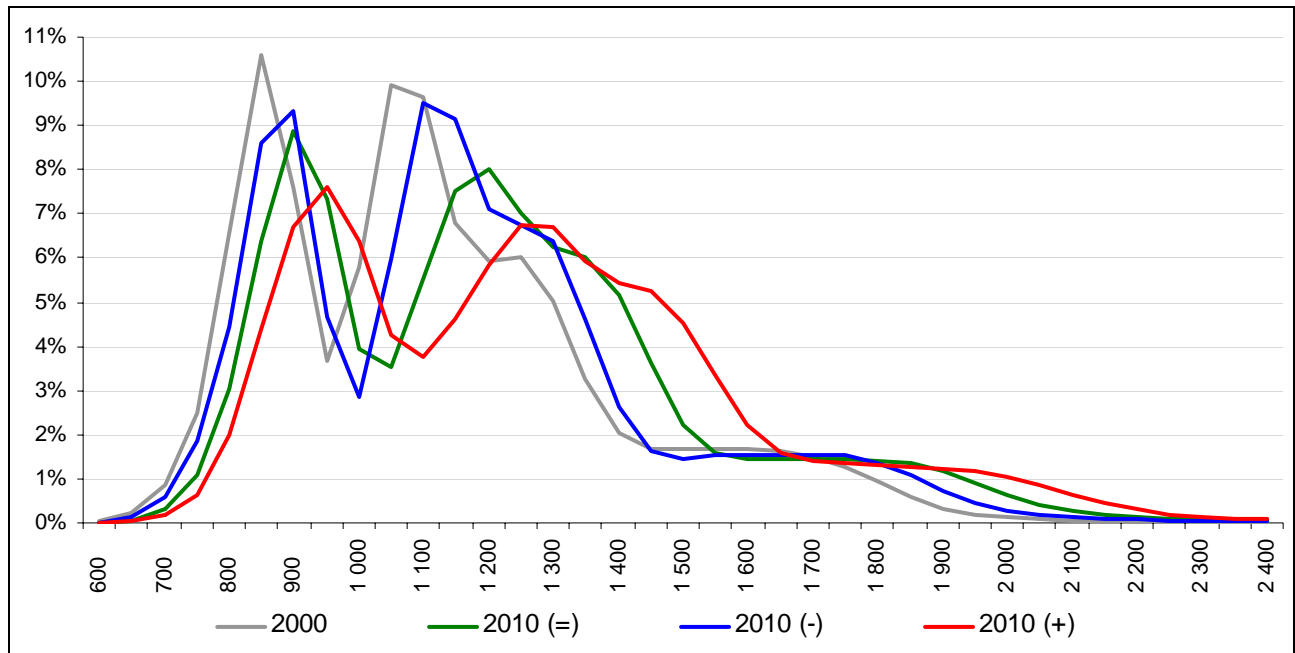
*Part cumulée par année de première immatriculation des segments compatibilité*

*Répartition du parc européen par masse.*

A partir des prévisions par catégories de compatibilité et d'hypothèses sur l'évolution des masses pour chaque catégorie, nous avons calculé la répartition des masses pour les parcs 2010 dans chacun des 3 scénarios.

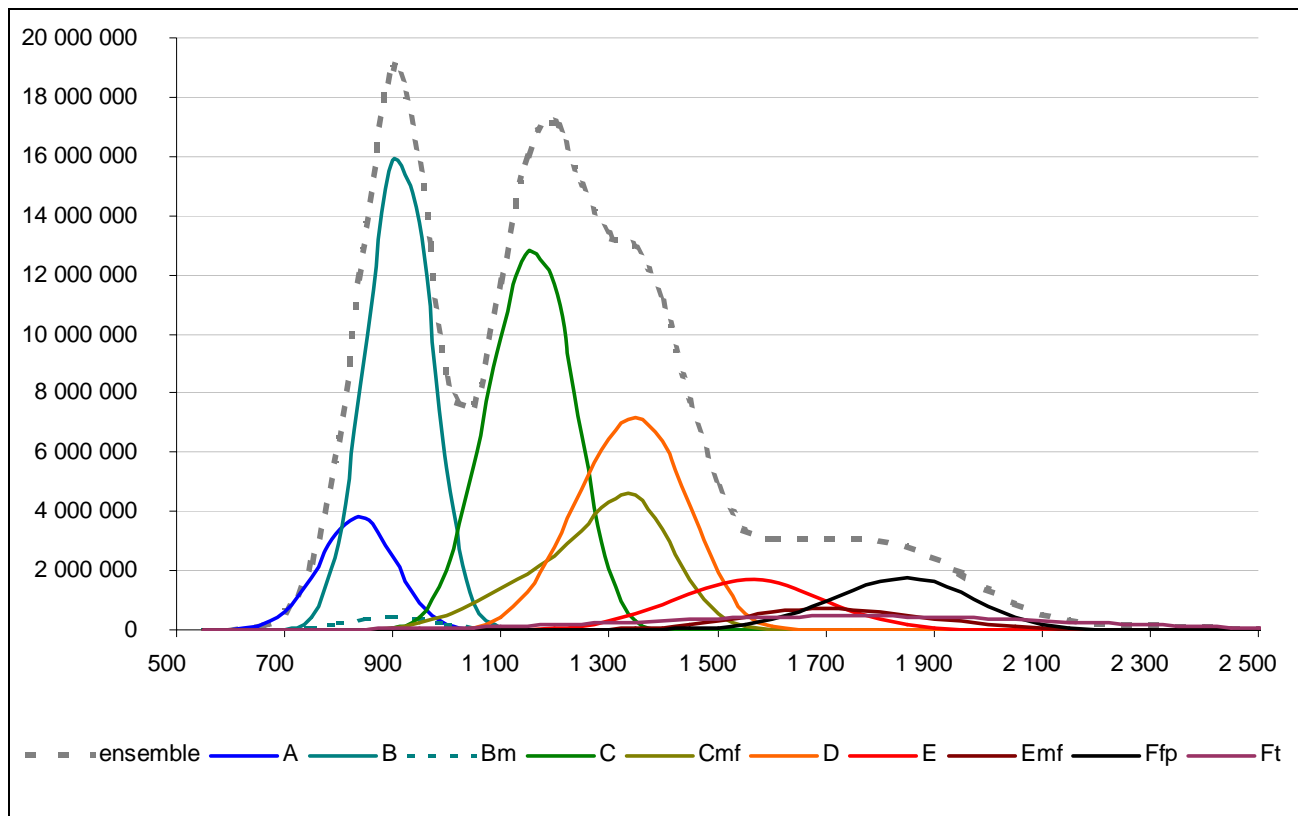


*Répartition des masses du Parc Automobile Européen pour les 3 scénarios*

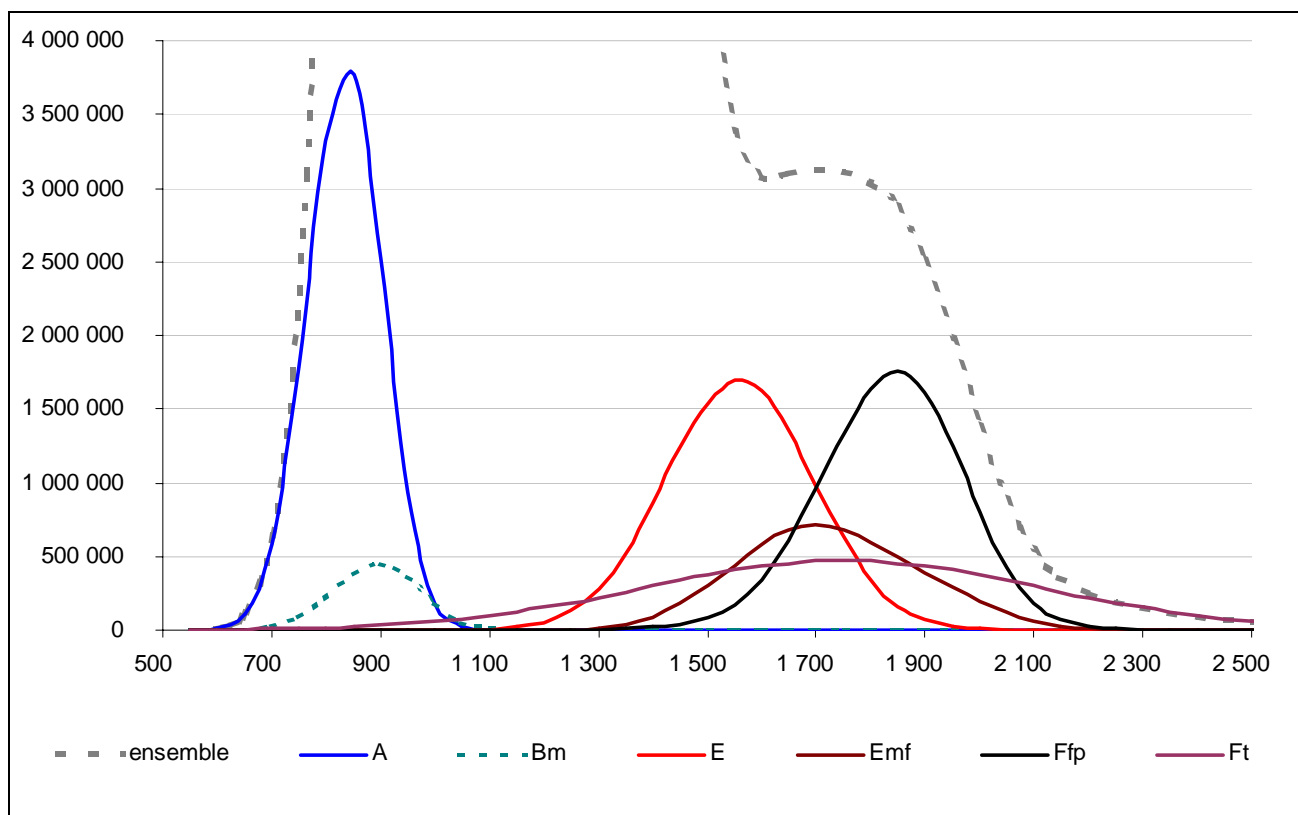


*Répartition des masses du Parc Automobile Européen pour les 3 scénarios*

Deux facteurs influencent ces courbes : la vitesse de renouvellement du parc et l'évolution des masses de chaque catégorie. Pour l'estimation haute, la courbe montre un accroissement de la masse moyenne du parc, mais aussi un accroissement important de la zone des 1500 à 1700 kg pour l'estimation haute, 1200 à 1300 kg pour l'estimation basse, et 1300 à 1400 kg pour l'estimation moyenne. Cette zone correspond à l'accroissement du segment Cmf.



*Répartition des masses des segments de compatibilité pour le scénario moyen*



*Répartition des masses des petits segments de compatibilité pour le scénario moyen*

## Volet accidentologique

Dans ce chapitre nous nous intéresserons à l'analyse statistique et accidentologique de la compatibilité des véhicules en collision fronto frontale.

Objectif de cette étude :

- Déterminer la part des collisions fronto-frontales voiture-voiture en accidents réels
- Analyser les risques relatifs des occupants selon les masses des voitures en présence
- Etudier les caractéristiques physiques de ces collisions : vitesse de choc, recouvrements, angles...

### importance de la collision fronto frontale en france

Les tués et des blessés graves selon les catégories d'usagers:

Parmi l'ensemble des usagers en France en 1998 (figure 1), **les occupants de voitures** représentent **la grande majorité des tués et des blessés graves (respectivement 65 et 54%)**.

Les **2 roues**, dont 80 à 85% des tués et des blessés graves sont des cyclomotoristes et des motocyclistes, représentent encore une part importante des victimes graves de la route (**respectivement 19 et 30%**).

Les **piétons** représentent **12% des tués et des blessés graves** et près de 80% ont été heurtés par des voitures.

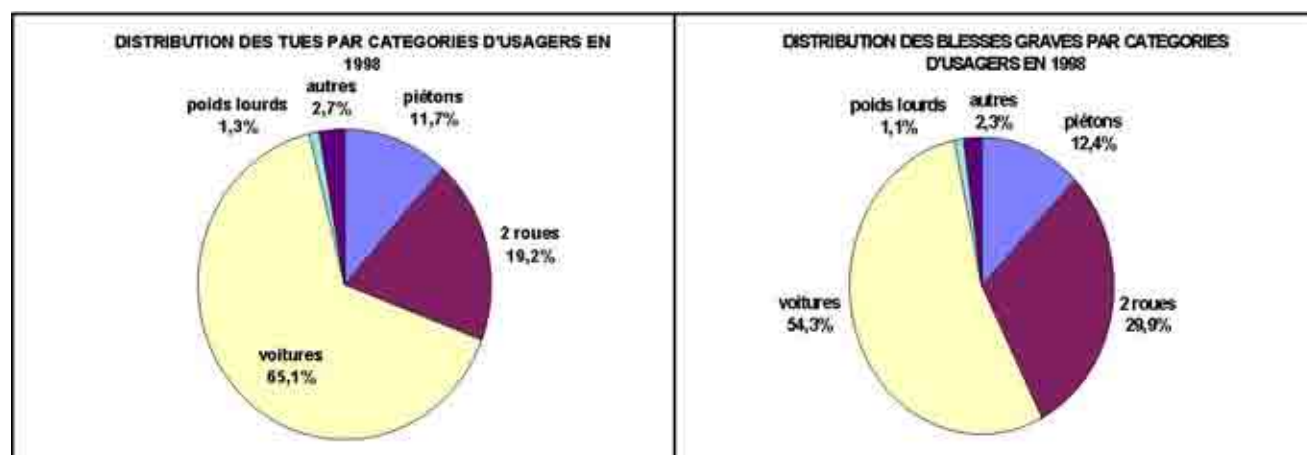


Figure 1

Le nombre total de tués entre 1978 et 1998 est passé de 12137 à 8437, soit une **réduction en 20 ans de 30%** alors que le parc a augmenté de plus de 50%. Mais, comme on peut le voir sur les graphes 2A et 2B, ces évolutions des tués sont très différentes selon les catégories d'usagers.

Les nombres de **tués piétons et 2 roues** ont depuis 1978, diminué respectivement de **53 et 45%**, et ceci régulièrement depuis 1980, alors que le nombre des **tués occupants de voiture** n'a diminué que de **12%**, mais cette réduction régulière n'est observée que depuis 1984 avec quelquefois des variations non négligeables comme cette dernière année de référence.

**nombre de tués**

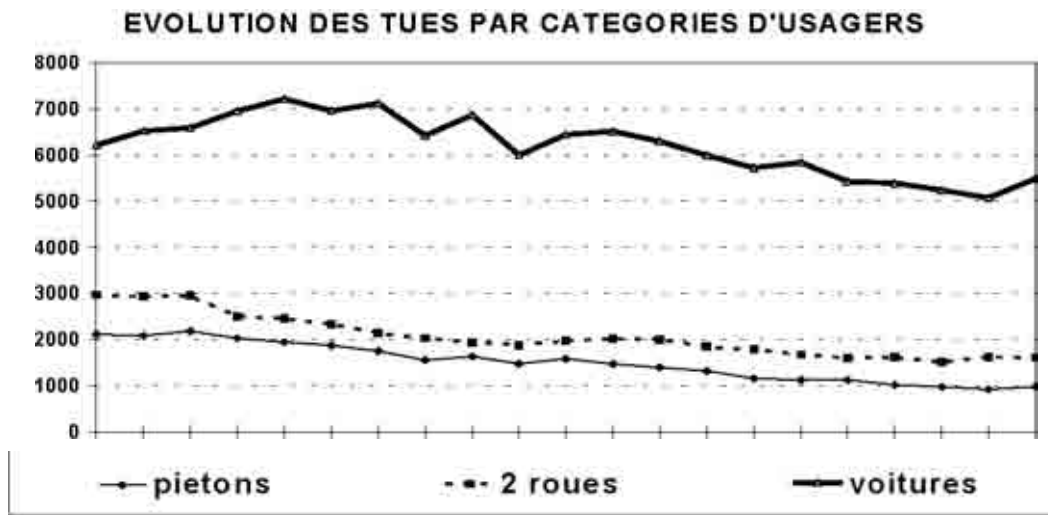


Figure 2A

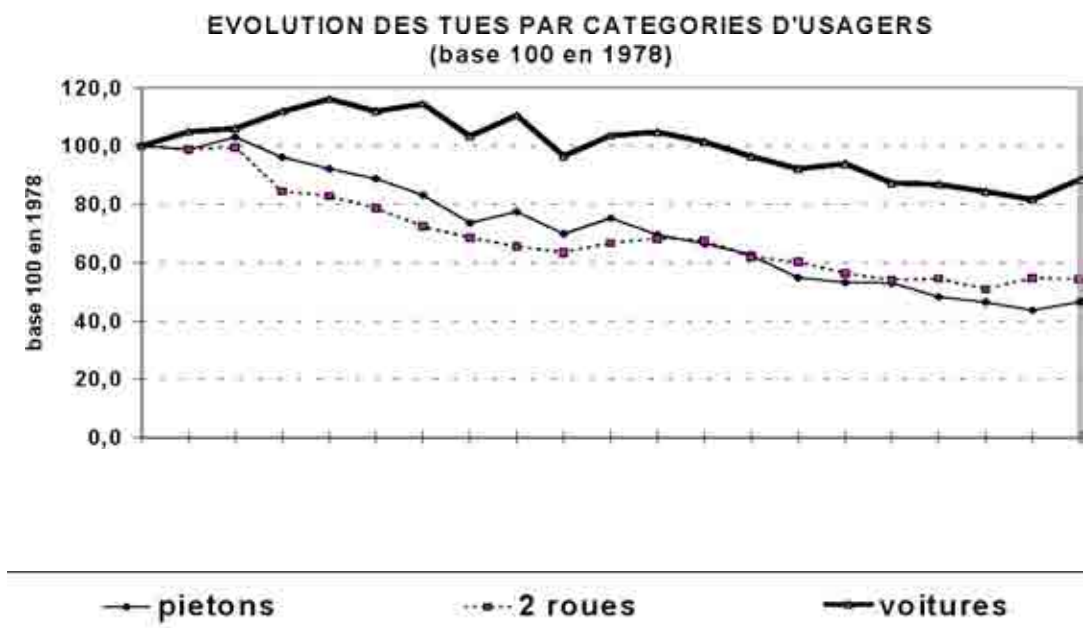


Figure 2B

La collision fronto-frontale voiture-voiture:

Les **tués et les blessés graves ceinturés** dans les voitures sont impliqués en choc **frontal** dans respectivement **48 et 70% des cas** (figure 3). Les recherches en accidentologie et les crashes tests, montrent aussi que les gains potentiels de victimes sont plus importants par des contre-mesures en choc frontal qu'en choc latéral (rigidification des habitacles en y associant airbags, limiteurs d'effort...).

**La protection en choc frontal est donc, et de loin, la cible prioritaire.**

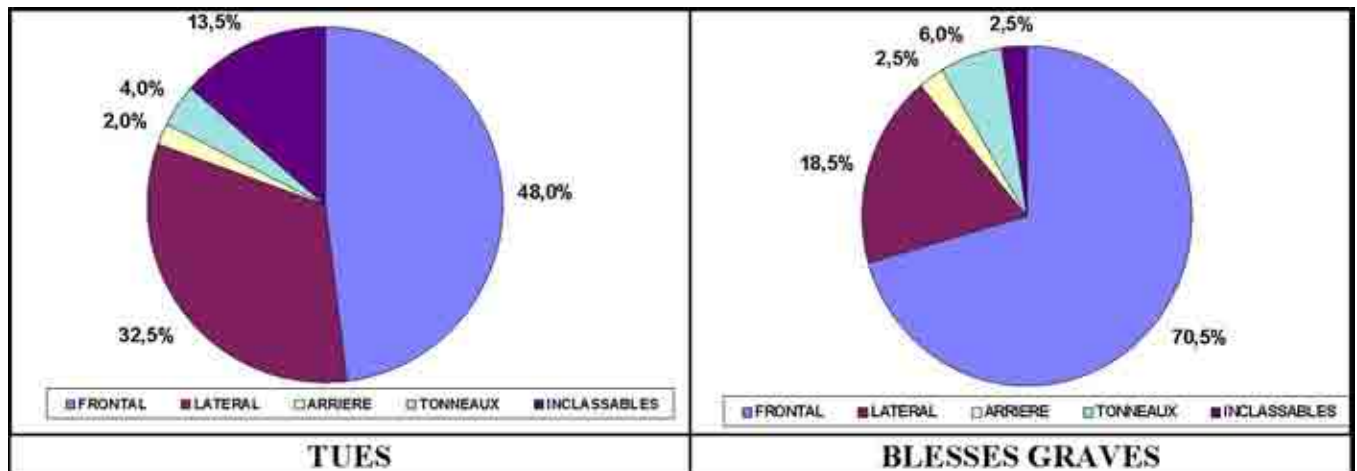


Figure 3

La **collision fronto-frontale voiture-voiture**, quant à elle, (si on ne prend pas en compte les cas de chocs inclassables), **représente 17 et 37%**, respectivement de l'ensemble **des tués et des blessés graves dans les voitures** (figures 4 et 5).

On observe que **pour les blessés graves**, cette collision est de loin la plus fréquente, puisque les collisions fronto-latérales et les chocs de face contre obstacles fixes qui viennent en seconde et troisième position n'en prennent en compte que 18% chacun;

En revanche, les pourcentages **de tués** en collisions fronto-latérales, contre obstacles fixes aussi bien en latéral qu'en frontal et les face-face entre voitures et poids-lourds sont très proches de ceux observés en fronto-frontales (12 à 15%).

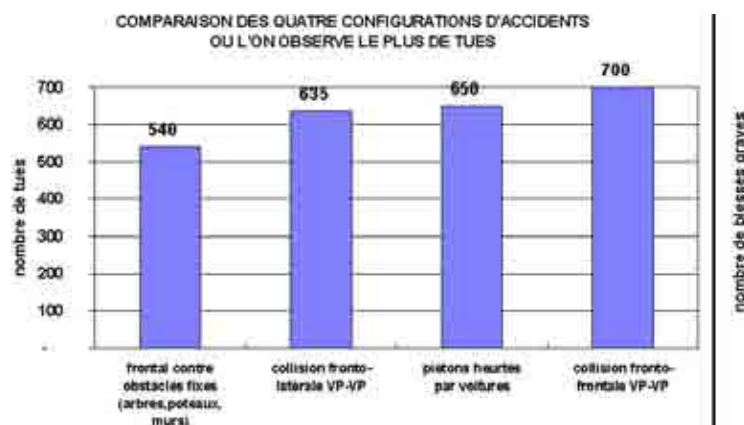


Figure 4

La collision fronto-frontale voiture-voiture comparativement aux piétons :

Comparativement au nombre de victimes piétons heurtés par des voitures déjà abordé précédemment, le nombre de victimes en collisions fronto-frontales est plus élevé comme on peut le vérifier ci-dessous (figure 6). Cette collision est donc parmi l'ensemble des victimes la plus importante.

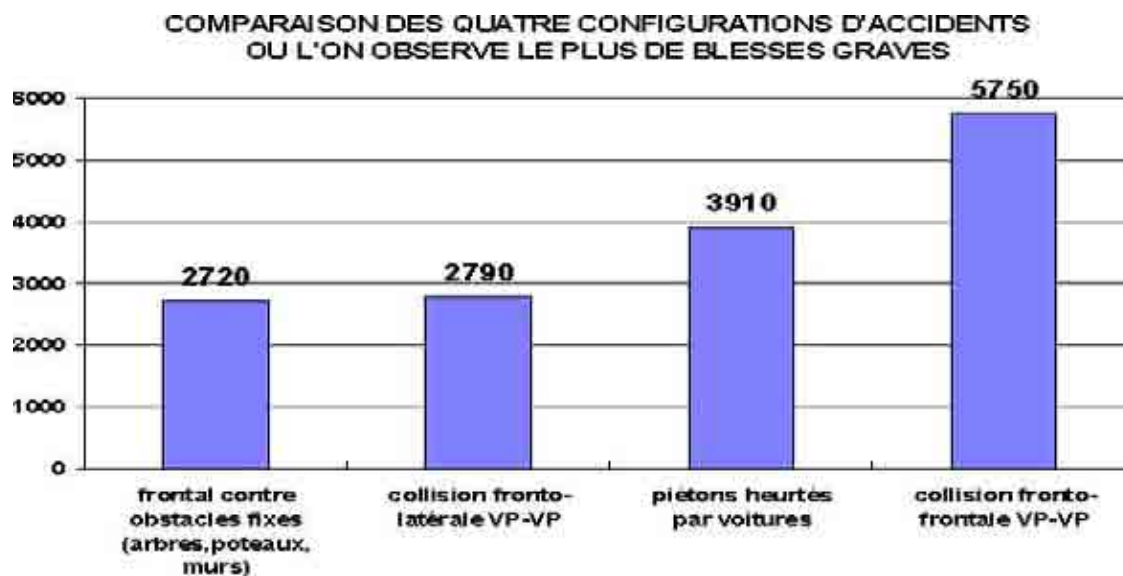


Figure 5

En septembre 97, une journée spécifique sur ce thème a permis d'exposer dans sa généralité le problème du piéton en abordant différents thèmes: les statistiques de ces accidents, l'accidentologie piéton/voiture et l'évolution des lésions avec le profil des modèles les plus récents, les problèmes liés à l'environnement du piéton.

**La collision fronto-frontale voiture-voiture qui est donc une des sources les plus importantes de victimes est maintenant étudiée plus en détail.**

### **Etude statistique de la collision fronto-frontale**

#### Echantillon analysé

A partir du fichier informatisé de l'ensemble des accidents corporels survenus en France entre 1993 et 1997 (SETRA), et à partir du code mine de la voiture, il est possible de mettre en relation les masses des 2 voitures en présence et la gravité des conducteurs.

**Soit un total de 53410 voitures identifiées** impliquées en collisions fronto-frontales avec **1733** conducteurs tués.



### Influence des masses en présence sur la mortalité des conducteurs

Quatre classes de masses ont été définies de façon à avoir au moins 15% de conducteurs minimum impliqués dans chaque classe de masses.

Comme on peut le voir sur la figure suivante, les conducteurs des voitures de la plus faible classe de masses, impliqués contre toutes les autres voitures, présentent un risque moyen d'être tué, plus de 2 fois supérieur aux conducteurs des voitures de la plus lourde classe de masses.

$$\text{taux de mortalité} = (\text{nombre de tués} / \text{nombre d'impliqués}) \times 100$$

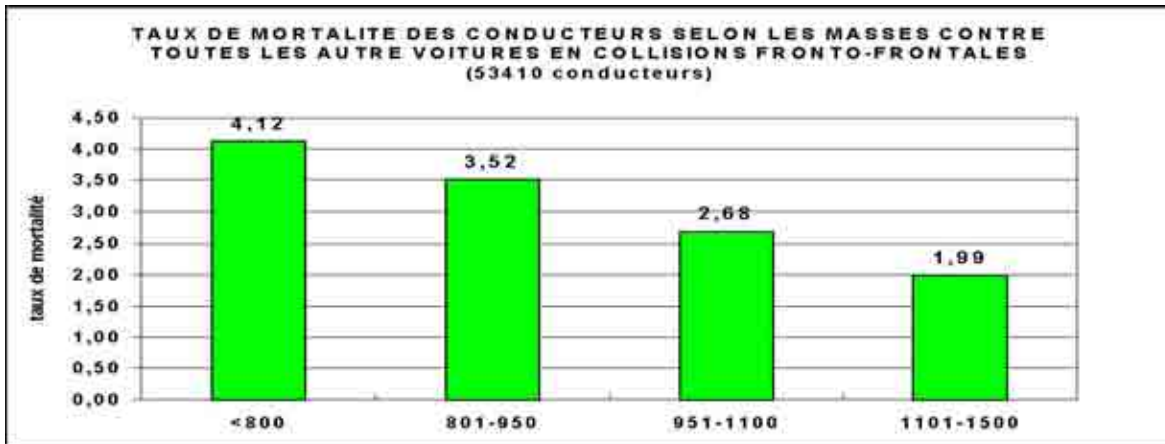


Figure 7

Les distributions des collisions selon les écarts de masses des voitures en présence sont données sur la figure 8

Dans 52% des cas, il est observé des différences de masses de plus de 150 kg entre les voitures en présence. Dans 30% des cas, des différences de plus de 250 kg et dans 16% des différences de plus de 350 kg.

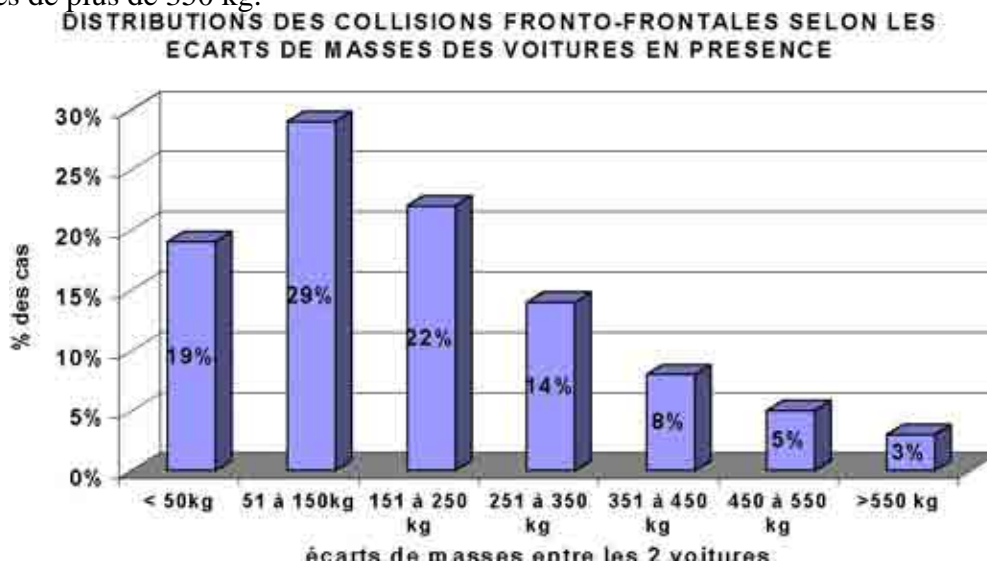


Figure 8

Si l'on s'intéresse maintenant aux taux de mortalité des conducteurs selon ces écarts de masses, on observe qu'ils sont très corrélés avec ces masses, comme on peut le voir sur la figure 9.



Figure 9

Ainsi, plus les écarts de masses sont importants, plus le taux de mortalité global des 2 conducteurs augmente, imputable à la seule augmentation de la mortalité dans la voiture légère.

Quand la différence de masses entre les voitures est de 400kg, l'écart de mortalité est de 1 à 6. Pour 200 kg de différence de masses, l'écart est de 1 à 3

Dans la figure suivante qui donne les taux de mortalité des 2 conducteurs, non plus selon les différences de masses, mais selon les classes de masses en présence, on observe que :

- pour une voiture heurtée de masse donnée, le taux de mortalité global des 2 conducteurs augmente avec la masse de la voiture heurtante.
- quand deux voitures lourdes se heurtent, le taux de mortalité des 2 conducteurs est toujours plus élevé que celui de 2 conducteurs impliqués dans des collisions entre 2 voitures légères. Cette observation indique que la vitesse de choc (et de roulage) est certainement plus élevée pour les collisions entre voitures lourdes, comme on a pu aussi le vérifier par d'autres sources (chocs contre obstacles fixes, piétons heurtés).

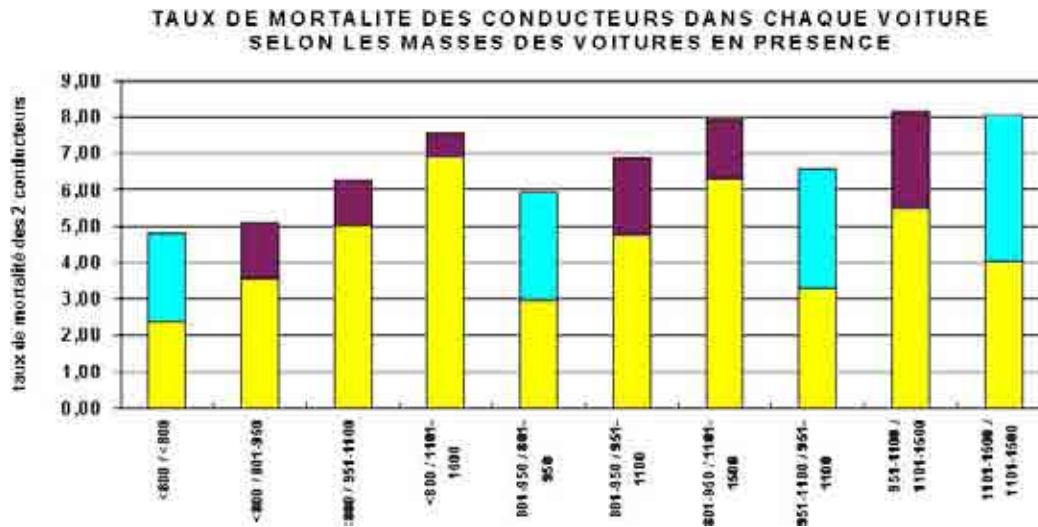


Figure 10

Ces résultats statistiques, il faut le rappeler, sont basés sur des collisions impliquant des voitures circulant entre 93 et 97, donc des voitures dont les modèles ont été conçus à la fin des années 80.

Ces ratios importants de mortalité observés lors de ces collisions entre voitures de masses très différentes sont à mettre en relation dans la majorité des cas avec des intrusions trop importantes sur les occupants ceinturés dans les petites voitures.

Ces 2 accidents étudiés par le LAB illustrent ces différences de comportement entre des voitures dont les écarts de masses sont de l'ordre de 500 kg.

Le bilan dans ce premier accident est de un tué ceinturé dans la voiture légère contre deux blessés légers dans la voiture lourde.



Dans cet autre accident, on observe 2 tués dans la petite voiture contre 2 blessés légers dans la voiture lourde.



Les déformations très importantes de l'habitacle dans ces voitures ancienne génération sont les causes des lésions mortelles de ces occupants ceinturés.

### **Analyse accidentologique de la collision fronto frontale**

Le Laboratoire d'Accidentologie et de Biomécanique PSA Peugeot-Citroën/ RENAULT qui a débuté son enquête en 1970, a une base de données de 11000 voitures accidentées avec 19000 occupants et plus de 50000 lésions codées.

Mis à part une zone spécifique où tous les accidents corporels sont systématiquement étudiés (environ 200 voitures par an), les autres accidents (environ 250 voitures par an) sont analysés partout en France.

Cette enquête très spécifique, axée notamment sur des chocs **frontaux sévères de voitures récentes**, présente comme avantage, d'avoir un échantillon important de cas avec des moyens de retenue plus performants (airbags, prétensionneurs, limiteurs d'effort, bloqueurs de sangles...) et de pouvoir vérifier sur le terrain le bien fondé des modifications apportées aussi bien en termes de retenue que de structure.

#### Description de l'échantillon étudié

Dans les analyses qui suivent, nous ne prendrons en compte que les accidents dont les dates de mise en circulation des 2 voitures en présence sont postérieures à 1983 pour éviter d'intégrer dans cette étude des voitures trop anciennes. 20% de ces 1024 voitures impliquées en collisions fronto-frontales ont été mises en circulation après 1994 et 20% entre 91 et 94.

Les violences des chocs pour chacune des voitures ont été estimées par l'EES (équivalence en énergie pour obtenir la même déformation).

**Les 1024 voitures de cette étude regroupent 1682 occupants des places avant ceinturés, dont 138 tués et 285 blessés graves.**

### Distributions des recouvrements observés sur les faces avant

Les recouvrements sur les faces avant sont répartis par tiers dans la figure suivante. On observe que le recouvrement moyen de notre échantillon, toutes gravités confondues, est supérieur à 50% de la face avant des voitures.

Pour les 236 **blessés graves et tués ceinturés aux places avant (MAIS 3+)**, on observe que les recouvrements sont plus importants. Ainsi, ils sont de plus de 50% pour 2/3 de ces blessés graves et tués.

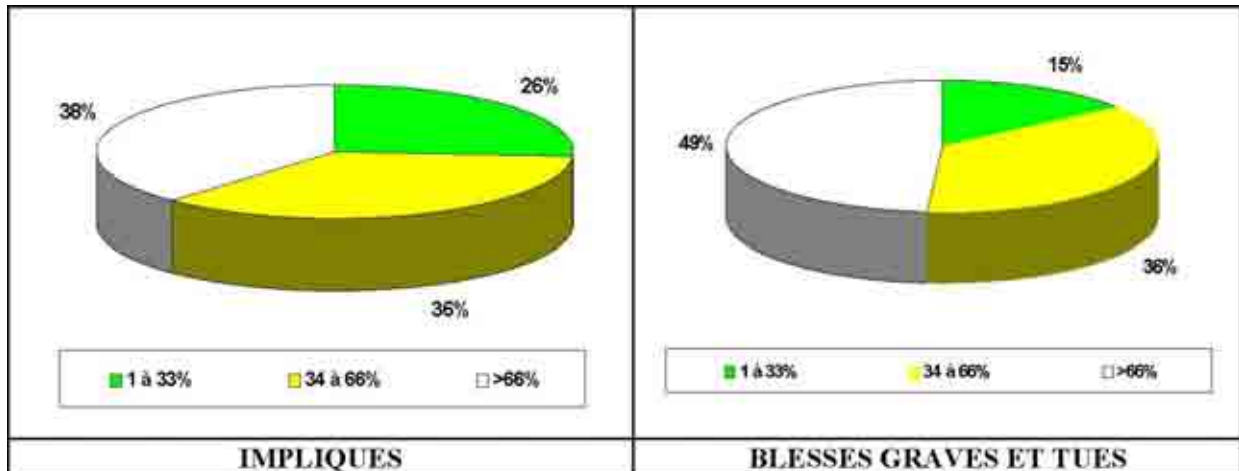


Figure 11

### Gravité selon les angles de collisions

Dans ces collisions fronto-frontales, les angles entre les axes longitudinaux des 2 voitures sont dans 70% des cas inférieurs ou égaux à 15°, aussi bien pour les impliqués que pour les blessés graves et tués.

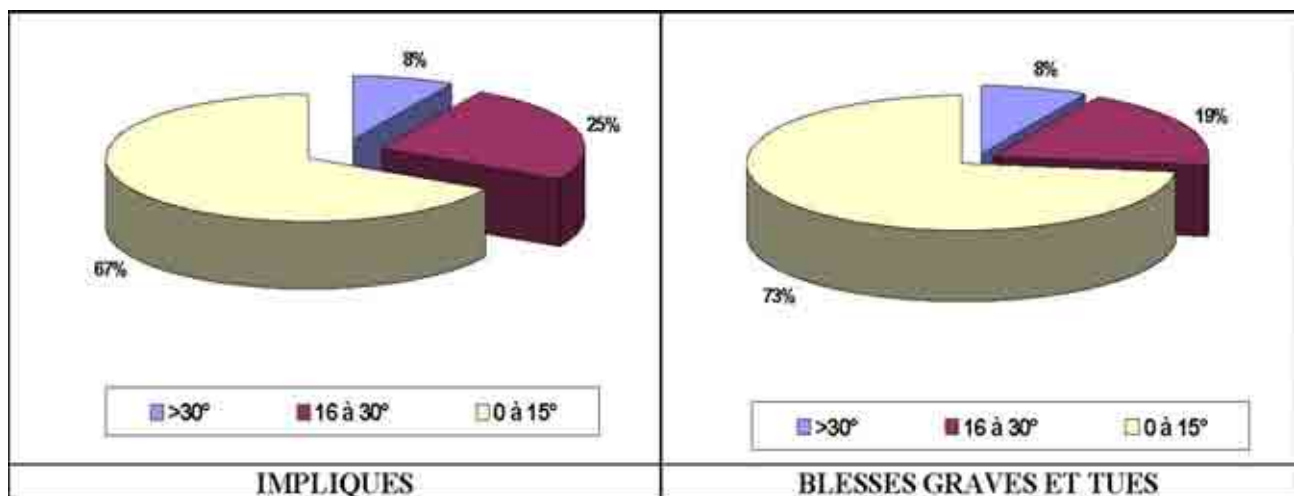


Figure 12

Vitesse et gravité

Les collisions fronto-frontales voiture contre voiture sont dans 80 à 85% des cas décalées à gauche, d'où un taux de gravité supérieur pour les conducteurs ceinturés qui subissent les effets d'une éventuelle intrusion.

$$\text{Taux de gravité} = (\text{nombre de blessés graves} + \text{tués} / \text{nombre d'impliqués}) \times 100$$

Pour ces chocs spécifiques décalés à gauche et pour des voitures dont les écarts de masses sont compris entre 300 et 500 kg, on peut voir sur la figure 13 suivante l'évolution des gravités pour les conducteurs des 2 voitures sur les courbes de tendance.

Dès 100 km/h de vitesse de rapprochement en collisions décalées à gauche et pour des écarts de masses de 400 kg entre les voitures, le risque pour le conducteur de la voiture légère est de 60%, pour 15% dans la voiture lourde

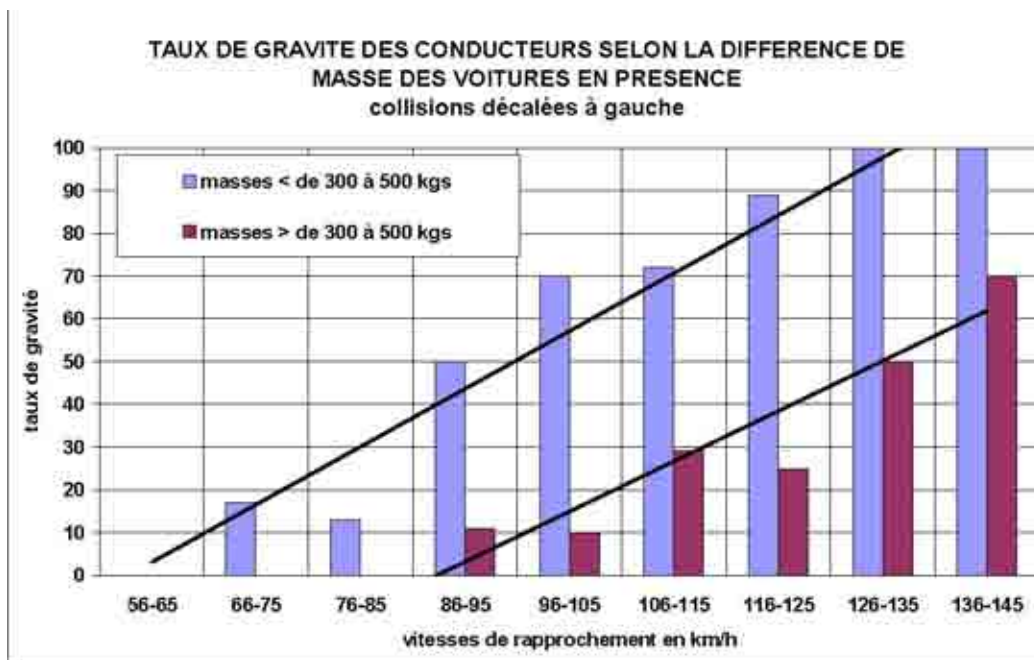


Figure 13

### Les lésions des occupants avant ceinturés

Les **principales causes des lésions mortelles** en choc frontal sont, nous l'avons vu précédemment, **l'intrusion sur les occupants**.

Cette intrusion importante est observée dans 70 à 80 % des cas pour les conducteurs et dans 50 à 60% pour les passagers avant.

Pour **les cas sans intrusion majeure**, ce sont les efforts de retenue qui sont la source de ces lésions mortelles et dans la majorité des cas, il s'agit d'occupants âgés dont les tolérances thoraciques sont 2 à 3 fois plus faibles que les plus jeunes.

Les fréquences de lésions graves (AIS 3+) des occupants sont différentes entre conducteurs et passagers avant du fait des intrusions plus fréquentes dues aux chocs décalés à gauche pour les conducteurs, mais aussi de la présence de la colonne de direction pour ces conducteurs.

Dans cet échantillon composé de voitures mises sur le marché entre 83 et 97, les conducteurs sont le plus souvent exposés au niveau du thorax et des membres inférieurs, alors que pour les passagers le thorax et l'abdomen sont les territoires à protéger en priorité.

	conducteurs (672)	passagers avant (341)
tête	4,3	1,2
cou	0,7	1,2
thorax	9,2	13,5
membres supérieurs	4,6	3,5
colonne dorso lomb	0,6	0,9
bassin	1,9	0,3
abdomen	3,8	4,1
membres inférieurs.	10,7	5,0

#### **fréquences de lésions AIS 3+ (lésions sévères) pour les occupants avant**

Dans **les voitures récentes étudiées en accidents réels**, la moindre intrusion, les prétensionneurs et l'airbag, permettent de réduire la mortalité à même vitesse de choc. Des diminutions des fréquences de lésions graves sont observables à la tête, à l'abdomen et aux membres inférieurs. En revanche, on observe une augmentation des risques de lésions thoraciques.

En fait, la meilleure tenue de l'habitacle de ces voitures récentes, mais dont l'équipement en limiteurs d'effort très performants reste encore minime, entraîne des sollicitations thoraciques plus importantes pour ces occupants comparativement aux voitures plus anciennes, d'où l'intérêt de ces limiteurs associés à des airbags optimisés.

## CONCLUSIONS

Pour réduire le nombre de ces victimes automobilistes, la compatibilité entre voitures, mais aussi entre voitures et véhicules utilitaires est un domaine de recherches où les enjeux en termes de victimes potentiellement évitables sont importants et notamment en collisions fronto-frontales voiture-voiture.

Les points principaux que l'on peut tirer de cette étude sont :

### En ce qui concerne l'analyse statistique basée sur des voitures accidentées entre 93 et 97

1. La collision fronto-frontale voiture-voiture est la première cause des tués et des blessés graves (respectivement 17% et 37% )
2. Il y a une très forte influence de la masse sur la mortalité des conducteurs dans l'étude réalisée
  - quand la différence de masses est de 400 kg, l'écart de mortalité pour les conducteurs entre voiture lourde et légère est de 1 à 6, pour 200 kg de différence de masses, il est de 1 à 3.
  - dans 40% des cas, les différences de masses entre les voitures en présence sont de plus de 200 kg
  - pour une voiture de masse donnée, le taux de mortalité global des conducteurs
  - augmente avec les écarts de masses.

### En ce qui concerne l'étude accidentologique basée sur des voitures accidentées entre 83 et 97

1. L'intrusion sur l'occupant est dans 2 cas sur 3 la cause principale de la mortalité, d'où la nécessité de renforcer l'habitacle, pour que les moyens de retenue puissent assurer une protection efficace.
2. Dès 100 km/h de vitesse de rapprochement en collisions décalées à gauche et pour des écarts de masses de 400 kg entre les voitures, le risque d'être blessé gravement ou tué pour le conducteur de la voiture légère est de 60%, pour 15% dans la voiture lourde.
3. Les recouvrements sur les faces avant sont de plus de 50% pour 2/3 des victimes graves.
4. Les angles de collision entre les voitures sont de 15° et moins dans 70% des cas.

Les quelques études accidentologiques de collisions impliquant des voitures légères récentes avec des habitacles rigidifiés associés à une réduction des contraintes sur les occupants grâce aux limiteurs d'effort et aux airbags, montrent que l'amélioration de la compatibilité est une source réelle de gains en victimes.

Mais, une évaluation statistique de ces victimes épargnés grâce à ces évolutions, ne pourra se faire que dans quelques années, le temps que le parc se modifie de façon importante.



## Analyse des phénomènes physiques

La réalité des chocs voiture –voiture présente une complexité et une diversité très importantes. Il s'agit donc de faire le tri entre les multiples paramètres qui les pilotent et de les hiérarchiser. La compréhension des phénomènes physique était une étape préalable indispensable pour le bon avancement du programme.

Une première expérimentation a consisté à réaliser des chocs fronto-frontaux voiture contre voiture impliquant des voitures du segment inférieur et du segment moyen supérieur, pour décrire les phénomènes en cause et identifier les principaux dysfonctionnements.

Les progrès en autoprotection mais aussi en résistance aux petits chocs pour diminuer les coûts de réparation, se sont traduits par des augmentations de masse et de raideur des voitures. Ces modifications sont susceptibles d'accentuer encore les inégalités et incompatibilités, non seulement entre les voitures lourdes et les voitures légères mais aussi entre les voitures récentes et les plus anciennes, même si elles sont de même catégorie.

Les résultats des accidents qui ont été présentés ont montré que toutes les voitures ne sont pas égales devant l'accident dans un choc impliquant deux véhicules : les voitures légères restent défavorisées par rapport aux voitures lourdes, et de façon très importante : écart de mortalité de 1 à 6 pour 400 kg de différence de masse, 1 à 3 pour 200 kg en collisions fronto-frontales qui sont celles où l'on constate le plus de blessés graves. Si l'on ajoute que ces différences de masses se rencontrent dans 30 à 50% des cas, il nous paraît évident qu'il est nécessaire d'examiner sérieusement cette question.

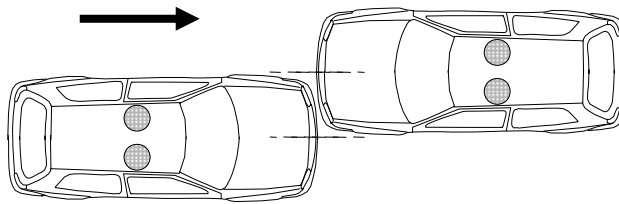
### Essais

Pour analyser plus finement les phénomènes physiques, une campagne de 9 essais a été réalisée sur 6 véhicules différents, 3 du segment I et 3 du segment M2. Le recouvrement a été fixé à 50% de la face avant du petit véhicule, soit légèrement inférieur à la moyenne des recouvrements observés sur la route. La vitesse de rapprochement expérimentale, fixée à 100 km/h, est quant à elle très proche de celle observée dans les cas réels, pour un taux de gravité des conducteurs de 50% ( $\approx 95$  km/h).

## Configuration d'essai (Rappel)

La configuration d'essai est la suivante :

Les deux véhicules sont en mouvement à 52 km/h. Le recouvrement est de 50% sur le véhicule le moins large. L'angle entre les deux véhicules est de 0°. Deux mannequins de type HIII 50 % occupent les places avant.



## Résultats des essais voiture / voiture

### Essai 1 : Audi A4 (1450 Kg) – Peugeot 106 (1032 Kg) ANNEXES 1 et 1BIS

La présence du moteur longitudinal accentue le phénomène de glissement entre les deux voitures. Aucun chevauchement de l'Audi sur la 106 n'est observé. L'Audi, de part sa raideur face à la, 106 n'a pas absorbée son quota d'énergie. Les deux véhicules entre eux ne sont pas compatibles à cause d'une différence de raideur.

=> les deux véhicules sont incompatibles entre eux.

### Essai 2 : Audi A4 (1450 Kg) – Fiesta (1153 Kg) ANNEXES 2 et 2BIS

Fort démerite énergétique (longeron Fiesta non consommé) sans pour cela observer du chevauchement entre les véhicules. Les deux véhicule entre ne sont pas compatibles antre eux à cause d'une différence de raideur associée à un démerite énergétique important. Les imbrications structurales sont nombreuses.

=> les deux véhicules sont incompatibles entre eux.

### Essai 3 : Audi A4 (1440 Kg) – VW Polo (1109 Kg) ANNEXES 3 et 3BIS

Malgré un fort niveau d'imbrication (longerons peu déformés), on observe pas de chevauchement. Toutefois, la Polo, grâce à un effort habitacle (d'auto-protection) supérieure aux autres deux voitures, limite le niveau d'intrusion dans son habitacle.

=> les deux véhicules sont incompatibles entre eux.

Essai 4 : Renault Laguna (1500 kg) – Peugeot 106 (1036kg) ANNEXES 4 et 4BIS

Une raideur habitacle faible . On observe donc clairement un chevauchement de la 106 par la Laguna. Le démerite énergétique en avant reste faible compte tenu des faibles raideurs. Une partie importante de l'énergie du choc se retrouve absorbée par la 106.

=> les deux véhicules sont incompatibles entre eux.

Essai 5 : Renault Laguna (1500 kg) – Ford Fiesta (1100 kg) ANNEXES 5 et 5BIS

La déformation est équilibrée entre les deux véhicules au début de choc. Puis à partir d'un certain moment, l'effort habitacle de la Laguna devient supérieur à celui de la Fiesta, la Laguna se déforme peu. La Fiesta, qui absorbe seule toute l'énergie, continue quant à elle à se déformer fortement.

=> les deux véhicules sont incompatibles entre eux.

Essai 6 : Renault Laguna (1500 kg) – VW Polo (1099 Kg) ANNEXES 6 et 6BIS

Dans ce choc, on peut trouver les trois types de "non-compatibilité" :

- Géométrie : les deux véhicules ne se déforment pas de façon satisfaisante (selon leur déformation programmée contre mur). Le véhicule Polo, passe en dessous de la LAGUNA. Le côté de caisse de la POLO étant bien dimensionné en partie haute, l'over-riding est mieux maîtrisé que contre la 106.
- Raideur en fin de choc : Déséquilibre de raideur. En effet, à partir de 1200 mm de rapprochement, la POLO est soumise à la LAGUNA et résiste beaucoup moins (intrusion).
- Démerite énergétique

Essai 7 : Ford Mondéo (1522 Kg) – Peugeot 106 (1032 Kg) ANNEXES 7 et 7BIS

Dés le départ, la déformation est déséquilibrée, la Mondéo offre un effort avant plus important. Ensuite, les déformations sont comparables à celles de l'essai 1 pour les mêmes raisons. Une fois encore, il y a incompatibilité en terme d'effort de déformation. A noter un faible démerite énergétique lié à une géométrie Mondéo avantageuse qui donne une surface d'appui homogène.

Essai 8 : Ford Mondéo (1520 Kg) – Ford Fiesta (1151 Kg) ANNEXES 8 et 8BIS

Encore une fois, aucun chevauchement n'est observé. Démerite énergétique important malgré la façade avant Mondéo avantageuse. Les efforts habitacles de la Fiesta sont bien inférieurs à ceux de la Mondéo ce qui se traduit par des niveaux d'intrusion très élevés.

Effort fin de choc de 17 Tonnes. Pas de recouvrement des véhicules. Beaucoup d'intrusions hautes et basses sur la Polo.

### **Conclusion générale sur les essais:**

Les essais réalisés ont permis de mettre en évidence les trois principales causes d'incompatibilité :

- démerite énergétique lié à l'imbrication des structures avants
- différence de raideur des habitacles liés aux contraintes d'autoprotection
- chevauchement.

Ces trois causes sont toutes liées à des problèmes de géométrie et de raideur. Le synoptique suivant illustre clairement le mécanisme de répartition de l'énergie entre les deux véhicules. A aucun moment la masse ne participe à cette répartition.

La compatibilité entre les structures n'est régie par aucune loi de la physique mais repose essentiellement sur une bonne absorption et surtout une bonne répartition de l'énergie à absorber entre les deux véhicules. Malheureusement, aucune formule, aussi complexe qu'elle soit, ne permet de prévoir cette répartition. Seuls la simulation, les essais et l'expérience autorisent un quelconque pronostic.

Cette première partie de l'étude a donc permis de mettre en évidence les phénomènes à l'origine de l'incompatibilité : mauvaise absorption d'énergie en choc voiture contre voiture, déformations des blocs avant moins efficace qu'en choc contre mur, chevauchement, importance de la résistance de l'habitacle.

Elle va permettre de construire une théorie sur l'influence de l'énergie perdue, des raideurs comparées des deux voitures et sur les causes du chevauchement

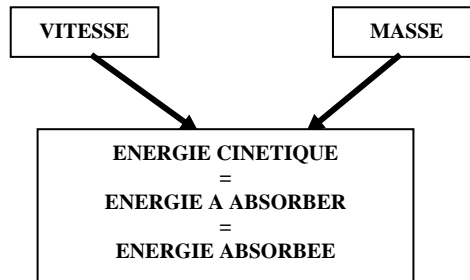
Les niveaux d'accélération restent marginaux et sont en dessous de la sévérité des essais contre mur malgré les différences de masse. Les niveaux d'intrusions sont et restent pour le moment la priorité.

Un gain en compatibilité passe par une approche d'amélioration des structures avant ainsi que de l'habitacle du véhicule.

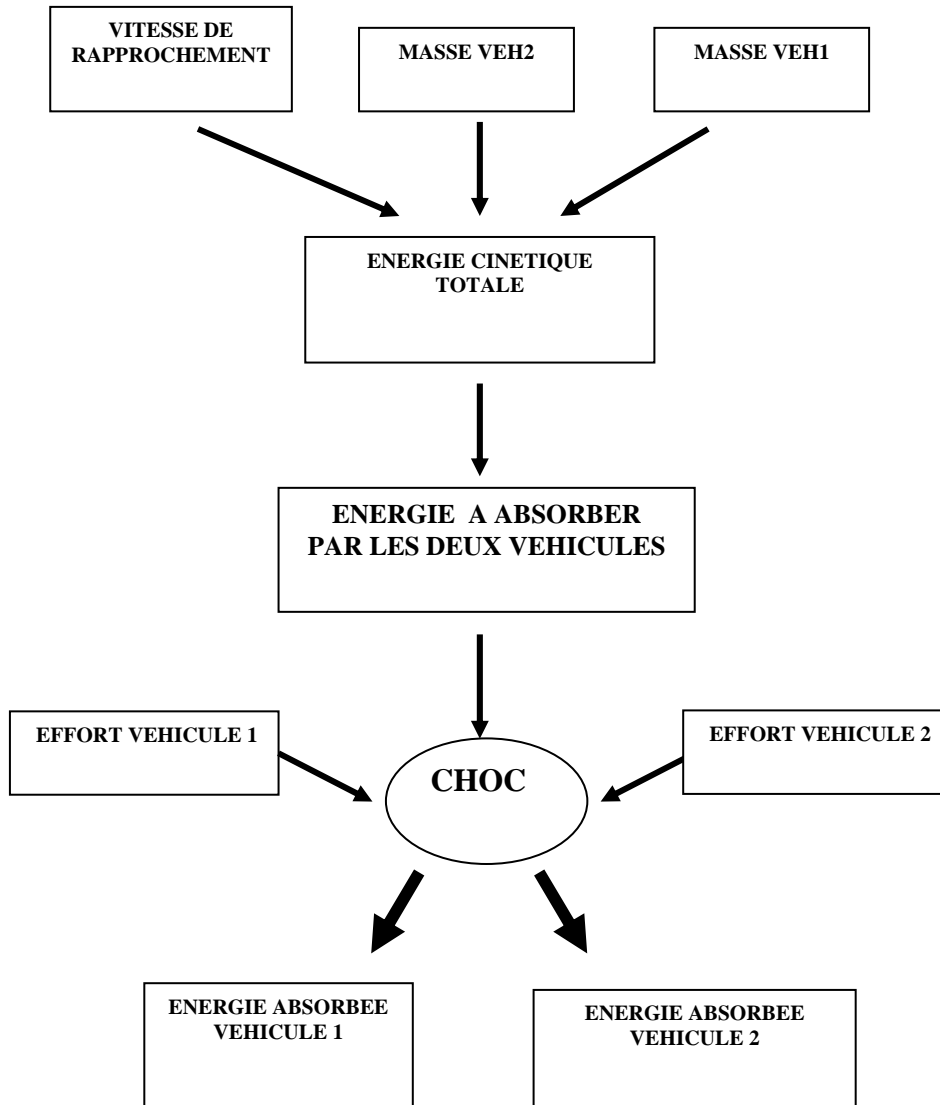
Contrairement aux idées reçues, la masse n'intervient en aucune manière dans la répartition d'énergie entre les deux véhicules. En revanche, c'est la raideur à travers l'effort de déformation qui joue le rôle de dispatching (répartition).

Quels que soient les types de véhicules, on observe systématiquement plus d'intrusion sur le véhicule bas (le véhicule chevauché) que sur le véhicule haut (véhicule chevauchant).

## CHOC VOITURE / MUR RIGIDE



## CHOC VOITURE / VOITURE



Ce graphe résume la manière dont se distribue l'énergie entre les deux véhicules. Contrairement à la configuration contre un mur rigide où toute l'énergie cinétique est absorbée par le véhicule considéré, l'énergie se répartit suivant les niveaux d'effort rencontrés. L'énergie cinétique de départ des deux véhicules pris séparément ne fait plus qu'un, seul l'effort peut contribuer à une bonne distribution d'énergie dans le rapport de leurs masses.

A la vue de ces résultats, les voitures plus lourdes s'en sortent mieux car elles sont plus raides. Ce constat n'est pas inéluctable et nous allons le montrer à travers le lot C.

## LAB PSA Peugeot Citroën - RENAULT

# LOT B : BIOMECHANIQUE



<b>INTRODUCTION:</b> .....	<b>4</b>
<b>RESUME:</b> .....	<b>5</b>
PRINCIPAUX RESULTATS: .....	5
<b>INTERACTIONS OCCUPANT - SAC GONFLABLE</b> .....	<b>8</b>
INTERACTIONS MEMBRE SUPERIEUR - SAC GONFLABLE: .....	8
<i>Etudes préliminaires:</i> .....	8
<i>Définition du protocole d'essai:</i> .....	9
<i>Instrumentation:</i> .....	10
<i>Anthropométrie:</i> .....	11
<i>Résultats:</i> .....	12
<i>Conclusions</i> .....	13
INTERACTIONS THORAX - SAC GONFLABLE: .....	15
<i>Objectifs:</i> .....	15
<i>Première approche</i> .....	15
<i>Deuxième approche</i> .....	24
<b>TOLERANCES DE L'ETRE HUMAIN:</b> .....	<b>36</b>
COMPORTEMENT DE L'ENSEMBLE PIED-CHEVILLE .....	36
<i>Introduction:</i> .....	36
<i>Etat de l'art et objectifs:</i> .....	37
<i>Méthode:</i> .....	37
<i>Protocole d'essai:</i> .....	38
<i>Résultats et conclusions:</i> .....	40
CRITERES LESIONNELS DU COU:.....	41
<i>Choc frontal:</i> .....	41
<i>Choc arrière:</i> .....	42
COMPORTEMENT DE LA COLONNE VERTEBRALE DORSO-LOMBAIRE: .....	44
<i>Introduction:</i> .....	44
<i>Etude bibliographique:</i> .....	44
<i>Objectifs:</i> .....	44
<i>Protocole expérimental:</i> .....	45
<i>Perspectives:</i> .....	47
MECANISMES LESIONNELS DES COTES : .....	48
<i>Introduction:</i> .....	48
<i>Protocole expérimental:</i> .....	48
<i>Analyse des résultats:</i> .....	49
<i>Résultats:</i> .....	49
<i>Conclusions:</i> .....	51
COMPORTEMENT DU COMPLEXE ARTICULAIRE DE L'ÉPAULE : .....	52
<i>Objectifs :</i> .....	52
<i>Le complexe épaule/membre supérieur :</i> .....	52
<i>Méthode :</i> .....	53
<i>Expérimentations :</i> .....	53
<i>Mode opératoire :</i> .....	53
<i>Résultats :</i> .....	54
<i>Conclusion :</i> .....	55
<b>MODELISATION LESIONNELLE:</b> .....	<b>56</b>



COLONNE VERTEBRALE: .....	56
<i>Introduction:</i> .....	56
<i>Définition géométrique d'un modèle E.F. de la colonne vertébrale:</i> .....	56
<i>Maillage:</i> .....	57
<i>Modélisation mécanique de la colonne vertébrale:</i> .....	58
<i>Première validation dynamique:</i> .....	65
<i>Conclusions:</i> .....	66
MODELISATION RHEOLOGIQUE DES VISCERES: .....	68
<i>Introduction:</i> .....	68
<i>Protocole expérimental:</i> .....	69
<i>Résultats et modélisation du comportement viscoélastique non-linéaire:</i> .....	70
<i>Conclusions:</i> .....	71
RUPTURE OSSEUSE: .....	74
<i>Introduction:</i> .....	74
<i>Données expérimentales disponibles:</i> .....	74
<i>Modélisation du bassin humain:</i> .....	75
<i>Conclusions:</i> .....	75
MODELISATION LESIONNELLE DU COU :.....	76
<i>Historique:</i> .....	76
<i>Introduction de critères lésionnels:</i> .....	78
<i>Simulations de compressions du rachis décharné:</i> .....	80
<i>Simulations de torsion axiale du rachis décharné:</i> .....	82
<i>Simulations d'impacts sur la tête avec rachis décharné</i> .....	83
<i>Simulation des chocs frontaux et latéraux avec volontaires et cadavres:</i> .....	84
<i>Conclusions:</i> .....	86
CRITERES LESIONNELS EN CHOC LATERAL : .....	87
<b>APPLICATION A LA COMPATIBILITE DES VEHICULES LEGERS .....</b>	<b>90</b>
CHOC FRONTAL .....	90
CHOC LATERAL.....	91
CONCLUSIONS.....	91

## **Introduction:**

Dans le cadre de la convention n° 98 2 90 0044 du 3 août 1998, le LAB PSA Peugeot Citroën RENAULT a pris en charge le lot B du programme "Predit compatibilité-biomécanique". Les quatre principales parties de cette activité concernent les interactions entre occupants et sacs gonflables, les tolérances de l'être humain, la modélisation dite 'lésionnelle' de l'être humain et l'application de la modélisation à la compatibilité au choc des véhicules légers. Le présent document a pour objet la synthèse des principaux résultats obtenus par le LAB et ses partenaires dans le cadre de cette convention.

Le Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM (LBM) et le Laboratoire de Biomécanique et de Mécanique des Chocs de l'INRETS (LBMC) sont les principaux partenaires du LAB dans ce projet.

## Résumé:

### Principaux résultats:

Les tâches prévues dans le lot B du programme « compatibilité-biomécanique » ont été divisées en quatre parties principales. Les principaux résultats obtenus à ce jour peuvent être résumés de la manière suivante:

- Interactions occupant - sac gonflable:
  - L'examen des effets secondaires résultant d'un déploiement statique d'un sac latéral ainsi qu'une évaluation des capacités des mannequins actuels à prédire des comportements réalistes dans de telles configurations ont été réalisés. Les principaux résultats concernent d'une part la vérification de l'innocuité du concept ainsi que l'incapacité des mannequins à être utilisés dans des conditions voisines, en raison principalement des mouvements très limités des épaules.
  - Les études sur les interactions entre le thorax humain et le sac gonflable frontal ont été menées. Il s'agit dans cette étude d'investiguer les propriétés du thorax humain lorsqu'il est sollicité par un effort réparti et de vérifier le cas échéant la représentativité des mannequins dans des conditions similaires. La principale difficulté de cette étude réside dans l'adéquation des moyens de mesure au but recherché. Un premier protocole expérimental a été conçu et testé par des expérimentations conduites sur mannequins. Le premier essai sujet humain a été conduit, mais a révélé des limites dans les concepts expérimentaux mis en œuvre. Cependant, des résultats intéressants ont été obtenus d'une part sur les mannequins, d'autre part sur l'être humain.
  - Le principe de l'étude a donc été revu et un nouveau protocole expérimental mis en place. Il s'est agi de montrer expérimentalement la différence d'efficacité de moyens de retenue, observée dans l'analyse d'accidents réels. Les données acquises ont ensuite permis de valider sur le plan lésionnel un modèle mathématique d'être humain, qui lui-même a été utilisé pour mettre au point un nouveau critère de tolérance thoracique. Finalement, le critère développé a été transféré au mannequin.
- Tolérances de l'être humain:
  - L'étude du comportement de l'ensemble pied-cheville a été réalisée. Il s'agissait de compléter les connaissances actuelles en terme de comportement et de seuil lésionnel de l'articulation de la cheville soumise à des sollicitations d'inversion et d'éversion. Pour ce faire, un protocole expérimental original a été mis au point, validé avec des jambes de mannequin puis ensuite appliqué à des pièces anatomiques. La première campagne d'essais, non lésionnelle, a permis de quantifier le comportement de la cheville et d'estimer la contribution des différents éléments osseux et musculaires. Une deuxième campagne d'essais a été conduite, cette fois en se plaçant au voisinage du seuil lésionnel. Cependant, la quantité d'essais réalisés n'a pas permis d'établir des courbes de risques lésionnel. Pour compléter cette étude, les moyens d'essais ont été transférés à l'Université de Virginia aux USA où des essais ont été réalisés dans le cadre d'un contrat avec la NHTSA. L'ensemble des essais

réalisés a ainsi permis de construire ces courbes de risque. Une publication commune fait état de ces résultats.

- La revue des tolérances humaines et leur capitalisation sous forme d'un Cédérom a été réalisée, incluant une partie concernant le cou en chocs frontal et arrière. Cette revue fait le point sur l'ensemble des données biomécaniques ayant conduit à la définition de critères et de limites réglementaires. Pour ce qui concerne le cou en choc arrière, le document constitue un état de l'art sur le sujet, incluant les activités du LAB dans le projet Européen Whiplash.
- L'étude du comportement dynamique de la colonne vertébrale a été menée à bien, en collaboration avec le Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM. Les objectifs de cette étude, précisés après une étude bibliographique, consistaient d'une part à l'élaboration de moyens de mesure originaux permettant de déterminer la cinématique d'unités vertébrales dans des conditions dynamiques et d'autre part à quantifier la contribution des différents éléments constituant de la colonne vertébrale (os, articulations, muscles, disques et ligaments). Dans un premier temps, la modélisation a permis de bâtir le cahier des charges d'un nouveau moyen d'essai. Celui-ci a été réalisé et des essais ont été effectués à l'ENSAM. Ces données ont donc permis de caractériser le comportement de la colonne vertébrale et de valider le modèle par éléments finis développé à cette occasion.
- Enfin, des travaux concernant les comportements de l'épaule et du thorax ont été réalisés à l'INRETS et sont décrit ci-après :
  - Pour ce qui concerne l'épaule, l'objectif du travail était de déterminer des lois de comportement (efforts / déplacements) en butées et de proposer un modèle cinématique pour le complexe épaule / membre supérieur. Un protocole expérimental a été mis au point afin d'extraire des données à partir de sujets d'anatomie. Ce protocole permet une localisation et une reconstitution des repères et marqueurs osseux dans l'espace. L'analyse des données et la méthode d'optimisation ont permis d'estimer les centres de rotation global et scapulo-huméral du complexe épaule / membre supérieur pour les sujets volontaires et anatomiques. Par ailleurs une méthode de mesure des efforts et moments appliqués tant globalement qu'au niveau de l'articulation scapulo-humérale du complexe / épaule membre supérieur a été développée afin d'estimer les butées globales et scapulo-humérale. Enfin, un modèle cinématique du complexe de l'épaule représenté comme un mécanisme comprenant deux chaînes distinctes : une chaîne fermée à 2 degrés de liberté (sternum - clavicule - omoplate - thorax) et une chaîne ouverte à 3 degrés de liberté (thorax -omoplate-humérus) est proposé.
  - En ce qui concerne le thorax, l'objectif du travail était de caractériser expérimentalement le comportement cinématique des articulations costo-vertébrales lorsque la cage thoracique dans son ensemble est soumise à des compressions au niveau du sternum. Des essais de compression quasi-statique ont été réalisés sur cages thoraciques éviscérées de sujets d'anatomie. L'axe de rotation des côtes 3, 5 et 7 par rapport aux vertèbres thoraciques auxquelles elles sont rattachées a été déterminé ainsi que la courbe effort/déflexion globale du thorax sous diverses conditions de chargement. L'influence des muscles intercostaux a notamment été évaluée. Dans les conditions expérimentales testées, la liaison costo-vertébrale peut être assimilée à une rotoïde dont la position et

l'orientation ont été précisées. L'axe proposé se distingue nettement de celui habituellement considéré pour les mouvements respiratoires. Cette liaison a été introduite dans un modèle du thorax par éléments finis, en remplacement d'un encastrement de la côte dans la vertèbre. Les valeurs de raideur associées à ce nouveau type de liaison ont été identifiées par confrontation de résultats de simulation au comportement mesuré expérimentalement.

- Modélisation lésionnelle de l'être humain.
  - La modélisation de la colonne vertébrale a été menée en collaboration avec le Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM. Le modèle développé prend en compte les principaux éléments fonctionnels de la colonne vertébrale humaine: les vertèbres, leurs parties postérieures et les surfaces articulaires, les disques intervertébraux et les principaux ligaments. La validation statique et dynamique a été réalisée grâce aux essais réalisés dans la partie "tolérances humaines".
  - Le travail sur le comportement des viscères abdominaux a également été mené à bien. Une méthode originale d'essai a été mise en œuvre. Une vaste campagne d'essai a permis de préciser le comportement rhéologique du foie humain et d'entamer la caractérisation de la contribution de la capsule. Les données ont permis d'affiner les propriétés mécaniques des viscères des modèles existants.
  - En ce qui concerne les autres modélisation segmentaires, plusieurs travaux ont été entrepris. Les résultats concernant la cheville ont été synthétisés sous la forme d'une base de données exploitable par la modélisation. Sur la base d'un modèle cinématique du cou humain en situation de choc automobile, un développement a conduit à la définition d'un premier modèle lésionnel validé à partir de données de la littérature. De même, en ce qui concerne le bassin, un modèle existant a été raffiné pour conduire à une évaluation numérique de la chronologie des lésions de l'os pelvien.
  - L'assemblage tel que prévu dans le programme PREDIT "compatibilité biomécanique" est une tâche de fond qui vise à prendre en compte au fur et à mesure les avancées réalisées pour les différents segments. Ainsi, le modèle du cou a été intégré au modèle d'être humain du LAB ainsi que le modèle du bassin. De plus, la capacité du modèle actuel à prédire un risque lésionnel en situation de choc latéral a été étendue en ayant recours à des études expérimentales publiées.
- Application de la modélisation à la compatibilité des véhicules légers. Cette partie de l'étude a consisté à vérifier la capacité du modèle à fonctionner et à prédire le comportement de l'être humain dans de nombreuses configurations véhicules, en comparaison des simulations faites avec des modèles de mannequins. Cette vérification a permis de confirmer l'utilité du modèle comme outil de développement, en particulier dans le cadre d'études de compatibilité.

### Interactions membre supérieur - sac gonflable:

#### Etudes préliminaires:

Cette partie du programme consiste à évaluer la dangerosité d'un déploiement statique d'un sac gonflable latéral vis à vis du corps humain et en particulier des membres supérieurs. Cette étude a été confiée au CEESAR et a fait l'objet d'un rapport final en avril 1999.

Les lésions de la tête et du thorax en choc latéral sont fréquentes et graves. Le nombre et la gravité de ces lésions peuvent être réduits par l'utilisation d'un sac gonflable latéral combiné thorax / tête. Mais le sac gonflable pourrait s'avérer être un élément agressif pour le membre supérieur, d'une part à cause de l'impact direct du sac sur le bras, d'autre part à cause des projections éventuelles du membre sur des structures rigides de l'habitacle. Ainsi parallèlement à une diminution des lésions de la tête et du thorax on pourrait observer une augmentation des lésions du bras, de l'avant bras et de la main. De plus le bras pourrait constituer une gêne au déploiement du sac, un déploiement correct en contact avec un membre supérieur humain est donc incertain.

Actuellement le nombre de cas d'accidents avec un sac gonflable latéral est trop faible pour évaluer un risque de lésion des membres supérieurs dû au déploiement du sac latéral. Des essais de déploiement de sac ont été nécessaires pour vérifier l'innocuité de ce concept.

Dans le cadre de cette étude quatre essais préliminaires de déploiement de sac latéral ont été réalisés sur l'Eurosid-1 avec un bras Hybrid III, puis neuf essais ont été réalisés sur des Sujets Humains Post Mortem (SHPM). Les objectifs étaient de déceler les traumatismes éventuels ainsi que d'étudier la cinématique du membre supérieur engendrée par le déploiement du sac. La comparaison des essais sur mannequin et des essais sur SHPM a fait l'objet d'un article publié lors de la conférence IRCOBI 1998<sup>1</sup>.

La définition du protocole d'essai a été déterminée après une revue de la littérature. Les lésions du membre supérieur peuvent être provoquées par :

1. impact direct du sac sur le membre, par exemple sur le bras, avec comme conséquence une fracture de l'humérus. Cette lésion a été observée dans les essais réalisés par Kallieris<sup>2</sup>.
2. mouvement engendré par l'impact du sac sur le bras

---

<sup>1</sup> Sokol Jaffredo A., Potier P., Robin S., Le Coz J.Y., Lassau J.P., "Upper Extremity Interaction with Side Impact Airbag", Proceedings of the 1998 International IRCOBI conference, pp. 485-495, Göteborg, Septembre 16-18 1998

<sup>2</sup> Kallieris D., Rizzetti A., Mattern R., Jost S., Priemer P., Unger M., "Response and Vulnerability of the Upper Arm Trough Side Air Bag Deployment", Proceedings of the Stapp Car Crash Conference, SAE paper N° 973323, pp. 101-110, Novembre 1997.

- projection du membre supérieur avec risque de contact lésionnel sur des structures de l'habitacle.
- mouvement extrême d'un segment par rapport à un autre avec comme conséquence une lésion articulaire. Par exemple un déplacement exagéré du bras par rapport au tronc créant une luxation, ou bien une hyper extension du bras par rapport à l'avant bras engendrant une lésion du coude, une telle lésion a été observée par Duma<sup>3</sup>.

#### Définition du protocole d'essai:

Une configuration de type automobile a été retenue pour cette étude. Les essais ont été réalisés dans une demi-caisse de Peugeot 406, avec un siège sans rehausse. Le sac gonflable latéral combiné thorax / tête avait un volume de 16 litres et était intégré au siège. Le générateur était un prototype commun à PSA et RENAULT.

Neuf essais ont été réalisés sur quatre SHPM. Au départ huit essais étaient prévus, mais lors du huitième essai, n° CAI016, suite à un incident technique aucune mesure n'a été enregistrée, l'essai n'a été que filmé. Après cet essai le sujet a été examiné minutieusement, des radios du membre supérieur ont été réalisées pour déceler des lésions éventuelles. Aucune lésion n'ayant été observée, il a été décidé de dupliquer cet essai.

Chaque sujet a subi deux tests, un sur le bras gauche en position conducteur et un sur le bras droit en position passager, excepté le dernier sujet n° 515 qui a subi 3 tests, un sur le bras gauche et deux sur le bras droit.

Les essais se sont déroulés en deux phases.

#### 1. Première phase: 2 SHPM, 4 essais

- 2 essais en position passager avec l'avant bras posé sur l'accoudoir, la main dans la poignée de porte
- 2 essais en position conducteur avec l'avant bras posé sur le bandeau de porte

#### 2. Deuxième phase: 2 SHPM, 4 essais

- Dans cette phase les sièges ont été décalés de 42mm vers la portière de façon à confiner le sac lors de son déploiement entre le siège et la portière, comme cela se produit en crash lors d'une intrusion de porte.
- 2 essais en position conducteur avec l'avant bras posé sur l'accoudoir, main libre.
- 3 essais en position passager avec l'avant bras posé sur l'accoudoir, la main dans la poignée de porte

La matrice d'essai est résumée par le tableau suivant.

---

<sup>3</sup> Duma S.M., Crandall J.R., Hurwits S. R., Pilkey W. D., "Small Female Extremity Interaction with a Deploying Side Air Bag", Proceedings of the Stapp Car Crash Conference, SAE Paper N°983148, pp. 47-63, Novembre 1998.

Tableau 1: matrice des essais d'interaction entre le membre supérieur et le sac gonflable latéral.

N° d'essai	N° de SHPM	Date de l'essai	Position	Configuration
CAI009	502	24/07/97	Passager	Avant bras sur <u>accoudoir</u> , main dans <u>poignée</u>
CAI010	502	28/07/97	Conducteur	Avant bras sur <u>bandeau</u> de porte
CAI011	504	25/02/98	Passager	Avant bras sur <u>accoudoir</u> , main dans <u>poignée</u>
CAI012	504	27/02/98	Conducteur	Avant bras sur <u>bandeau</u> de porte
CAI013	513	03/12/98	Conducteur	Avant bras sur <u>accoudoir</u> , main libre
CAI014	513	08/12/98	Passager	Avant bras sur <u>accoudoir</u> , main dans <u>poignée</u>
CAI015	515	15/01/99	Conducteur	Avant bras sur <u>accoudoir</u> , main <u>libre</u>
CAI016	515	19/01/99	Passager	Avant bras sur <u>accoudoir</u> , main dans <u>poignée</u>
CAI017	515	19/01/99	Passager	Avant bras sur <u>accoudoir</u> , main dans <u>poignée</u>

#### Instrumentation:

##### a – Système d'axe

Par convention le système d'axe est défini : sujet debout bras le long du corps, paumes vers l'avant.

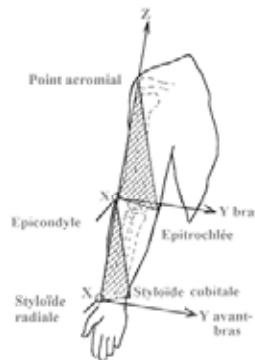


Figure 1: système d'axes associé au membre supérieur.

##### b- Mesures

Pour définir entièrement la cinématique du bras et de l'avant bras, ainsi que pour réaliser une comparaison sur les différents essais il faut :

- recalculer aux mêmes points les accélérations mesurées
- exprimer les accélérations dans un repère fixe, repère humérus initial ou repère radius initial, afin de calculer les vitesses et les déplacements
- connaître la position initiale de l'humérus et du radius par rapport au repère laboratoire

Les mesures nécessaires pour définir la cinématique du bras et de l'avant bras sont :



- 3 accélérations linéaires  $\gamma_X, \gamma_Y, \gamma_Z$  en un point H de l'humérus et en un point R du radius
- 3 vitesses angulaires  $\omega_X, \omega_Y, \omega_Z$  du bras et de l'avant bras

Le tableau suivant résume l'ensemble des mesures effectuées pour chaque essai.

Tableau 2: mesures effectuées sur les sujets.

	SHPM 502	SHPM 504, 513, 515	Capteurs
Sternum (manubrium)	- 3 accélérations linéaires $\gamma_X, \gamma_Y, \gamma_Z$	- 3 accélérations linéaires $\gamma_X, \gamma_Y, \gamma_Z$	3 accéléromètres monoaxes
Acromion	- 3 accélérations linéaires $\gamma_X, \gamma_Y, \gamma_Z$	- 3 accélérations linéaires $\gamma_X, \gamma_Y, \gamma_Z$	3 accéléromètres monoaxes
Humérus	- 3 accélérations linéaires $\gamma_X, \gamma_Y, \gamma_Z$ - 3 vitesses angulaires $\omega_X, \omega_Y, \omega_Z$	- 3 accélérations linéaires $\gamma_X, \gamma_Y, \gamma_Z$ - 3 vitesses angulaires $\omega_X, \omega_Y, \omega_Z$ - 3 accélérations linéaires (inclinomètres) $\gamma_X, \gamma_Y, \gamma_Z$	3 accéléromètres monoaxes + 1 dynacube + 3 accéléromètres capacitifs monoaxes
Humérus bas	/	- 3 accélérations linéaires $\gamma_X, \gamma_Y, \gamma_Z$	3 accéléromètres monoaxes
Radius	- 3 accélérations linéaires $\gamma_X, \gamma_Y, \gamma_Z$ - 3 vitesses angulaires $\omega_X, \omega_Y, \omega_Z$	- 3 accélérations linéaires $\gamma_X, \gamma_Y, \gamma_Z$ - 3 vitesses angulaires $\omega_X, \omega_Y, \omega_Z$ - 3 accélérations linéaires (inclinomètres) $\gamma_X, \gamma_Y, \gamma_Z$	3 accéléromètres monoaxes + 1 dynacube + 3 accéléromètres capacitifs monoaxes

#### Anthropométrie:

Les tableaux suivants résument les principales données anthropométriques des sujets expérimentés.

Tableau 3: données générales d'anthropométrie.

N° SHPM	Age	Sexe	Poids	Taille
502	79 ans	Féminin	56 kg	160 cm
504	70 ans	Féminin	61 kg	165 cm
513	70 ans	Féminin	48 kg	159 cm
515	66 ans	Féminin	69 kg	162 cm

Tableau 4: données anthropométriques spécifiques des sujets expérimentés.

	SHPM 502		SHPM 504		SHPM 513		SHPM 515	
	droit	gauche	droit	gauche	droit	gauche	droit	gauche
Membre supérieur								
Tête humérale – dynacube humérus	125	125	120	125	100	105	105	100
Tête humérale – accéléro. humérus bas	/	/	230	220	225	200	225	230
Dyna. humérus – accéléro. humérus bas	/	/	110	95	120	95	120	130
Epicondyle - dynacube humérus	155	155	170	160	165	145	185	170
Epicondyle - accéléro. Humérus bas	/	/	60	65	45	60	65	40
Epicondyle - dynacube radius	185	175	195	195	175	185	158	175

Résultats:

a) Mesures

L'essai CAI016 n'apparaît pas dans ce tableau car suite à un incident technique aucune mesure n'a été enregistrée.

Tableau 5: résumé des accélérations résultantes maximum (g)

Configuration	Position du siège standard				Position du siège décalée			
	CAI009	CAI010	CAI011	CAI012	CAI013	CAI014	CAI015	CAI017
	Accoudoir + poignée	Bandeau	Accoudoir + poignée	Bandeau	Accoudoir	Accoudoir + poignée	Accoudoir	Accoudoir + poignée
Sternum	7	10	20	11	43	37	13	5
Acromion	52	31	82	16	82	61	40	21
Humérus	99	42	123	34	128	103	83	65
Humérus bas	/	/	320	89	177	174	156	100
Radius	97	150	78	45	104	115	109	121

L'accélération résultante la plus importante se trouve au niveau de l'humérus bas, en configuration passager, l'accélération résultante la plus faible est celle du sternum. Les accélérations sont plus importantes en configuration avant bras sur accoudoir que en configuration avant bras sur bandeau de porte.

b) Lésions

Une autopsie a été réalisée après chaque essai. Le diagnostic a été qu'il y avait absence de lésion osseuse, articulaire, tendineuse ou musculaire sur les membres supérieurs après tous les essais sauf après l'essai CAI011 où une fracture du trapèze a été observée.

Lors de cet essai la main a été bloquée dans la poignée de porte, alors que l'avant bras se déplaçait vers le haut et vers l'avant, une abduction trop importante de la main s'est produite. Le trapèze, compressé lors de ce mouvement de l'avant bras par rapport à la main, a été fracturé.

Les mêmes mouvements de la main et de l'avant bras ont été observés lors de l'essai CAI016 où la main est restée également bloquée dans la poignée, mais il n'y a pas eu de lésion dans ce cas. Aucune mesure n'ayant été enregistrée lors de cet essai nous ne pouvons pas comparer les niveaux d'accélération du radius entre les deux essais pour expliquer pourquoi il y a eu lésion dans un cas et pas dans l'autre.

La fracture du trapèze est une lésion handicapante car l'articulation trapézo-métacarpienne a un rôle très important dans le mouvement du pouce, et celui-ci assure la plus grande partie des possibilités de la main.

Tableau 6: récapitulatif des résultats des essais SHPM menés au CEESAR

N° d'essai	Configuration	Observations	Acc. Max	Lésions
CAI009	Accoudoir + Poignée	Echappement de la main de la poignée	Humérus: 99g	/
CAI010	Bandeau	<u>Déploiement incorrect</u> => projection du membre supérieur en abduction	Radius: 150g	/
CAI011	Accoudoir + Poignée	<u>Main bloquée</u> dans poignée de porte	Humérus bas: 320 g	Fracture du trapèze
CAI012	Bandeau	Très faible déplacement	Humérus bas: 89 g	/
CAI013	Accoudoir	Le membre supérieur est projeté en flexion adduction	Humérus bas: 177 g	/
CAI014	Accoudoir + Poignée	Echappement de la main de la poignée	Humérus bas: 174 g	/
CAI015	Accoudoir	Le membre supérieur est projeté en flexion adduction	Humérus bas: 156 g	/
CAI016	Accoudoir + Poignée	<u>Main bloquée</u> dans poignée de porte	?	/
CAI017	Accoudoir + Poignée	Pas de déploiement de sac	Humérus bas: 121 g	/

### Conclusions

Le but principal de ces essais était d'évaluer un risque de lésion du membre supérieur dû au déploiement du sac latéral. On remarque que le risque de lésion avec le sac testé est faible, seul un essai sur neuf a provoqué une lésion, une fracture du trapèze, os de la main.

On a observé dans ces essais que:

- l'impact direct du sac sur le bras ne créait pas de fracture.
- le déploiement du sac pouvait engendrer une projection du membre lorsque celui-ci est initialement libre (configuration conducteur), mais sans contact lésionnel sur des structures rigides de l'habitacle.
- le déploiement du sac pouvait engendrer un mouvement extrême de l'avant bras par rapport à la main lorsque celle-ci est initialement dans la poignée de porte (configuration passager) représentant un risque de lésion.

La deuxième série d'essai nous a permis de conclure qu'une position décalée du siège vers la portière, simulant une intrusion de porte n'est pas plus agressive pour le membre supérieur, dans cette série les accélérations n'étaient pas plus importantes et il n'y a pas eu de lésion.

Enfin nous avons pu observer des mouvements du membre supérieur très différents d'un sujet à l'autre, avec des déplacements et des rotations du bras et de l'avant bras très variables.

Nous pouvons conclure que les efforts transmis au bras par le déploiement du sac sont insuffisants pour provoquer des lésions importantes et qu'en conséquence le risque de lésion est faible. Cependant il est impossible de décrire précisément des mécanismes de lésion ainsi que des zones de contact du membre supérieur engendrés par le déploiement du sac car l'interaction du sac avec le membre est très variable suivant le sujet.

Enfin, les essais conduits avec un mannequin montrent que la cinématique du bras humain peu difficilement être reproduite avec les outils actuellement à la disposition des concepteurs de dispositifs de protection. Ces résultats plaident en faveur de l'obtention de données biomécaniques nouvelles sur le comportement du bras et en particulier du complexe articulaire de l'épaule. De premiers résultats sont attendus à l'issue des travaux menés en collaboration avec l'INRETS.

## Interactions thorax - sac gonflable:

### Objectifs:

Depuis de nombreuses années, le comportement du thorax humain est qualifié par la mesure de la déflexion (déplacement de la partie antérieure du thorax relativement à la colonne vertébrale). Cette mesure est devenue réglementaire depuis 1998. Elle est bien adaptée à l'évaluation des conséquences d'un chargement du thorax par une ceinture de sécurité. En revanche, peu d'études existent en ce qui concerne le comportement du thorax en face d'un effort réparti, comme celui qui est généré par un sac gonflable. Cependant, les résultats obtenus par différents auteurs, ainsi que quelques études accidentologiques, laissent penser que des déflexions supérieures peuvent être admises par le thorax lorsqu'il est chargé par un sac gonflable plutôt que par une ceinture. De plus, les données manquent aujourd'hui sur le résultat de la combinaison des deux modes de chargement.

Les objectifs de cette étude ont été définis en conséquence. Il s'agit dans un premier temps d'évaluer la pertinence de la mesure de la déflexion thoracique lorsque le thorax est soumis à un chargement réparti. Le cas échéant, il s'agit de proposer une nouvelle mesure (ou combinaison de mesures) permettant d'estimer le risque auquel est exposé le thorax dans une telle situation. Pour cette première phase, des essais non lésionnels ont été envisagés ainsi que des comparaisons, dans les mêmes conditions, des différents mannequins existants. Dans un deuxième temps, la vérification de la pertinence du critère vis à vis du risque lésionnel doit être vérifiée par des essais lésionnels. Cette étude est réalisée par le CEESAR.

## Première approche

### Protocole d'essai et validation du moyen de mesure:

Des essais préliminaires, ainsi que l'étude de la littérature, ont permis de cerner les difficultés propres à la qualification du comportement du thorax humain sollicité par un effort réparti. Yoganandan<sup>4</sup>, Kallieris<sup>5,6</sup>, Cheng<sup>7</sup> et Crandall<sup>8</sup> ont conduit des essais avec des sujets humains post-mortem sollicités par sac gonflable et ceinture. Certains de ces auteurs ont également publié des comparaisons avec le mannequin Hybrid III. Un total de 36 essais est ainsi disponible. Cependant, les conditions aux limites de ces essais sont diverses (vitesses et accélération, position initiale du sujet), et la définition des moyens de retenue souvent non reproductible: les sacs gonflables sont souvent insuffisamment décrits, et les éléments absorbants (comme les arrêteurs de genoux dans certains essais) sont difficiles à dupliquer. De plus, les mesures effectuées sont très variables selon les auteurs. Enfin, le nombre de paramètres variables de ces études interdit une évaluation du comportement thoracique qui soit indépendante des conditions aux limites.

---

<sup>4</sup> Yoganandan, N. Pintar, F.A., Skrade, D., Chmiel, W., Reinartz, J.M., and Sances, A., « Thoracic Biomechanics with air bag restraint (933121) », Biomechanics of impact injury and injury tolerances of the thorax-shoulder complex, ed. Stanley Backaitis, SAE publication PT-45, Society of Automotive Engineers, Inc., Warrendale, PA, 1994

<sup>5</sup> Kallieris, D., Stein, K.M., Mattern, R., Morgan, R., and Eppinger, R., « The effectiveness of active and passive restraint systems for driver protection in frontal collisions », Thirty-Eighth Stapp Car Crash Conference, October 1994

<sup>6</sup> Kallieris, D., Rizzetti, A., Mattern, R., Morgan, R., Eppinger, R., Keenan, L., « On the synergism of the driver air bag and the 3-point belt in frontal crashes (952700) », Twenty-Seventh Stapp Car Crash Conference, 1995

<sup>7</sup> Cheng, R., Yang, K. H., Levine, R.S., King, A.I., and Morgan, R.M., « Injuries to the cervical spine caused by a distributed frontal load to the chest (821155) », Twenty-Sixth Stapp Car Crash Conference, October 1982

<sup>8</sup> Crandall,

Ainsi, le protocole d'essai s'est basé sur ces études. Une attention particulière a été portée à la limitation du nombre des paramètres des essais ainsi qu'à leur maîtrise. Une des difficultés majeures identifiée pour les essais conduits dans une configuration de choc automobile est la dispersion des tailles des sujets, conduisant à une vitesse d'arrivée du thorax sur le sac extrêmement variable d'un sujet à l'autre. Le principe retenu pour s'affranchir de cette dispersion a largement déterminé le protocole d'essai, conduisant à un accostage du sac sur le thorax et non le contraire. Dès lors, ce choix étant fait, le dimensionnement du moyen d'essai a été conduit en conséquence, en prévoyant l'utilisation d'un sac prototype pré-gonflé muni d'événements pilotés. Les variables de ces essais sont les suivantes:

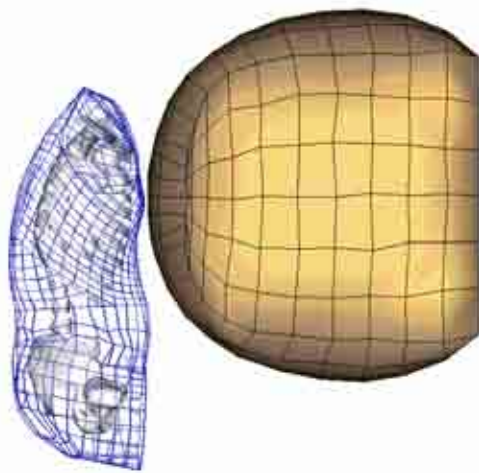
- Déflexion du thorax
- Effort thorax/sac
- Vitesse d'impact
- Pression initiale du sac
- Taille des événements

Pour évaluer l'influence de ces différents paramètres, un plan d'expérience a été bâti pour minimiser le nombre d'essais nécessaire. Les premiers essais ayant pour objectif la qualification du comportement du thorax, ils ont été définis de façon à rester non lésionnels. Les mesures nécessaires ont été définies en conséquence:

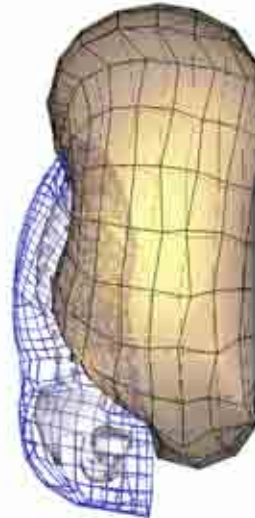
- Décélération du thorax
- Déflexion du thorax
- Effort appliqué sur le thorax
- Pression intra-thoracique (plusieurs niveaux)
- « Détecteur » de rupture des côtes (jauge de déformation).

#### **Dimensionnement du moyen d'essai:**

Le dimensionnement du moyen d'essai a été conduit en ayant recours à la modélisation (cf Figure 2 et Figure 3). Le modèle être humain du LAB a été utilisé pour évaluer l'énergie à fournir au thorax pour rester dans une zone infra-lésionnelle (sans pour autant produire une déflexion trop faible du thorax). Afin de pouvoir mettre au point le protocole des nouvelles expérimentations, un modèle numérique du sac gonflable a été développé à l'aide du logiciel RADIOSS. Le tissu du coussin a été maillé à l'aide d'éléments membranés à 4 noeuds d'épaisseur 0.7 mm. Un comportement purement élastique a été choisi pour le matériau du sac. Des essais réalisés en interne ont permis de valider le modèle de sac gonflable développé. Il s'agit d'essais menés sur une catapulte, le sac gonflable étant projeté sur un cylindre de dimensions connues. Ces essais ont été reproduits numériquement.



*Figure 2: modèle éléments finis du thorax humain en face d'un sac gonflable: configuration initiale.*



*Figure 3: modèle éléments finis du thorax humain impacté par un sac gonflable.*

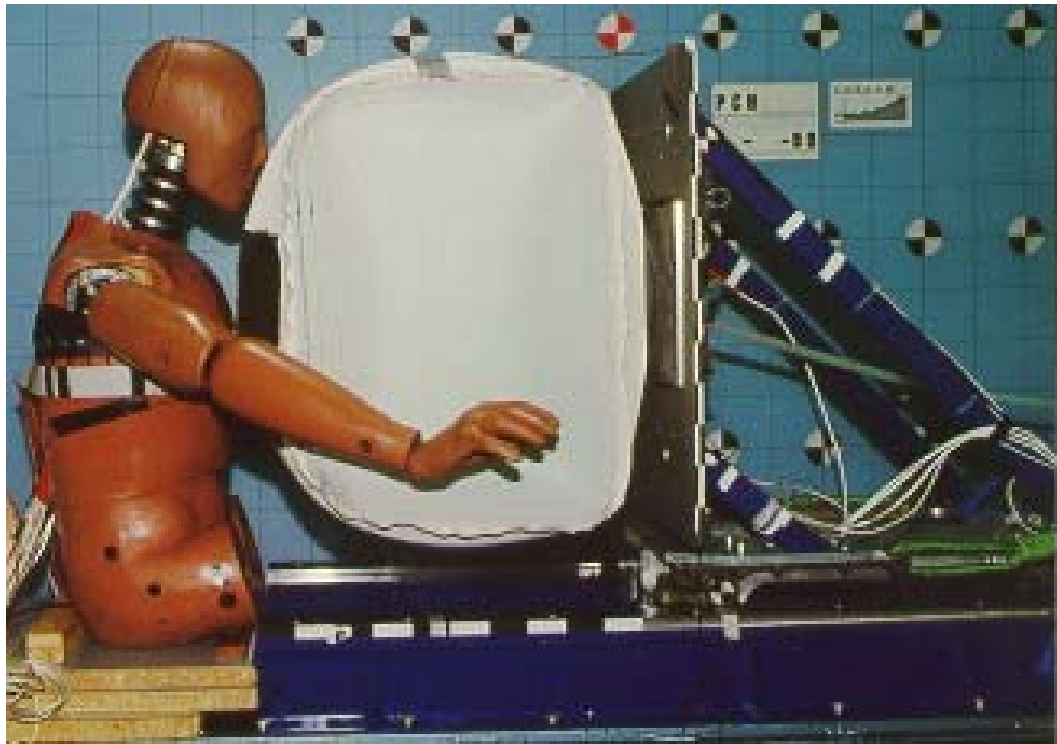
*La simulation a fourni les informations suivantes :*

- Le chariot devra supporter des efforts l'ordre de 8 000 N;
- Il sera possible de freiner le mini chariot en 60 mm avec un limiteur d'effort de 4 000 N (soit une décélération de 10 g);
- Les efforts et les déflexions thoraciques obtenues avec le modèle indiquent que l'essai ne sera pas lésionnel;
- Il faudra réceptionner le cadavre après une rotation de 45 ° du thorax;
- La déflexion thoracique est dépendante de la pression dans le sac;
- L'effort entre le thorax et le sac est fonction de la surface des événements.

Les simulations des essais lésionnels ont été effectuées avec une décélération augmentée (40 g au lieu de 25 g) pour être dans une configuration de choc lésionnelle. Ces simulations ont montré que la configuration prévue n'est pas correcte en raison d'un contact entre la platine et le thorax. L'utilisation d'un arrêtoir de genoux pour limiter l'intrusion du cadavre dans le véhicule est envisagée. Il faudra voir si l'augmentation de la sévérité du choc n'est pas trop importante dans le cas d'essais avec un sac seul comme système de retenue.

#### **Validation du moyen d'essai:**

Les principes obtenus à l'issue des simulations numériques ont été mis en œuvre dans un premier temps avec un mannequin de choc frontal Hybrid III. Un chariot mobile supportant le sac gonflable a été installé sur une mini-catapulte (Figure 4). Il s'agissait de vérifier le bon fonctionnement du sac gonflable et de ses événements, de vérifier l'influence des différents paramètres du sac sur la déflexion thoracique, et d'évaluer les moyens de mesure.



*Figure 4: validation du moyen de mesure avec le mannequin Hybrid III*

Un mannequin HIII 50<sup>ème</sup> percentile (sans les jambes) est assis à l'extrémité du mini chariot. Ce mannequin est équipé de capteurs accélérométriques dans la tête, le thorax et le bassin. Des cellules d'effort sont placées sur la colonne lombaire et sur le cou. Des mesures de déflexion thoracique ont aussi été effectuées. Un sac prototype, pré-gonflé avant l'essai, est monté sur une platine, elle-même fixée sur un chariot mobile. Des capteurs sont installés entre la platine et le chariot afin de mesurer les efforts. La platine et le chariot sont instrumentés d'accéléromètres. L'ensemble sac gonflé, platine, chariot, d'une masse proche de 50 kg, peut être propulsé jusqu'à une vitesse de 8 m/s pour percuter le mannequin. Au moment du contact entre le thorax et le sac, un système de mise à feu pyrotechnique permet l'ouverture d'évents pour le dégonflement du sac. Plusieurs essais ont été effectués en faisant varier des paramètres précisés dans la matrice d'essai.



Tableau 7: matrice des essais de validation avec le mannequin Hybrid III.

N° de l'essai	Nombre et diamètre des événements (mm)	Vitesse impact (m/s)	Pression initiale du sac (mbar)
PCH 1301	2 $\phi$ 60	4	100
PCH 1302	2 $\phi$ 60	4	300
PCH 1304	2 $\phi$ 60	8	100
PCH 1305	2 $\phi$ 60	8	300
PCH 1306	2 $\phi$ 74	4	100
PCH 1307	2 $\phi$ 74	4	300
PCH 1308	2 $\phi$ 74	8	100
PCH 1309	2 $\phi$ 74	8	300

L'ensemble de ces essais a permis l'étude de différents moyens de mesure du thorax. Le mannequin était en effet instrumenté d'un « chestband » (bande élastique pourvue de 40 jauges de déformation), d'accéléromètres thorax et colonne vertébrale, ainsi que d'un capteur filaire entre la colonne et le thorax. Les trois moyens de mesure ont été comparés. En ce qui concerne les SHPM, seuls le chestband et les accéléromètres sont envisageables pour effectuer une mesure comparable. La Figure 5 représente la mesure de la déflexion, en fonction du temps, pour les différents essais conduits avec le mannequin Hybrid III. Des essais de répétabilité ont permis de vérifier la fiabilité de la mesure par « chestband ». Les différences obtenues entre deux mesures répétitives sont de l'ordre de 2mm.

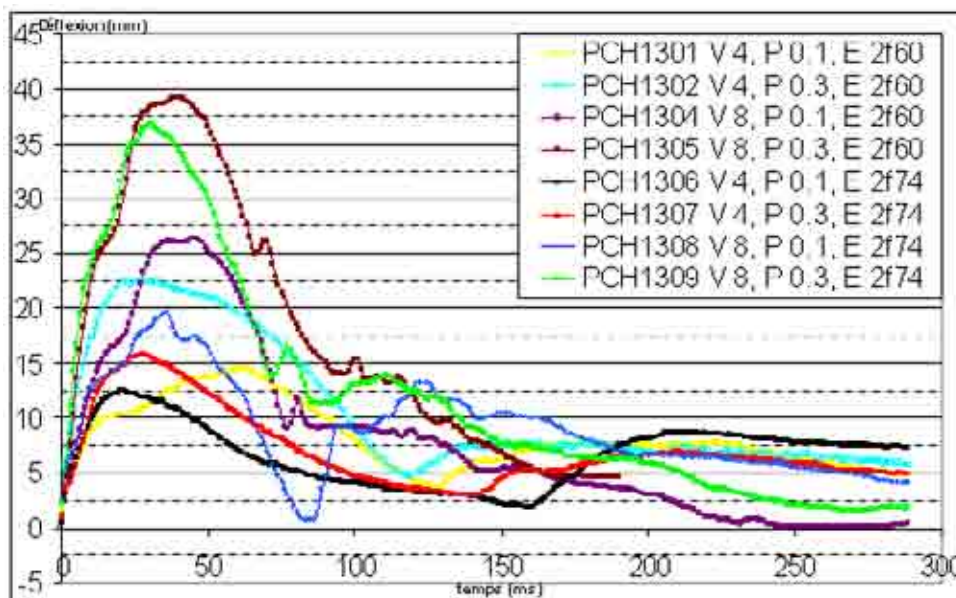


Figure 5: résultats des mesures de déformation par « chestband ».

Tableau 8 : déflexions maximums enregistrées par le « chestband » pour les essais mannequin

Num. essai	PCH 1301	PCH 1302	PCH 1304	PCH 1305	PCH 1306	PCH 1307	PCH 1308	PCH 1309
Vitesse (m/s)	4	4	8	8	4	4	8	8
Pression (bars)	0.1	0.3	0.1	0.3	0.1	0.3	0.1	0.3
Événements	2φ60	2φ60	2φ60	2φ60	2φ74	2φ74	2φ74	2φ74
Déflexion maxi (mm)	14.5	22.6	26.4	39.4	12.5	15.8	19.7	37.0

Les mesures accélérométriques ont également été utilisées pour calculer la déflexion. Pour cela, le thorax du mannequin a été assimilé à un modèle simple, représenté par la Figure 6. Ce modèle part de plusieurs hypothèses simples :

- Le mouvement général du thorax est un mouvement de rotation autour d'un point fixe. Le sternum et le thorax ont la même vitesse de rotation ;
- Le mouvement du sternum par rapport au thorax est un mouvement de translation pure dont l'axe est confondu avec l'axe postéro-antérieur du mannequin ;
- Les accéléromètres du sternum et du thorax sont placés en vis à vis.

Ce modèle permet de calculer la déflexion, en tenant compte de l'influence de la rotation du thorax au cours du temps, par double intégration des signaux accélérométriques. On sait cependant que cette méthode donne des résultats satisfaisants pour la première partie du signal, en surtout si le signal n'est pas trop bruité. Les résultats obtenus par cette méthode sont résumés dans le Tableau 9.

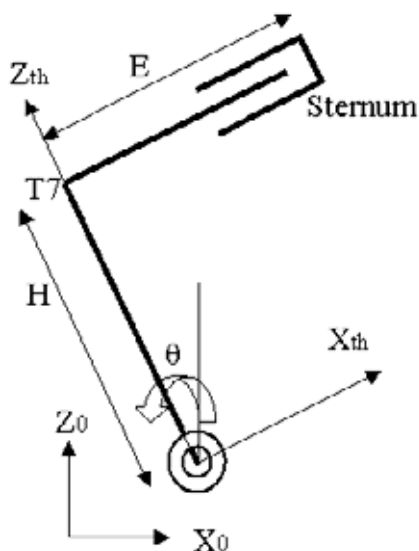


Figure 6 : modèle simplifié du thorax du mannequin Hybrid III

Tableau 9 : synthèse des valeurs maximums de déflexion issues du calcul par double intégration des signaux accélérométriques du thorax.

Numéro d'essai	PCH 1301	PCH 1302	PCH 1304	PCH 1305	PCH 1306	PCH 1307	PCH 1308	PCH 1309
Vitesse (m/s)	4	4	8	8	4	4	8	8
Pression (bars)	0.1	0.3	0.1	0.3	0.1	0.3	0.1	0.3
Événements	2φ60	2φ60	2φ60	2φ60	2φ74	2φ74	2φ74	2φ74
Déflexion maxi (mm)	29.6	21.3	18.4	26.7	37.2	10.4	11.7	21.5

Enfin, un capteur filaire a été utilisé dans ces essais pour mesurer la déflexion du thorax. Ce capteur était monté dans la colonne du mannequin, son extrémité était accrochée sur la peau, à l'extérieur du thorax. Ceci afin de pouvoir mesurer aussi l'écrasement éventuel de la peau du mannequin et de pouvoir comparer sa mesure à la mesure du « chest-band ». Les valeurs de déflexions obtenues à l'aide du capteur filaire sont récapitulées dans le tableau suivant. Parmi les différents moyens de mesure utilisés, le capteur filaire est celui qui est considéré comme le plus fiable. La principale limite imposée par l'utilisation du capteur filaire concerne la vitesse de retour du câble dans son logement, qui possède une valeur supérieure qu'il convient de ne pas dépasser. Dans tous les essais qui ont été conduits, cette vitesse a été estimée à partir des données accélérométriques et n'ont jamais atteint la valeur limite de 6m/s préconisée par le constructeur des capteurs.

Tableau 10 : synthèse des valeurs de déflexion obtenues par le capteur filaire sur le mannequin Hybrid III.

N° essai	PCH 1301	PCH 1302	PCH 1304	PCH 1305	PCH 1306	PCH 1307	PCH 1308	PCH 1309
Vitesse (m/s)	4	4	8	8	4	4	8	8
Pression (bars)	0.1	0.3	0.1	0.3	0.1	0.3	0.1	0.3
Événements	2φ60	2φ60	2φ60	2φ60	2φ74	2φ74	2φ74	2φ74
Déflexion maxi (mm)	11	14.5	18.2	28.5	7	11.4	13.9	26.4

Les tableaux précédents montrent de très grandes dispersions des résultats selon les moyens de mesure, ce qui est un obstacle qui n'avait pas été envisagé au commencement de cette étude. A l'examen, la mesure par double intégration des signaux accélérométriques ne paraît pas crédible. Les différences observées entre les mesures par capteur filaire et par « chest-band » semblent constantes en pourcentage pour les différents essais. D'une façon générale, le « chest-band » majore les déflexions mesurées par rapport au capteur filaire. La forte rigidité du thorax de l'Hybrid III peut en partie expliquer cette différence.

Les essais avec mannequin permettent de plus de vérifier l'influence des différents paramètres de l'essai sur la déflexion thoracique. Ces paramètres sont la vitesse de contact entre le sac et le thorax, la pression initiale dans le sac et la surface des événements, ce dernier paramètre s'étant révélé comme le moins influent. Les critères lésionnels, pour les différents segments du mannequin en contact avec le sac (tête, cou, thorax) ont été vérifiés, et ont permis de confirmer que les configurations d'essais choisies permettaient de rester en deçà de la lésion. Le premier essai SHPM a été engagé en tenant compte de ces résultats.

**Essai SHPM :**

La configuration d'essai validée avec le mannequin Hybrid III est reprise pour le sujet humain, avec l'adjonction d'un électroaimant permettant de maintenir la tête droite avant l'essai.

Le SHPM est instrumenté de capteurs accélérométriques sur la tête, le thorax (vertèbres thoraciques 4 et 12), le sternum et le bassin, ainsi que de jauges de déformation sur les côtes. L'évolution des pressions pleurales, aortique, trachéale et gastrique a été enregistrée. Enfin, la déflexion thoracique a été mesurée grâce au « chest-band ». La violence d'essai définie par la simulation numérique permet de se tenir au dessous du seuil de lésion, et donc de conduire plusieurs essais avec un même sujet. La matrice d'essai est résumée par le tableau suivant.

Tableau 11 : matrice d'essai du premier essai SHPM.

N° de l'essai	Nombre des événements	Diamètre des événements (mm)	Vitesse d'impact (m/s)	Pression initiale du sac (Bar)
PCH1408-528A	2	60	4	0,1
PCH1410-528C	2	60	4	0,3

Tableau 12 : efforts appliqués par le sac sur le sujet

N° essai	PCH1408-528A	PCH1410-528C
Effort max (N)	1050	2025
Temps d'effort max (ms)	73	39

Cet effort est celui appliqué sur le thorax, les épaules, la tête et une partie de l'abdomen par le sac. De plus, les efforts pour l'essai PCH1410-528C sont quasiment deux fois plus importants que pour l'essai PCH1408-528A. Cela pourrait être expliqué par une différence de vitesse d'impact. En effet, la vitesse du chariot mesurée par un capteur filaire indique 3,95 m/s pour l'essai PCH1408-528A et 4,20 m/s pour l'essai PCH1410-528C.

Tableau 13 : déflexion thoracique mesurée par le « chest-band »

N° essai	PCH1408-528A	PCH1410-528C
Déflexion thoracique max (mm)	38	40
Temps de déflexion thoracique max (ms)	47	38

On peut remarquer que la déflexion thoracique est maximum avant que l'effort sac soit maximum. Cela vient du fait que le sac s'appuie de moins en moins sur le thorax et de plus en plus sur les épaules et la tête. De plus, ces valeurs de déflexions thoraciques sont plus élevées que celles relevées avec l'HIII respectivement dans les mêmes conditions. La déflexion a également été calculée par double intégration des signaux accélérométriques, avec aussi peu de succès qu'avec le mannequin.

Tableau 14 : déformations relevées sur les côtes

N° essai	PCH1408-528A		PCH1410-528C	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Déformation côte 2 max (mdef)	1,4	1,2	1,5	3,2
Déformation côte 3 max (mdef)	1,8	/	3,2	/
Déformation côte 4 max (mdef)	/	2,8	3,6	/
Déformation côte 5 max (mdef)	1,3	2,3	3,2	2,7
Déformation côte 6 max (mdef)	/	2,3	2,4	3
Déformation sternum (mdef)	-1,2		-3,1	

Tableau 15 : date de la déformation maximum relevée par jauge d'extensométrie.

N° essai	PCH1408-528A		PCH1410-528C	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Temps déformation côte 2 max (ms)	25,4	22,3	31,5	31,7
Temps déformation côte 3 max (ms)	25,1	/	31,4	/
Temps déformation côte 4 max (ms)	/	23	31,5	/
Temps déformation côte 5 max (ms)	54	24,5	27,5	31,4
Temps déformation côte 6 max (ms)	/	53	61,5	59,7
Temps de déformation sternum max (ms)	26,6		29,5	

Globalement, les côtes se déforment plus pour l'essai PCH1410-528C ( $v=4$  m/s,  $P_i=0,3$  Bar) que pour l'essai PCH1410-528A ( $v=4$  m/s,  $P_i=0,1$  Bar). De plus, les déformations maximum apparaissent légèrement plus tard pour l'essai PCH1410-528C (de 6 à 9 ms).

#### Conclusion du premier essai non lésionnel :

L'évaluation de l'effort transitant par la cage thoracique s'est avéré difficile à évaluer. Le constat fait à l'issue des essais est qu'une partie non négligeable des efforts transite par les épaules, la tête et le cou, voire par l'abdomen. La cinématique complexe du corps humain ne permet pas de séparer aisément les différentes composantes.

Par ailleurs, la mesure de déflexion par chest-band nous donne un bon indicateur de tendance mais ne paraît pas fiable quant aux mesures étant donné les faibles enfoncements observés. L'allure de la déformée est obtenue, mais la quantification de la déflexion reste à vérifier.

En revanche, les jauges de déformations donnent des indications concernant la chronologie des déformations. Une modification brutale des signaux de déformation semble correspondre à l'apparition d'une fracture. Cet élément est très important lors des essais non lésionnels pour vérifier qu'il n'y a pas de lésion entre deux essais successifs.

Devant la difficulté à réaliser un chargement lésionnel par sac gonflable, l'étude a été réorientée vers une analyse globale du risque lié à un chargement combiné sac-ceinture. Nous disposons pour cela d'une observation accidentologique extrêmement riche, l'efficacité du limiteur d'effort ceinture dans la protection thoracique. Nous utiliserons ainsi cette information comme point de départ, l'objectif étant de définir un critère thoracique traduisant cette efficacité. Cette démarche constitue la deuxième approche présentée au chapitre suivant.

## Deuxième approche

Depuis plusieurs années, les constructeurs automobiles ont fait des efforts importants dans le domaine de la protection thoracique. Après une première limitation à 6 kN (Foret-Bruno et al., Stapp 1998<sup>9</sup>), les efforts dans le baudrier de la ceinture de sécurité sont maintenant couramment limités à 4 kN, des sacs gonflables mis au point pour la circonstance absorbant le surplus d'énergie. Si cette technologie est récompensée par une efficacité considérable sur la route (Foret-Bruno et al., Stapp 2001<sup>10</sup>), elle reste jugée contre-productive par les critères biomécaniques usuels comme la déflexion thoracique, ce qui est susceptible de retarder sa généralisation dans les véhicules. Pour démontrer expérimentalement l'efficacité des limiteurs d'efforts et l'inadéquation du critère de déflexion sur mannequin HIII, une campagne d'essais a été réalisée. Elle a fait l'objet d'une publication (Petitjean et al., Stapp 2002<sup>11</sup>) résumée ci-après.

Pour remédier à ce problème d'inadéquation du critère thoracique usuel, un nouveau critère a été proposé. Il est valable dans toutes les configurations de retenue courantes (ceinture, sac gonflable seul ou combiné à la ceinture). Il est basé sur la mesure des efforts ceinture baudrier et de la déflexion sternale ; il est directement applicable sur le mannequin réglementaire actuel (Hybrid III). Ce critère a été développé et validé à partir de simulations sur le modèle d'être humain du LAB puis transposé et validé à l'aide d'essais sur mannequin Hybrid III dupliquant des essais sur SHPM. La logique de mise au point du critère a fait l'objet d'une publication (Petitjean et al., Stapp 2003<sup>12</sup>) et est présenté ci-après.

### Evaluation expérimentale de l'efficacité des limiteurs d'efforts

Des systèmes de retenue avec ceinture à limiteur d'effort sont installés sur certains véhicules Français depuis 1995. Une étude accidentologique a montré une plus grande efficacité dans la prévention des lésions thoraciques des systèmes constitués d'une ceinture dont l'effort est limité à 4 kN et d'un sac gonflable, par rapport aux systèmes constitués uniquement d'une ceinture dont l'effort est limité à 6 kN.

Le critère de tolérance thoracique utilisé dans la réglementation est la déflexion sternale pour tous les systèmes de retenue, avec ceinture et/ou sac gonflable. Or, ce critère, pas

---

<sup>9</sup> Foret-Bruno, J-Y, Trosseille, X, Le Coz, J-Y, Bendjellal, F, Steyer, C. (1998). Thoracic Injury Risk in Frontal Car Crashes with Occupant Restrained with Belt Load Limiter. SAE Paper No.983166, Proceedings of 42nd Stapp Car Crash Conference.

<sup>10</sup> Foret-Bruno J.-Y., Trosseille X., Page Y., Huère J.-F., Le Coz J.-Y., Bendjellal F., Diboine A., Phalempin T., Villeforceix D., Baudrit P., Guillemot H., Coltat J.C.

"Comparison of Thoracic Injury Risk in Frontal Car Crashes for Occupant Restrained without Belt Load Limiters and Those Restrained with 6 kN and 4 kN Belt Load Limiters", Stapp Car Crash Journal, Vol. 45, November 2001

<sup>11</sup> Petitjean A., Lebarbe M., Potier P., Trosseille X., Lassau J.P.

" Laboratory reconstructions of real world frontal crash configurations using the hybrid III and THOR dummies and PMHS", Stapp Car Crash Journal, Vol. 46, November 2002

<sup>12</sup> Petitjean A., Baudrit P., Trosseille X.,

"Thoracic Injury Criterion for Frontal Crash Applicable to All Restraint Systems", Stapp Car Crash Journal, Vol. 47, October 2003

plus que les autres existants, ne permet pas d'établir l'efficacité des systèmes de retenue avec ceinture à 4kN et sac gonflable.

Pour mieux comprendre la tolérance thoracique, des essais de chocs frontaux sur chariot ont été réalisés avec les mannequins Hybrid III et THOR, ainsi qu'avec des SHPM. La configuration du chariot ainsi que la loi de décélération correspondent à celles observées dans l'étude accidentologique. Les systèmes de retenue évalués sont la ceinture à effort limité à 6 kN d'une part et la ceinture à effort limité à 4 kN avec sac gonflable d'autre part. Les efforts d'interaction entre l'occupant et le chariot ont été enregistrés, ainsi que diverses mesures caractérisant le comportement des mannequins et des SHPM. L'anthropométrie des SHPM a été relevée.

Les lésions observées sur les SHPM ont montré les mêmes tendances que l'accidentologie, alors que les critères mesurés ont montré une tendance inverse, prouvant ainsi l'inadéquation de ces critères à la réalité routière.

#### *Protocole d'essais*

Afin de comparer les résultats avec l'accidentologie, il était nécessaire de choisir une configuration pour laquelle des données sont disponibles. Notre choix s'est donc porté sur une configuration Mégane, pour un mannequin 50<sup>ème</sup> percentile.

La loi de décélération est une loi de type EURONCAP à 64 km/h contre barrière déformable avec 40% de recouvrement.

Il a été choisi de réaliser cette loi sur une catapulte inverse afin de bien maîtriser les conditions initiales (positionnement). De plus, ce moyen d'essai permet une meilleure reproductibilité des lois de décélération.

Cette configuration a été réalisée sur un bâti plutôt que sur une caisse car, les essais étant répétitifs, la caisse allait se déformer. Nous avons donc dû réaliser un montage proche d'un poste de pilotage Mégane.

La réalisation d'essais avec SHPM implique des contraintes particulières, dont la désinfection des moyens d'essai après les tirs. Dans le cas de la catapulte inverse de l'UTAC, certaines parties sensibles ne peuvent pas être désinfectées, comme le système hydraulique et les rails. Une « cage », composée de trois panneaux démontables et deux panneaux fixes, entourant tout le montage a donc été réalisée pour protéger les zones non désinfectables.

Une ouverture vers l'arrière permet de passer tous les câbles vers les boîtiers de mesures. Par ailleurs, la « cage » ne devait pas gêner la réalisation des films. Deux phénomènes pouvaient la perturber : les reflets et les vibrations des plaques. Pour éviter ces dernières, le matériau choisi est du Lexan® en plaques d'épaisseur 12 mm prises en sandwich et collées dans des cadres de métal fixés aux portiques du bâti. Des petites ouvertures à l'avant de la « cage » permettent à la fumée de l'air bag d'être évacuée pour ne pas gêner les films. Des problèmes de reflets auraient pu être résolus en jouant sur l'orientation des rangées de spot, très mobiles à l'UTAC. L'utilisation d'un filtre polarisant a été envisagée mais il semble que la fixation du filtre sur la caméra embarquée n'aurait pu être totalement assurée pendant le choc.

Une autre particularité des essais SHPM est qu'ils nécessitent une re-vascularisation du sujet. Une pompe à injection embarquable a été réalisée. Elle nécessite d'être à la même distance du vérin que le SHPM pour un bon fonctionnement. Ainsi, le bâti a une largeur conséquente et une plaque support pour ce système a été rajoutée en latéral.

La plaque en Lexan® latérale côté pompe a été ajourée dans le coin arrière afin de permettre le passage des tubes. La tenue au choc de cette pompe a été testée au cours d'essais sur le mini-chariot, puis des essais mannequin au cours de la première série d'essais.

Des rebords ont été fixés à la plaque du bâti à peu près à l'aplomb du siège afin de pouvoir retenir des fuites éventuelles de mélange d'injection après le choc.



*Figure 7 – montage d'essais*

Plusieurs campagnes ont permis de réaliser les essais décrits dans la matrice du Tableau 16. Les mesures effectuées sont résumées dans le



Tableau 17.

Tableau 16 : matrice des essais d'interaction sac ceinture

Mannequin	Retenue	Nom de l'essai	N° SHPM
Tir sans mannequin	/	C01	
		C14	
H3	400 daN + sac	C02	
		C03	
		C13	
		C18	
		C20	
		C11	
	600 daN	C12	
		C19	
		C21	
		C08	
THOR	400 daN + sac	C09	
		C06	
	600 daN	C07	
		C10	
		C05	536
SHPM	400 daN + sac	C16	538
		C22	542
		C15	537
	600daN	C17	539
		C23	543

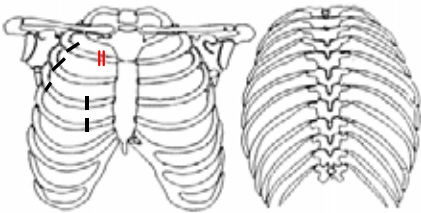
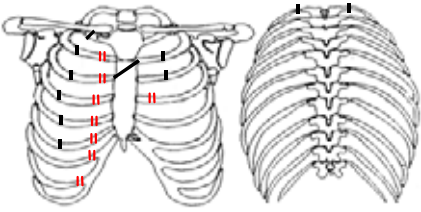
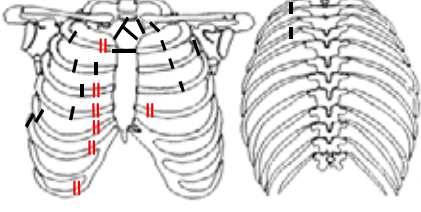
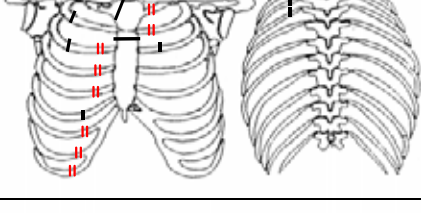
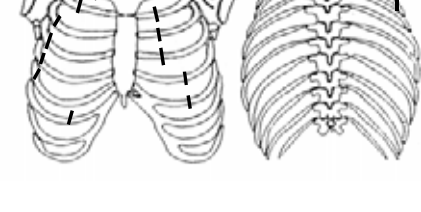
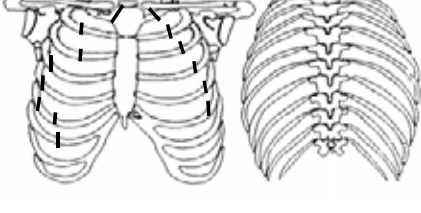
Tableau 17 : mesures effectuées dans les essais d'interaction sac ceinture

	Mesures mannequins et SHPM		Mesures bâti
Tête	Acc. X,Y,Z Vit. Ang. X,Y,Z	Chariot	Acc X,Z
Cou	Cou sup : eff. X,Z, mom. Y Mesures spécifiques THOR	Siege	Dossier: Acc X,Z Assise : Efforts X,Z et Moment Y, et Acc X,Z Enfoncement barre sous-marriage
Thorax	H3 : Déflexion thoracique (X) THOR : Déflexion thoracique (X,Y,Z) en 4 points Sternum : Acc X H3 : Colonne, Acc. X,Y,Z (2 points) et Vit. Ang. Y THOR : T1 et T4, Acc. X,Y,Z et Vit Ang T4 Y SHPM : T4 et T12 : Acc. X,Y,Z et Vit. Ang. Y H3 : extensométrie sur les côtes SHPM : pressions et extensométrie sur les côtes	Ceinture	Eff baudrier ext. Eff baudrier int. Eff ventrale ext. Défilement enrouleur (Tracking)
Bassin	Lombaire inf. : eff. X,Z, mom. Y Sacrum : Acc X,Z, Vit. ang. Y	Volant	Eff X,Z Acc X,Z
Cuisses	Effort fémur Z (Droit et gauche) Effort Tibia Z (Droit et Gauche)	Paddings	Eff X,Z (Droit et gauche)

Le Tableau 18 donne les principales caractéristiques des SHPM. Les tests de flexion 3 points sont réalisés sur une section des 2 côtes C5 (droite et gauche). La minéralisation a été mesurée sur la paire de côte C4. Le Tableau 19 présente les lésions thoraciques après choc.

Tableau 18: Principales caractéristiques des SHPM

SHPM	C05 (536) (4 kN+AB)	C22 (542) (4 kN+AB)	C17 (539) (6 kN)	C23 (543) (6 kN)	C16 (538) (4 kN+AB)	C15 (537) (6 kN)
Age	78 ans	81 ans	76 ans	75 ans	75 ans	65 ans
Sexe	F	M	M	M	M	M
Masse	70 Kg	60 Kg	67 Kg	70 Kg	51 Kg	82 Kg
Taille	169 cm	174 cm	172 cm	169 cm	170 cm	170 cm
C/L Droit (g/cm)	0.23	0.22	0.26	0.3	0.22	0.28
C/L Gauche (g/cm)	0.18	0.22	0.31	0.31	0.21	0.25
Essais flexion Droite (daN)	6.95	20.37	22.07	22	34.2	15.89
Essais flexion Gauche (daN)	10.08	19.78	25.4	18.3	13.34	21.49
Total fractures	6	19	25	18	15	14

SHPM	Localisation des fractures	Total fractures	AIS	Lésions tissus mous
C05 (536) (4 kN+sac)		6 Sternum :0 Droite :6 Gauche :0	2	Aucune lésion viscérale thoraco-abdominale macroscopiquement décelée.
C22 (542) (4 kN+sac)		19 Sternum :1 Droite :14 Gauche :4	4	Aucune lésion viscérale thoraco-abdominale macroscopiquement décelée.
C17 (539) (6 kN)		25 Sternum :4 Droite :13 Gauche :8	5	Poumon droit : Parenchyme pulmonaire droit détruit dans son ensemble Intégrité de la plèvre viscérale gauche conservée, mais nombreuses bulles sous-pleurales sur la face antéro-externe du lobe supérieur gauche du poumon Abrasion de la capsule splénique le long du bord postérieur s'étendant à l'origine du pédicule.
C23 (543) (6 kN)		18 Sternum :2 Droite :9 Gauche :7	4	Aucune lésion viscérale thoraco-abdominale macroscopiquement décelée.
C16 (538) (4 kN+sac)		15* Sternum :0 Droite :9 Gauche :6	4*	Petite déchirure du mésentère n'impliquant pas de composante vasculaire sur la partie droite de sa ligne d'insertion Abrasion de la capsule splénique s'étendant à l'origine du pédicule.
C15 (537) (6 kN)		14* Sternum :1 Droite :7 Gauche :6	4*	Abrasion cutanées importantes sur le passage de la ceinture 4 travers de doigt en dessous de l'ombilic Aucune lésion viscérale thoraco-abdominale macroscopiquement décelée.

\* Les éventuelles fractures non disjointes ne sont pas identifiées sur ces dissections, la cotation AIS a été réalisée par H.Guillemot le 25/09/02.

Tableau 19: Bilans lésionnels thoraciques des SHPM

**Légende :** | fracture de la côte  
|| fracture non disjointe au niveau de l'articulation entre l'os et le cartilage

## Conclusions

- D'après les bilans lésionnels des SHPM, la reconstruction en laboratoire d'une configuration d'accident réel est considérée comme valide.
- La déflexion centrale du sternum (rod pot) comme critère de tolérance thoracique n'est pas appropriée à la prédiction du risque avec les systèmes de retenue étudiés (600 daN et 400 daN + sac) : on observe systématiquement des déflexions plus importantes à 400 daN + sac qu'à 600 daN. La pertinence des autres critères proposés dans la littérature (Gamma T1 3 ms, CTI, Belt or air bag like loading) n'est pas démontrée.
- Les déflexions 4 points de l'Hybrid III et du THOR montrent un chargement asymétrique droite/gauche du thorax, dû à la ceinture. Cette asymétrie est moindre avec la retenue 400 daN + sac. Le Thor est beaucoup plus sensible à ce phénomène. La déflexion 4 points pourrait être alors utilisée pour définir un nouveau critère.

## Développement d'un nouveau critère

### PRINCIPE DU NOUVEAU CRITERE

Le risque lésionnel d'un thorax soumis au seul chargement d'une ceinture peut être évalué à l'aide de la déflexion thoracique. De même, le risque lésionnel d'un thorax soumis au seul chargement d'un airbag ou d'un impacteur peut être évalué par la déflexion thoracique.

Cependant, les niveaux de déflexion correspondant à un risque lésionnel donné ne sont pas les mêmes selon le type de chargement, localisé ou distribué (typiquement 43 mm pour une ceinture et 80 mm pour un impacteur correspondent à un même risque de 50% d' AIS3+, le risque ayant été déterminé sur la base d'essais cadavres et les déflexions ayant été relevées sur le modèle d'être humain lors de la simulation de ces essais).

Pour qu'un niveau de risque donné corresponde à une seule déflexion, quel que soit le chargement, on normalise la déflexion associée à un chargement distribué (chargement sac) pour qu'elle corresponde à la déflexion associée à un chargement localisé (chargement ceinture) au risque considéré. En appliquant cette normalisation à tous les risques, on obtient une seule courbe de risque superposant la courbe de risque dans le cas du chargement localisé et la courbe de risque dans le cas du chargement réparti (Figure 8). Cette seule courbe de risque peut alors être utilisée pour tout type de retenue.

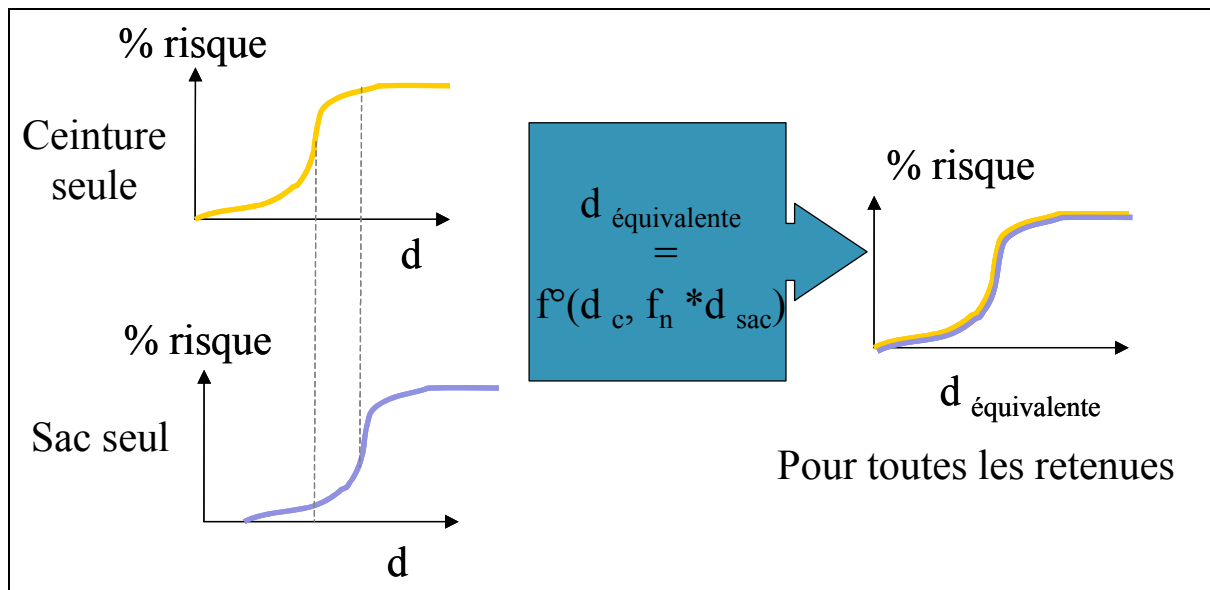


Figure 8- Principe de normalisation du risque

Dans le cas d'une retenue combinée, une partie de la déflexion totale provient du chargement localisé de la ceinture et une autre partie provient du chargement réparti du sac. Si on associe à la déflexion totale le risque correspondant uniquement à un chargement localisé, le risque prédit pour la retenue combinée sera surestimé (Petitjean et al., Stapp 2002). A l'inverse, si on associe à la déflexion totale le risque correspondant uniquement à un chargement réparti, le risque prédit pour la retenue combinée sera sous-estimé.

La difficulté est d'attribuer une partie du risque à un chargement localisé et une autre partie du risque à un chargement réparti. Le risque dû à un chargement localisé est obtenu en fonction de la déflexion causée par la ceinture ; le risque dû à un chargement réparti est obtenu en fonction de la déflexion causée par le sac. Il reste alors à identifier la contribution de la ceinture de celle de l'airbag dans la mesure de la déflexion totale mesurée pendant le crash pour aboutir à un risque adapté à une retenue combinée.

Pour calculer la déflexion provenant de la ceinture, il est possible d'utiliser l'effort ceinture baudrier mesuré pendant le crash. En effet, une relation entre l'effort ceinture baudrier et la déflexion sternale peut être déterminée dans le cas d'une retenue ceinture seule. On choisit une relation de la forme :

$$F_{\text{baudrier}} = k d_c + c v_c, \quad k \text{ et } c \text{ constants, } d_c \text{ est la déflexion et } v_c \text{ la vitesse de déflexion}$$

pour modéliser la loi de comportement du thorax face à une retenue ceinture. La loi de comportement est optimisée afin de minimiser les erreurs de calcul de la déflexion causée par la ceinture. La détermination de la loi de comportement permet donc d'isoler et d'estimer la déflexion causée par la ceinture, dans le cas d'une retenue combinée. La déflexion produite par le sac est alors déduite par simple soustraction de la déflexion produite par la ceinture à la déflexion totale mesurée pendant le crash.

Pour utiliser la courbe de risque valable pour tout type de retenue, on doit calculer une seule déflexion que l'on appellera « équivalente » prenant en compte la déflexion produite par la ceinture et la déflexion normalisée produite par le sac. La combinaison de ces deux types de déflexions dans le calcul de la déflexion équivalente représente la forme du risque résultant avec ces deux types de chargement et doit être déterminée.

Les mécanismes lésionnels associés à la ceinture d'une part et au sac d'autre part sont différents. Le sac ne crée pas de concentration de contrainte, mais provoque une déformation globale du thorax (voir Figure 9). On retrouve classiquement les lésions sur les arcs moyens des côtes. A l'opposé, la ceinture seule crée avant tout une contrainte et une déformation locales se traduisant classiquement par des lésions sur le trajet de la ceinture. Néanmoins, à cette sollicitation locale se superpose une sollicitation globale liée à l'effort appliqué par la ceinture sur le thorax et provoquant également une déformation globale.

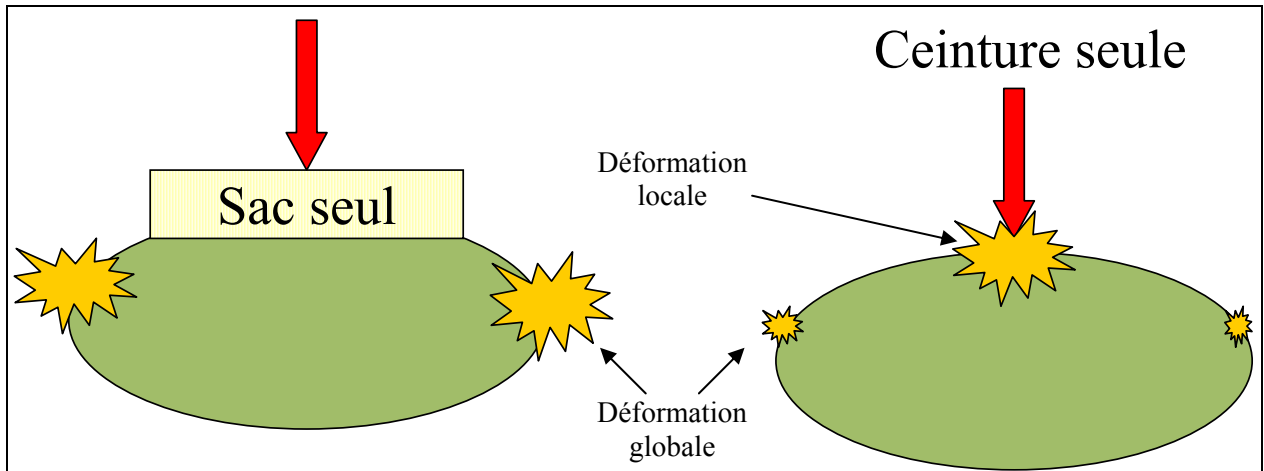


Figure 9- mécanismes lésionnels selon le type de chargement

Lors d'un chargement combiné, les deux sollicitations se superposent. La déflexion totale mesurée, en particulier, est la somme des déflexions venant des deux chargements (localisé et réparti). Par contre, les mécanismes lésionnels étant différents, les risques liés à ces deux sollicitations ne se cumulent pas. Ils ne sont pas non plus complètement dissociés puisque la ceinture seule génère des déformations globales identiques à celles générées par le sac gonflable. Il a donc été décidé de choisir une situation intermédiaire pour la définition de la déflexion équivalente, la formulation étant la résultante des deux déflexions (Figure 10).

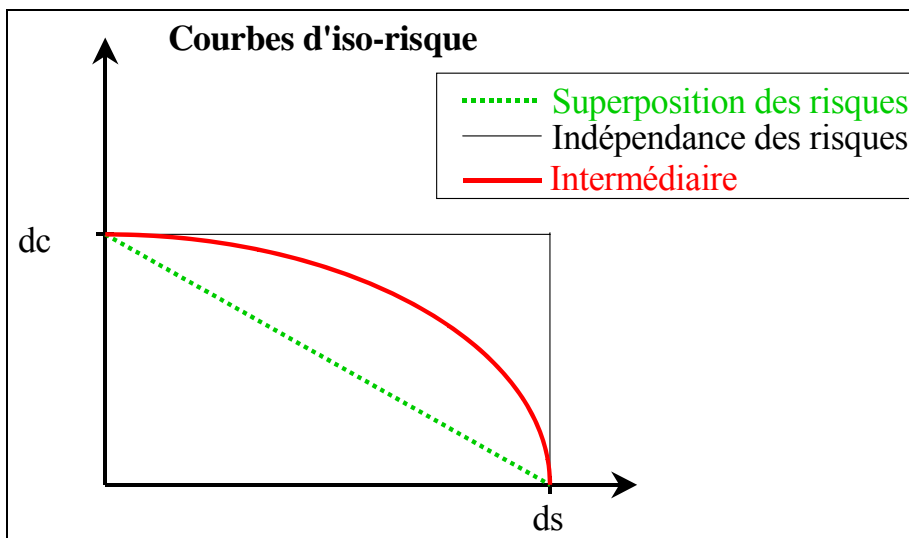


Figure 10- Définition du critère de déflexion équivalente

Par la suite, les conventions de vocabulaire seront les suivantes:

$d_{brute}$  (déflexion brute) = déflexion mesurée (capteur rodpot sur HIII ou ressort sur modèle)

$d_c$  (déflexion ceinture) = part de la déflexion provenant de la ceinture (calculée)

$d_s$  (déflexion sac) = part de la déflexion provenant du sac (calculée)

$d_{eq}$  (déflexion équivalente) = nouveau critère

$f_n$  = facteur de normalisation de la déflexion provenant du sac

La déflexion équivalente s'écrit alors :

$$d^2_{\text{équivalente}} = d^2_c + (f_n * d_s)^2$$

En résumé, dans le cas d'une retenue combinée ceinture et sac, la déflexion équivalente est déterminée par :

$F_{\text{baudrier}} = k d_c + c v_c$ , d'où l'on calcule  $d_c$  par différentiation de l'équation

$d_{brute} = d_s + d_c$  d'où l'on calcule  $d_s$

$$d^2_{\text{équivalente}} = d^2_c + (f_n * d_s)^2$$

Dans le cas d'une retenue ceinture, la déflexion équivalente correspond à la déflexion sternale totale avec :

$F_{\text{baudrier}} = k d_c + c v_c$ , d'où l'on calcule  $d_c$  par différentiation de l'équation

$d_{brute} = d_s + d_c = d_c$  avec  $d_s = 0$  donc  $d_{brute \text{ max}} \sim d_{c \text{ max}}$

$$d^2_{\text{équivalente}} = d^2_c + (f_n * d_s)^2 \text{ avec } d_s = 0$$

$$d_{\text{équivalente max}} = d_{brute \text{ max}}$$

Dans le cas d'une retenue sac, la déflexion équivalente correspond à la déflexion sternale totale normalisée avec :

$F_{\text{baudrier}} = k d_c + c v_c = 0$  donc  $d_c = 0$

$d_{brute} = d_s + d_c = d_s$  avec  $d_c = 0$  donc  $d_{brute \text{ max}} = d_{s \text{ max}}$

$$d^2_{\text{équivalente}} = d^2_c + (f_n * d_s)^2 \text{ avec } d_c = 0$$

$$d_{\text{équivalente max}} = f_n d_{brute \text{ max}}$$

L'ensemble de la démarche est schématisé à la Figure 11.

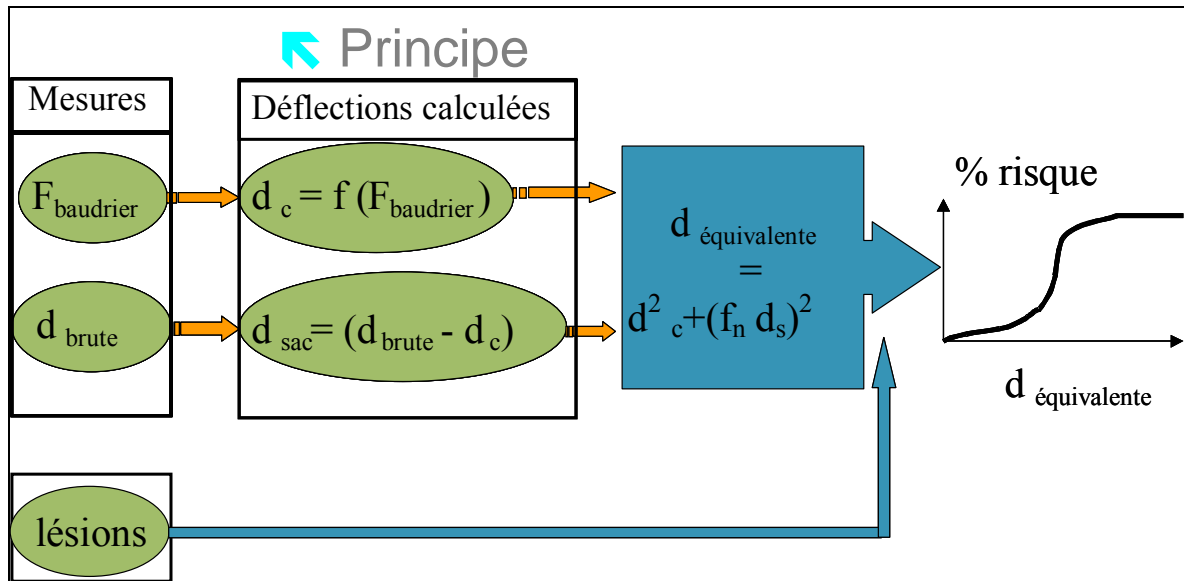


Figure 11- Principe de séparation des contributions du chargement localisé et réparti

#### ELEMENTS DE VALIDATION DU NOUVEAU CRITERE

Le principe de contribution différente du risque lié à une retenue ceinture et de celui lié à une retenue sac doit être validé. En particulier, l'hypothèse du calcul de la déflexion équivalente comme une résultante de la déflexion produite par la ceinture et de la déflexion normalisée produite par le sac doit être confirmée. Si cette hypothèse se vérifie, la courbe de risque pour une retenue combinée doit se superposer aux courbes de risque pour les retenues simples, ceinture seule et sac seul.

Pour construire les courbes de risque pour ces différentes retenues en fonction de la déflexion équivalente, des mesures de l'effort ceinture baudrier et de la déflexion sternale ainsi que des bilans lésionnels associés dans des conditions de choc similaires sont nécessaires.

Dans un premier temps, le principe du nouveau critère a été développé et validé à l'aide du modèle d'être humain du LAB. Ce modèle a été modifié afin de présenter des fractures de côtes. Par conséquent, les mesures de l'effort baudrier et de la déflexion sternale ainsi que le bilan lésionnel sont disponibles dans les résultats d'un même calcul numérique.

Dans un deuxième temps, le principe du nouveau critère a été transposé et validé pour le mannequin physique Hybrid III. La déflexion équivalente est alors calculée en utilisant des mesures de l'effort ceinture baudrier et de la déflexion sternale enregistrée au cours d'essais de crash. Cependant, le mannequin physique Hybrid III ne présentant pas de fractures de côtes, aucun bilan lésionnel ne peut être associé aux mesures d'effort et de déflexion si seuls des essais avec mannequin Hybrid III sont exploités. On utilise alors des couples d'essais réalisés dans les mêmes conditions de choc avec le mannequin physique Hybrid III et avec des sujets humains post-mortem (SHPM), les essais avec mannequin fournissant les mesures d'effort et de déflexion et les essais avec SHPM fournissant le bilan lésionnel associé.

Une fois l'hypothèse du calcul de la déflexion équivalente comme résultante de la déflexion produite par la ceinture et de la déflexion normalisée produite par le sac confirmée, il est nécessaire de déterminer si le nouveau critère est plus pertinent que le critère de tolérance thoracique actuel. La pertinence des différents critères est évaluée à



partir de la courbe de risque pour tout type de retenue en fonction du critère considéré. Celle-ci peut être caractérisée par un coefficient statistique « c » . Il est compris entre 0.5 et 1. Si le coefficient c d'une courbe de risque est égal à 0.5, le critère considéré n'est pas du tout pertinent. Si le coefficient c d'une courbe de risque est égal à 1, le critère considéré sépare correctement tous les cas lésionnels de tous les cas non lésionnels et est donc très pertinent. Ce coefficient est calculé pour les courbes de risque issues du modèle d'être humain et issues des couples d'essais mannequin Hybrid III/SHPM.

## *CONCLUSIONS*

Un nouveau critère, basé sur la déflexion sternale et l'effort ceinture baudrier a été développé. La démonstration du principe a été effectuée à l'aide du modèle d'être humain et son application a été réalisée pour le mannequin HIII.

Ce nouveau critère permet de discriminer les différents limiteurs d'efforts et améliore la prédiction globale du risque thoracique pour un large échantillon de configurations.

La variabilité du comportement du thorax du mannequin Hybrid III en fonction de la géométrie des retenues limite en partie le pouvoir discriminant du critère et la prise en compte de plusieurs points de mesures de déflexion sur le thorax serait une amélioration notable.

### Comportement de l'ensemble pied-cheville

#### Introduction:

Des études ont été entamées au LAB depuis de nombreuses années pour qualifier et quantifier le comportement de l'articulation pied-cheville pour différentes sollicitations. C'est essentiellement les propriétés mécaniques de cette articulation pour des sollicitations de flexion plantaire et de dorsiflexion qui ont été examinés durant nos travaux antérieurs.

En 1997, L. Portier<sup>13</sup> a conduit des expérimentations statiques en dorsiflexion et en inversion éversion de l'ensemble pied-cheville. Il a de plus conduit des essais visant à l'évaluation de la contribution du tendon d'Achille pour des sollicitations dynamiques de dorsiflexion. Il a enfin effectué une évaluation des jambes de mannequin existantes, ainsi que contribué à la définition d'un prototype de jambe de mannequin. Ces travaux ont fait l'objet de plusieurs publications<sup>14,15</sup>.

P. Petit<sup>16</sup> a complété ces travaux en s'attachant plus particulièrement à l'étude de la contribution des muscles et des ligaments en dorsiflexion et inversion-éversion. Les essais conduits se sont largement inspirés des travaux publiés par Begeman<sup>17</sup>. P. Petit a conduit des expérimentations statiques en dorsiflexion et inversion-éversion, et a développé parallèlement un modèle de membre inférieur permettant de tenir compte du rôle des muscles et du tendon d'Achilles.

Les données disponibles font apparaître un manque en ce qui concerne le comportement de cette articulation en inversion-éversion pour des sollicitations dynamiques. Ainsi, le travail effectué dans le cadre du projet Predit se fixait-il comme objectif de déterminer le comportement dynamique de l'ensemble pied-cheville pour des sollicitations d'inversion et d'éversion, ainsi que de déterminer sa tolérance biomécanique en estimant le seuil lésionnel. Ce travail a été réalisé par le CEESAR, et a d'ores et déjà fait l'objet d'une première publication<sup>18</sup> lors de la conférence IRCOBI de septembre 2000. Les principaux résultats obtenus à ce jour concernent le comportement de l'articulation et du pied (loi moment-angle) ainsi que la contribution du pied dans des situations de choc automobile.

---

<sup>13</sup> L. Portier, "Sécurité automobile et protection des membres inférieurs", Thèse de l'université Paris XII - Val de Marne, UFR Génie biologique et médical, soutenue le 28 février 1997.

<sup>14</sup> J.R. Crandall, L. Portier, P. Petit, G.W. Hall, C.R. Bass, G.S. Klopp, S. Hurwitz, W.D. Pilkey, X. Trosseille, C. Tarrière, J-P. Lassau, "Biomechanical Response and Physical Properties of the Leg, Foot and Ankle", Proceedings of the 40<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference, pp. 173-192, 1996

<sup>15</sup> Portier L., Petit P., Dômont A., Trosseille X., Le Coz J-Y., C. Tarrière, J-P. Lassau, "Dynamic Biomechanical Dorsiflexion Responses and Tolerances of the Ankle Joint Complex", Proceeding of the 41<sup>st</sup> Stapp Car Crash Conference, pp-207-224, 1997.

<sup>16</sup> P. Petit, L. Portier, J-Y. Forêt-Bruno, X. Trosseille, C. Parenteau, J-C. Coltat, C. Tarrière, J-P. Lassau, "Quasi-static characterisation of the Human Foot-Ankle Joints in a Simulated Tensed State and Updated Accidentological Data", Proceedings of the 1996 IRCOBI Conférence, pp 363-376, 1996

<sup>17</sup> P.C.Begeman "Human Ankle Impact Response in Dorsiflection", Proceedings of the 34th STAPP Car Crash Conference, pp. 39-53, 1990.

<sup>18</sup> A. Sokol-Jaffredo, P. Potier, S. Robin, J-Y. Le Coz, J-P. Lassau, "Cadaver Lower Limb Cadaver Response in Inversion Eversion", Proceeding of the 2000 IRCOBI conference, Montpellier, Septembre 2000.

### Etat de l'art et objectifs:

Dans un premier temps, une revue bibliographique a été conduite pour préciser les connaissances dans le domaine du comportement dynamique de l'ensemble pied-cheville. Les principaux résultats de cette recherche sont résumés dans le Tableau 20. En inversion-éversion, un seul résultat en dynamique est connu, celui publié par Begeman<sup>19</sup> en 1993. Les autres données proviennent des études publiées par le LAB et concernant le seuils quasi-statique de lésion de l'articulation. Ces valeurs ont permis de conduire le dimensionnement du moyen d'essai spécifique développé pour tester le comportement de l'ensemble.

Tableau 20: valeurs seuils relevées dans la littérature pour l'ensemble pied-cheville sollicité en éversion-inversion.

DYNAMIQUE	QUASI-STATIQUE			
BEGEMAN	PARENTAU et PETIT <sup>20</sup>			
ANGLE	ANGLE		MOMENT	
	Inversion	Eversion	Inversion	Eversion
60+/-6°	34 +/- 8°	32 +/- 14°	32 +/- 7 N.m	48 +/- 12 N.m

Compte tenu de ces connaissances, les principaux objectifs de cette étude ont été définis de la façon suivante:

- Quantifier les mouvements relatifs entre avant-pied et calcanéum pour des sollicitations d'inversion et d'éversion dynamiques.
- Evaluer la contribution du péroné dans ces conditions.
- Obtenir les courbes angle-moment caractérisant l'articulation.
- Déterminer le seuil lésionnel de l'articulation dans des conditions de choc automobile.

### Méthode:

L'une des difficultés de l'étude résidait dans la matérialisation, par l'intermédiaire d'un montage expérimental, de l'axe de rotation du pied autour de la cheville pour des mouvements d'inversion-éversion. Il fallait de plus concevoir une expérimentation reproductible (pour les besoins de la modélisation en particulier), et finalement isoler les phénomènes pour ne pas qu'ils soient masqués les uns par les autres. En particulier, pour approcher le seuil de rupture, il fallait limiter l'énergie apportée au système tout en restant au cours du choc dans une gamme de vitesse proche de ce qui pourrait être observé dans un choc automobile. Pour réaliser toutes ces fonctions, un montage spécifique a été conçu. Son schéma de principe est représenté par les figures suivantes (Figure 12 et Figure 13).

<sup>19</sup> P. Begeman, P. Balakrishnan, R. Levine, A. King, "Dynamic Human Ankle Response to Inversion and Eversion", Proceedings of the 37<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference, pp. 83-93, 1993.

<sup>20</sup> C. Parenteau, D.C. Viano, P. Petit, "Biomechanical Properties of Human Cadaveric Ankle-Subtalar Joints in Quasi-static Loading", Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 120, pp. 105-111, 1998.

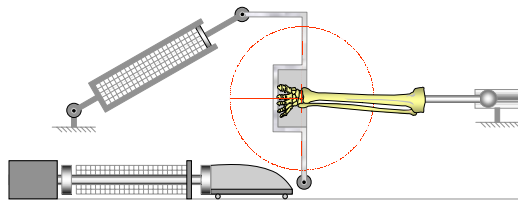


Figure 12: schéma de principe du montage expérimental (position initiale)

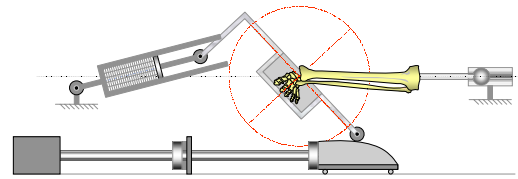


Figure 13: schéma de principe du montage expérimental (position finale)

L'énergie nécessaire à la mobilisation du système est apportée par un impacteur linéaire guidé, qui provoque la rotation de la cheville par l'intermédiaire d'une came. Cette dernière permet de transmettre le mouvement au support de la cheville à une vitesse importante tout en limitant la rotation maximale à une valeur préalablement fixée: c'est la géométrie du système qui l'impose, ce qui autorise une maîtrise précise du mouvement de la cheville. Des nids d'abeille permettent d'une part d'absorber l'énergie résiduelle et d'autre part d'assurer un contact permanent entre la came et la roulette solidaire du support cheville. Préalablement à l'expérimentation, le centre de rotation de la cheville est déterminé en ayant recours à la radiographie de l'articulation. L'ensemble est fixé sur le montage de façon à ce que le centre de rotation de la cheville corresponde au centre de la rotation imposée par le montage. Il s'agit bien entendu d'une approximation, mais les mesures mises en place permettent de vérifier qu'elle est cohérente. L'instrumentation mise en place est représentée en Figure 14. La cinématique du support est enregistrée par l'intermédiaire d'un capteur de vitesse angulaire et de deux accéléromètres linéaires. Les efforts entre la plaque support et le pied sont enregistrés par deux cellules d'efforts. Les vitesses angulaires des calcaneum et tibia sont enregistrées au cours de l'impact. Enfin, des cellules d'efforts, conçues spécifiquement pour cette expérimentation, sont implantées sur les tibia et péroné. Un bilan complet des efforts appliqués sur le segment anatomique est ainsi possible, et le calcul du moment au niveau de la cheville peut se faire en connaissant les propriétés massiques et inertielles des segments testés. Ces données sont obtenues grâce à une dissection post-expérimentale et des mesures appropriées.

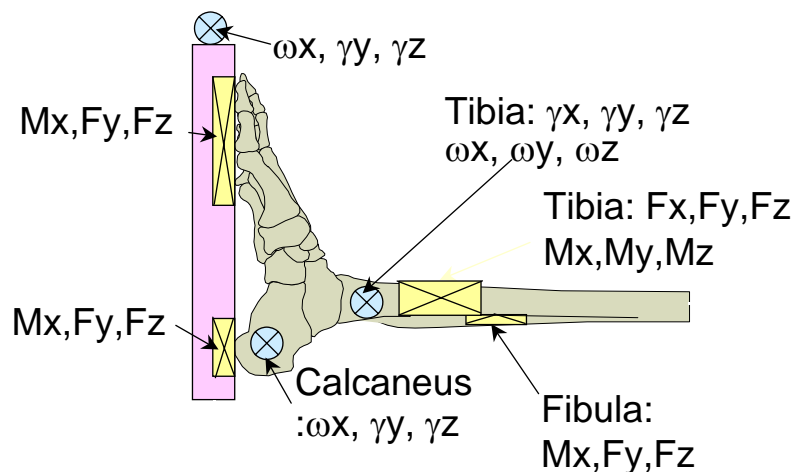


Figure 14: instrumentation de l'ensemble pied-cheville.

Protocole d'essai:

La matrice d'essai pour la première campagne, non lésionnelle, est précisée dans le Tableau 21

Afin de permettre la discrimination de la contribution du pied à la rotation de l'ensemble du segment, les essais ont été conduits dans deux configurations distinctes, la première consistant à ne fixer que l'avant pied sur la plaque support du montage, la seconde consistant à fixer en plus le calcaneum afin de supprimer la rotation de l'avant-pied.

Lors de ces essais, la rotation maximum de la cheville a été fixée en considération des valeurs maximales obtenues en statique par Petit. Une valeur de 40° a été choisie, inférieure à celle de Begeman a été retenue, puisque ce dernier n'avait en effet pas fait la différence entre la rotation avant-pied / calcaneum et avant-pied / tibia. Cette valeur s'est cependant avérée trop faible pour franchir le seuil lésionnel. Des essais complémentaires ont donc été conduits, cette fois en imposant au calcaneum une rotation maximale de 50°. Dans une telle configuration, des lésions sont apparues. La matrice d'essai pour la seconde campagne, lésionnelle, est précisée dans le Tableau 22.

Tableau 21: matrice d'essais infralésionnels pour la caractérisation dynamique de l'ensemble pied-cheville

Essai	29	30	31	32	33	34	38	39	40	41	42	43
Sujet	522		523		524		525		526		527	
Sexe	M		F		M		M		M		F	
Age	85		86		73		87		89		90	
Poids du membre inf	Droit	Ghe	Droit	Ghe	Droit	Ghe	Droit	Ghe	Droit	Ghe	Droit	Ghe
	3.31	3.18	3.36	3.40	4.04	3.79	3.26	3.19	3.29	3.28	2.04	2.27
Calcaneum	libre	libre	libre	libre	libre	libre	fixé	fixé	fixé	fixé	fixé	fixé
Mouvement angle	Inv	Ev	Inv	Ev	Inv	Ev	Inv	Ev	Ev	Inv	Ev	Inv
	40°	40°	40°	40°	40°	40°	40°	40°	40°	40°	40°	40°

Tableau 22: matrice d'essais lésionnels pour la détermination du risque

Essai	51	52	54	55	56	57
Sujet	530		532		533	
Sexe	M		M		F	
Age	73		75		71	
Poids du membre inf	Droit	Ghe	Droit	Ghe	Droit	Ghe
	3.31	3.18	3.36	3.40	4.04	3.79
Calcaneum	fixé	fixé	fixé	fixé	fixé	fixé
Mouvement	Ev	Inv	Ev	Inv	Ev	Inv
Angle	50°	50°	50°	50°	50°	50°
lésion	Med*	Lat*	Med	Lat	Med	Lat

\*Med = déchirure du ligament medial

\*\*Lat = déchirure du ligament latéral

Pour compléter ces données, une collaboration a été entreprise avec l'Université de Virginie. Des essais complémentaires ont été réalisés et des courbes de risque proposées. L'ensemble des essais lésionnels a fait l'objet d'une publication commune avec l'Université de Virginie (Funk, 2002).

#### Résultats et conclusions:

Une première série de neuf essais a été conduite selon ce protocole. Les dissections post-expérimentales n'ont révélé aucune lésion du segment anatomique. Les principaux résultats obtenus peuvent être résumés de la façon suivante:

- Les mouvements relatifs entre avant pied et cheville ont été quantifiés. Les essais ont permis de montrer que la rotation entre l'avant-pied et le calcanéum pouvait atteindre entre 44 et 72% de la rotation entre l'avant-pied et le tibia. Ce résultat est particulièrement important lorsqu'il s'agira de décrire un seuil lésionnel en terme d'angle maximum, et il permet de plus de préciser certaines données de la littérature.
- La contribution du péroné à la résistance du segment a également été quantifiée. Les travaux publiés jusqu'alors faisaient l'impasse sur cette donnée, et les essais conduits sur le membre inférieur négligeaient le péroné: dans d'autres protocoles expérimentaux, pour des raisons de simplification, le péroné était coupé lors des essais. Lors de nos essais, la contribution du péroné a été chiffrée à 12% du moment calculé au niveau de la cheville.
- Une évaluation des efforts axiaux dus à la contribution passive des muscles a pu être faite. Cette donnée est particulièrement intéressante lorsqu'il s'agit de faire le bilan des efforts au niveau de la cheville. D'ores et déjà, certains prototypes de mannequin intègrent un élément qui permet de simuler la tension du tendon d'Achille.
- Les courbes de réponse angle/moment pour des mouvements d'inversion et d'éversion sont maintenant disponibles. Ces résultats sont directement exploitables pour valider des modèles du membre inférieur ainsi que pour préciser le comportement des modèles physiques utilisés pour évaluer la sécurité passive dans un contexte réglementaire.
- Finalement, des courbes de risque sont proposées en fonction du moment dans la cheville ou de l'angle d'inversion/éversion, ceci pour différents niveaux de chargement axial.

### Critères lésionnels du cou:

L'examen critique des critères lésionnels actuellement en usage en ce qui concerne le cou fait l'objet de cette partie du projet. Deux directions principales ont été étudiées pour cette étude, frontal et arrière. La revue de la littérature est achevée en ce qui concerne le comportement du cou en choc frontal. Des travaux complémentaires ont été conduits pour améliorer notre connaissance du choc arrière.

### Choc frontal:

En ce qui concerne le choc frontal, les critères concernent les mannequins Hybrid III. Les critères existants sont fondés sur des essais infra-lésionnels conduits en 1971 par Mertz<sup>21</sup> et en 1980 par Nyquist<sup>22</sup>. Ces critères concernent les efforts mesurés au niveau des condyles occipitaux des mannequins Hybrid III.

La moment limite que peut supporter le cou humain a été déterminé en ayant recours à des essais volontaires. L'apparition de la douleur (jugement propre du sujet) a été retenue comme seuil maximum. Des valeurs de 35.3N.m en flexion et de 23.7 N.m en extension ont été publiées par Mertz.

Des essais dynamiques ont été conduits sur un seul sujet décéléré dans un chariot (accélération maximum comprise entre 1.5 et 9.6 g). Les valeurs obtenues concernent l'angle maximum de flexion ( $\theta=70^\circ$ ) et le moment de flexion associé (88 N.m).

Des essais sur cadavres ont été réalisés avec des accélérations plus importantes, conduisant aux valeurs maximum d'effort de cisaillement et de moment de flexion entre la tête et le cou reportées dans le tableau suivant.

Tableau 23: valeurs maximums obtenues par Mertz (1971)

Sujet	SHPM 1404	SHPM 1538	SHPM 1548	SHPM 1530
Fx (daN)	159	210	142	173
My (N.m)	190	176	115	157

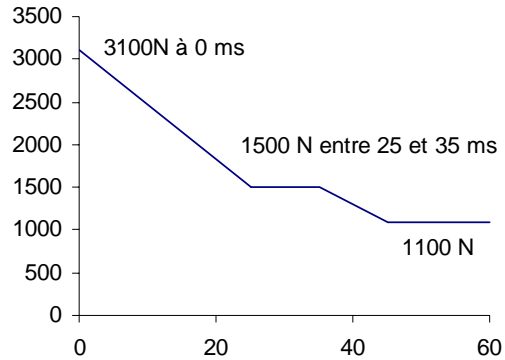
La valeur maximum du moment mesurée sur un Hybrid III est directement issue de la valeur maximum relevée lors de ces essais, soit 190 N.m. Le critère en flexion du cou est ainsi une valeur pour laquelle le risque d'observer une lésion est très faible. Au contraire des autres critères, la valeur retenue ne se base pas sur une courbe de risque.

La détermination des efforts critiques de cisaillement et de tension a été conduite en procédant à des reconstitutions d'accidents au cours desquels les occupants avaient subi des lésions. Des niveaux AIS 0 et 1 étaient observés pour le cou. Les reconstitutions de

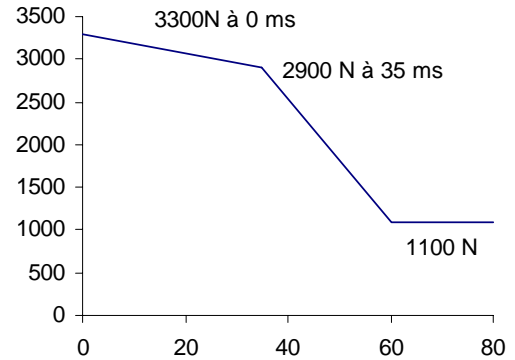
<sup>21</sup> H.J.Mertz. " Strength and Response of the Human Neck " SAE n° 710855 Proceeding of the 15th STAPP Car Crash Conference 1971.

<sup>22</sup> G.W.Nyquist. " Correlation of Field Injuries and GM Hybrid III Dummy Responses for Lap-Shoulder Belt Restraint ". Journal of Biomechanical Engineering Vol N° 2 May 1980.

ces accidents avec un mannequin Hybrid III conduisent à un moment maximum inférieur (153 N.m) à la valeur de 190 N.m retenue. En ce qui concerne les efforts moyens mesurés sur le mannequin, ils sont de 297 daN en cisaillement et de 329 daN en tension. Le critère est établi par l'intermédiaire de courbes dépendant du temps (confère Figure 15 et Figure 16).



*Figure 15: efforts de cisaillement maximum pour le mannequin Hybrid III*



*Figure 16: effort de traction maximum pour le mannequin Hybrid III*

Remarque : Les valeurs notées ci-dessus concernent la norme européenne de choc frontal (ECE R94). Aux Etats Unis, la norme FMVSS 208 prévoit des limites différentes pour les efforts cou du mannequins Hybrid III, et les critères en efforts sont plus élevés: l'effort de cisaillement doit être uniformément inférieur à 3100 N et l'effort de traction uniformément inférieur à 3300N.

Il faut globalement retenir pour ces critères en choc frontal que les valeurs retenues ne correspondent pas réellement à des risques lésionnels mais à des seuils fixés selon un nombre restreint de résultats expérimentaux disponibles. La difficulté majeure est finalement d'objectiver la lésion mineure du cou (AIS1). C'est une difficulté qui est également rencontrée pour le choc arrière.

#### Choc arrière:

Les occupants de véhicules automobiles subissent fréquemment des lésions mineures du cou en choc arrière. Des études récentes montrent que ces lésions se produisent majoritairement pour des vitesses d'impact voisines de 15 km/h. Les causes des lésions peuvent être une hyper-extension du cou, mais la mise en évidence d'un phénomène de rebond laisse supposer qu'il conviendrait aussi de vérifier les critères en flexion. Des tentatives ont été faites récemment pour développer des mannequins représentatifs du comportement humain en choc arrière. Un kit de modification de l'Hybrid III standard (remplacement du cou standard) permet d'améliorer les performances du mannequin, mais les performances restent limitées.



Mertz<sup>23</sup> et Prasad<sup>24</sup> ont effectué des essais sur des substituts du corps humain (en l'occurrence des cochons dont la physiologie du cou est proche de celle des enfants) pour déterminer des courbes de risque en effort en en moment. La valeur limite admise en extension de 57 N.m correspond d'après les auteurs à un risque de 1.4% de subir une lésion cervicale de niveau AIS 3+. En 1999, Mertz<sup>25</sup> a repris ces valeurs et proposé des courbes de risque pour les différentes tailles de mannequins existants (confère Figure 17). Une synthèse a été proposée par le LAB aux constructeurs sous la forme d'un outil conversationnel permettant d'évaluer rapidement un niveau de risque en fonction d'une mesure obtenue sur mannequin.

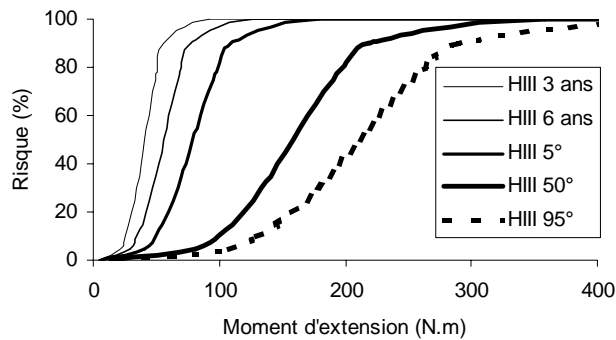


Figure 17: risque de lésion AIS 1+ selon Mertz pour les différentes tailles de mannequins HIII

Pour compléter ces données et fournir aux constructeurs automobiles un moyen complémentaire pour bâtir des cahiers des charges concernant les moyens de retenue en choc arrière, des essais ont été conduits pour différencier le comportement de l'Hybrid III standard et le l'Hybrid III équipé du cou TRID (actuellement en usage). Une étude récente de P. Prasad<sup>26,27</sup> proposait une étude comparative entre ces deux mannequins en fonction des types de sièges utilisés. Les données obtenues au LAB ont permis de compléter les hypothèses faites par ces auteurs ainsi que de comparer le comportement des mannequins au comportement de sujets humains. D'une façon générale, les premiers éléments obtenus montrent que la biofidélité de ces mannequins est décevante en choc arrière basse vitesse (ils n'ont pas été conçus pour cela) mais qu'ils peuvent, moyennant quelques précautions, être utilisés pour conduire à des premiers dimensionnements d'éléments de protection.

<sup>23</sup> Mertz H. J., Driscoll G.D., Lenox J.B., Nyquist G.W., Weber D.A., "responses of Animals exposed to deployment of various passenger inflatable restraint system concepts for a variety of collision severities and animal positions", Proceedings of the Ninth international technical conference on experimental safety vehicles, Kyoto, Japan, November 1-4 1982

<sup>24</sup> Prasad P., Danlol R. P., "A biomechanical analysis of head, neck and torso injuries to child surrogates due to sudden torso acceleration", twenty-eighth stapp car crash conference, SAE Paper N° 841656, novembre 1984

<sup>25</sup> Mertz H.J., Irwin A.L., "injury risk curves for children and adults in frontal and rear-end collisions", proceedings of the 41<sup>st</sup> stapp car crash conference, SAE paper N°973318, novembre 1999.

<sup>26</sup> Prasad P., Kim A., Weerappuli D.P.V., "Biofidelity of Anthropomorphic Test Devices for Rear End Impact", proceeding of the 41<sup>st</sup> Stapp Car Crash Conference, pp 387-415, SAE Paper N° 973342, Novembre 1997.

## Comportement de la colonne vertébrale dorso-lombaire:

### Introduction:

Le comportement dynamique de la colonne vertébrale dorso-lombaire est encore mal connu. Même si ce segment n'est pas fréquemment lésé en choc automobile, il est le pilier du corps humain, et son comportement détermine dans une large mesure le comportement du corps humain dans son ensemble. Il a donc semblé important de se pencher sur cette partie du squelette afin d'affiner les capacités de prédiction du modèle être humain du LAB.

Cette étude fait l'objet d'un contrat avec le Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM. Les travaux menés dans ce cadre sont à mettre en relation avec ceux qui concernent la modélisation de la colonne vertébrale (voir paragraphe « modélisation lésionnelle »). Dans un premier temps, il s'agissait de définir un protocole expérimental permettant la caractérisation dynamique de segments vertébraux.

### Etude bibliographique:

Comme toutes les études menées dans le domaine de la biomécanique, il convient de conduire une revue attentive de la bibliographie préalablement à la définition de nouveaux essais. Les conclusions de cette étude mettent en exergue un manque de données de comportement dynamique de segments vertébraux. De plus, les protocoles décrits dans la littérature sont fréquemment difficiles à reproduire par la simulation numérique (la reproductibilité des essais n'est pas toujours possible). Il semble qu'un seul auteur se soit intéressé au comportement dynamique de segments lombaires. Il s'agit d'Oswalder<sup>28</sup> qui a testé des segments préchargés, et sollicités en flexion/extension. Les données publiées par cet auteur ont été utilisées pour dimensionner le moyen d'essai.

### Objectifs:

A l'issue de cette étude doivent être déterminés :

- Le comportement des unités fonctionnelles saines sous sollicitations dynamiques
- Le comportement des unités après lésion progressive de l'appareil ligamentaire afin de connaître la contribution de chacun des éléments constitutifs de l'unité (ligament épineux, ligaments transverses, ligament jaune, ligament antérieur, ligament postérieur et capsules articulaires ainsi que le disque et les facettes articulaires).

---

<sup>27</sup> Prasad P., Kim A., Weerappuli D.P.V., Roberts V., Schneider D., "Relationships Between Passenger Car Seat Back Strength and Occupant Injury Severity in Rear-End Collisions: Field and Laboratory Studies", proceeding of the 41<sup>st</sup> Stapp Car Crash Conference, pp 417-449, SAE Paper N° 973343, Novembre 1997.

<sup>28</sup> OSVALDER & al.: A method for studying the biomechanical response of the in vitro lumbar spine under dynamic flexion-shear loads, Journal of Biomécanics, 1993

- Une même unité fonctionnelle servira pour plusieurs essais successifs (segment sain puis dissections progressives). L'unité fonctionnelle doit être vérifiée avant chacun des essais afin de s'assurer qu'aucune lésion n'est apparue lors du test précédent.

Protocole expérimental:

Comme pour toutes les études expérimentales conduites avec des pièces anatomiques, le protocole expérimental doit être reproductible. Il convient de mesurer l'ensemble des sollicitations apportées au segment testé, ou de les imposer (valeur connue préalablement). Enfin, compte tenu des couplages qui existent au niveau de la colonne vertébrale (combinaison de plusieurs mouvements pour une sollicitation pure), il faut concevoir un système de mesure des déplacements tridimensionnel. Ce dernier point a retenu notre attention. A l'heure actuelle, il n'existe que des systèmes coûteux et difficiles à mettre en œuvre pour mesurer une cinématique dans l'espace. Compte-tenu des déplacements réduits qui seront mesurés lors de ces essais, il a été possible de mettre au point un système mécanique qui offre l'avantage d'un coût réduit, d'une bonne fiabilité et d'une bonne précision. Ce système est un cadre de mesure relié à des potentiomètres. Il est représenté par la Figure 18.

Le principe de ce cadre de mesure réside dans la cinématique de ses articulations. La vertèbre dont on souhaite mesurer les déplacements est rendue solidaire de la partie supérieure du cadre. La partie inférieure quant à elle est fixée au bâti du moyen d'essai. Des tiges coulissantes relient les deux supports entre eux, et la mesure des angles entre les tiges et le support inférieur permet de déterminer précisément la position du centre du support supérieur. Ce montage a d'ores et déjà été réalisé, en prenant en compte les contraintes de poids, d'encombrement et de rigidité. Un alliage léger d'aluminium a été choisi pour réaliser les pièces mobiles du montage. La Figure 19 représente le cadre de mesure mis en position sur un segment vertébral de trois vertèbres.

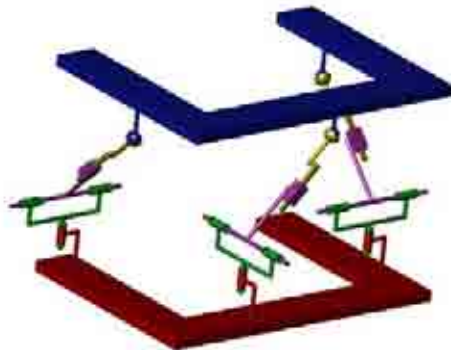


Figure 18: schéma de principe du cadre de mesure.



Figure 19: schéma de la mise en position du cadre de mesure sur un segment vertébral.

Ce cadre de mesure est associé à un système original de mobilisation dynamique du segment vertébral testé. Les contraintes qui ont présidé à la définition du moyen de chargement sont les suivantes:

- Les essais se faisant avec des sollicitations différentes, le montage se composera d'un bâti central sur lequel viendront se fixer des « modules » qui permettront l'application des sollicitations de flexion, d'extension, d'inflexion ou de torsion.
- Les calculs concernant le dimensionnement des pièces ne devront pas tenir compte du phénomène de fatigue au vu de son utilisation réduite dans le temps.

- La vertèbre inférieure est encastrée et immobile par rapport au bâti.
- Les efforts seront appliqués sur la vertèbre supérieure qui sera considérée indéformable lors de l'exploitation des résultats.
- Concernant le mode d'application des sollicitations, un pilotage en déplacement a été choisi. Le montage devra incorporer une série de réglages permettant la gestion de la combinaison des efforts.
- Une précharge simulant le poids de la partie du corps au-dessus du segment testé devra être utilisée (~30 kg)
- Le montage devra laisser certains degrés de liberté à la vertèbre centrale du spécimen lors du mouvement en raison du couplage induits par les facettes articulaires. Ces couplages sont de nature différentes suivant le niveau lombaire ou thoracique. En effet le plan de contact entre les facettes est situé dans un plan frontal au niveau thoracique et dans un plan presque latéral pour les niveaux lombaires.
- Plusieurs spécimens seront testés avec ce montage. Il faudra donc que l'ensemble composé du spécimen et de ses brides d'ablocages devra être facilement accessible et démontable.
- Le montage doit être transportable

La méthode retenue est donc d'imposer les déplacements et de mesurer les efforts. Le principal intérêt de cette méthode consiste en une meilleure maîtrise des seuils lésionnels. Le dimensionnement du moyen de mesure a été précisé en ayant recours à la modélisation. Le modèle être humain du LAB a été utilisé à cet effet. Ce modèle possède actuellement une colonne vertébrale modélisée de façon sommaire, avec des vertèbres représentées par des corps rigides, et des disques modélisés par quatre éléments déformables à chaque étage<sup>29</sup>. Le principe retenu a été de mettre le modèle en situation de choc automobile frontal et latéral, et d'en déduire une évaluation des mobilités vertébrales segmentaires dans ces configurations. Les résultats obtenus grâce à la modélisation permettent de déterminer les ordres de grandeur suivants:

- Déplacements angulaires maximums de l'ordre de 8°.
- Déplacements linéaires de l'ordre de 16 mm
- Vitesse angulaire de l'ordre de 1°/ms
- Vitesse linéaire de 0.6 m/s
- Accélération angulaire de 0.1°/ms<sup>2</sup>.

---

<sup>29</sup> Dans la modélisation actuelle de la colonne vertébrale du modèle du LAB, les muscles et les ligaments ne sont pas pris en compte, pas plus que les parties articulaires postérieures des vertèbres. Ainsi, les propriétés mécaniques des parties déformables ne sont-elles pas 'physiques', mais permettent de reproduire une cinématique globale fidèle. Le modèle peut donner des indications raisonnables en terme de cinématique de chaque étage vertébrale, mais il faut considérer avec prudence les résultats obtenus en terme d'efforts transitant entre deux niveaux vertébraux.

- Accélération linéaire de l'ordre de 10g.

Préalablement aux expérimentations, il sera nécessaire d'estimer la position du centre de rotation de la vertèbre sur laquelle est appliquée la sollicitation par rapport à la vertèbre dont on mesure les déplacements. A cet effet, un montage annexe, spécifique, a été construit. Ce montage est d'ores et déjà validé. Le développement du moyen de mesure à proprement parler, c'est à dire de la partie du montage expérimental qui permettra la sollicitation des segments vertébraux, est en cours de développement au Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM.

#### Perspectives:

L'étude du comportement dynamique de la colonne vertébrale a donné lieu à des développements originaux en ce qui concerne les moyens de mesure. Cette partie de l'étude est achevée et a abouti à la définition d'un cadre de mesure original ainsi qu'à la définition d'un protocole d'essai reproductible.

La suite de l'étude consistera à conduire et analyser les essais. Ces derniers débiteront en fin d'année 2000 et permettront d'alimenter le modèle éléments finis.

## Mécanismes lésionnels des côtes :

### Introduction:

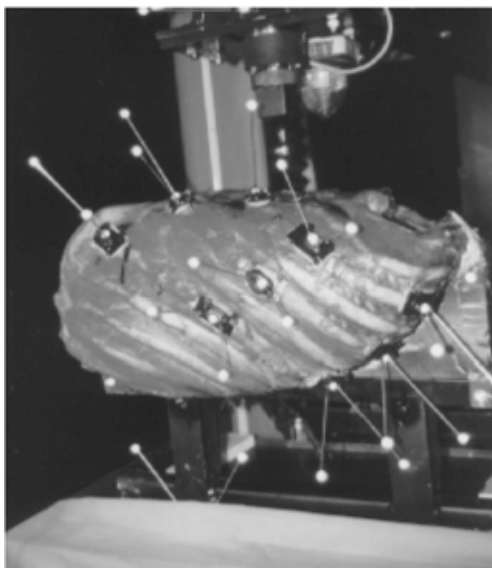
Le niveau de protection offert par les véhicules automobiles a fortement progressé durant les dix dernières années. L'introduction des sacs gonflables frontaux et des ceintures à limiteur d'effort ont permis de limiter fortement les lésions observées sur la tête et le thorax. En même temps, les limites des outils biomécaniques actuellement disponibles ont été atteintes. En particulier, en ce qui concerne le thorax, il est vite apparu que les critères utilisés pour quantifier le risque d'enfoncement résultant d'une compression par la ceinture de sécurité n'étaient pas indiscutables lorsque le chargement sur le thorax était réparti, comme c'est le cas lors du chargement par un sac gonflable. Il apparaît aujourd'hui important de mener des recherches fondamentales sur le comportement du thorax et en particulier sur les mécanismes qui conduisent à des lésions. Le fonctionnement global de la cage thoracique est cependant mal connu, parce qu'il s'agit d'une structure complexe, possédant de très nombreuses articulations et de nombreuses pièces osseuses et ligamentaires. L'objet de cette étude est ainsi d'améliorer la connaissance du comportement mécanique de la cage thoracique humaine, et de quantifier l'influence de certains de ses éléments, en particulier les ligaments intercostaux et des liaisons costo-vertébrales. C'est le LBMC de l'INRETS qui est en charge de ce travail. Les premiers résultats de cette étude ont été publiés lors de la conférence IRCOBI 2000<sup>30</sup>

### Protocole expérimental:

L'objectif était l'étude de la cinématique des côtes par rapport à la colonne vertébrale pour un chargement en compression de la cage thoracique. Le protocole mis au point consiste à immobiliser la colonne vertébrale d'une cage thoracique éviscérée, à appliquer un effort quasi-statique sur le sternum tout en mesurant le déplacement de différents points des côtes. Les troisième, cinquième et septième côtes ont ainsi été équipées de trois trièdres de mires réfléchissantes. Le premier trièdre est fixé au voisinage de la jonction chondro-costale, le deuxième approximativement au milieu de la côte, et le troisième aussi proche que possible de l'articulation costo-vertébrale (Figure 20).

---

<sup>30</sup> M. Eckert, M. Fayet, L. Cheze, R. Bouquet, E. Voglio, J-P. Verriest, "Costovertebral Joint Behaviour During Frontal Loading of the Thoracic Cage", Proceedings of the IRCOBI Conférence, Montpellier, Septembre 2000.



*Figure 20: Cage thoracique équipée des tripodes sous presse*

Au cours du chargement, les déplacements de chaque trièdre sont enregistrés par un système vidéo (3D vision®). Le système fournit la position des différentes sphères des trièdres avec une précision de l'ordre du mm.

Le chargement est appliqué progressivement sur le sternum à une vitesse de 8mm/mn. Trois points d'application des efforts ont été considérés: partie supérieure du sternum, partie médiane, et enfin partie inférieure. Le déplacement du sternum est limité à 40mm pour éviter d'atteindre une zone lésionnelle. Après les trois premiers essais, les muscles intercostaux sont disséqués, et le chargement est reconduit sur la partie médiane du sternum, cette fois jusqu'à l'obtention d'une lésion.

#### Analyse des résultats:

L'analyse des mouvements relatifs des côtes par rapport aux vertèbres a été conduite en évaluant, tout les cinq mm de compression, l'axe de rotation du trièdre situé proche de la jonction costo-vertébrale. L'amplitude des déplacements des trièdres étant faible, le bruit de mesure s'est avéré important, conduisant à des erreurs importantes dans l'évaluation des positions des axes de rotation. Ce bruit a été réduit en utilisant la méthode de solidification proposée par Cheze<sup>31</sup>.

#### Résultats:

Les résultats présentés (voir Figure 21 à Figure 23) sont obtenus pour un sujet masculin de 85 ans, de taille et de poids moyens (1,65m pour 57 kg). L'axe de rotation correspondant au mouvement relatif du repère lié au tripode placé près de l'articulation costo-vertébrale

<sup>31</sup> L. Chèze, B.J. Fregly, J. Dimnet, "A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data", Journal of Biomechanics, vol 28, n°7, pp. 879-884.

par rapport au repère vertèbre a été calculé à partir de 20 mm de compression et ensuite tous les 2 mm de compression. L'axe de rotation n'a pas été déterminé pour une compression inférieure à 20 mm. En effet, une simulation numérique des essais a permis de montrer que lorsque l'angle de rotation autour de l'axe est inférieur à trois degrés, l'axe de rotation ne peut-être pris en compte, le bruit de mesure étant trop important par rapport au déplacement des marqueurs.

L'examen des axes de rotation selon les différents chargements conduisent à quelques conclusions principales. L'axe de rotation de la côte par rapport à la vertèbre reste à peu près constant au cours du chargement. La direction de l'axe cependant est modifiée avec la modification du point d'application des efforts. Les amplitudes de rotation sont également affectées par la modification du point d'application des efforts. Lorsque les muscles intercostaux sont supprimés, les axes de rotations prennent des positions plus erratiques.

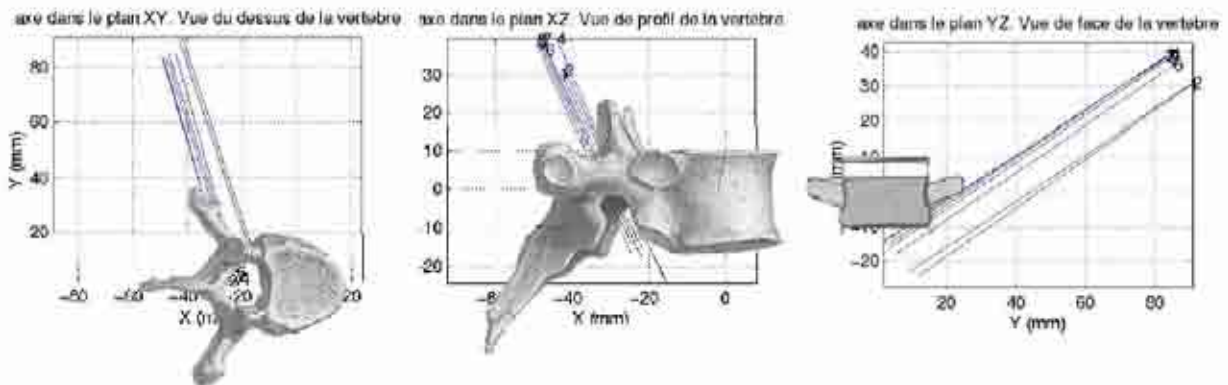


Figure 21: Résultats pour la compression au milieu du sternum avec les muscles intercostaux (Résultats représentés pour la côte 5 dans le repère lié à la vertèbre T5 - Angle de rotation maxi = 4.26°)



Figure 22: Résultats pour la compression en bas du sternum avec les muscles intercostaux (Résultats représentés pour la côte 5 dans le repère lié à la vertèbre T5 - Angle de rotation maxi = 3.69°)



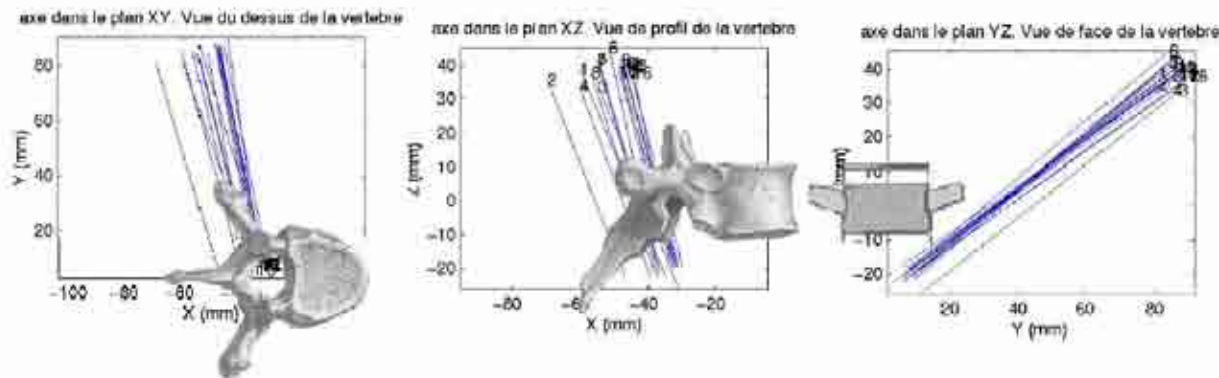


Figure 23: Résultats pour la compression au milieu du sternum sans les muscles intercostaux (Résultats représentés pour la côte 5 dans le repère lié à la vertèbre T5 - Angle de rotation maxi = 10.35°)

Les caractéristiques effort-déplacement au niveau du sternum ont également été obtenues. Les courbes sont quasiment linéaires. Plus intéressant est la quantification de la contribution des muscles et ligaments inter-costaux sur le comportement de l'ensemble de la cage thoracique. Les résultats exprimés en terme de raideur globale de la cage thoracique sont résumés dans le Tableau 24.

Tableau 24: raideur globale de la cage thoracique

Age	47 ans	76 ans	85 ans
Compression à mi-sternum. Expérimentation avec muscles	4000 N/m	2400 N/m	3100 N/m
Compression à mi-sternum. Expérimentation sans muscles	3300 N/m	1900 N/m	2500 N/m

#### Conclusions:

Dans ce travail, une partie importante a été consacrée à obtenir expérimentalement des données sur le comportement cinématique des articulations costo-vertébrales et sur le rôle des muscles intercostaux, lorsque la cage thoracique entière est soumise à des chargements quasi-statiques au niveau du sternum. L'axe de rotation des côtes 3, 5 et 7 à gauche par rapport aux vertèbres auxquelles elles sont rattachées a été déterminé, ainsi que la courbe effort/déflexion globale du thorax sous divers chargements. Le rôle des muscles intercostaux a notamment été précisé.

A l'aide de ces résultats expérimentaux, une première modélisation des articulations costo-vertébrales a été introduite dans un modèle de cage thoracique déformable pour remplacer l'encastrement de la côte dans la vertèbre. La liaison a été assimilée à une liaison pivot dont la valeur de la raideur a tout d'abord été évaluée en première approximation à partir des données publiées dans la littérature. Puis, l'identification des raideurs autour des axes de rotation expérimentaux a été faite en utilisant un plan d'expérience. Ces valeurs sont celles qui minimisent l'écart entre les résultats de la simulation et les résultats expérimentaux.

## **Comportement du complexe articulaire de l'épaule :**

### **Objectifs :**

Le comportement cinématique et mécanique de l'épaule n'a pas fait l'objet de recherches approfondies à l'heure actuelle, probablement parce que le membre supérieur n'est pas un segment très vulnérable de l'être humain en configuration de choc automobile. Cependant, les dispositifs récents introduits dans les véhicules, en particulier les sacs gonflables, peuvent provoquer des lésions. L'étude menée sur l'interaction avec les sacs latéraux a montré que les risques sont limités pour des déploiements statiques, mais ces derniers ne sont pas les seuls à prendre en compte. Les situations dites « d'out of position » tant pour les sacs frontaux que latéraux doivent également être considérées. Actuellement, les modèles mathématiques et physiques (les mannequins de choc) ne représentent pas correctement la cinématique du complexe articulaire de l'épaule. L'objet des études menées dans le cadre de ce projet est de compléter les connaissances et de les utiliser pour valider le modèle éléments finis de l'être humain du LAB. Le LBMC de l'INRETS est en charge de cette étude, réalisée dans le cadre d'une thèse.

L'idée initiale consistait à produire une caractérisation dynamique du comportement de l'épaule. Cela s'est avéré trop compliqué dans un premier temps, et les objectifs ont été revus. L'approche proposée par l'INRETS consiste à décrire l'ensemble des butées articulaires de l'épaule, ce qui, compte tenu de la cinématique très complexe de cette articulation, nécessite déjà de mettre en place des moyens de mesure originaux.

### **Le complexe épaule/membre supérieur :**

Le complexe épaule/membre supérieur, composé de la ceinture scapulaire (clavicule et omoplate), de l'humérus, de cinq articulations et de nombreux muscles est l'articulation la plus mobile mais également la moins stable du corps humain. Ce complexe représente l'élément de liaison entre le thorax et le membre supérieur permettant la mise en mouvement du bras dans l'espace. Lors de chaque mouvement du bras, toutes les articulations de l'épaule entrent en action dans des proportions variables. Le complexe épaule/membre supérieur peut être présenté comme un mécanisme comprenant:

Une chaîne fermée: sternum-clavicule-omoplate-thorax

Une chaîne ouverte: omoplate-humérus.

Sur le plan de la cinématique, la description du complexe épaule/membre supérieur n'est pas triviale. Dans ce complexe, l'omoplate et la clavicule ne sont pas fixes par rapport au thorax. L'orientation des différents éléments de l'épaule est difficilement mesurable. Leur position anatomique n'est pas très bien quantifiée et elle varie en fonction de l'anthropométrie des sujets. Tout cela rend l'étude cinématique du complexe épaule/membre supérieur très compliquée. Afin de simplifier le problème, de nombreuses investigations ne s'intéressent qu'au mouvement de l'omoplate ou limitent l'étude aux mouvements de l'humérus par rapport au thorax dans des mouvements simples. De nombreuses études proposent des modèles en trois dimensions du complexe de l'épaule. Dempster a été le premier à modéliser l'épaule par trois chaînons à partir de mesures sur pièces anatomiques mais les données qu'il fournit sont essentiellement qualitatives. Engin et Tümer définissent sur le sujet volontaire les cônes de circumduction des articulations de l'épaule; Wang propose un modèle du mouvement de l'épaule en fonction de la position du bras. La plupart des études sont effectuées à partir de sujets volontaires et de marqueurs externes. De ce fait, le mouvement relatif des pièces squelettiques n'est pas directement accessible. L'objectif de ce travail sur l'épaule était double. D'une part, il s'agit de décrire la position relative des pièces squelettiques composant ce complexe pour différentes attitudes du membre supérieur dans tout l'espace d'atteinte. D'autre part, il s'agit de recueillir des données sur les relations effort-déplacement angulaire du complexe épaule

lorsque le membre supérieur atteint les limites de son cône de mobilité. Afin de pouvoir accéder à la mesure précise de la position des pièces osseuses, des sujets d'anatomie permettant la pose de repères directement sur les os ont été utilisés.

**Méthode :**

Un dispositif expérimental spécifique a été mis au point par l'INRETS. Il consiste en un bâti rigide, équipé d'un arceau mobile. Le sujet est assis, et l'articulation du coude est bloquée pour pouvoir isoler l'ensemble de l'épaule. Des marqueurs osseux sont utilisés pour le repérage tridimensionnel des positions des différents repères anatomiques, et un bras de mesure tridimensionnel est utilisé pour faire la mesure dans l'espace. Les efforts sont appliqués au niveau du coude. Les trajectoires des différents points repérés sont ensuite reconstruites à partir d'un logiciel de traitement spécifiquement développé sous MATLAB®.

**Expérimentations :**

Dans un premier temps, il a fallu définir un critère de butée, au-dessous du seuil lésionnel pour permettre un grand nombre de mesures avec un seul sujet. La littérature est avare de renseignements sur ce sujet. Les premiers essais ont permis de déterminer un seuil situé à 8N.m. Cette valeur sera conservée pour toutes les mesures suivantes. Les différents repères du thorax et de l'épaule, permettant la caractérisation du comportement, sont définis à partir de repères anatomiques qui peuvent être facilement matérialisés : les deux figures suivantes représentent les repères sternum, épaule et bras utilisés lors des mesures.

**Mode opératoire :**

Les mesures sont conduites selon un mode opératoire permettant de déterminer les éléments principaux de l'articulation. Les différentes étapes de la mesure peuvent être résumées de la façon suivante :

- L'omoplate est laissée libre. Le relevé des positions des différents marqueurs est effectué (18 mesures) pour 30 positions du bras.
- Les mêmes mesures sont produites, mais après avoir bloqué l'articulation de l'épaule.
- Enfin, une dissection est pratiquée pour déterminer les caractéristiques géométriques des principales pièces osseuses. Une attention particulière est portée à la détermination du centre de la tête humérale (assimilée à une sphère).

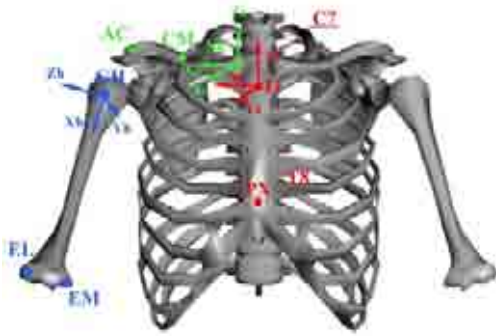


Figure 24 : définition des repères thorax et clavicule



Figure 25 : définition des repères omoplate et humérus.

#### Résultats :

5 sujets volontaires (2 hommes et 3 femmes) et 3 sujets d'anatomie (3 hommes) ont été utilisés pour cette étude. Les sujets volontaires ont fait l'objet d'une série de mesures expérimentales dans le but d'estimer le centre global du complexe épaule / membre supérieur à partir de mesures externes. Les sujets d'anatomie ont été utilisés pour 2 séries de mesures expérimentales dans le but d'estimer le centre global et le centre de l'articulation scapulo-humérale du complexe épaule / membre supérieur. De nombreuses mesures anthropométriques ont été relevées sur chacun des sujets.

Les 3 sujets d'anatomie ont fait l'objet de 2 séries de mesures (environ 30 positions) afin de couvrir au mieux le volume de déplacement du bras tout en évitant les positions extrêmes. Dans la première série, l'omoplate est libre afin d'estimer le centre global de rotation de l'épaule ; dans la seconde série, l'omoplate est bloquée afin d'estimer le centre de l'articulation scapulo-humérale.

Les 5 sujets volontaires ont participé quant à eux à une série de mesures dans les mêmes conditions que les sujets d'anatomie afin d'estimer le centre global de rotation de l'épaule à partir de marqueurs externes.

Les coordonnées des marqueurs anatomiques sont obtenues après dépouillement de relevés et permettent de reconstruire les systèmes de coordonnées locaux. Les coordonnées des marqueurs sont alors exprimées dans le repère thorax. La méthode du gradient est utilisée afin d'estimer le centre global de rotation de l'épaule et le centre de rotation de l'articulation scapulo-humérale. Une estimation du centre de rotation dans le repère thorax du sujet permet d'initialiser le système de résolution.

Pour les sujets volontaires, la reconstruction en 3D permet de visualiser la position du centre global de rotation de l'épaule.

Pour les sujets d'anatomie, la reconstruction 3D permet de visualiser le centre de rotation global et le centre de rotation de l'articulation scapulo-humérale mais également les positions de l'omoplate, de la clavicule et de l'humérus grâce au relevé de leurs marqueurs osseux respectifs.

Les résultats expérimentaux obtenus sont de différentes sortes:

- Estimation du centre de la tête humérale (GH) qui n'est pas un point anatomique accessible. Le centre de la tête humérale est alors approximé par le centre de la partie sphérique de la tête humérale, ce qui permet de déterminer les coordonnées estimées de GH dans le repère lié à l'humérus.

- Estimation du centre de l'articulation globale de l'épaule.
- Estimation du centre de l'articulation scapulo-humérale ; l'omoplate est bloquée par une liaison rigide avec le corset placé sur le thorax du sujet ; ceci permet de ne conserver que la mobilité de l'articulation scapulo-humérale.
- Définition des courbes effort/déplacement angulaire(Figure 26). Ces courbes sont définies de manière indépendante selon trois déplacements: longitude  $\psi$  , latitude  $\varphi$  et rotation propre  $\theta$  repérés par les angles d'Euler.

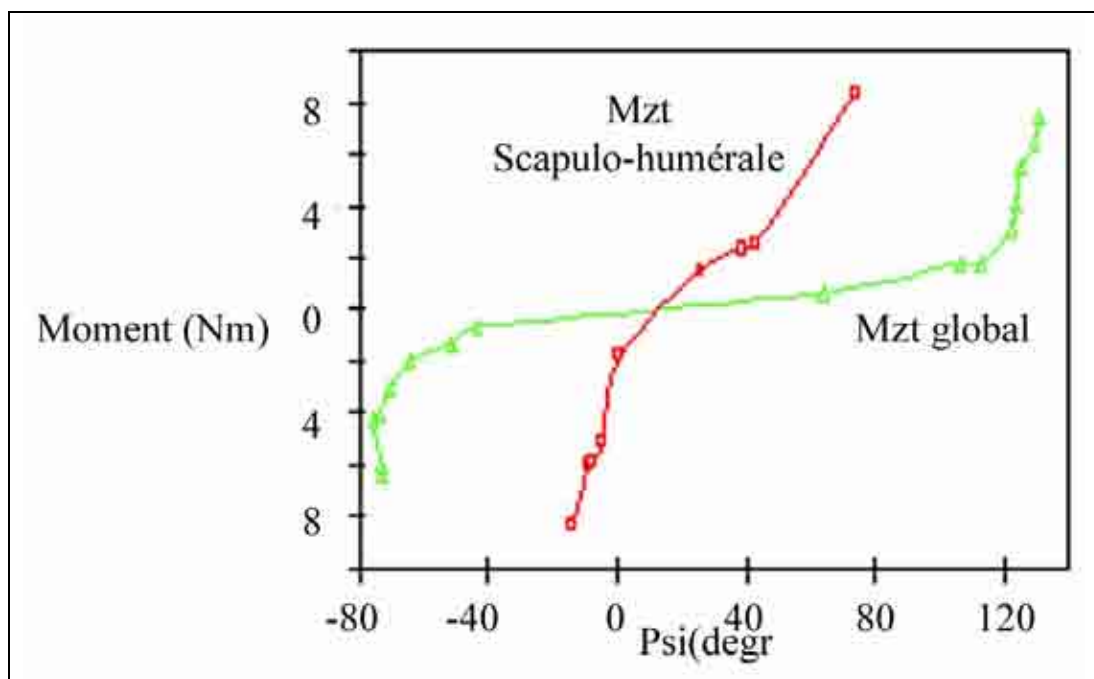


Figure 26 : exemple de caractérisation d'une butée articulaire de l'épaule.

#### Conclusion :

Un protocole expérimental a été mis au point afin d'extraire des données à partir de sujets d'anatomie. Ce protocole permet une localisation et une reconstitution des repères et marqueurs osseux dans l'espace. L'analyse des données et la méthode d'optimisation ont permis d'estimer les centres de rotation global et scapulo-huméral du complexe épaule / membre supérieur pour les sujets volontaires et anatomiques.

Par ailleurs une méthode de mesure des efforts et moments appliqués tant globalement qu'au niveau de l'articulation scapulo-humérale du complexe / épaule membre supérieur a été développée afin d'estimer les butées globales et scapulo-humérale.

Enfin, un modèle cinématique du complexe de l'épaule représenté comme un mécanisme comprenant deux chaînes distinctes : une chaîne fermée à 2 degrés de liberté (sternum - clavicule - omoplate - thorax) et une chaîne ouverte à 3 degrés de liberté (thorax – omoplate - humérus) a été proposé.

### Colonne vertébrale:

#### Introduction:

Cette partie de l'étude est complémentaire de l'étude du comportement de la colonne vertébrale citée précédemment. Il s'agit de développer un modèle éléments finis de la colonne vertébrale dorso-lombaire qui respecte les contraintes propres au calcul en dynamique<sup>32</sup>. De même que pour l'expérimentation, la revue de la bibliographie montre que peu de modèles existent à l'heure actuelle. Cette étude a été conduite en collaboration avec le Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM.

#### Définition géométrique d'un modèle E.F. de la colonne vertébrale:

Dans un premier temps, l'étude a consisté en la définition d'une géométrie de la colonne vertébrale, en vue de la construction du maillage. Les données géométriques issues du programme européen HUMOS ont été employées pour construire un premier modèle et mettre en place les différents éléments. L'intérêt d'utiliser ces données est de disposer d'informations sur la position des différentes vertèbres d'un sujet en position assise. En revanche, cette définition géométrique possède quelques imperfections, qu'il conviendra par la suite de corriger. De plus, c'est une définition géométrique qui correspond à un sujet particulier, qui n'est pas parfaitement symétrique, et qui bien sûr ne possède pas les dimensions exacte d'un 50<sup>e</sup> centile.

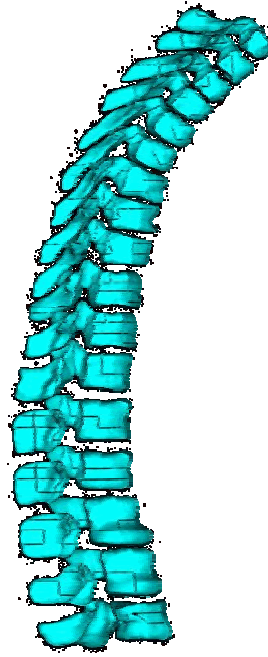
---

<sup>32</sup> Le "pas de temps" propre aux calculs éléments finis explicites est un paramètre particulièrement important, en particulier lorsqu'il s'agit d'intégrer le modèle à d'autres modèles existants (par exemple asseoir un modèle être humain dans un modèle de véhicule). La taille des éléments ainsi que leurs propriétés mécaniques conditionnent ce pas de temps, qui lui-même est un facteur déterminant de la durée totale du calcul. La prise en compte des éléments articulaires postérieurs dans un tel contexte peut s'avérer difficile.

### Maillage:

Sur la base de ces données géométriques, un premier modèle a été construit. Le modèle réalisé sera utilisé en dynamique et en quasi- statique. De façon à ne pas être tributaire d'un temps de simulation trop important, nous nous devons de simplifier le modèle géométrique Humos, tout en gardant les aspects fonctionnels de la géométrie initiale. Par souci de simplification, nous avons choisi d'avoir un nombre de nœuds constant quelque soit le niveau vertébral ainsi qu'une symétrie sagittale pour le modèle. Nous avons distingué pour chaque vertèbre 5 zones anatomiques distinctes :

1. le corps vertébral.
2. les pédicules.
3. les facettes articulaires supérieures et inférieures.
4. les apophyses transverses.
5. l'arc postérieur et l'apophyse épineuse.



*Figure 27: géométrie de la colonne vertébrale d'après les données du projet européen HUMOS*

### Le corps vertébral

Le géométrie du corps vertébral découle de celle du modèle Humos. Le nombre de nœuds par plateau vertébral est égal à 9, ce chiffre permettant de respecter la forme globale d'une vertèbre thoracique ou lombaire tout en gardant un maillage simple. Chaque corps vertébral sera donc constitué de 18 nœuds. Nous avons fait l'hypothèse d'une symétrie sagittale.

### Les pédicules

Bien que les pédicules aient très peu d'influence sur la cinématique du rachis, ils restent tout de même très importants sur le plan mécanique. En effet, les pédicules sont des éléments de transition entre le corps vertébral et les surfaces articulaires. Ils délimitent également le canal rachidien. Chaque pédicule est décrit par l'intermédiaire de 8 nœuds.

### Les surfaces articulaires:

Les études morphométriques montrent que les facettes articulaires du rachis thoracique sont quasiment planes et situées dans un plan frontal et que celles du rachis lombaire sont cylindriques et plutôt sagittales (sauf les articulaires inférieures de T<sub>12</sub> qui restent du type lombaire). Ces facettes articulaires jouant un rôle essentiel dans la cinématique vertébrale, nous avons choisis de mailler chaque surface par l'intermédiaire de 9 nœuds (8 nœuds périphériques et 1 nœud central). Les articulaires inférieures sont maillées de la même manière que les articulaires supérieures.

### L'apophyse épineuse et l'arc postérieur:

L'apophyse épineuse joue un double rôle au niveau mécanique: non seulement elle présente les points d'insertions des ligaments inter et sur-épineux, mais elle sert également de butée lors du mouvement d'extension. Le maillage de cette zone anatomique est défini par 4 nœuds.

Pour ce qui est de l'arc postérieur, il permet la jonction entre l'apophyse épineuse et les apophyses articulaires. En outre, il donne, avec les pédicules, la morphologie du canal rachidien.

Les lames sont discrétisées en 6 nœuds.

#### Les apophyses transverses

L'apophyse transverse est décrite très schématiquement. En effet, seule son extrémité possède un rôle mécanique au vu de son rôle dans l'insertion des ligaments transverses. Chaque apophyse transverse est maillée avec 8 nœuds.

La modélisation des facettes costales n'est pas prise en compte dans le modèle, vu la simplicité relative de notre modèle. Cependant, elles seront nécessaires pour une modélisation de la cage thoracique et de la liaison costo-vertébrale.

Après avoir créé une première ébauche du modèle géométrique « éléments finis » à partir de la géométrie HUMOS, nous nous sommes aperçus de la nécessité de trouver une autre source d'informations pour les facettes articulaires, ces dernières possédant une définition insuffisante. Nous avons donc utilisé des données issues de la base de données morphométrique du LBM. Dans cette base sont présents des fichiers géométriques de vertèbres moyennes. La littérature a également été consultée pour affiner la définition des courbures vertébrales ainsi que les dimensions des différentes vertèbres.

#### Modélisation mécanique de la colonne vertébrale:

Les vertèbres sont modélisées sous la forme de corps rigides de masse 60 g. En effet, les déformations de ces dernières lors du mouvement sont négligeables par rapport au disques et aux ligaments.

Pour ce qui est des inerties :

$$I_{xx} = 30000 \text{ g.mm}^2$$

$$I_{yy} = 50000 \text{ g.mm}^2$$

$$I_{zz} = 50000 \text{ g.mm}^2$$

$$I_{xy} = I_{xz} = I_{yz} = 0 \text{ g.mm}^2$$

Ces valeurs ont été obtenues avec le logiciel Radioss®. Le centre du repère passe par le nœud central du plateau vertébral supérieur. L'axe X passe par le centre du repère et par le nœud antérieur du plateau vertébral supérieur. L'axe Z est perpendiculaire à l'axe X. L'axe Y complète de trièdre de façon directe.

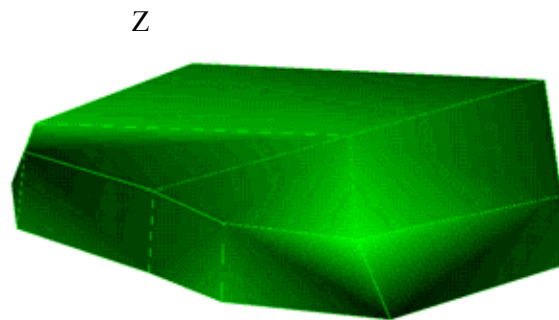


Figure 28: discrétisation du disque intervertébral.

Le disque intervertébral est construit de manière à joindre les plateaux vertébraux de deux vertèbres adjacentes.

Le disque intervertébral est maillé en une seule couche comportant 18 nœuds et 4 éléments cubiques à comportement visco-élastique. Il n'y a qu'une seule couche d'éléments dans l'épaisseur.

Les ligaments, comme le disque intervertébral, constituent des éléments de liaison entre deux vertèbres adjacentes. Ils possèdent des comportements mécaniques non-linéaires et



viscoélastiques marqués. La courbe type effort - déformation d'un ligament comprend trois zones : une zone linéaire à faible rigidité suivie d'une zone linéaire à rigidité constante et se termine par une zone non linéaire avant rupture.

Pour les mouvements physiologiques, les ligaments travaillent dans la première zone à faible rigidité et dans le début de la deuxième zone. La sollicitation des différents ligaments dépend du type de geste effectué. Il est cependant difficile d'assigner un ligament à un mouvement unique. En effet chaque type de ligament intervient de façon plus ou moins importante dans un mouvement donné. On essaiera donc de donner, dans le cadre des simulations, les types de ligament les plus influents pour un mouvement précis.

Les points d'insertions ligamentaires correspondent à des points du maillage reliés entre eux par des éléments ressorts à comportement non linéaire, avec des caractéristiques différentes suivant le type de ligament.

La longueur de chaque ligament est déterminée directement par la position des points d'insertions.

Nous avons pris en compte les ligaments jaunes, transverses, épineux (globalisation du sus-épineux et de l'inter-épineux) et capsulaires.

- Les ligaments transverses sont modélisés par 2 éléments ressorts de chaque côté et sont insérés sur les apophyses transverses de la vertèbre adjacente.
- Les ligaments jaunes sont reproduits par l'intermédiaire de 3 éléments ressorts tendus entre les lames des deux vertèbres adjacentes.
- Les ligaments inter-épineux et sus-épineux sont modélisés par 2 éléments entre les apophyses épineuses.
- Les capsules articulaires sont reproduites par l'intermédiaire de 8 éléments ressorts de chaque côté. Un élément permet de joindre 2 nœuds placés en vis-à-vis et appartenant chacun à la surface articulaire respectivement supérieure de la vertèbre sous-jacente et inférieure de la vertèbre sus-jacente.

Les ligaments communs antérieurs et communs postérieurs ne sont pas modélisés. Leurs effets seront globalisés au niveau du disque intervertébral.

La modélisation des contacts entre les facettes articulaires est réalisée par l'intermédiaire d'interfaces sous RADIOSS (type 7). Ainsi 32 interfaces sont utilisées pour modéliser tous les contacts entre les apophyses articulaires. Ce sont les nœuds de la surface articulaire supérieure de la vertèbre sous-jacente qui sont susceptibles de venir au contact de la surface cible qui correspond à la facette articulaire inférieure de la vertèbre sus-jacente.

La gestion de l'interpénétration lors de la fermeture du contact est réglée par le jeu capsulaire (gap) à l'aide de la méthode des pénalités. Pour ce faire, nous avons défini le gap pour chaque paire de facettes en fonction du jeu capsulaire géométrique. Ce jeu est environ égal à un millimètre pour chacun des étages vertébraux.

Les caractéristiques mécaniques proviennent généralement de la littérature. Par ailleurs, nous avons observé de grandes dispersions entre les résultats publiés par les différents auteurs. Il serait, à ce titre, souhaitable de réaliser davantage d'essais expérimentaux locaux (sur les ligaments, le disque intervertébral...) pour mieux évaluer leurs caractéristiques mécaniques avant de les introduire dans le modèle.

Les propriétés mécaniques utilisées pour notre modèle sont résumées par le tableau suivant.

Tableau 25: propriétés mécaniques des parties osseuses du modèle E.F.

Nature de l'élément modélisé	Module de Young (N/mm <sup>2</sup> )	Coefficient de Poisson
Os cortical	12000	0,3
Os spongieux	Non modélisé	

Les valeurs numériques des caractéristiques mécaniques ligamentaires introduites dans le modèle sont essentiellement inspirées des résultats de l'étude réalisée par Chazal<sup>33</sup>. Cette étude concerne les ligaments intertransversaires, les ligaments jaunes et les ligaments épineux. Afin de tenir compte des propriétés non linéaires de ces ligaments, nous les avons modélisés par des éléments ressorts généralisés (propriétés tridimensionnelles). La courbe générale de comportement des ligaments, selon Chazal, peut être représentée par trois pentes successives: trois points permettent de caractériser ce comportement linéaire par morceaux. Dans la mesure où il était difficile de tenir compte des variations intervenant entre les différents étages vertébraux, nous avons considéré des propriétés moyennes pour chaque type de ligament. Les valeurs retenues pour les différents ligaments sont résumées dans le tableau suivant. Les courbes caractéristiques passent par l'origine (0;0) puis par les points A, B et C reportés dans le Tableau 26.

Tableau 26: propriétés mécaniques des différents ligaments.

Type de ligament	Ligaments jaunes	Ligaments interépineux	Ligaments inter-transversaires	Ligaments capsulaires
Point A (mm ; N)	(0,87 ; 87)	(1,36 ; 36,5)	(0,8 ; 22,5)	(0,4 ; 0)
Point B (mm ; N)	(2,2 ; 368)	(3,175 ; 169)	(1,35 ; 87,5)	(6,9 ; 892)
Point C (mm ; N)	(2,87 ; 414)	(4,16 ; 183)	(1,5 ; 95)	(7,9 ; 700)
Point D (mm ; N)	-	-	-	(8,9 ; 1055)

<sup>33</sup> Chazal J., Tanguy A., Bourges M., Gaurel G., Escande G., Guillot M. & Vanneville G.; Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction; Journal of Biomechanics; Vol. 18, N° 3, pp. 167-176; 1985

La figure ci-contre est une représentation du modèle construit dans le cadre de cette étude. Il est intéressant de comparer sa géométrie à d'autres modèles, et en particulier au modèle existant du LAB. Ce modèle possède une géométrie issue des travaux de Robbins<sup>34,35</sup>. Cette étude se base sur des mesures externes effectuées sur un grand nombre de sujets assis dans un siège automobile. Les valeurs qui en résultent peuvent être considérées comme moyennes, et elles ont d'ailleurs été largement utilisées pour décrire les dimensions principales des mannequins de choc 50° centile. La comparaison entre la colonne vertébrale du modèle « être humain » et la colonne du modèle éléments finis créée à partir de la géométrie Humos s'effectue dans une position de référence qui est celle d'un sujet assis dans un siège automobile. La coïncidence entre les deux modèles se fait au niveau du plateau vertébral inférieur de la vertèbre lombaire L5. L'orientation est donnée par le segment reliant le nœud antérieur du plateau au nœud postérieur du même plateau. Le nœud coïncident est le point antérieur du plateau. Les Figure 30 et Figure 31 représentent la superposition des deux modèles. La longueur développée de la colonne reconstruite dans ce projet est légèrement supérieure à celle du modèle être humain du LAB. De plus, les courbures du modèle courant sont différentes, plus prononcées en partie lombaire et moins en parties dorsale et cervicale. Ces différences obligeront à avoir recours à de modification du modèle lorsqu'il s'agira de l'intégrer au modèle complet 50° centile, ainsi que pour les comparaisons avec des résultats moyens issus de campagnes expérimentales publiés dans la littérature.



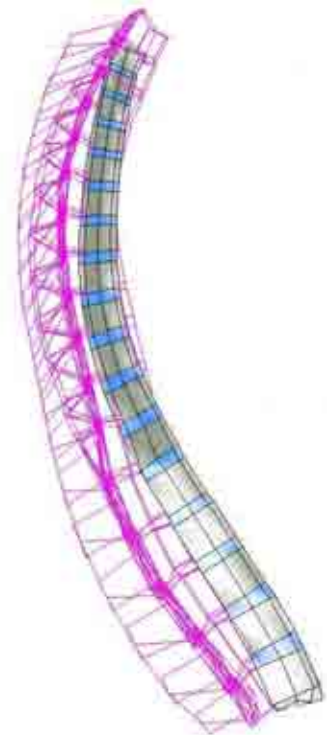
*Figure 29:  
modèle éléments  
finis de  
l'ensemble de la  
colonne  
vertébrale dorso-  
lombaire.*

<sup>34</sup> D.H. Robbins, L.W. Schneider, R.G. Snyder, M. Pflug, M. Haffner, "Seated Posture of Vehicle Occupants", SAE Paper N° 831617, Proceedings of the 27<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference, pp. 199-223, 1983.

<sup>35</sup> D.H. Robbins, "Anthropometric Specifications for Mid-sized Male Dummy, Volume 2, U.S. Department of Transportation National Highway Traffic Safety Administration, Report N° UMTRI-83-53-2, 1983



*Figure 30: vue frontale de la superposition des modèles LAB et courant.*



*Figure 31: vue latérale de la superposition des modèles LAB et courant*

Passage à la position debout:

Lors de l'étude bibliographique, nous nous sommes aperçus qu'il n'y avait pas de données expérimentales permettant de valider un modèle de rachis en position assise et en dynamique. Il nous a semblé intéressant d'utiliser des essais existants en statique réalisés sur spécimen en position debout de façon à vérifier la cohérence géométrique et mécanique du modèle. Il a donc fallu modifier la courbure du modèle pour l'identifier à celle d'une position debout. La littérature nous fournit des données sur les angles relatifs entre vertèbres adjacentes (BERNHARDT) et les épaisseurs antérieures et postérieures du disque intervertébral (POONI). A titre d'exemple, la Figure 32 représente la variation d'inclinaison des vertèbres en fonction de l'étage vertébral.

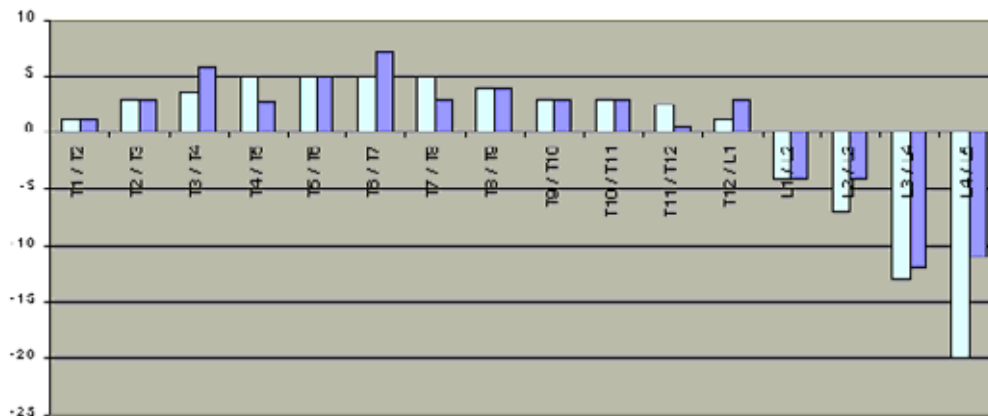


Figure 32: inclinaisons relatives des vertèbres en fonction de l'étage vertébral.

La validation du modèle a été conduite à l'aide d'un plan d'expérience dont le but est de définir les paramètres qui influencent le plus le comportement cinématique du modèle au cours d'une sollicitation donnée. Les paramètres choisis pour cette étude sont les propriétés mécaniques des disques intervertébraux ainsi que celles des différents ligaments. Les influences de chacun des paramètres étant connues, il suffit de trouver le compromis optimum permettant d'obtenir des résultats les plus proches possibles des données expérimentales. Lorsque le protocole expérimental et la structure étudiée sont parfaitement connus, que ce soit au niveau de la géométrie de la structure, des caractéristiques mécaniques des matériaux (matériaux métalliques) ou des conditions aux limites, la comparaison des simulations et des expérimentations ne pose aucun problème.

Par contre, lorsqu'il s'agit de faire une telle comparaison en biomécanique, des paramètres demeurent inconnus au niveau des caractéristiques mécaniques des matériaux (qualité des pièces testées et dispersions inter-individuelles), de la géométrie des pièces anatomiques étudiées (paramètres géométriques non fournis ou non mesurables) ou des conditions aux limites introduites (protocoles expérimentaux souvent imprécis).

Pour l'évaluation du comportement mécanique du modèle éléments finis du rachis nous avons testé 4 unités vertébrales qui sont L3-L4, T12-L1, T7-T8 et T3-T4. Cette limitation provient essentiellement de l'absence d'expérimentations ayant un protocole assez détaillé pour être exploitable. Les simulations sont réalisées en utilisant le logiciel Radioss<sup>36</sup>. Nous avons appliqué des couples de 5 N.m en flexion, extension, inflexion latérale et torsion sur les quatre segments vertébraux considérés. Les conditions aux limites imposées aux modèles sont d'une part une immobilisation complète de la base de la vertèbre inférieure (blocage de l'ensemble des nœuds du plateau vertébral) et d'autre part un couple de forces

<sup>36</sup> Le logiciel Radioss est un code de calcul explicite, qui permet de résoudre des problèmes dépendant du temps. Cependant, moyennant un artifice de calcul consistant à imposer la sollicitation de façon particulière, on peut obtenir des solutions approchées de problèmes statiques. Il s'agit d'effectuer une montée en effort relativement lente, puis de maintenir l'effort jusqu'à la stabilisation de la structure observée. Le choix de la vitesse de montée de la sollicitation résulte donc d'un compromis entre la durée du calcul et le niveau de stabilité obtenu à la fin de ce calcul.

appliqué sur les extrémités du plateau vertébral supérieur de la vertèbre supérieure (extrémités antérieure, postérieure ou latérales selon les types de sollicitation).

L'identification des paramètres du modèle, par rapport aux données expérimentales, fait appel à un nombre important de paramètres et l'utilisation d'un plan d'expérience s'est avérée nécessaire. Dans cette partie, nous décrivons le test de l'unité fonctionnelle **T<sub>7</sub>-T<sub>8</sub>** sous un couple de 5 N.m, nous ferons un plan par type de sollicitation (flexion, extension, inflexion latérale et torsion) d'où nous en déduirons les valeurs optimales de chacun des paramètres. Ces valeurs doivent permettre de valider le modèle et être identiques quelque soit la sollicitation.

Le choix s'est porté sur 6 paramètres qui sont :

1.  $G_i$  = Module de cisaillement du disque intervertébral au temps infini.
2.  $A_e$  = Coefficient multiplicateur de rigidité pour les ligaments épineux.
3.  $A_t$  = Coefficient multiplicateur de rigidité pour les ligaments transverses.
4.  $A_j$  = Coefficient multiplicateur de rigidité pour les ligaments jaunes.
5.  $A_f$  = Coefficient multiplicateur de rigidité pour les ligaments des capsules articulaires.
6.  $K$  = Module de compression hydrostatique du disque intervertébral.

Tous ces facteurs possèdent chacun 3 niveaux notés 1, 2 et 3. Les valeurs prises par les différents paramètres sont résumées dans le tableau suivant.

*Tableau 27: paramètres du plan d'expérience pour la validation statique des modèles de segments rachidiens.*

A = $G_i$			B = $A_j$			C = $A_e$		
1	2	3	1	2	3	1	2	3
0,1	0,6	3,5	0,1	1	10	0,1	1	10
D = $A_t$			E = $A_f$			F = $K$		
1	2	3	1	2	3	1	2	3
0,1	1	10	0,1	1	10	1	15	30

Le plan complet nécessite avec 6 facteurs à 3 niveaux :  $3^6 = 729$  essais, et ceci pour chaque type de sollicitation. D'où la nécessité d'utiliser un plan fractionnaire. Le paramètre de sortie de l'essai numérique est l'angle de rotation  $\alpha$  de la vertèbre supérieure du segment. Les résultats principaux, en ce qui concerne le segment vertébral T7-T8 sont résumé par le .

*Tableau 28: paramètres prépondérants sur le comportement statique du modèle d'unité fonctionnelle T7-T8.*

Sollicitation	Paramètre prépondérant
Flexion	Ligament épineux et disque intervertébral
Extension	Disque intervertébral
Inflexion	Ligament transverse et disque intervertébral
Torsion	Disque et capsules articulaires (butée osseuse)

Ces résultats sont cohérents avec ce qui peut être trouvé dans la littérature. Le plan d'expérience permet de mettre en exergue l'interaction entre le disque et les ligaments capsulaires. L'influence du module de cisaillement du disque au temps infini sur la rotation  $\alpha$  dépend de la valeur de rigidité des ligaments interépineux. Au total, les paramètres ont été optimisés pour s'approcher au mieux des résultats statiques disponibles dans la littérature.

Première validation dynamique:

Plusieurs tests ont été effectués par Oswalder afin de caractériser dynamiquement un segment vertébral en flexion. Tous les tests ont été effectués sur des segments L1-L2 et L3-L4, cependant l'auteur les a testés de manière indifférente et les résultats des deux types d'unités ne sont pas séparés. La précharge permet de mettre en tension les ligaments afin d'obtenir un comportement proche de ce que l'on trouve in-vivo où le poids du rachis situé au-dessus de L3-L4 et l'action des muscles environnants induisent une précharge naturelle.

Par contre, peu d'études statiques utilisent une précharge. Tout d'abord, cette charge est très difficile à installer si l'on veut effectivement conserver les 6 degrés de libertés de l'unité fonctionnelle, ensuite les résultats diffèrent assez peu d'un chargement sans précharge (de l'ordre de 5 à 10 %) et souvent les instabilités provoquées par cette précharge induisent des erreurs trop importantes.

La forme de l'onde d'accélération transmise au segment vertébral (amplitude, temps de montée et durée) est déterminée par la loi de comportement du matériau collé sur la face d'impact du pendule (d'une aire de 40\*60mm<sup>2</sup>) mais aussi par la vitesse d'impact du pendule. En faisant varier ces deux paramètres, l'auteur a utilisé deux ondes différentes : une impulsion modérée et une impulsion sévère (cf. Tableau 29):

Tableau 29: caractéristiques des essais publiés par Oswalder.

Impact	Modéré	Sévère
Interface rapportée	Polyuréthane	Termolon (polyéthylène)
Vitesse d'impaction du pendule (m/s)	1.6	2.1
Nombre de spécimens	10 (5 L1-L2 et 5 L3-L4)	10 (6 L1-L2 et 4 L3-L4)
Pic d'accélération (g)	5	12
Temps de montée (ms)	30	15
Durée (ms)	150	250

L'auteur a, entre autre, observé l'angle maximum de déflexion de la vertèbre (noté  $\alpha$ ) lors du chargement en flexion et ce sont ces valeurs là que nous avons cherché à approcher. Pour cela, deux paramètres sont variables :

**Go** : Module de cisaillement au temps zéro.

**$\beta$**  : Inverse du temps de relaxation.

Il est à noter que les paramètres intervenant en statique : K, Gi, Aj, Ae, At et Af n'ont pas été modifiés pour l'identification des paramètres du modèle en dynamique. En outre, nous avons procédé à des essais de façon à s'assurer que les variations des paramètres Go et  $\beta$  n'avaient qu'une influence négligeable sur les résultats en sollicitation statique. Avec ces nouvelles valeurs de paramètres, il faut augmenter la durée de la simulation statique car l'état d'équilibre n'est établi qu'au bout d'un temps plus important.

Les influences des deux paramètres sont les suivantes :

A  $\beta$  constant, plus  $G_0$  est grand, plus la courbe oscille autour d'une valeur d'équilibre non nulle et plus l'angle de déflexion maximum est faible.

A  $G_0$  constant, plus  $\beta$  est faible, plus le tracé de la courbe devient sinueux et plus l'angle de déflexion maximum est faible.

Les hypothèses de calcul sont les suivantes :

- Le revêtement n'a pas été modélisé.
- Les lois de comportement des différents polymères (polyuréthane et termolon) n'ont pas été modélisées, nous avons simplement utilisé le module d'Young des matériaux trouvés dans la littérature.
- Le comportement du polymère a été modélisé grâce au coefficient de rigidité de l'interface que l'on a pris égal à 0.005 ce qui correspond à un module d'Young de l'interface égal à  $210000 (E \text{ pendule}) * 0.005 \sim 1000 \text{Mpa}$  ce qui correspond à peu près au module d'Young du polymère. Cette valeur correspond à la valeur de rigidité au début de l'interpénétration, par la suite la fonction régissant le contact est non linéaire (cf courbe suivante).
- L'interface utilisée sous RADIOSS est de type 7.

Le Tableau 30 résume les résultats de simulation et permet la comparaison avec les résultats expérimentaux disponibles.

Tableau 30: comparaison des résultats expérimentaux et de simulation.

Impact	Modéré			Sévère		
	Moyenne	Écart type	étendue	Moyenne	Écart type	étendue
$\alpha$ expérimental (°)	14.1	1.6	11.3-16.1	19.1	1.3	16.3-21.2
$\alpha$ modèle (°)	13.3	/	/	16.4	/	/

Nous remarquons que les résultats sont un peu plus faibles par rapport à ce que l'on trouve expérimentalement pour le choc sévère. Concernant le modèle initial, le caractère viscoélastique du disque explique la diminution de l'angle  $\alpha$  lorsque la vitesse d'impact augmente. Le réglage des paramètres  $G_0$  et  $\beta$  permet d'obtenir un comportement plus proche des expérimentations.

Une autre façon de se rapprocher des valeurs expérimentales est de changer de type d'interface. En effet, celle qui a été utilisée est très rigide car elle impose un effort infini empêchant l'interpénétration, à partir d'un déplacement supérieur au jeu capsulaire ( $\sim 1\text{mm}$ ) alors que pour le polymère utilisé dans les expérimentations cette limite correspond à l'épaisseur du matériau ( $\sim 50\text{mm}$ ).

#### Conclusions:

La revue de la littérature confirme que peu de modèles cinématiques, validés pour des sollicitations tridimensionnelles et dynamiques, existent. De plus, peu de résultats expérimentaux sont utilisables pour conduire des validations. La présente étude se propose de développer un tel modèle.



Dans un premier temps, des données géométriques, relativement complètes, ont été utilisées pour construire un modèle qui tienne compte des différents éléments fonctionnels de la colonne vertébrale dorso-lombaire, nommément les corps vertébraux, les arcs postérieurs et leurs articulations, les disques intervertébraux et les principales structures ligamentaires. Dans la mesure où les données disponibles proviennent d'un sujet particulier, il a été nécessaire d'apporter des corrections de dimensions et de posture au modèle développé. Une méthode a été mise au point en particulier pour faire passer le modèle d'une position assise à une position debout.

Des données relativement complètes existent en ce qui concerne le comportement statique des unités fonctionnelles vertébrales. Ces données ont été exploitées pour valider le modèle construit. Ainsi, les propriétés mécaniques des différents éléments ont été ajustées. Les quelques données disponibles en ce qui concerne le comportement dynamique de la colonne vertébrale ont été utilisées pour conduire une première validation. Nous avons pu vérifier que les paramètres mécaniques du modèle sont aptes à représenter tant le comportement statique que dynamique. Une intervention sur les seuls paramètres dynamiques sera désormais nécessaire pour achever la validation du modèle lorsque les essais prévus dans ce programme seront disponibles.

Le but de l'étude est de parvenir à la représentation des principaux mécanismes lésionnels de la colonne vertébrale en choc automobile. Cette partie de la modélisation ne pourra être abordée qu'en fin d'étude. L'expérience déjà acquise en ce qui concerne le rachis cervical sera mise à profit. Les premières investigations (déjà en partie menées au travers de la littérature), concerneront les limites de rupture des différents ligaments, ainsi que du disque intervertébral.

## Modélisation rhéologique des viscères:

### Introduction:

Les organes internes sont fréquemment lésés en situation de choc automobile. Le foie est en particulier vulnérable, pour des chocs frontaux ou latéraux. Les connaissances actuelles en ce qui concerne le comportement mécanique des organes abdominaux et leurs tolérances sont très limitées, et interdisent en particulier leur prise en compte de façon précise dans des modèles d'être humain. Au mieux, il est possible de représenter leur contribution globale au comportement de l'abdomen.

L'étude vise à caractériser mécaniquement, pour des sollicitations dynamiques, le parenchyme hépatique dans un premier temps, le foie dans son ensemble dans un deuxième temps. Pour cela, de nouvelles méthodes de mesure ont été utilisées, grâce à une collaboration avec le LBHP (Laboratoire de Biorhéologie et d'Hydrodynamique Physico-chimique) de l'université Paris 7 et avec le CEESAR, qui s'est chargé des expérimentations sur pièces anatomiques. Dans un premier temps, il s'est agi d'établir une méthode expérimentale de caractérisation des tissus mous. Ensuite, des essais doivent permettre de définir les paramètres physiques pertinents pour élaborer une loi de comportement des tissus mous dans une gamme de violence proche de celle rencontrée dans les chocs automobiles.

Dans la présente étude, c'est le foie qui a retenu notre attention (c'est le plus volumineux des organes abdominaux). Une méthode expérimentale a été développée et validée. Elle a été appliquée à la caractérisation du parenchyme et de la capsule hépatiques. Les résultats permettent une première approche du comportement du foie humain, tenant compte des propriétés viscoélastiques de ce matériau biologique. L'ensemble de ces travaux a été conduit dans le cadre d'une thèse, soutenue en septembre 1999<sup>37</sup>

---

<sup>37</sup> Diane DAN, Thèse de l'Université Paris 7, UFR Physique, "Caractérisation mécanique du foie humain en situation de choc automobile", Paris, 1999.

Protocole expérimental:

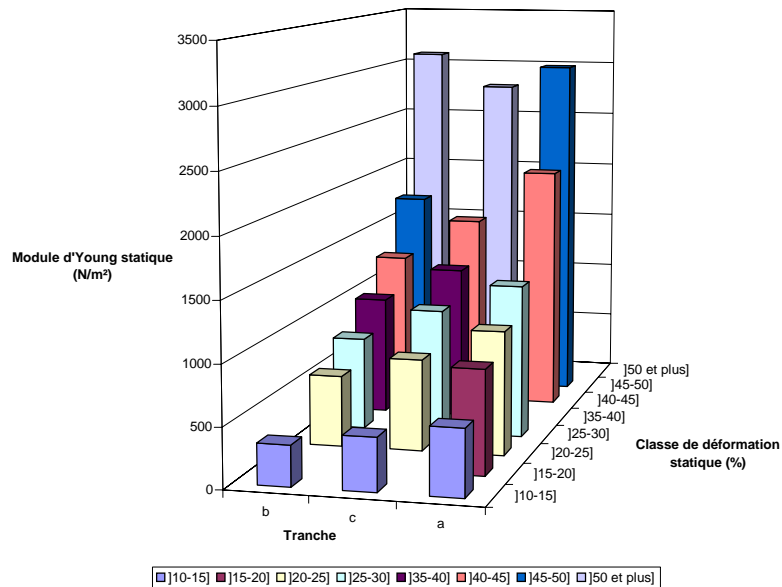


Figure 33: Distribution des valeurs moyennes du module d'Young statique  $E$  en fonction de la déformation statique et de la tranche pour les 2 organes hépatiques

L'étude des dispersions des modules d'Young statiques a permis de préciser le périmètre des essais dynamiques. Une première série d'essais a permis de montrer la variation de ce module en fonction du lieu de prélèvement de l'éprouvette dans le foie. Les résultats sont résumés par la Figure 33. Les résultats montrent une dispersion importante au sein d'un même organe. En revanche, ces mêmes résultats permettent de définir des zones (tranches), qui peuvent être définies pour deux organes différents, et au sein desquelles la variation du module d'Young statique est plus faible qu'au sein d'un organe entier, voire entre deux organes différents. Cette première observation a permis de définir le mode opératoire d'obtention des éprouvettes pour les essais dynamiques.

Pour réaliser ces essais, 6 organes ont été prélevés. Ils ont permis d'exécuter au total 89 essais tous types essais confondus (essais de relaxation, essais harmoniques et de chargement). Vingt-huit sont des essais de relaxation, 22 sont des essais harmoniques et enfin 39 sont des essais de chargement.

Le dispositif de mesure utilisé est un banc de compression unidirectionnel développé par le LBHP. La substance est emprisonnée entre deux plateaux de rayon  $R$ , distants de  $L$ . Le plateau inférieur est asservi en déplacement par un moteur linéaire, le plateau supérieur demeurant fixe. Le principe de la mesure est résumé par la figure suivante.

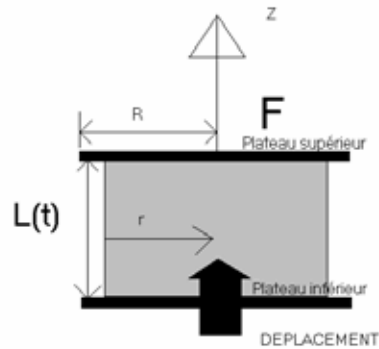


Figure 34: Schéma de compression unidirectionnelle d'une éprouvette cylindrique au contact de 2 plateaux de compression

Sous l'effet de ce déplacement imposé, le matériau incompressible se déforme uniformément selon l'axe  $Oz$ . Les grandeurs mesurées sont la force  $F$  (N) et le déplacement longitudinal  $L$  (m). Le moyen d'essai est un banc d'élongation et de traction. Il se compose d'un module moteur, de deux mandibules, d'une cuve de thermorégulation, d'un coffret de contrôle qui regroupe un générateur de signaux, un amplificateur de signaux, un fréquencemètre, un calculateur électronique, les conditionneurs des capteurs. Deux capteurs l'équipent : un capteur de déplacement (Schlumberger®) et un capteur de force (Kystler®). L'étendue nominale de déplacement est de 9 mm. Deux étendues nominales de force sont disponibles : 10 N et 20 N. Les mandibules supérieure et inférieure peuvent recevoir 2 types d'accessoires : des plateaux ou bien des mâchoires cylindriques. L'acquisition est réalisée par l'intermédiaire d'un ordinateur. Le logiciel de pilotage a été développé par le LBHP. Le capteur de force est lié au plateau supérieur. Le capteur de déplacement est solidaire du plateau inférieur.

La validation du moyen d'essai a été conduite en utilisant des éprouvettes de caractéristiques connues. De plus, la reproductibilité et la répétabilité des résultats a été vérifiée.

#### Résultats et modélisation du comportement viscoélastique non-linéaire:

Les essais de relaxation permettent de définir les propriétés viscoélastiques du matériau. Il a été vérifié que les phénomènes des pertes liquides restaient négligeables pour les durées concernées (de l'ordre de la seconde). Des essais harmoniques complètes les données et permettent de montrer que le matériau hépatique possède un comportement dépendant de la fréquence et de la déformation, traduisant des propriétés viscoélastiques non linéaires. L'ensemble des essais permet de déterminer les propriétés mécaniques principales du foie humain.

On a cherché à modéliser le comportement viscoélastique non linéaire du matériau selon une approche similaire à celle proposée par Fung<sup>38</sup>. Nous avons dans ce sens mis en évidence une fonction de relaxation réduite dont il convient de modéliser maintenant la

<sup>38</sup> Fung, Y. C. B., Chapter 7 : Stress-Strain-History Relations of Soft Tissues in Simple Elongation, in Biomechanics, its functions and objectives, Y. C. Fung, N. Perrone and M. Anliker (eds), Prentice-Hall, Englewoods Cliffs, N. J., pp. 181-208, 1972

dépendance temporelle. La démarche consiste à trouver les paramètres de temps caractéristiques de relaxation du matériau hépatique par ajustement de la courbe expérimentale avec une formulation composée de termes en exponentielle. Le modèle utilisé qui a permis une bonne caractérisation du comportement est un solide de type Maxwell généralisé à 5 paramètres dont un élément purement élastique qui donne à l'ensemble son caractère solide:

$$G(t) = G_e + G_1 e^{-t/\theta_1} + G_2 e^{-t/\theta_2}$$

$G_e$ ,  $G_1$  et  $G_2$  sont les amplitudes de relaxation ;  $\theta_1$  et  $\theta_2$  sont les temps caractéristiques de relaxation. Pour cela nous utilisons la courbe de relaxation moyennée  $G$  réduite donnée par les résultats des essais.

Les valeurs ajustées sont  $G_e=0,7$  ;  $G_1=0,4$  ;  $G_2=0,7$  ;  $\theta_1 = 0,1$  sec et  $\theta_2 = 1,3$  sec. Ce jeu de valeurs des paramètres de relaxation n'est pas unique. Les temps caractéristiques peuvent être modifiés permettant un bon ajustement des données sans nuire notablement à la qualité de l'ajustement. Nous avons présenté ces résultats pour montrer combien un ajustement basé sur une méthode des moindres carrés, qui donne donc de manière unique un jeu de paramètres, doit être prise avec précaution et ceci d'autant plus que le poids des points expérimentaux peut être artificiellement modifié (nombre de points plus importants pendant l'acquisition rapide aux temps courts par exemple).

Pour compléter la caractérisation des éléments constitutifs du foie humain, des essais de traction ont été réalisés sur la capsule, prélevée selon une méthode mise au point par le CEESAR. Des éprouvettes ont été découpées et testées. La relaxation y est non linéaire. A l'opposé des résultats de relaxation obtenus sur des éprouvettes de parenchyme, il semble exister moins de disparité dans les caractéristiques mécaniques de la membrane que pour le parenchyme.

L'application du modèle de Fung conduit aux ordres de grandeurs des paramètres suivants:

$G_e=0,93$ ,  $G_1=0,1$ ,  $G_2=0,3$  et les 2 temps caractéristiques  $\theta_1$  et  $\theta_2$  valent respectivement 2 secondes et 0,2 seconde.

A un coefficient de proportionnalité près, la courbe moyennée des fonctions de relaxation du module réduit  $G_{Kr}$  permet de décrire le comportement des 4 échantillons de lamelles de membrane hépatique humaine sur 10 secondes, durée qui contient largement l'ensemble des temps caractérisant les événements de collision.

Nous nous apercevons qu'aux temps courts la même problématique déjà exposée dans les essais de compression des éprouvettes de parenchyme hépatique est identifiée ici: les oscillations liées à l'asservissement du système masquent une partie des informations provenant du comportement du matériau.

## Conclusions:

Tous les résultats expérimentaux, que ce soient des essais de relaxation en contrainte, des essais harmoniques ou bien des essais de chargement nous montrent que le matériau hépatique sous une forme d'éprouvette privée de sa membrane extérieure forme un milieu ouvert qui ne cesse d'évoluer en perdant du fluide, même à l'état non contraint. Cette géométrie simplifiée est cependant essentielle pour réaliser des essais de caractérisation mécanique du matériau. L'interprétation des résultats de mesure devient alors dans certaines situations extrêmement délicate. La limitation des événements aux temps courts caractéristiques d'un choc, de l'ordre de quelques millisecondes, permet cependant de

négliger ces phénomènes d'exsudation. L'analyse de ces résultats doit cependant tenir compte d'un certain nombre de points essentiels qui sont discutés dans la suite.

L'étude de la dispersion des modules d'Young réalisée sur 2 organes hépatiques a permis d'établir un plan expérimental basé sur l'identification de la tranche hépatique puisqu'elle constituait l'élément le plus dispersif. L'hypothèse que des éprouvettes hépatiques provenant d'une même identité de tranche sont des éprouvettes homologues dans leurs caractéristiques est posée.

Au vu de ces observations, les résultats obtenus par la modélisation nous permettent cependant d'établir plusieurs résultats intéressants. Le matériau hépatique aux temps courts manifeste principalement des propriétés viscoélastiques non linéaires qui répondent de façon satisfaisante au modèle de Fung. Sur la plage des déformations étudiées, les courbes de relaxation du module  $G$  peuvent être décrites par une courbe unique de relaxation du module  $G_r$  ( $G$  réduit), entité sans dimension. Le choix de  $G(t_0)$  à  $t_0=1000$  ms a permis finalement de réduire toutes les courbes de relaxation de façon satisfaisante. Des choix de valeurs plus basses telles que 50 et 500 ms n'apportent pas de meilleurs résultats. Au contraire, ils font davantage ressortir les amplitudes parasites des signaux. Finalement 1000 ms représente un compromis plutôt satisfaisant. Les éprouvettes testées en relaxation proviennent toutes d'une même région de foies (tranche A). Les essais en oscillation ont montré que la partie visqueuse du matériau hépatique est peu importante. La phase du module d'Young dynamique  $E_1$  est environ de  $10^\circ$ . C'est un ordre de grandeur souvent retrouvé dans la littérature.

Les essais à différentes déformations statiques successives avec un pas constant ont permis de mettre en évidence qu'au-delà d'un seuil de déformation le modèle de Fung ne permet plus de décrire le comportement viscoélastique non linéaire du matériau. En effet les changements structurels auxquels il est soumis impliquent vraisemblablement des détériorations cellulaires, avec du fluide exprimé de manière extrêmement lésionnelle pour la structure constitutive du matériau.

Dans la modélisation, seuls 2 cas expérimentaux d'essais en oscillation ont été étudiés pour des valeurs de déformation statique similaires. Notre base de données expérimentales est très insuffisante pour réaliser une recherche d'un modèle fidèle du comportement des tissus hépatiques dans toute sa gamme de déformations. Notre but est de montrer que dans le cadre d'un choc les propriétés poroélastiques impliquant des déplacements de fluide n'ont pas le temps matériel de se produire et que les événements essentiels qui gouvernent le comportement du matériau sont la viscoélasticité non linéaire.

La segmentation de l'organe en tranches a été déterminante dans la conception du plan expérimental. Les différents essais se sont articulés sur l'identification de la tranche. Il est apparu avec le recul qu'une seule tranche, la tranche A, fournissait souvent des éprouvettes relativement uniformes et en nombre suffisant. Tandis que les autres tranches sont moins productives en éprouvettes aptes à l'expérimentation.

Les échantillons de membrane hépatique humaine par rapport aux éprouvettes de parenchyme hépatique humain évoluent moins rapidement au cours d'un essai demandant une longue durée de réalisation. En particulier, dans les essais harmoniques, il a été observé qu'une faible évolution de la contrainte statique dans le temps pour une déformation statique fixée, sauf à 20% où l'amplitude de la déformation finit par apporter des altérations structurelles au matériau testé.

Les résultats des essais de relaxation et d'oscillation (essais harmoniques) ont permis d'interpréter en utilisant le modèle proposé par Fung le comportement viscoélastique de la membrane. Dans l'ensemble la membrane présente une hystérésis relativement faible par

rapport au parenchyme. A l'exception de la première réponse en terme de force, les essais cycliques ont permis de mettre en évidence un comportement à caractère élastique non linéaire dominant de la membrane et enfin peu destructif même dans le cas de grandes déformations.

## Rupture osseuse:

### Introduction:

A l'origine de cette activité se trouvait la volonté de faire évoluer les modèles mathématiques existants vers une plus grande capacité à prévoir les lésions en environnement de choc automobile. En particulier, les lésions de certains organes, dans certaines circonstances, sont le résultat d'autres lésions préalables. C'est vrai pour le foie, qui peut être lésé à l'issue de la rupture d'une cote par exemple ou encore pour les organes renfermés par le bassin qui peuvent subir des dommages importants lorsque l'os pelvien est fracturé.

Dans un premier temps, c'est donc l'examen de la rupture osseuse qui a retenu notre attention. Les études de faisabilité ont été conduites à partir de développements entamés de longue date et par ailleurs publiés<sup>39, 40, 41, 42</sup>. Un modèle de bassin d'une part a été développé en collaboration avec le Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM, des essais d'autre part ont été réalisés en collaboration avec le CEESAR sur des bassins humains décharnés.

### Données expérimentales disponibles:

L'examen des réalités routières a conduit le LAB à examiner les mécanismes lésionnels du bassin en choc latéral. Cette étude ne fait pas partie du programme objet du présent rapport, mais un bref résumé s'impose pour mieux comprendre les développements qui l'ont poursuivi.

Douze bassins humains ont été testés en dynamique par le CEESAR. Les principaux résultats concernent le comportement du bassin sollicité par un effort latéral, ainsi que ses modes principaux de rupture. Les expérimentations ont en particulier permis de reproduire les lésions observées dans la réalité accidentologique, et d'étudier les seuils d'apparition ainsi que la propagation de ses ruptures. La chronologie d'apparition des lésions est un résultat particulièrement important, qui ne pouvait être obtenu que par l'expérimentation.

Ces essais ont la particularité d'être très documentés. Une étude statistique, basée sur des travaux américains<sup>43</sup> a permis de définir un paramétrage des bassins testés, à partir de la mesure d'une soixantaine de points par spécimens anatomiques. La géométrie des bassins en plus de leur comportement mécanique était ainsi disponible pour la modélisation.

---

<sup>39</sup> F. Renaudin, H. Guillemot, F. Lavaste, W. Skalli, C. Got, "Mechanical behavior of Pelvic Bone in Axial Loading", ISATA conference, Octobre 1993.

<sup>40</sup> F. Renaudin, H. Guillemot, F. Lavaste, W. Skalli, "A 3D Finite Element Model of Pelvis in Side Impact", Proceedings of the Stapp Car Crash Conference, Novembre 1993

<sup>41</sup> H. Guillemot, B. Besnault, S. Robin, C. Got, J-Y Le Coz, F. Lavaste, J-P. Lassau, "Pelvic injuries in Side Impact Collisions: a field accident analysis and dynamic tests on isolated pelvic bones" - SAE Paper 973322, 41<sup>st</sup> STAPP Car Crash Conference, Lake Buena Vista, 13-14 Novembre 1997

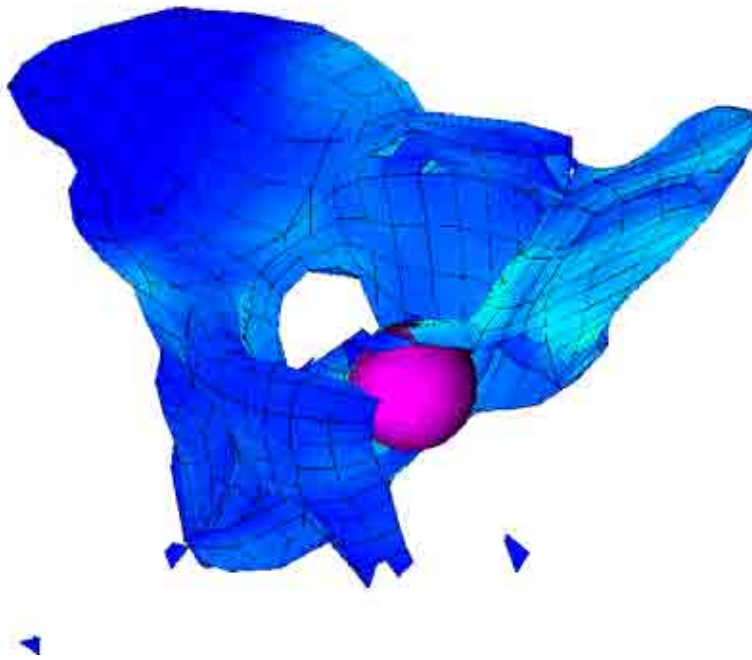
<sup>42</sup> B. Besnault, "Modélisation lésionnelle du bassin humain en situation de choc automobile", Thèse de l'Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris 1998.

<sup>43</sup> H.M. Reynolds, C.C. Snow, J.W. Young, "Spatial Geometry of the Human Pelvis", Memorandum report, AAC-119-81-5



### Modélisation du bassin humain:

Parallèlement aux travaux expérimentaux, le développement d'un modèle de bassin a été conduit. Il s'agit d'un modèle éléments finis. Ce modèle a été utilisé pour reproduire par la simulation numérique l'ensemble des essais réalisés sur le bassin. Afin de réduire le nombre de paramètres influant sur le comportement global du bassin, une méthode de redimensionnement d'un maillage de référence a été développée afin de prendre en compte les variations de géométrie de spécimens anatomiques réels. Enfin, une loi de comportement classique, intégrant un mode de rupture (contrainte maximum) a été introduite pour l'os cortical du modèle. Un résultat de simulation est reproduit en Figure 35.



*Figure 35: simulation numérique de la rupture de l'os pelvien soumis à un chargement latéral.*

### Conclusions:

Les résultats de la simulation numérique sont très encourageants. Le résultat principal concerne la capacité d'un modèle, avec une loi à la rupture existante, à représenter correctement des lésions osseuses. La modélisation a en particulier montré qu'il était possible de prédire la chronologie d'apparition des lésions.

Mis en regard des dispersions inter-individuelles, qui sont souvent très supérieures à la précision qui peut être attendue d'un résultat de calcul, l'adoption d'une loi approchée pour représenter la rupture osseuse semble un excellent compromis. Des travaux étant par ailleurs en cours sur la rupture osseuse (en particulier dans le cadre du programme européen HUMOS), il a été décidé d'abandonner le développement d'une loi physique de la fracture osseuse.

## Modélisation lésionnelle du cou :

### Historique:

Le premier modèle par éléments finis du cou humain développé en collaboration entre le Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM et le LAB a fait l'objet de premières publications en 1994<sup>44, 45</sup>. Ce modèle tenait compte des structures osseuses et ligamentaires du rachis cervical, ainsi que des structures osseuses et discales. Le disque y est modélisé de façon composite, intégrant un anneau composé de fibres insérées dans une matrice gélatineuse. La validation a été conduite en situation de choc automobile, pour des directions frontale, latérale et oblique. Le choc arrière n'était pas pris en compte par ce modèle.

Cette étude a été poursuivie, et les résultats d'un modèle évolué ont été publiés en 1999<sup>46</sup>. Sur la base du modèle développé par Dauvilliers, les travaux ont été poursuivis pour compléter les aptitudes du modèle à représenter le comportement du cou humain en choc arrière et pour prendre en compte les structures musculaires.

Le modèle développé prend en compte les structures osseuses, les principaux ligaments, les contacts articulaires et les structures musculaires. Les figures suivantes représentent ce modèle. Les caractéristiques massiques et inertielles retenues pour les différents composants du modèle sont issues de la littérature, et sont des valeurs moyennes. Elles sont résumées par le Tableau 31. De même, les propriétés mécaniques des différents constituants de la colonne cervicale sont issues soit de la littérature, soit d'une identification de paramètres conduite au cours du processus de validation du modèle. Ces propriétés mécaniques sont reprises dans le Tableau 32. La validation de ce modèle a été conduite en prenant comme référence les différents résultats publiés. Des essais volontaires étaient essentiellement disponibles dans la littérature.

Tableau 31: propriétés massiques et inertielles des différents composants du modèle éléments finis du cou humain.

Partie	Masse (kg)	Moments d'inertie (kg.cm <sup>2</sup> )				Moments principaux d'inertie (kg.cm <sup>2</sup> )			Position du CG (cm)	
		Ixx	Iyy	Izz	Ixz	Ixx	Iyy	Izz	X	Z
Tête	4.360	184	226	169	26.3	204	226	169	0.6	3.0
Tête et cou	5.980	387	432	204		387	432	204	0.2	-0.2

<sup>44</sup> Dauvilliers F.; Modélisation tridimensionnelle et dynamique du rachis cervical; Thèse de Mécanique, ENSAM, Paris; 1994

<sup>45</sup> Dauvilliers F., Bendjellal F., Weiss M., Lavaste F. & Tarrière C.; Development of a finite element model of the neck; 38th Stapp Car Crash Conf.; paper 942210, pp. 77-91; 1994

<sup>46</sup> N. Bertholon, "Modélisation 3D du cou humain en situation de chocs omnidirectionnels", Thèse de l'Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris, 1999.

Tableau 32: principales caractéristiques mécaniques du modèle éléments finis du cou humain..

	Modélisation	Caractéristiques (1)
Vertèbres et tête	corps rigide	
Disques intervertébraux (avec ligaments communs)	Viscoélastiques linéaires	$K = 33.33 \text{ Mpa}$ , $G_{\text{inf}} = 3.57 \text{ Mpa}$ , $G_0 = 7.14 \text{ Mpa}$ , $\beta = 0.0005 \text{ ms}^{-1}$
Ligaments et capsules articulaires	Viscoélastiques non linéaires	$F = f(e)$ $A = 50 \text{ N.s/m}$
Facettes articulaires	Contacts sans frottement	$R = 1000000 \text{ N/m}$
Contacts épineuses	Contacts sans frottement	$R = 2000000 \text{ N/m}$
Liaison tête-C1 ressort généralisé en rotation	Viscoélastique anisotrope non linéaire	$M_x = f(R_x)$ , $M_y = f(R_y)$ et $M_z = f(R_z)$ ; $A = 0.5 \text{ N.m.s/rad}$
Liaison C1-C2 ressort généralisé en rotation	Viscoélastique anisotrope non linéaire	$M_x = f(R_x)$ , $M_y = f(R_y)$ et $M_z = f(R_z)$ ; $A = 0.5 \text{ N.m.s/rad}$
Muscles	Anisotropes non linéaires avec décharge	$E = 0.3 \text{ Mpa}$ , sauf dans la direction des fibres en traction ou $E = 2.5 \text{ Mpa}$ Décharge $E = 20 \text{ Mpa}$
Tissus mous	Linéaires avec décharge	$E = 0.3 \text{ Mpa}$ Décharge $E = 20 \text{ Mpa}$
Peau	Elastique non linéaire	$E = 5 \text{ Mpa}$ en traction $E = 0.1 \text{ Mpa}$ en compression

(1) K module de compression hydrostatique ; G module de cisaillement ( $G_0$  à court terme et  $G_{\text{inf}}$  à long terme) ;  $\beta$  constante de décroissance du module de cisaillement ; F effort (fonction de e, l'élongation) ; A amortissement ; R raideur ;  $M_x$ , y ou z moments (fonction de R, la rotation) ;  $A_x$ , y ou z amortissements en rotation ; E module d'Young.

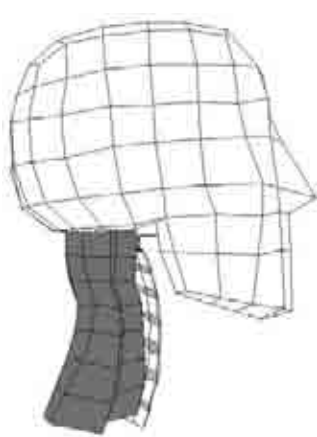


Figure 36:  
modélisation  
des muscles  
dorsaux du cou

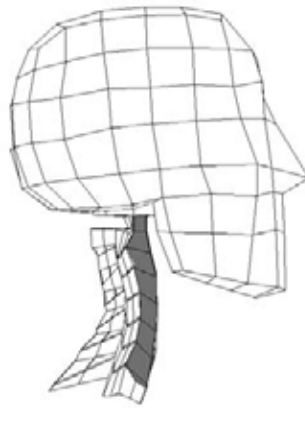


Figure 37:  
modélisation  
des muscles  
pré-vertébraux  
du cou

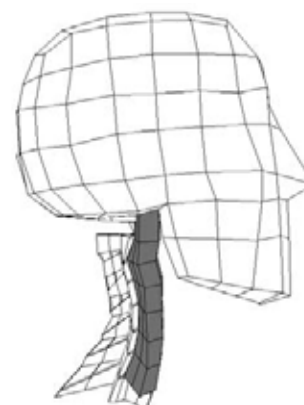


Figure 38:  
modélisation  
des muscles  
scalènes du cou

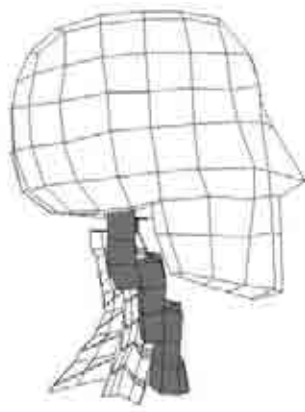


Figure 39:  
modélisation  
des muscles  
sterno-cléido-  
mastoïdiens

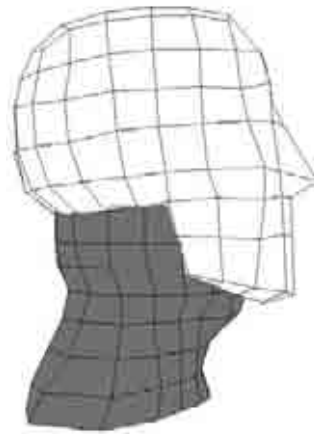


Figure 40:  
modélisation  
des tissus mous  
du cou



Figure 41:  
modélisation  
de la peau du  
cou

#### Introduction de critères lésionnels:

L'étude de la bibliographie permet de définir des critères au niveau des unités fonctionnelles et des ligaments. En ce qui concerne les unités fonctionnelles, ce sont les efforts transitant entre les corps vertébraux de deux étages adjacents (Tableau 33) qui ont été pris comme indicateur de lésion. Pour les ligaments (Tableau 34), la littérature fournit quelques valeurs d'élongation limite.

Tableau 33: critères de lésions et seuils associés pour les unités fonctionnelles du rachis cervical.

	Effort de traction axiale (en N)	Effort de compression axiale (en N)	Moment de flexion (en N.m)	Moment d'extension (en N.m)	Moment de torsion axiale (en N.m)
Rachis cervical supérieur	1500	3500	$\geq 7.0$	6.0	15.0
Rachis cervical moyen	1500	3500	$\geq 7.0$	6.0	21.0
Rachis cervical bas	1500	3500	$\geq 12.5$	6.0	21.0

Tableau 34: critères lésionnels et seuils associés pour les ligaments du rachis cervical.

	Ligament commun antérieur	Ligament commun postérieur	Ligament jaune	Capsule articulaire	Ligament inter-épineux
Elongation (en mm)	7.3	6.1	8.0	8.7	7.3 pour C2 à C5 11.0 pour C5-C6 12.5 pour C6-C7 17.0 pour C7-T1

Les critères en effort proposés pour les unités fonctionnelles sont la traction et la compression. Les critères en moment proposés pour les unités fonctionnelles sont la flexion, l'extension et la torsion axiale. Pour ces moments, trois catégories d'unités fonctionnelles du rachis cervical (rachis supérieur, rachis moyen et rachis bas) ont été distinguées à partir des valeurs disponibles dans la littérature.

Pour les efforts de cisaillement comme pour les moments d'inflexion latérale les données permettant d'établir des seuils sur de tels critères ne sont pas disponibles.

Pour pouvoir quantifier ces critères avec le modèle, deux ressorts généralisés ont été ajoutés. En effet, nous pouvons obtenir directement les efforts et moment passant dans le rachis cervical supérieur à partir des ressorts généralisés qui le composent, mais nous voulons aussi observer les efforts et moments passant dans le rachis cervical moyen et dans le rachis cervical bas. Pour ce faire les deux vertèbres C5 et C7 ont été choisies. Chacune de ces deux vertèbres est scindée en deux corps rigides, l'un contenant tous les nœuds supérieurs (dont toutes les insertions ligamentaires et discales supérieures, ainsi que les facettes articulaires supérieures) et l'autre tous les nœuds inférieurs (dont toutes les insertions ligamentaires et discales inférieures, ainsi que les facettes articulaires inférieures). Un ressort généralisé extrêmement rigide (raideur linéaire de 100000000 N/m, raideur angulaire de 5000 N.m/rad) est positionné au centre du corps vertébral et relie les deux corps rigides supérieur et inférieur. Ainsi, les efforts et moments passant dans la vertèbre sont observables tout en gardant un comportement global de corps rigide (de part les raideurs très élevées des ressorts généralisés).

Le second type de critère proposé est l'élongation dans les ligaments. Ce critère est basé sur les travaux de Yoganandan<sup>47</sup> qui a montré que l'élongation semble être un critère plus pertinent que l'effort car elle n'est pas dépendante de la vitesse de chargement. Les valeurs moyennes d'élongations à la rupture proposées sont issues des études de Myklebust<sup>48</sup> et Yoganandan<sup>49</sup>. Les différences importantes de longueur initiale des ligaments inter-épineux du modèle, suivant les niveaux, nous ont amenés à considérer des valeurs différentes pour leurs seuils. Celles-ci sont prises à 67 % d'allongement<sup>50</sup>. Pour les autres ligaments, les longueurs initiales étant proches, le seuil est commun à tous les niveaux. Toutes les valeurs numériques de ces critères ont été obtenues expérimentalement avec des sujets âgés. Des sujets jeunes devraient avoir des seuils plus élevés d'environ 25 à 30 %.

La mesure de ces critères se fait directement à partir des ressorts pour les ligaments inter-épineux, les ligaments jaunes et les capsules articulaires. Pour les ligaments communs antérieurs et postérieurs, qui ne sont pas représentés dans le modèle, le calcul de l'élongation théorique de ceux-ci est effectué à partir de la distance entre les nœuds, antérieurs ou postérieurs, des plateaux vertébraux adjacents.

---

<sup>47</sup> Yoganandan N., Pintar F., Butler J., Reinartz J., Sances A. & Larson S.; Dynamic response of human cervical spine ligaments; Spine; Vol. 14, N° 10, pp. 1102-1110; 1989

<sup>48</sup> Myklebust J., Pintar F., Yoganandan N., Cusick J., Maiman D., Myers T. & Sances A.; Tensile strength of spinal ligaments; Spine; Vol. 13, N° 5, pp. 526-531; 1988

<sup>49</sup> Yoganandan N., Pintar F., Maiman D., Cusick J., Sances J. & Walsh P.; Human head-neck biomechanics under axial tension; Med. Eng. Phys.; Vol. 18, N° 4, pp. 289-294; 1996

<sup>50</sup> Yoganandan N., Pintar F., Kumaresan S. & Elhagediab A.; Biomechanical Assessment of Human Cervical Spine Ligaments; 42nd Stapp Car Crash Conf.; paper 983159, pp. 223-236; 1998

## Simulations de compressions du rachis décharné:

Nightingale<sup>51</sup> a réalisé des essais de compression du rachis décharné avec trois conditions aux limites différentes. La vertèbre T1 est fixe et le chargement à vitesse constante est appliqué sur l'occiput dans l'axe du rachis. Le tableau suivant présente les différentes conditions de ces essais et les lésions obtenues. Bien que les vitesses de chargement soient relativement faibles, ces essais sont très intéressants car une reproduction systématique des mécanismes lésionnels et non lésionnels est obtenue avec 6 spécimens pour chaque condition.

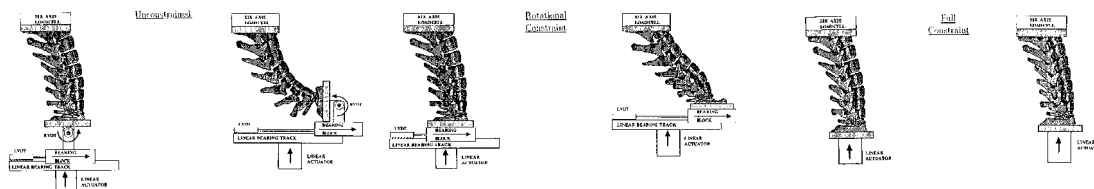


Figure 42: conditions aux limites imposées aux rachis cervicaux par Nightingale.

Tableau 35: Conditions des essais de compression du rachis cervical décharné et lésions associées. D'après Nightingale.

	Nbre de spécimens	Conditions en C0	Vitesse de chargement (en m/s)	Déplacement vertical maximum (en mm)	Lésions
Non contraint	6	Rotation et déplacement libres	0.045	90 mm	Aucune
Contraint en rotation	6	Rotation bloquée et déplacement libre	0.02	40 mm	Luxations bilatérales des facettes articulaires.
Contraint entièrement	6	Rotation et déplacement horizontal bloqués	0.01	20 mm	Fractures en compression des corps vertébraux.

<sup>51</sup> Nightingale R., Myers B., McElhane J., Doherty B. & Richardson W.; The influence of end condition on human cervical spine injury mechanisms; 35th Stapp Car Crash Conf.; paper 912915, pp. 391-399; 1991

Pour modéliser ces essais, nous avons isolé le rachis cervical du modèle en supprimant les muscles et tissus mous l'entourant ainsi qu'une partie la tête (Figure 43). Comme pour les essais, la vertèbre T1 est fixe et une vitesse, suivant l'axe Z, est imposée pendant 2 s à l'occiput. Ce dernier est soit libre, soit bloqué en rotation, soit bloqué en rotation et en translation suivant l'axe X et les vitesses correspondantes aux essais lui sont imposées.



Figure 43 Simulation de compression du rachis cervical décharné, non contraint. Positions initiale et finale.

Tableau 36: Comparaison des résultats expérimentaux et du modèle pour la compression du rachis cervical, non contraint.

	Effort axial maximal (en N)	Energie en fin de chargement (en J)	Flexion maximale de C0 (en degrés)	Lésion expérimentale et critère du modèle dépassé (2)
Essais (1)	289 (81.4)	11.5 (6.5)	96 (7.3)	Aucune
Modèle	176	10.8	91.8	My C5 (+13.3 N.m) My C7 (+17.6 N.m)

(1) Moyenne (écart type) ; (2) My moment suivant y (valeur maximale obtenue, positive en flexion et négative en extension).

Le modèle donne des résultats identiques aux essais pour les valeurs maximales d'effort axial au niveau de la vertèbre T1, d'énergie en fin de chargement et de flexion de la tête. Cependant, les seuils des critères du modèle sont dépassés pour les moments de flexion en C5 et C7, alors que les essais n'ont pas produit de lésion. La flexion de la tête étant respectée les seuils fixés pour le modèle sont peut être trop faibles, comme nous l'avons fait remarqués lors de leur mise en place. Les valeurs maximales obtenues avec le modèle pour les moments de flexion en C5 (14 N.m) et C7 (18 N.m) seront donc conservées comme nouveaux seuils.

Les simulations ont été réalisées pour les autres configurations proposées par Nightingale. Ces simulations sont représentées par les figures suivantes.



*Figure 44: Simulation de compression du rachis cervical décharné, contraint en rotation. Positions initiale et finale.*

*Figure 45: Simulation de compression du rachis cervical décharné, contraint entièrement. Positions initiale et finale.*

Pour les trois conditions aux limites, les valeurs d'efforts et d'énergie obtenues avec le modèle sont similaires à celles obtenues lors des expérimentations. Les mécanismes lésionnels ou non lésionnels identifiés expérimentalement sur rachis cervical sont bien reproduits par le modèle. De plus, les critères définis pour le modèle permettent de prédire le type et la localisation des lésions de dislocation des facettes articulaires (élongation des capsules articulaires) et de fracture en compression des corps vertébraux (effort de compression). Les moments de flexion mesurés dans les vertèbres C5 et C7 dépassent les seuils minimaux fixés initialement. Pour correspondre aux résultats expérimentaux non lésionnels, ils sont augmentés pour le modèle et passent à 14 N.m pour C5 et 18 N.m pour C7.

#### Simulations de torsion axiale du rachis décharné:

Myers<sup>52</sup> a réalisé des essais de torsion axiale du rachis décharné. La vertèbre T1 est fixe et le chargement à vitesse constante de 500 °/s est appliqué sur l'occiput, puis sur la vertèbre C2. En effet, pour les 6 rachis testés une lésion de luxation bilatérale en rotation des facettes articulaires de C1-C2 est obtenue lors du premier essai. Les parties inférieures des rachis (T1 à C2) sont alors testées à nouveau, conduisant à des luxations unilatérales des facettes articulaires (3 en C5-C6, 1 en C4-C5 et 2 en C3-C4) avec des déchirements ligamentaires. Bien que très peu de données quantitatives soient disponibles, ces essais sont intéressants car une reproduction systématique des mécanismes lésionnels est obtenue avec 6 spécimens.

---

<sup>52</sup> Myers B., McElhaney J., Doherty B., Paver J. & Gray L.; The Role of Torsion in Cervical Spine Trauma; Spine; Vol. 16, N°8, pp. 870-874; 1991



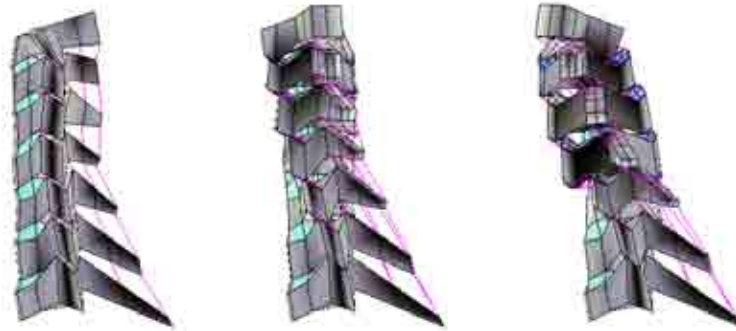


Figure 46: simulations en torsion axiale du rachis cervical décharné

Pour modéliser ces essais, nous avons isolé le rachis cervical du modèle en supprimant les muscles et tissus mous l'entourant ainsi qu'une partie de la tête. Le rachis du modèle a été redressé, comme ceux expérimentés. La vertèbre T1 est fixe et la vitesse de rotation, suivant l'axe Z, est imposée à l'occiput pour la première simulation, puis à la vertèbre C2 pour la seconde simulation. Le déplacement axial de l'occiput, puis de C2, est libre comme au cours des essais.

Le modèle donne des résultats identiques aux essais pour les valeurs maximales de moment de torsion au niveau de la vertèbre T1. Pour la modélisation des essais avec le rachis entier le seuil du moment  $M_z$  de torsion axiale au niveau de C2 est dépassé sans autre dépassement de seuil. Ce dépassement de seuil correspond bien aux lésions expérimentales de luxation bilatérale en rotation des articulations entre l'atlas et l'axis. Pour la modélisation des essais avec le rachis inférieur le seuil du critère en moment de torsion axiale est dépassé mais aussi les seuils des critères en élongation des capsules articulaires droites ou gauches aux niveaux C4-C5, C5-C6 et C6-C7. En continuant le chargement, une luxation unilatérale de la facette articulaire gauche en C5-C6 du modèle apparaît. Les lésions expérimentales de luxations unilatérales accompagnées de lésions ligamentaires sont donc reproduites, et pour les mêmes niveaux, avec le modèle.

### Simulations d'impacts sur la tête avec rachis décharné

Nightingale<sup>53</sup> a réalisé des essais d'impacts sur la tête avec rachis décharnés. Les spécimens sont placés la tête en bas en position anatomique et lâchés sur une surface d'impact. Une masse de 16 kg est ajoutée au niveau de la vertèbre T1 pour laquelle seule la translation verticale est permise. La surface d'impact est rigide et son angle par rapport à l'horizontale est variable. La vitesse d'impact est d'environ 3.2 m/s. Sur les 10 spécimens testés 5 ont eu des lésions multiples résultantes de mécanismes lésionnels différents selon les niveaux vertébraux. En effet, il se produit au cours de ces essais un phénomène de blocage dynamique du rachis cervical caractérisé par une extension au niveau de C2 à C5 et une flexion de C6 à T1.

<sup>53</sup> Nightingale R., McElhaney J., Camacho L., Kleinberger M., Winkelstein B. & Myers B.; The Dynamic Responses of the Cervical Spine: Buckling, End Condition, and Tolerance in Compressive Impacts; 41st Stapp Car Crash Conf.; paper 973344, pp. 451-471; 1997

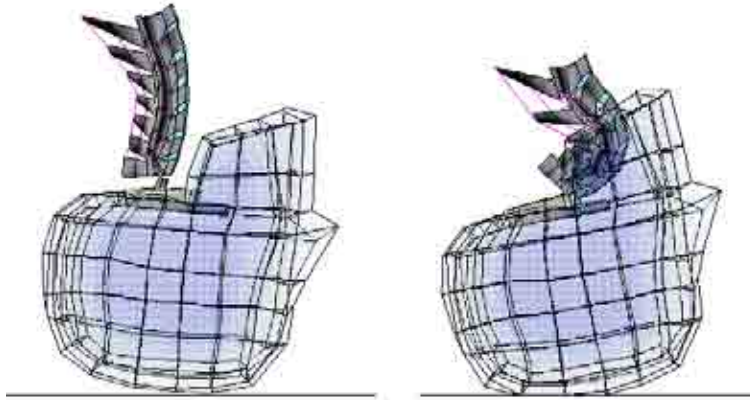


Figure 47: simulation d'impacts sur la tête avec rachis cervical déchargé.

Le modèle donne des résultats identiques aux essais pour les valeurs d'efforts axiaux sur la tête et un peu supérieures pour les valeurs d'efforts axiaux au niveau de la vertèbre T1. Les modes de déformations du rachis obtenus au cours de l'impact sont reproduits avec le modèle. Les seuils lésionnels du modèle, pour le moment de flexion en C7 et d'extension en C5 sont bien dépassés, ainsi que les seuils en compression à tous les niveaux. Les lésions multiples de type compression extension entre C2 et C5 et de type compression flexion entre C6 et T1 sont bien prédites par le modèle. Au niveau du rachis cervical supérieur les expérimentations ne permettent pas de dégager un mécanisme lésionnel reproduit autre que la compression, celle-ci est bien simulée avec le modèle. Le rachis cervical supérieur du modèle part en flexion systématiquement alors que les rachis testés semblent partir indifféremment en flexion ou en extension.

#### Simulation des chocs frontaux et latéraux avec volontaires et cadavres:

Les essais réalisés par le NBDL, avec des volontaires jeunes, en choc frontal 15g et latéral 7g ont été reproduits avec des cadavres<sup>54, 55</sup> et des différences cinématiques et lésionnelles ont été observées.

Le modèle permet de distinguer le comportement musculaire des cadavres de celui passif des volontaires, nous avons donc simulé les mêmes essais avec les deux types de comportement musculaires. Le comportement du modèle avec muscles passifs vifs est bien similaire à celui des volontaires.

<sup>54</sup> Wismans J., Philippons M., van Oorchot E., Kallieris D. & Matten R.; Comparaison of human volunteer and cadaver head-neck response in frontal flexion; 31st Stapp Car Crash Conf.; paper 872194, pp. 1-13; 1987

<sup>55</sup> Bendjellal F., TARRIERE C., Gillet D., Mack P. & Guillon F.; Head and neck responses under high G-level lateral deceleration; 31st Stapp Car Crash Conf.; paper 872196, pp. 29-47; 1987

### **Choc frontal:**

L'augmentation de l'angle de flexion de la tête chez les cadavres est bien rapportée par Wismans, ainsi que les niveaux d'accélération angulaire ou résultante identiques pour les volontaires et les cadavres.

Alors qu'aucun volontaire n'a été lésé, lors des essais avec cadavres des lésions au rachis thoracique et cervical sont apparues chez 8 des 9 sujets. Ces lésions sont : une fracture du corps vertébral de la vertèbre T2, de nombreuses hémorragies discales du rachis thoracique et cervical moyen (1 en T4-T5, 1 en T3-T4, 1 en T2-T3, 1 en T1-T2, 1 C6-C7, 2 C5-C6, 1 C4-C5 et 1 C3-C4) et des lésions articulaires du rachis cervical supérieur (1 tête-C1 et 2 C1-C2).

Lors de la simulation du choc, pour les volontaires, le seuil initial pour le moment de flexion en C7 (15.4 N.m) est dépassé. Cependant, ce critère passe en dessous du nouveau seuil défini après les simulations d'essais de compression (18 N.m de flexion). Ce résultat nous conforte dans le choix d'un nouveau seuil pour le modèle.

Lors de la simulation du choc, pour les cadavres, les seuils lésionnels sont dépassés pour les élongations des ligaments inter-épineux à tous les niveaux et des ligaments jaunes aux niveaux C6-C7 et C7-T1. Ces dépassements ne semblent pas correspondre à des lésions identifiées chez les cadavres. En revanche, l'effort de traction en C2 (+1620 N) est supérieur au seuil fixé, ce qui pourrait expliquer les lésions articulaires du rachis cervical supérieur. De plus, le moment de flexion en C7 (+30.4 N.m) est largement supérieur au nouveau seuil fixé, ce qui pourrait expliquer les lésions discales du rachis thoracique et cervical, observées chez les cadavres.

### **Choc latéral**

Comme pour le choc frontal on remarque des déplacements suivant Y et Z plus élevés chez les cadavres de 8 et 50 %, respectivement. De même, les rotations suivant X et Z sont plus importantes chez les cadavres de 50 et 71 % respectivement. En revanche, les accélérations sont très similaires pour leurs formes comme leurs maxima.

Des valeurs expérimentales plus importantes des déplacements et des rotations de la tête pour les cadavres sont bien rapportées par Bendjellal.

Pour les essais à 7 g avec volontaires comme avec cadavres aucune lésion n'est apparue et seul un sujet âgé sur 7 a subi des lésions (fractures de C5 et C6) pour des chocs plus violents à 13 g.

Lors de la simulation du choc, pour les volontaires, aucun seuil lésionnel n'est atteint. Pour les cadavres des moments de torsion en C5 (21.5 N.m) et C7 (23.3 N.m) légèrement supérieurs aux seuils fixés sont apparus. Ce résultat du modèle, bien que non expérimental, est confirmé par les élongations des capsules articulaires gauches de C5-C6 et C6-C7 qui dépassent aussi leur seuil.

## Conclusions:

Un modèle cinématique et lésionnel du cou humain a été développé. Celui-ci comprend une représentation volumique des principaux éléments fonctionnels du rachis cervical, des muscles et tissus mous. Les caractéristiques mécaniques statiques et dynamiques de ses divers composants sont issues de la littérature. Le comportement passif des muscles vivants ou des muscles décédés est différencié. Le rachis cervical est validé pour des chargements statiques omnidirectionnels.

La cinématique globale de ce modèle est validée pour des chocs frontaux, latéraux, obliques et arrières. Toutes les courbes de déplacements, de rotations et d'accélération linéaires et angulaires de la tête correspondent à celles obtenues expérimentalement avec volontaires ou avec cadavres. Des modifications ont été proposées pour avoir des mouvements relatifs du rachis cervical au cours du choc arrière plus réalistes.

Des critères lésionnels ont été proposés à partir des données de la littérature et de simulations d'expérimentations. Ceux-ci sont : d'une part les efforts et moments passant dans les unités fonctionnelles et d'autre part les élongations des différents ligaments du rachis. Les mécanismes lésionnels de luxation unilatérale ou bilatérale des facettes articulaires du rachis cervical supérieur comme inférieur et de fracture en compression des corps vertébraux ont été reproduits par le modèle. De même, les différences de comportements cinématique et lésionnel entre volontaires et cadavres, observées lors des essais en choc frontal et latéral, sont retrouvées avec ce modèle.

Les caractéristiques mécaniques de certains éléments ont été généralisées à partir de données existantes. L'introduction de caractéristiques plus réalistes permettrait de se rapprocher encore plus du comportement physique du rachis et du cou. Pour valider le comportement du rachis, des données expérimentales complémentaires sont nécessaires, notamment lors de chocs frontal et latéral. De même, des essais concernant la tolérance du rachis, notamment en inflexion latérale, sont indispensables pour établir de nouveaux critères.

Ce modèle présente des comportements cinématique et lésionnel cohérents avec l'ensemble des expérimentations disponibles. Il reproduit la cinématique omnidirectionnelle du cou, d'un homme moyen, et permet la prédiction de risques lésionnels du rachis cervical. Son nombre d'éléments réduit et son pas de temps de calcul élevé permettent d'envisager l'intégration de celui-ci dans le modèle du corps humain.

### **Critères lésionnels en choc latéral :**

La méthode utilisée pour faire évoluer les capacités du modèle à décrire des lésions en choc latéral consiste dans un premier temps à sélectionner les résultats disponibles dans la littérature. Cette sélection impose qu'un certain nombre de conditions soient respectées. En effet, seules peuvent être retenues les études pour lesquelles les conditions aux limites expérimentales sont précisément décrites (et donc reproductibles par la modélisation), l'état physique des sujets est acceptable, les bilans lésionnels sont précisément établis, et enfin les niveaux de violence ne sont pas trop éloignés des seuils lésionnels.

Parmi les résultats disponibles dans la littérature, les suivants ont été retenus :

- Les essais de l'INRETS : il s'agit d'essais conduits avec un impacteur latéral sollicitant le thorax. L'impacteur est de forme cylindrique, d'un diamètre de 150 mm, d'un poids de 23.4kg. Deux vitesses d'impact ont été utilisées, 3,3 m/s (énergie impactante de 125 Joules), et 5.9 m/s (énergie impactante de 407 Joules). Pour les essais à faible vitesse, les lésions sont comprises entre AIS 0 et AIS 4 (seuil lésionnel encadré avec forte prédominance des niveaux mineurs), alors que pour les essais à plus forte vitesse, tous les sujets ont subi des lésions d'AIS supérieur ou égal à 3.
- Les essais de Viano : ce sont des essais de type impacteur également, visant à qualifier le comportement du thorax. Ils ont été conduits avec une masse de 23,4 kg, de forme cylindrique (150mm de diamètre) et la direction d'impact est cette fois oblique (30°). Trois niveaux de vitesse sont utilisés (4,4m/s, 6,5m/s et 9,3m/s) conduisant à des énergies respectives de 227 Joules, 494 Joules et 1012 Joules. Pour la vitesse la plus faible, seule une lésion mineure a été relevée pour cinq sujets testés. Le seuil lésionnel est encadré par ce niveau de violence. Pour la vitesse de 6,5m/s, tous les sujets sont blessés (entre AIS2 et AIS3). A vitesse supérieure, les lésions deviennent importantes.
- Essais INRETS faible masse : ce sont encore des essais conduits avec un impacteur projeté latéralement sur le thorax. La forme cylindrique est conservée, mais la masse est réduite (des masses de 12 et 16 kg sont utilisées). Plusieurs niveaux de violence ont été testés, entre 169 et 434 Joules, en faisant varier le couple masse-vitesse. Pour ces configurations 10 sujets sont testés, et présentent tous des lésions thoraciques de niveau AIS 3 (sauf un cas d'AIS 2).
- Pour définir le critère de lésion du bassin, les essais publiés par D. CESARI ont été retenus. Ces essais possèdent l'avantage d'être relativement nombreux. Les violences appliquées sont progressives, et permettent de bien encadrer le seuil de la lésion. La configuration d'essai enfin est reproductible : il s'agit d'un impact latéral sur le bassin délivré par une masse de 17.3 kg ayant la forme d'une sphère. Chaque sujet a subi plusieurs essais, en augmentant régulièrement la vitesse d'impact jusqu'à obtenir une fracture. Soixante essais ont été réalisés sur 22 SHPM. Les lésions produites avec cette configuration sont voisines de celles qui sont observées en situation de choc automobile. L'effort d'impact à rupture est exprimé en fonction de l'âge dans le tableau suivant.

Tableau 37: effort de rupture du bassin en fonction de la classe d'âge.

Classe d'âge	Force de rupture (kN)
20 – 39 ans	12.27 +/- 0.76
40 – 49 ans	11.17 +/- 1.45
50 – 59 ans	10.92 +/- 1.42
60 – 69 ans	10.55 +/- 2.11
70 – 79 ans	9.69 +/- 1.94
Moyenne des essais : 71.5 ans	Moyenne des essais : 10 kN

Compte tenu de l'âge généralement élevé des sujets utilisés pour les essais de validation du modèle être humain, nous pouvons faire l'hypothèse qu'un effort d'impact compris entre 8000N et 12000N représente un risque de lésion élevé du bassin en choc latéral.

L'ensemble de ces essais ont été reproduits par simulation numérique avec le modèle éléments finis du LAB. On obtient les résultats suivants :

- Configuration INRETS, 23.4kg à 3.3 m/s (non lésionnelle): déflexion maximum de 40mm, critère visqueux de 0.44 m/s.
- Configuration VIANO, 23.4kg à 4.4 m/s (non lésionnelle) : déflexion maximum de 60mm pour un critère visqueux de 0.87 m/s.
- Configuration INRETS faible masse, pour 16kg à 5.8 m/s (lésionnelle): déflexion maximum de 73mm pour un critère visqueux maximum de 1.67 m/s.
- Configuration VIANO 23.4 kg à 6.5 m/s (lésionnelle) : déflexion maximum de 80 mm pour un critère visqueux maximum de 1.7 m/s.
- Configuration de Césari : les simulations ont été conduites en produisant des efforts d'impact de 8000, 10000 et 12000 N. Les efforts au niveau de la symphyse pubienne en ont été déduits. Le seuil de la lésion se situe entre 1.5 et 3 kN au niveau de la symphyse.

A partir de ces valeurs, les critères lésionnels du modèle être humain sont établis de la façon suivante : pour une déflexion de 60mm et un critère visqueux inférieur à 0.8 m/s, le risque de lésion est très faible. Pour une déflexion supérieure à 70 mm et un critère visqueux supérieur à 1.6 m/s, le risque de lésion AIS 3+ est élevé. C'est une première approche qui est ainsi proposée, qui permet une estimation grossière du risque de lésion. Pour parvenir à associer une courbe de risque aux mesures de déflexion et de critère visqueux sur le modèle d'être humain (c'est à dire associer un pourcentage de blessure potentiel à chaque valeur des mesures), il faudrait disposer d'un plus grand nombre d'essais reproductibles.

Ces critères ont été établis à partir d'essais du type impacteur. La pertinence de ces critères est difficile à juger pour un autre type de chargement, typiquement le chargement du bassin par la porte lors d'un choc automobile latéral.

Les essais de l'INRETS ont été principalement utilisés pour la définition de ces premiers critères. Cependant, il existe dans la littérature d'autres séries d'essais, plus proches de la configuration automobile. Il s'agit des essais publiés par l'université de Heidelberg et par

la Wayne State University. Cependant, la simulation de ces essais est plus délicate dans la mesure où il faut prendre en compte l'interaction du bras avec la porte (ou l'élément impactant). De plus, les contacts entre occupant et porte sont multiples, impliquant le bras mais aussi l'épaule, le bassin et les cuisses. Il manque encore au modèle être humain du LAB des membres supérieurs et inférieurs déformables, et validés, pour pouvoir conduire ces simulations.

## Application a la compatibilité des véhicules légers

Pour valider le comportement du modèle d'être humain dans un environnement automobile, et établir son aptitude à être utilisé comme outil de développement dans le cadre de la compatibilité, deux configurations de chocs ont été étudiées : le choc frontal et le choc latéral. Pour ces deux configurations, un modèle d'environnement a été développé, puis le modèle d'être humain a été comparé au modèle de mannequin correspondant.

### Choc frontal

Un des objectifs de la compatibilité entre véhicules est de limiter l'agressivité des gros véhicules vis à vis des petits, et ainsi de diminuer les intrusions de la structure dans l'habitacle, ce qui constitue le premier principe d'une bonne protection de l'occupant. Nous nous sommes donc placés dans cette perspective et les simulations réalisées ne présentaient pas d'intrusion. Les configurations simulées sont présentées dans une publication (Baudrit P., 1999<sup>56</sup>) et illustrées par la Figure 48.

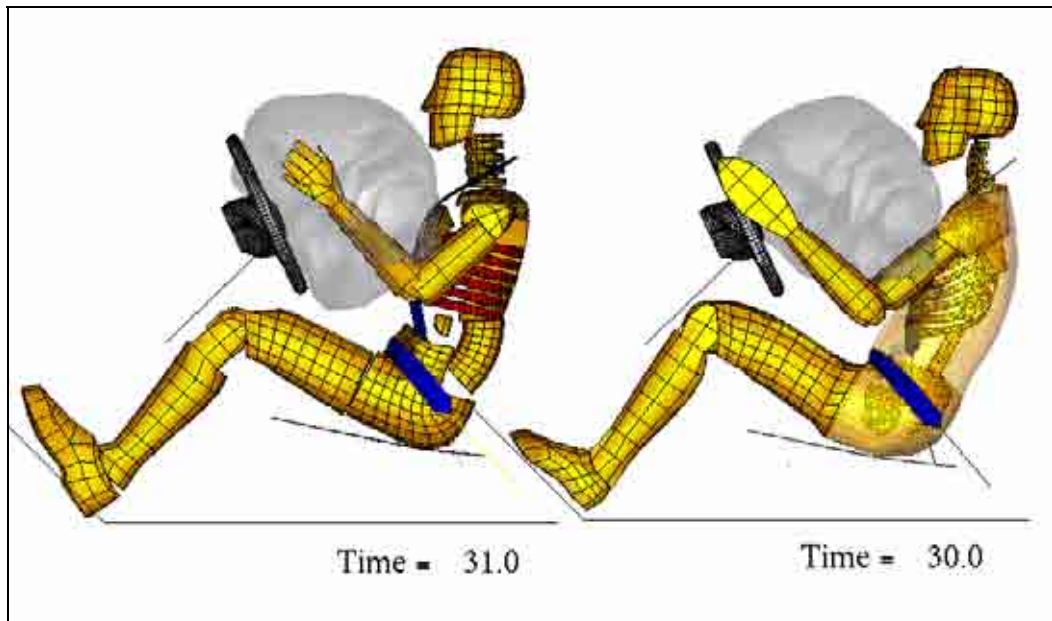


Figure 48: Comparaison du modèle de mannequin Hybrid III (à gauche) avec le modèle d'être humain (à droite) en choc frontal

Une étude paramétrique a été faite sur les effets du limiteur d'efforts de la ceinture, de la pression dans le sac gonflable et de la position du prétensionneur. Il est apparu que si les grandes tendances sont les mêmes avec les deux substituts, certaines différences existent,

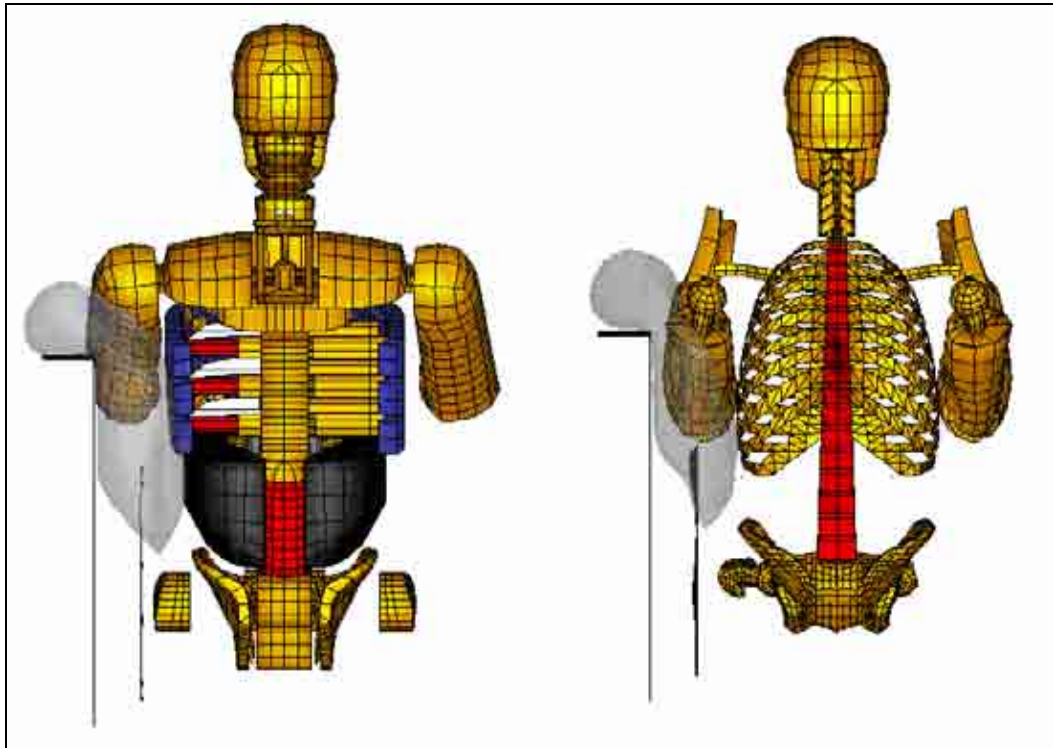
<sup>56</sup> Baudrit P., Hamon J., Song E., Robin S., Le Coz J.Y., "Comparative Studies of Dummy and Human Body models Behavior in Frontal and Lateral Impact Conditions", proceedings of the 43<sup>rd</sup> Stapp Car Crash Conference, 1999



en particulier pour la protection thoracique où le modèle d'être humain sollicite plus la ceinture (élongations supérieures), mais est plus sensible aux évolutions du moyen de retenue. Il permet notamment de différencier l'efficacité du limiteur d'efforts à 4 kN associé à un sac de celle d'un limiteur d'efforts sans sac, comme décrit dans le chapitre "tolérance thoracique" où l'aspect lésionnel du modèle a été exploité. Cette publication a en outre montré la capacité du modèle à fonctionner dans des environnements variés et à prédire un risque lésionnel.

### Choc latéral

Contrairement au choc frontal, l'intrusion est inévitable en choc latéral. Il faut donc prendre en compte les déformées de porte et appliquer un profil de vitesse au modèle de mannequin ou d'être humain. La Figure 49 illustre une comparaison entre les deux substituts dans une configuration avec sac gonflable.



*Figure 49 : Comparaison du modèle de mannequin EuroSID (à gauche) avec le modèle d'être humain (à droite) en choc latéral*

Les résultats présentés dans la publication de Baudrit (1999) montrent que les tendances sont les mêmes entre le modèle d'EuroSID et le modèle d'être humain. Cependant, la simulation d'autres configurations de véhicules (simplifiées ou par éléments finis) montre qu'il n'existe pas de corrélation globale entre ces deux substituts. Dans certaines conditions, il est possible d'établir une relation, mais dans de nombreux cas, soit l'effet montré par le modèle d'être humain n'est pas reproduit par le mannequin, soit la tendance est même inversée.

### Conclusions

Les nombreuses simulations réalisées ont montré la robustesse du modèle d'être humain et l'analyse comparée des résultats a montré la nécessité d'utiliser ce modèle pour compléter les études faites avec les modèles de mannequins (Hybrid III et EuroSID) et vérifier l'efficacité réelle des moyens de protection développés.

**LOT C**  
**SYNTHESE ET DEMONSTRATEURS**



# SOMMAIRE :

<b>ELABORATION DES GRANDS PRINCIPES PHYSIQUES .....</b>	<b>4</b>
PRESENTATION SIMPLIFIEE DE LA COMPATIBILITE.....	4
NIVEAU D'EFFORT .....	4
PARTICULARITE DE L'AUTO-PROTECTION .....	5
CAS DU VOITURE / VOITURE .....	6
Déficit énergétique début de choc .....	6
Raideur fin de choc.....	8
Le chevauchement.....	8
Amélioration de la géométrie .....	9
<b>APPLICATION A LA CONCEPTION DE SOLUTIONS .....</b>	<b>10</b>
AMELIORATION DE L'EFFORT FIN DE CHOC ET DE LA GEOMETRIE .....	10
RESUME DE L'APPROCHE GEOMETRIQUE ET DE RAIDEUR .....	10
APPLICATIONS .....	11
Rappel des grands principes physiques .....	11
Evolutions nécessaires des conceptions .....	11
SOLUTION DE CONCEPTION.....	13
<b>TESTS SUR MODELES NUMERIQUES .....</b>	<b>16</b>
CALCUL VOITURE / VOITURE .....	16
RESULTATS DE SIMULATION VOITURE / VOITURE .....	17
CONSTAT DU CALCUL DE REFERENCE (ARCHITECTURE « CLASSIQUE ») : .....	18
Chronologie du choc : .....	18
Éléments participant à l'interaction des véhicules entre eux au début du choc (interaction géométrique) : .....	20
Éléments participant à l'interaction des véhicules plus tard dans le déroulement du choc :.....	20
Analyse énergétique : .....	21
Conclusions de ce calcul de référence :.....	22
1ERE SERIE D'ITERATIONS : INTRODUCTION DE L'ARCHITECTURE CIBLE ET INFLUENCE DU NIVEAU DE RAIDEUR DE LA VOIE BASSE : .....	22
Résultats du calcul avec voie basse à 2T :.....	22
Résultats du calcul avec voie basse à 8T :.....	26
2EME SERIE D'ITERATIONS : INFLUENCE DU NIVEAU DE RAIDEUR DU PENDARD : .....	27
Résultat du calcul avec voie basse à 2T et pendard rigidifié :.....	27
AUTRES AMELIORATIONS POSSIBLES : .....	28
Comparaison de l'interaction avec les poutres initiales et les poutres renforcées :.....	28
Conclusions de l'étude numérique : .....	29
DEVELOPPEMENT D'UN MODELE NUMERIQUE DE BARRIERE DEFORMABLE PDB (ANNEXES 11 ET 11BIS, 12 ET 12BIS).....	30
Demi mur rigide sur chariot mobile .....	30
Traverse rigide.....	30
Validation sur véhicule.....	31
<b>REALISATION DE MULETS SPECIFIQUES ET TESTS .....</b>	<b>32</b>
ESSAI FOCUS/FOCUS : ANNEXE 13 .....	32
ESSAI ASTRA/ASTRA : ANNEXE 14 .....	32
ASTRA MODIFIEE / ASTRA MODIFIEE : ANNEXE 14 .....	32
ESSAIS AVEC MULETS .....	33
RESULTATS DES ESSAIS.....	33

Description de la méthode .....	33
Choc Ford Focus – Ford Focus .....	35
Choc Opel Astra – Opel Astra.....	36
Choc Opel Astra modifiée – Opel Astra modifiée .....	37
Conclusion.....	39
<b>ESSAI A3-I : OPEL ASTRA SERIE CONTRE MUR HAUTE DEFINITION DU TRL AVEC BARRIERE</b>	
DEFORMABLE.....	39
<b>ESSAI A3-II : OPEL ASTRA MODIFIEE CONTRE MUR HAUTE DEFINITION DU TRL AVEC BARRIERE</b>	
DEFORMABLE.....	39
<b>ESSAIS CONTRE BARRIERE PDB POUR CONFIRMER LA PROCEDURE D’ESSAI PROPOSEE.....</b>	<b>40</b>
CONFIGURATION D’ESSAI : .....	40
<b>ESSAI BPC 03 – PEUGEOT 206 CONTRE BARRIERE PDB ANNEXE15 .....</b>	<b>40</b>
<b>ESSAI BPC 04 - CLIO CONTRE BARRIERE PDB ANNEXE 16.....</b>	<b>41</b>
<b>ESSAI BPC 05 – CITROËN C5 : ANNEXE 17.....</b>	<b>41</b>
<b>ESSAI BPC 06 - VEL SATIS CONTRE BARRIERE PDB ANNEXE 18.....</b>	<b>41</b>
<b>ESSAI BPC 07 - LAGUNA CONTRE BARRIERE PDB ANNEXE 19.....</b>	<b>42</b>
<b>ESSAI BPC 08 - MEGANE CONTRE BARRIERE PDB ANNEXE 20 .....</b>	<b>42</b>
<b>ESSAI BPC 09 – PEUGEOT 607 ANNEXE 21.....</b>	<b>43</b>
<b>ESSAI BPC 10 – CITROËN C3 ANNEXE 22.....</b>	<b>43</b>
<b>ESSAI BPC 11 - YARIS CONTRE BARRIERE PDB ANNEXE 23.....</b>	<b>43</b>
<b>ESSAI BPC 12 - PEUGEOT 807 ANNEXE 24 .....</b>	<b>44</b>
<b>ESSAI BPC 13 – PEUGEOT 307 ANNEXE 25.....</b>	<b>44</b>
CONCLUSION : .....	46
<b>PRISE EN COMPTE DU CHOC LATERAL .....</b>	<b>46</b>
<b>MISE AU POINT D’UNE PROCEDURE D’ESSAI POUR EVALUER LA COMPATIBILITE</b>	
<b>ANNEXE 26 ET 27</b>	<b>47</b>
PRESENTATION DE LA BARRIERE DEFORMABLE PDB .....	47
PROCEDURE COMPATIBILITE .....	49
EVALUATION DE L’AUTOPROTECTION .....	50
EVALUATION DE LA PROTECTION DES OCCUPANTS DU VEHICULE ADVERSE.....	51
<b>SYNTHESE .....</b>	<b>52</b>

## Elaboration des grands principes physiques

Les principes de la compatibilité ont été démontrés grâce aux essais voiture - voiture. A partir de ceux-ci, nous pouvons dégager des grands principes physiques qu'il conviendra de respecter pour assurer la compatibilité des véhicules entre eux. Ce chapitre propose de faire la synthèse de ces grands principes et de les traduire en spécifications utilisables comme cahier des charges fonctionnel objectif des unit avant de véhicules.

Comme nous l'avons déjà vu précédemment, les lois de la physique sont en défaveur des voitures légères : les décélérations moyennes subies par deux solides lors d'un choc sont dans le rapport inverse de leurs masses et les occupants de la voiture la plus légère subiront de ce fait une décélération plus importante que ceux de la voiture la plus lourde. Pourtant cette inégalité n'est pas une fatalité : d'une part, les progrès des moyens de retenue permettent de maîtriser de mieux en mieux les conséquences de décélérations élevées grâce aux sacs gonflables, ces derniers couplés à des ceintures à limiteurs d'effort ; d'autre part l'accidentologie nous montre que les blessures sont plutôt dues aux intrusions qu'aux décélérations lors de chocs entre deux voitures. Nous sommes convaincus qu'il est possible de traiter le problème de manière à limiter les intrusions de manière équilibrée dans les deux voitures.

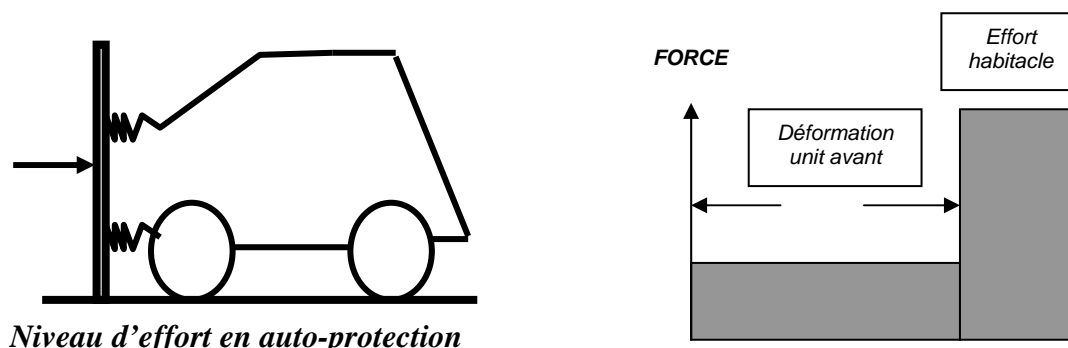
### Présentation simplifiée de la compatibilité

La notion de compatibilité entre véhicules recouvre deux principes fondamentaux :

- Principe d'autoprotection (ou de protection des occupants) : chaque voiture doit avoir un effort d'autoprotection minimum ;
- Principe de protection des occupants du véhicule adverse : chaque voiture doit absorber un minimum d'énergie dans son compartiment avant.

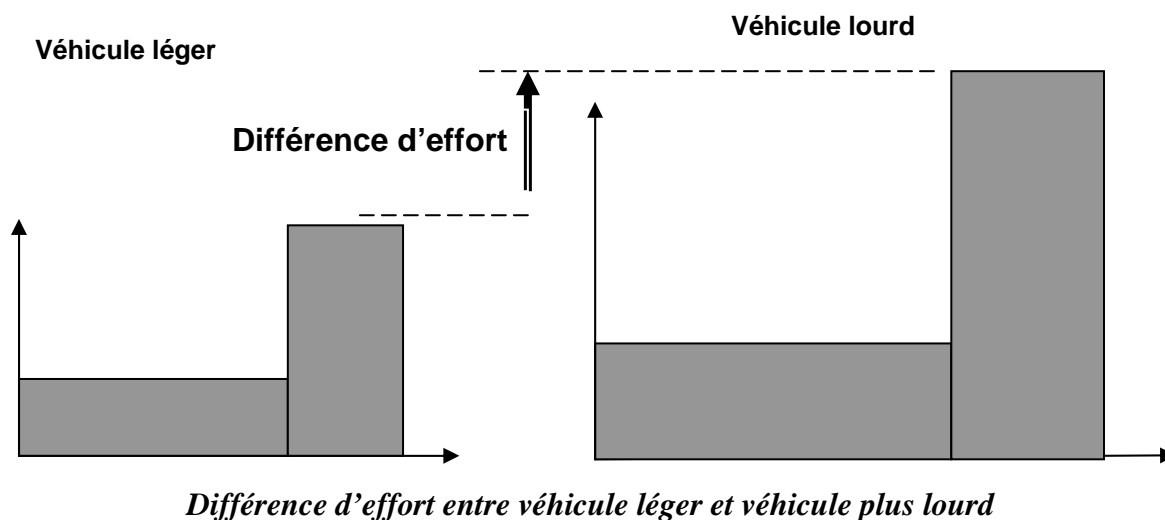
### Niveau d'effort

Les niveaux d'effort d'un véhicule pendant sa déformation peuvent être résumés en un effort début de choc avant l'arrêt moteur et un effort fin choc après.



## Particularité de l'auto-protection

Contre obstacle fixe, le véhicule doit absorber sa propre énergie cinétique tout en limitant les intrusions dans l'habitacle. Cette limitation d'intrusion conduit les voitures plus lourdes à être dimensionnées avec des efforts de déformation plus importants pour compenser la sur masse.

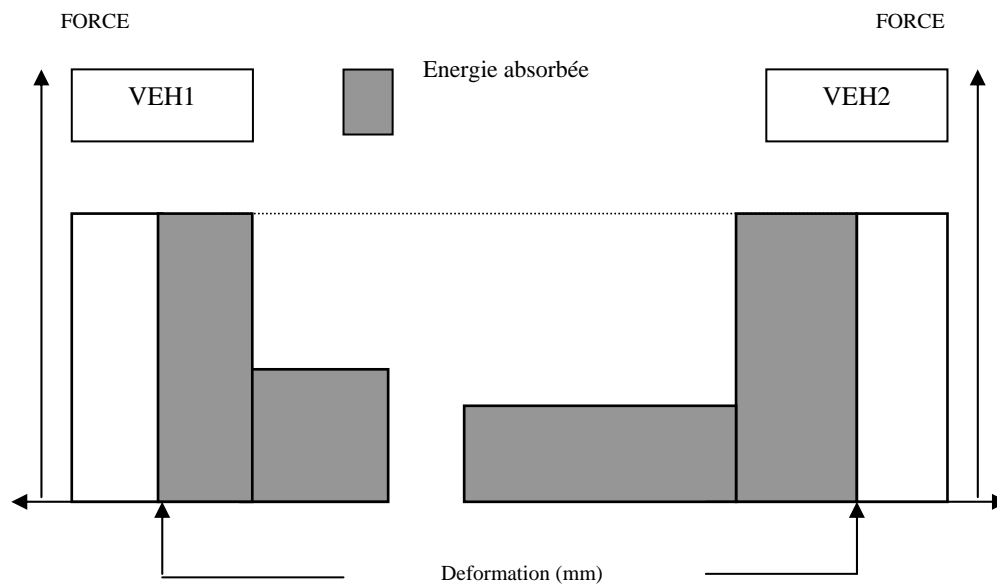


Les analyses et calculs simplifiés, ainsi que la veille sur les autres travaux européens ont permis d'élaborer des hypothèses de solutions : nécessité primordiale d'une résistance suffisante de l'habitacle, supérieure à la rigidité du bloc avant, influence prépondérante de la conception géométrique du bloc avant pour homogénéiser les efforts et multiplier leurs voies de passages.

Il est d'autre part nécessaire de définir un seuil d'effort de compatibilité : une résistance minimale de l'habitacle que doivent atteindre toutes les voitures et en particulier les plus légères, mais aussi la limitation de l'effort exercé par le bloc avant de chaque voiture sur l'autre à une valeur inférieure à cette résistance de l'habitacle (et là, la contrainte sur les voitures lourdes) : c'est ce qu'on peut appeler la compatibilité de raideur.

## Cas du voiture / voiture

Pour obtenir des intrusions acceptables, l'énergie doit être correctement absorbée. Il existe une infinité de manière d'absorber l'énergie. Cependant un seul fonctionnement de la structure du véhicule garantira des intrusions minimales. Ce fonctionnement idéal correspond à celui du mur rigide (50% de recouvrement). L'objectif est donc de se rapprocher en voiture / voiture de la déformation du véhicule contre un mur rigide. Nous observerons par la suite toute la difficulté pour atteindre ce but.



### *Distribution idéale de l'énergie entre les deux véhicules*

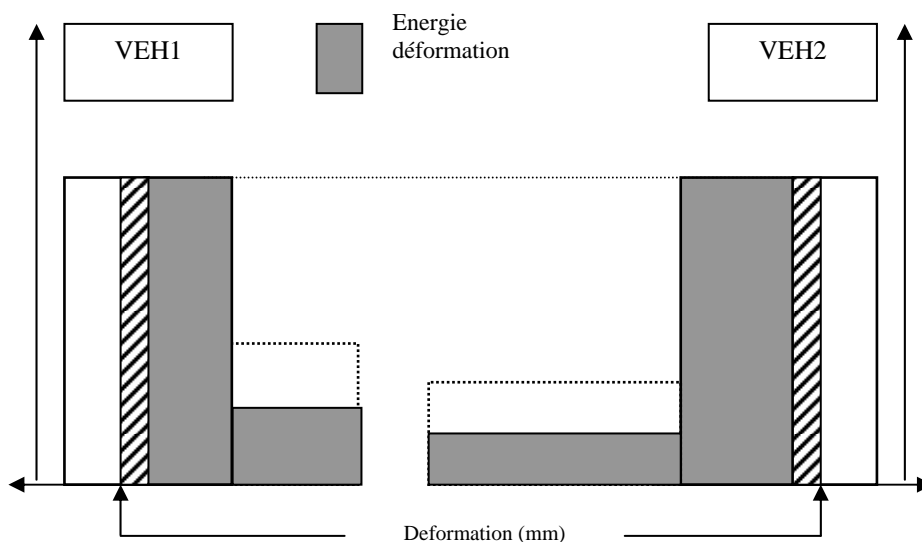
Ce résultat correspond à un idéal. En réalité trois problèmes majeurs rendent cet objectif difficile à atteindre.

- Le premier est lié à l'absence d'interface plane entre les deux véhicules, ce qui engendre un démerite énergétique (une perte d'énergie absorbée en début de choc). Ce démerite entraîne immédiatement un enfoncement plus important des véhicules par rapport au mur
- Le second est lié à la différence de raideur en fin de choc des véhicules – première cause d'incompatibilité mise en évidence par l'accidentologie-
- Le troisième est principalement lié à la géométrie et/ou un dysfonctionnement de la structure : il s'agit du chevauchement.

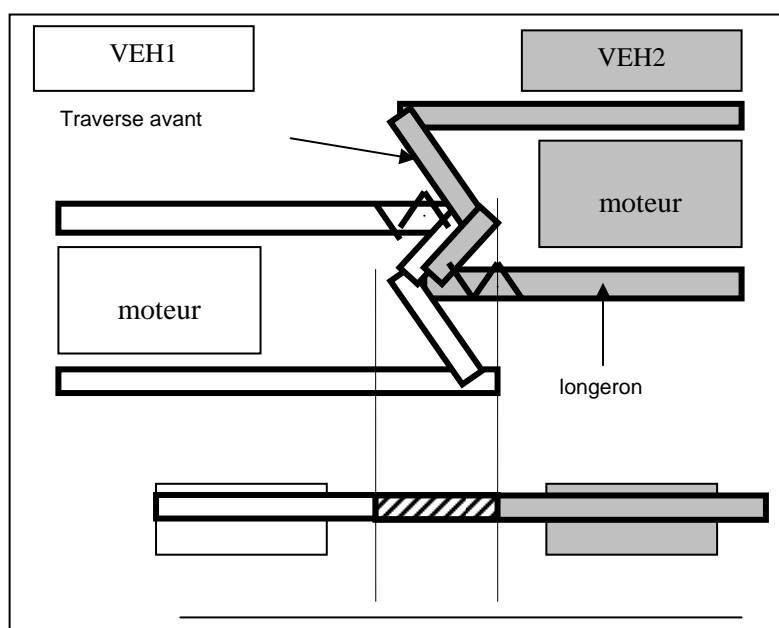
### Déficit énergétique début de choc

En deuxième lieu mais avec le même degré d'importance il faut améliorer la cohérence des faces avant et répartir la raideur de manière aussi homogène que possible sur toute la surface avant pendant toute la durée du choc, tout en imposant des conditions géométriques, principalement de hauteur pour éviter le chevauchement : c'est la compatibilité géométrique.

Le déficit énergétique des structures est directement lié à l'imbrication des unités avants . Ce déficit énergétique est directement lié à la géométrie et aux raideurs ponctuelles. Pour schématiser cette énergie perdue on peut utiliser l'image de la rencontre de deux fourchettes. De part cette imbrication, l'énergie absorbée dans les unités avants est bien inférieure à celle observée contre un mur rigide.



*Représentation du déficit énergétique en début de choc*



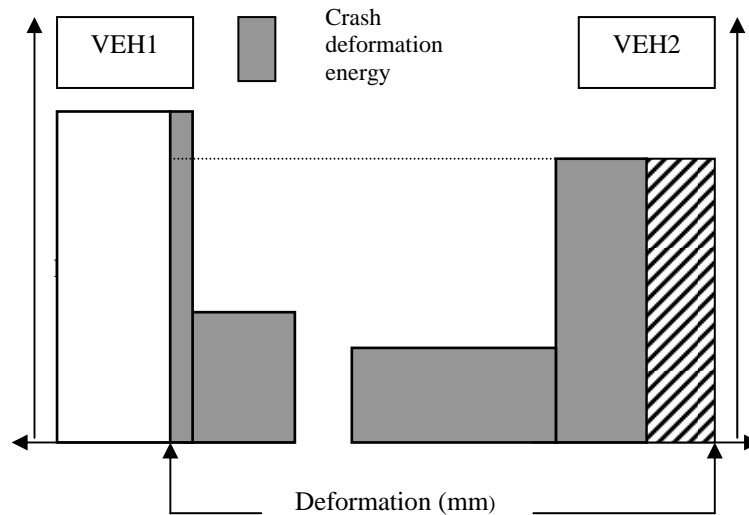
*Représentation géométrique du déficit.*

Lorsque des véhicules sont à des hauteurs différentes (cas non représenté) le résultat est bien plus catastrophique car le démerite est maximal. En effet, l'énergie absorbée en début de choc est alors proche de zéro.



### Raideur fin de choc

Comme il a été exposé précédemment, la raideur répartit l'énergie entre les deux véhicules. Si l'un des véhicules se bloque, car plus raide, le restant d'énergie est absorbé par le véhicule adverse. Dans l'exemple suivant, le véhicule 1, de par sa raideur supérieure, se bloque en enfoncement, ce qui entraîne immédiatement une déformation importante du véhicule 2. Toute l'énergie du choc qui reste à absorber se retrouve dans le véhicule le moins raide.



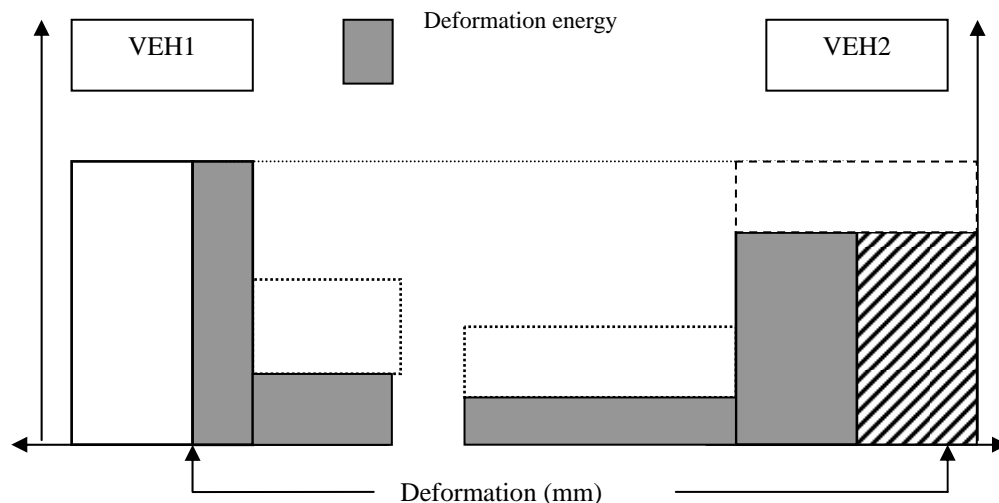
***Incompatibilité en raideur entre les deux véhicules.***

### Le chevauchement

En dernier lieu, il est à noter l'existence d'un phénomène aux conséquences plus grave que le démerite : le chevauchement des structures (lorsqu'un véhicule passe par dessus l'autre.) La figure 9 en démontre la traduction énergétique.

Le principe du chevauchement est relativement simple : la différence de géométrie en début de choc et de fonctionnement des structures pendant la transition entre le début et la fin de choc provoque une montée du véhicule le plus haut sur la voiture adverse.

Le potentiel d'effort maxi du véhicule chevauché n'est pas atteint (seules les voies de passage d'effort supérieures sont chargées). Le véhicule offre un effort résistant bien inférieur au véhicule chevauchant. Ceci entraîne des intrusions hautes importantes.



### ***Principe énergétique du chevauchement***

En résumé, la compatibilité est un problème :

- de géométrie et d'architecture en début de choc
- de fonctionnement des structures en milieu de choc
- de raideur en fin de choc.

### **Amélioration de la géométrie**

L'illustration la plus significative est la différence de hauteur entre les structures des véhicules particuliers et des poids lourds. Les études accidentologiques exposent de manière claire le problème d'encastrement ou de chevauchement du poids lourd par dessus la voiture. Il ne faut cependant pas omettre que l'incompatibilité géométrique concerne également les véhicules particuliers entre eux.

Le souci majeur en début de choc sera donc de faire travailler correctement les voies de passage d'effort. Pour ce faire, il est indispensable de répartir l'effort de début de choc sur toute la surface d'appui. Ceci diminuera nettement l'imbrication des structures, ainsi que le démerite énergétique.

Par conséquent, il est essentiel de :

- multiplier le nombre de voies de passage d'effort
- limiter l'effort de début de choc
- recréer une façade avant proche d'un mur.

D'un point de vue architectural, il est donc souhaitable d'augmenter le nombre de voies de passage d'effort et les surfaces d'appui avant particulièrement pour les véhicules les plus hauts.

## Application à la conception de solutions

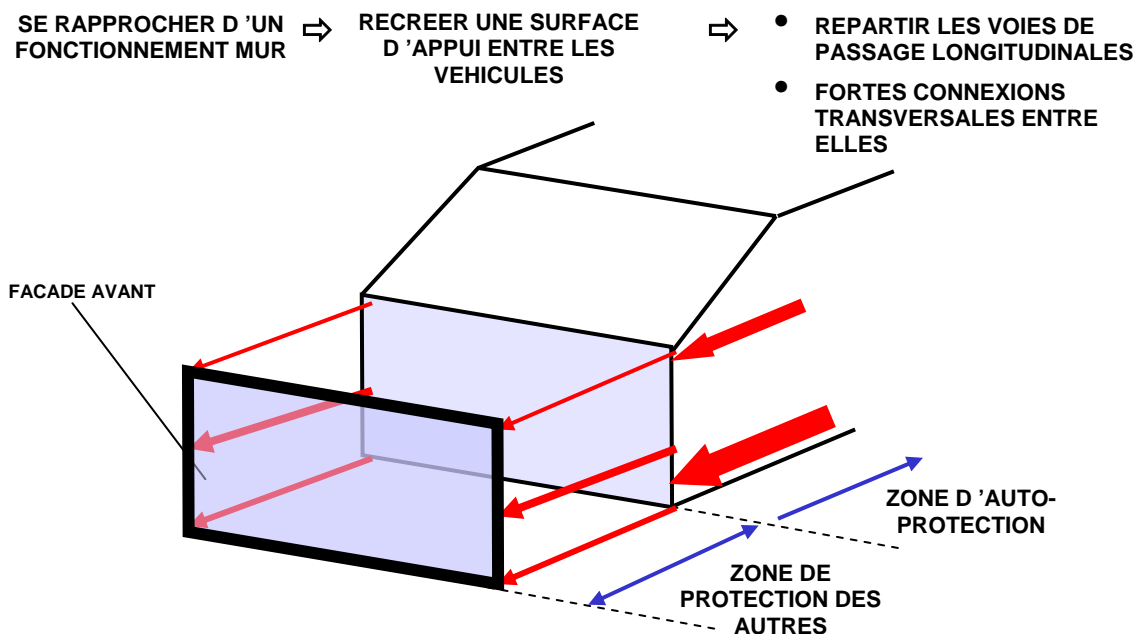
### Amélioration de l'effort fin de choc et de la géométrie

Comme nous venons de le voir, lorsque deux véhicules se rencontrent, le moins raide absorbe l'énergie du choc. La répartition d'énergie n'est donc pas équitable. En général, c'est le véhicule le plus lourd qui est le moins déformé car il est plus raide de conception.

C'est la raison pour laquelle une harmonisation des efforts fin de choc est nécessaire jusqu'à un ETS d'environ 50km/h contre un demi mur.

Quelques règles simples à respecter :

- il est essentiel de bien gérer le couple raideur/enfoncement ;
- il est essentiel de bien gérer la répartition d'effort
- il est essentiel de bien connecter les voies de passage d'effort entre elles.



### Résumé de l'approche géométrique et de raideur

L'idée est de se rapprocher d'un mur lisse en façade avant du véhicule. Ceci n'est possible qu'en augmentant le nombre de passage d'effort ainsi que la surface d'appui. Il est également nécessaire d'assurer une bonne connexion entre les voies de passage.

Typiquement, la voiture idéale peut être schématisée par une façade avant, immédiatement suivie d'une zone frontale de compatibilité avec plusieurs zones de passage d'effort et d'absorption d'énergie, suivie elle-même d'une zone d'autoprotection (l'habitacle).

Concernant la zone de compatibilité avant, l'objectif majeur est d'atteindre en choc voiture/voiture la même performance qu'au mur en créant une surface d'appui entre les deux véhicules au travers de voies d'effort multiples avec liaisons rigides entre elles.

Pour simplifier, il est commun de parler d'un niveau d'effort début de choc correspondant à la déformation de l'unit avant (avant l'arrêt moteur) et un niveau d'effort fin de choc (effort habitacle).

## Applications

### Rappel des grands principes physiques

L'élaboration des grands principes physiques liés à l'amélioration de la compatibilité des véhicules en cas de collision contre un véhicule opposé a mis en évidence la nécessité :


- de se doter de dispositif(s) permettant aux structures des deux véhicules « d'interagir » convenablement, c'est à dire de trouver des surfaces d'appui de part et d'autre permettant de faire travailler les différentes voies d'effort conformément aux modes de déformation pour lesquels elles ont été conçues. Cette voie d'amélioration vise à rendre les véhicules compatibles entre eux d'un point de vue géométrique.
- de respecter un corridor d'effort (caractérisation en loi effort/enfoncement du véhicule) permettant de garantir d'un certain équilibre dans la déformation des structures des deux véhicules. Le but étant d'éviter qu'un seul des deux véhicules ne se déforme en absorbant la quasi-totalité de l'énergie mise en œuvre par les deux véhicules. *Homogénéité des efforts ?*
- de disposer d'une certaine « marge » dans la tenue de l'habitacle, c'est à dire que celui-ci soit capable de ne pas générer d'intrusion supplémentaire lorsqu'il est soumis à un effort plus important que l'effort maxi spécifié dans le corridor (cf. point précédent).

### Evolutions nécessaires des conceptions

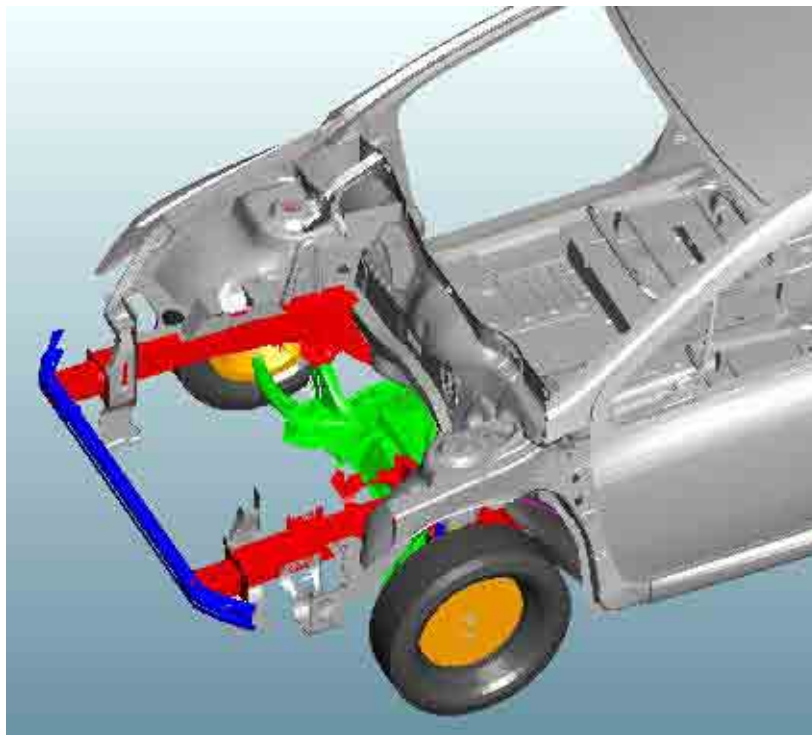
La conception de la majorité des véhicules du parc Européen ne répond pas actuellement à l'ensemble de ces principes.

S'agissant des blocs avant en effet, les constats réalisés au travers de l'accidentologie et des essais véhicules/véhicules montrent que les modes de déformation qui ont été retenus pour le

dimensionnement en configuration de choc « autoprotection » ne sont pas systématiquement reproduits lors de collision véhicule/véhicule du fait d'une interaction différente.

<i>Mode de déformation du brancard observé lors d'un choc réglementaire contre barrière déformable</i>	<i>Exemple de déficience « extrême » pouvant être observée en accidentologie réelle.</i>
	

Il convient donc sur ce point de faire évoluer la conception des blocs avant de manière à « forcer » cette interaction pour obtenir les modes de déformation escomptés même si les sollicitations d'entrée sont différentes. Les déficiences observées par rapport à cet objectif tiennent au fait que les voies de passage d'effort au sein d'un bloc avant sont peu nombreuses, et relativement découplées entres-elles :



**Poutre entre brancards**  
*Brancard*

- les brancards ou longerons, qui correspondent à la partie structurelle du bloc avant. Ces éléments sont conçus pour se déformer lors des chocs contre barrière déformable selon un mode de déformation qui absorbe un maximum d'énergie.
- Le berceau, qui est implanté en partie inférieure du bloc avant et dont la fonction est de supporter le train avant et une partie du moteur. Lors d'un choc, le berceau contribue à transmettre les efforts au soubassement.
- Le Groupe Moto Propulseur, qui, lorsqu'il est implanté transversalement, contribue à offrir une surface d'appui importante.

Cette situation ne permet pas d'une part de garantir que chaque voie d'effort sera bien sollicitée au cours du choc et sans déficience par rapport au mode de déformation attendu, et d'autre part de garantir que si quand bien même une déficience devait apparaître, celle-ci devrait être relayée par une autre voie d'effort.

Ce constat met donc en évidence la nécessité de disposer de **davantage de voies d'effort, plus stables** dans leur mode de déformation et **reliées entre-elles** pour être moins sensibles à des sollicitations d'entrée différentes.

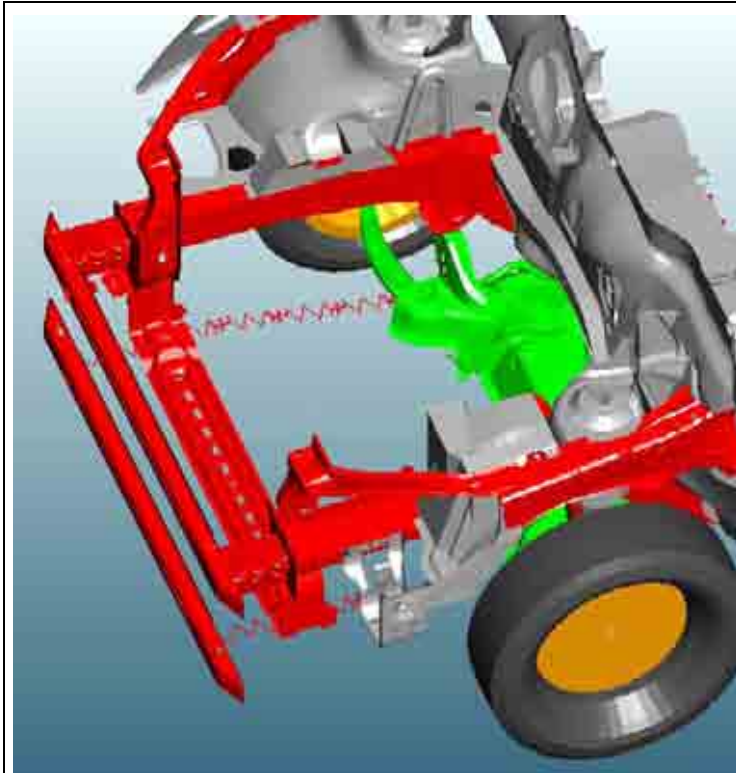
Concernant les exigences liées à la raideur des véhicules (corridor d'effort/enfoncement), celles-ci peuvent être obtenues par tarage ou de-tarage des différentes voies d'effort (hors GMP). Toutefois, il est à noter qu'un corridor d'effort comprenant des valeurs peu élevées pourrait nécessiter d'augmenter la longueur des blocs avant pour pouvoir être satisfait.

Enfin pour les aspects liés à la tenue de l'habitacle, la conception actuelle répond parfaitement aux principes physiques, seul le niveau de tarage peut nécessiter une adaptation mais sans remise en cause de la conception.

## Solution de conception

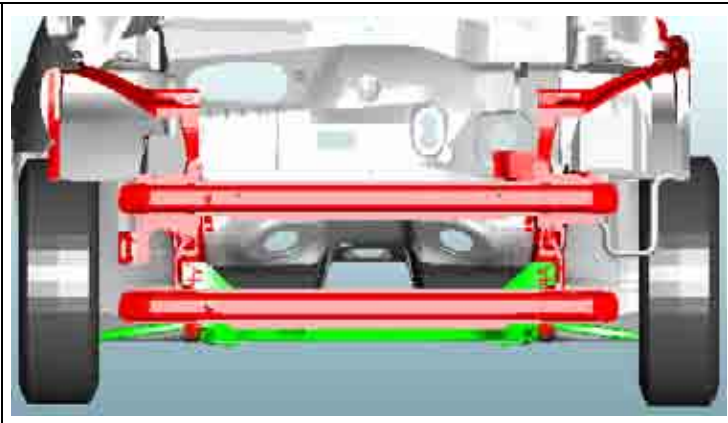
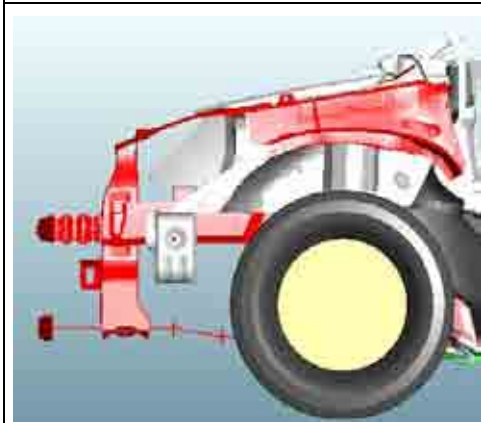
Compte tenu des conceptions actuelles et des évolutions nécessaires, le principal impact concerne l'architecture du bloc avant qui doit évoluer pour permettre la multiplication des voies d'effort et des connexions entres-elles.

Les choix d'architecture réalisés sont illustrés ci-dessous :



**Voies d'effort :**

- Poutre entre brancards
- Brancard (*voie haute*)
- Berceau
- Prolonges de berceau  
(voie basse représentée par des ressorts)
- Poutre entre prolonges
- Connexion verticale entre la voie haute et la voie basse
- Doublures d'aile



- pas de remise en cause de l'implantation moteur. L'implantation transversale offre en effet une surface d'appui plus importante lorsque le moteur est sollicité au cours du choc.
- Implantation d'une poutre de pare-chocs « compatible » à l'avant du bloc avant à l'extrémité des brancards ou longerons. Une poutre compatible est une poutre fortement dimensionnée en raideur afin de maintenir les deux brancards solidaires entre eux tout au long du choc. C'est une connexion horizontale.
- Développement d'une « voie basse », c'est à dire d'une nouvelle voie d'effort en dessous du moteur et allant jusqu'à l'avant du véhicule. Concrètement cette voie basse peut soit être obtenue par une nouvelle conception du berceau, soit par ajout sur un berceau existant de « prolonges ».

- Implantation d'une poutre de pare-chocs inférieure entre les deux extrémités des prolonges. Cette poutre est un élément de connexion supplémentaire.
- Implantation de connexions verticales rigides entre les prolonges de berceau et les brancards.

L'ensemble des connexions, qu'elles soient horizontales (poutres) ou verticales doivent être dimensionnées de sorte qu'aucune rupture n'apparaisse au cours du choc. Cet ensemble forme ainsi un « cadre » rigide à l'avant du bloc avant qui augmente considérablement les chances pour toutes les voies d'effort d'être sollicitées quelque soit la nature de l'obstacle rencontré. Le Groupe Moto Ventilateur implanté en partie avant a également pour rôle d'augmenter la surface d'appui au même titre que le Groupe Moto Propulseur.



### Calcul voiture / voiture

Nous avons eu recours à des modèles simples ainsi que des essais pour déterminer l'influence de la masse, de la raideur ou encore de la géométrie. De plus, ces essais ont servis au diagnostic et à une meilleure compréhension des phénomènes physiques : énergétique, cinématiques etc...

De part le niveau de savoir faire contenu dans les modèles numériques, chaque constructeur travaille de son côté.

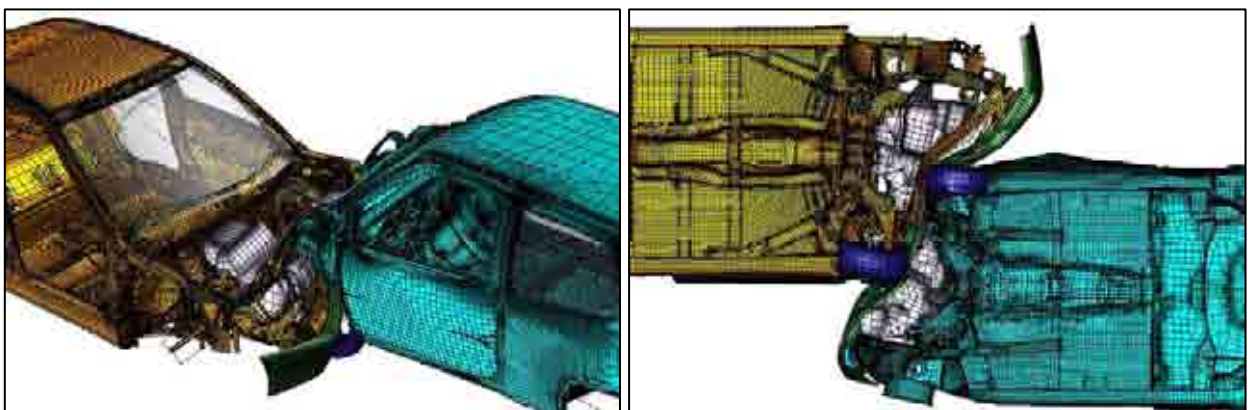
PSA et Renault se sont tout deux orientés vers la mise au point de modèles de calcul fonctionnel de type masse/ressort 2D et 3D, le modèle masse/ressort 2D développé visant à mettre en évidence les lois liant la raideur à l'enfoncement et à étudier le couplage avec l'occupant, et le modèle masse/ressort 3D visant quant à lui à étudier les lois d'effort réparties sur les faces avant.

Cette méthodologie, moins fine mais aussi beaucoup moins lourde numériquement que la méthode des éléments finis, permet d'obtenir rapidement des résultats globaux satisfaisants. La courbe effort/enfoncement obtenue sur essais numériques étant relativement bien corrélée à celle observée lors d'essais grandeur nature.

Le développement de modèles numériques fondés sur la méthode des éléments finis vise à permettre la réalisation d'essais simulés de choc voiture/voiture.

Des premières simulations ont été réalisées, mais uniquement sur les modèles actuels des deux constructeurs français (essai 406-406 ; essai Twingo/Laguna...) : il est en effet impossible d'obtenir les modèles de véhicules de la concurrence.

Ces premières simulations, qui permettent de valider les modèles développés, restent toutefois peu exploitables dans le cadre du présent programme, les véhicules utilisés n'étant pas représentatifs du parc à venir de par la tendance actuelle au renforcement de l'auto protection et donc à une augmentation de la raideur.

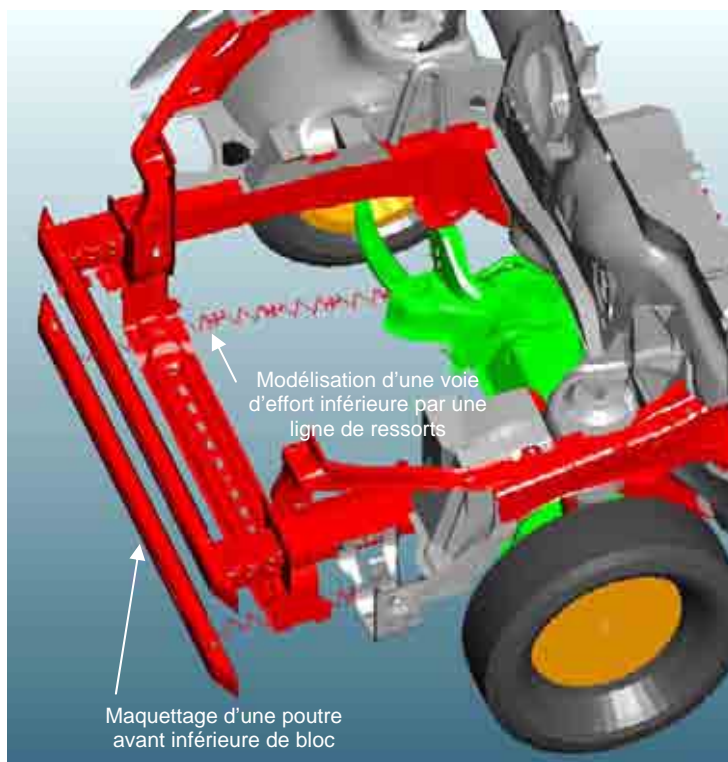


## Résultats de simulation voiture / voiture

L'objectif de cette phase de simulation est de valider les choix d'architecture réalisés. Les modèles manipulés utilisent par conséquent des solutions que l'on appellera « fonctionnelles », c'est à dire des solutions de principe, qui permettent d'orienter la conception sans toutefois prendre en compte dès le départ l'ensemble des contraintes (dessin, faisabilité, fabrication, coût, etc.).

Les configurations de choc utilisées sont d'une part le choc du véhicule contre lui même (en introduisant un décalage de 60 mm selon l'axe z) afin d'étudier l'interaction des véhicules entre eux, et d'autre part le choc contre mur rigide 50% qui permet de vérifier que le niveau d'autoprotection n'est pas dégradé par les évolutions d'architecture retenues.

Seuls des modèles utilisant la méthode des éléments finis étant suffisamment précis pour prédire l'interaction des structures, les modèles utilisés reposent sur cette méthodologie. Concernant les évolutions d'architecture, on a recourt soit à des modélisations de type « maquettage » (pièces de principe maillées qui permettent de tenir compte de la géométrie), soit à des modélisations de type « ressort », qui permettent d'itérer facilement sur des niveaux de tarages différents.



Le modèle de référence utilisé est un modèle sans voie basse. Deux séries d'itérations ont été réalisées par rapport à ce modèle de référence :

La 1<sup>ère</sup> série d'itérations a pour objectif l'introduction de l'architecture cible et l'identification de l'influence de la raideur de la voie basse. Le but de la 2<sup>ème</sup> série est d'optimiser le cadre

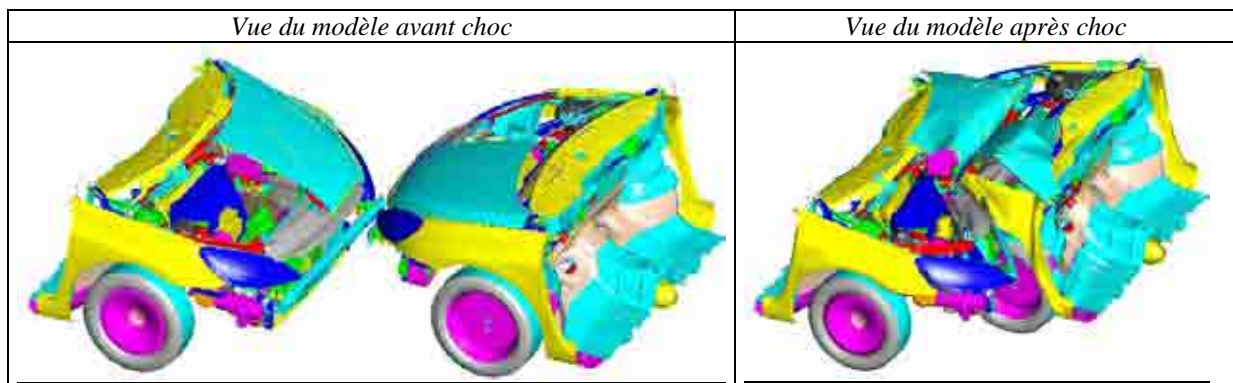
avant en testant l'influence de la raideur de la connexion verticale entre la voie basse et la voie haute (pendard).

L'objectif principal de l'ensemble de ces itérations étant d'étudier l'interaction (ou imbrication) des véhicules au début du choc, les calculs sont menés sur une durée de l'ordre de 40 ms.

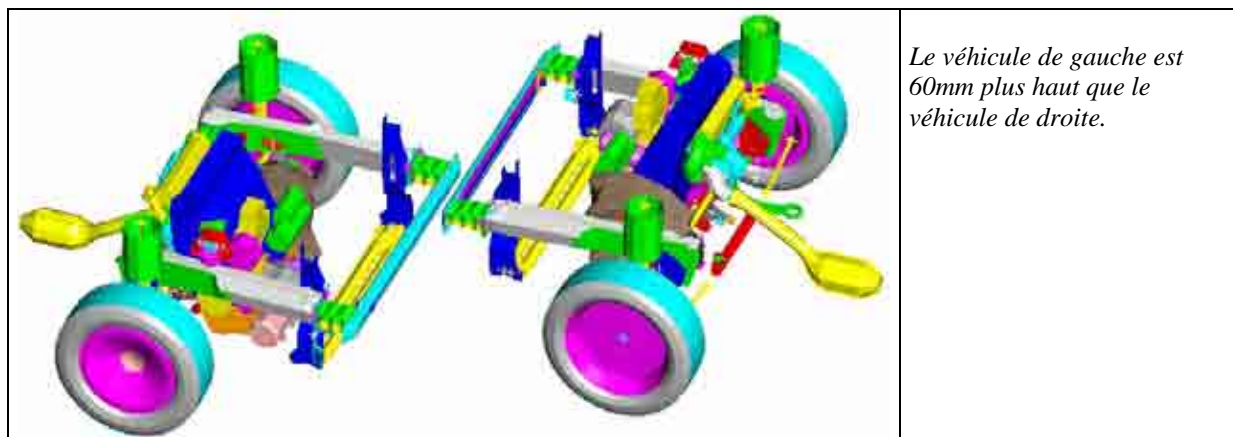
Les critères retenus pour juger de l'interaction entre les deux véhicules sont essentiellement énergétiques. Les énergies absorbées par chacun des véhicules seront ainsi analysées par rapport à l'énergie totale mise en œuvre dans le choc. De manière identique on s'intéressera à l'absorption de l'énergie dans les différentes voies d'effort (haute et basse).

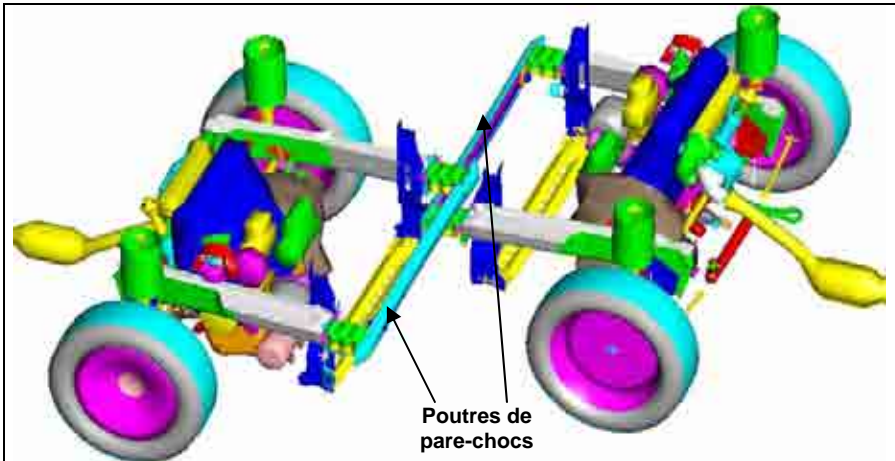
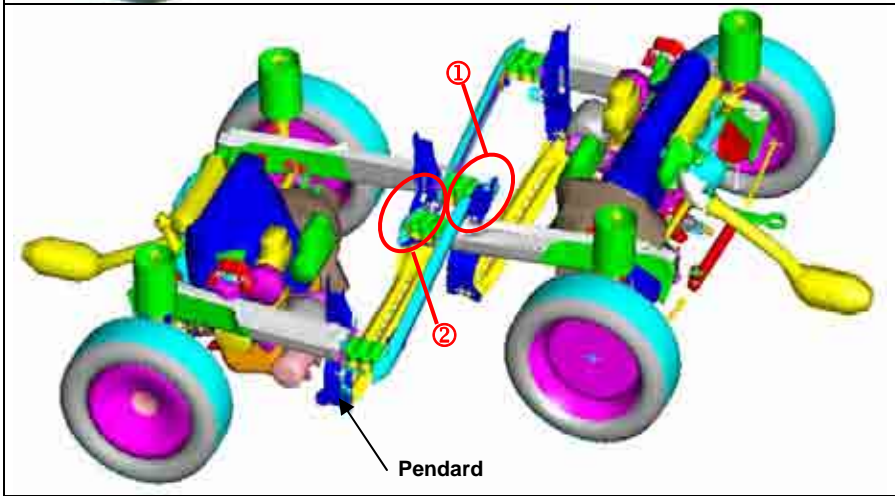
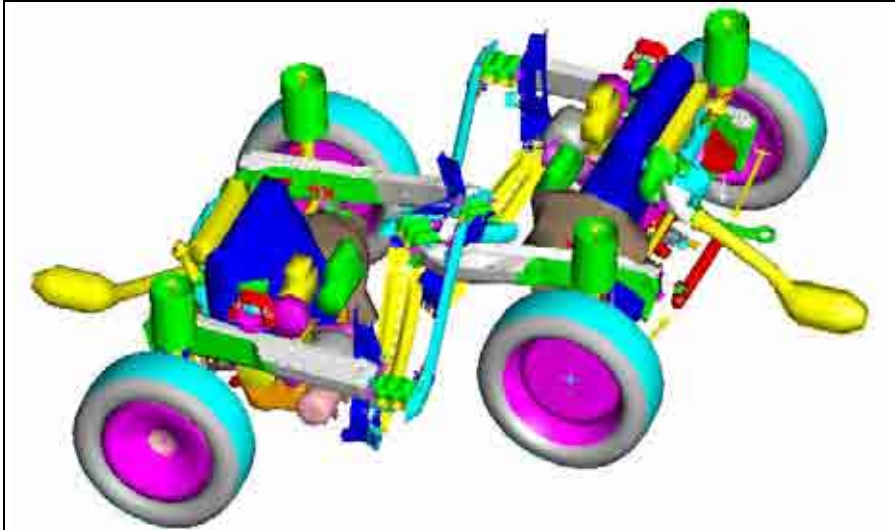
### Constat du calcul de référence (architecture « classique ») :

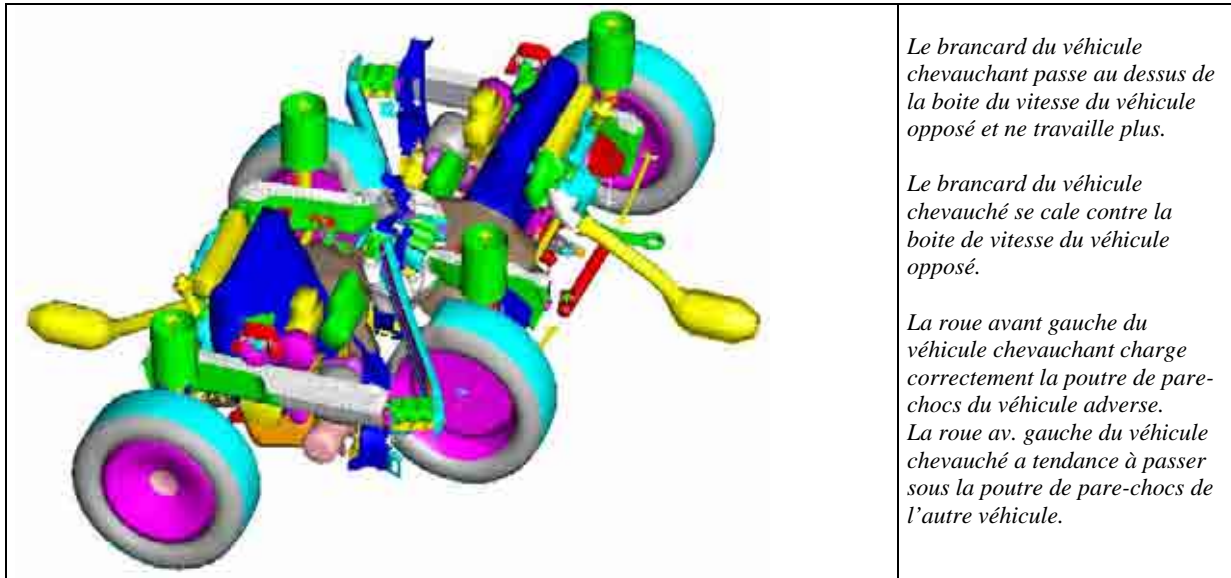
#### Chronologie du choc :



La chronologie du choc du véhicule de référence contre lui-même avec un décalage selon l'axe Z de 60mm et un recouvrement de 50% est résumée ci-dessous :



 <p>Poutres de pare-chocs</p>	<p><i>Le décalage des véhicules selon z ne permet pas aux poutres de pare-chocs d'interagir.</i></p> <p><i>La poutre du véhicule de gauche passe au dessus de celle du véhicule de droite.</i></p>
 <p>Pendard</p>	<p><i>① La poutre de pare-chocs du véhicule chevauchant charge le haut du pendard du véhicule opposé.</i></p> <p><i>② La poutre de pare-chocs du véhicule chevauché charge la partie médiane du pendard du véhicule opposé.</i></p>
 <p>Poutres de pare-chocs</p> <p>Pendard</p>	<p><i>Les pendards ne sont pas suffisamment dimensionnés pour supporter les efforts introduits par les poutres de pare-chocs. Ils se déforment considérablement.</i></p> <p><i>La tenue en flexion des poutres de pare-chocs n'est pas suffisante ce qui génère le déversement vers l'intérieur des extrémités de brancards</i></p>



Cette première simulation est un état des lieux de l'interaction pouvant se produire entre deux véhicules de conception tout à fait classique.

*Eléments participant à l'interaction des véhicules entre eux au début du choc (interaction géométrique) :*

- Les poutres de pare-chocs qui représentent les premiers éléments de structure « véritablement » rigides.
- Les pendants qui sont les premiers éléments de structure permettant d'interagir avec les poutres de pare-chocs si celles-ci ne sont pas en mesure de se rencontrer (phénomène simulé ici par un décalage de 60mm selon z. Cela reste un cas fréquent dans l'accidentologie du fait de géométries différentes entre les véhicules, et également des variations d'assiette lors des freinages généralement observés avant l'impact.

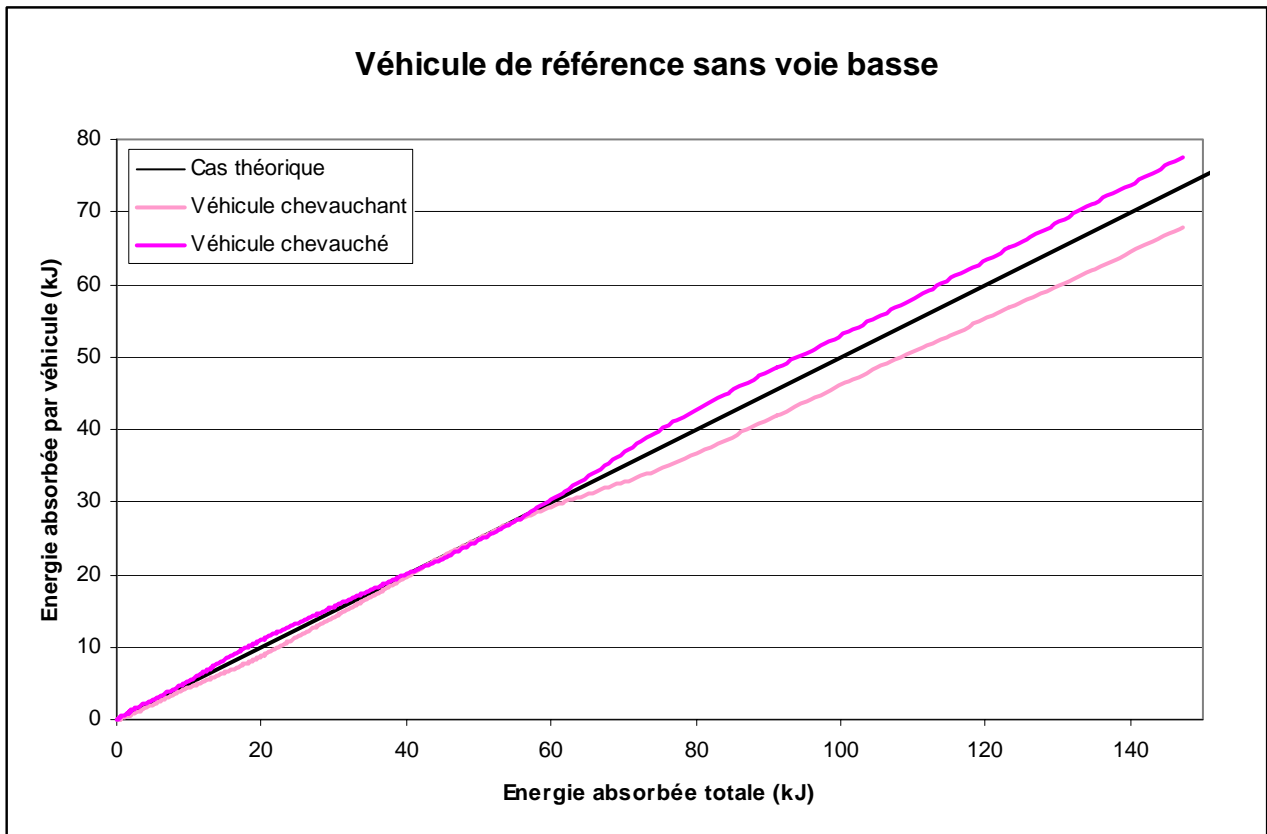
=> Ces éléments conditionnent à eux seuls une grande partie du choc car tous les amorçages des voies d'effort en dépendent. Cette toute première phase du choc peut en effet être de nature à favoriser ou à limiter les phénomènes de chevauchement entre les véhicules.

*Eléments participant à l'interaction des véhicules plus tard dans le déroulement du choc :*

- Les roues, qui peuvent également prendre appui sur les poutres de pare-chocs.
- Le Groupe Moto-Ventilateur qui présente une surface verticale importante et qui peut contribuer à répartir les efforts avant l'arrivée des appuis secondaires
- Le Groupe Moto-Propulseur (moteur et boîte de vitesse) qui offre des surfaces d'appui importante (appuis secondaires).

=> Ces éléments sont importants pour la suite du choc mais ils interviennent trop tard pour pouvoir inverser la tendance si un début de chevauchement est déjà apparu.

Analyse énergétique :



Avec le décalage selon z entre les deux véhicules, on observe que l'équilibre énergétique n'est pas respecté entre les deux véhicules alors même qu'ils sont identiques et que les modes de déformation des brancards restent similaires. Le véhicule chevauché absorbe en effet plus d'énergie que le véhicule chevauchant.

Par ailleurs, le mode de déformation du brancard est totalement différent de celui observé en configuration de choc contre barrière déformable de type « autoprotection ». Le déversement précoce du brancard autour de l'axe Z interdit en effet toute déformation de celui-ci, ce qui génère un déficit d'absorption énergétique dans le bloc avant qui se répercutera en fin de choc par des intrusions supérieures au niveau du tablier. Ce point ne sera pas illustré puisque les simulations ne sont menées que sur les 45 premières millisecondes du choc.

De la même manière, l'absence de compression des absorbeurs réparabilité en extrémité de brancard augmente le déficit énergétique.

Conclusions de ce calcul de référence :

- Pas d'interaction des poutres de pare-chocs entre elles.
- Mode de déformation des brancards complètement différents de ceux observés lors de chocs contre barrière déformable.
- Déficit d'absorption énergétique dans le bloc avant suite à la non participation de certains organes ou à des modes de déformation dégradés. Il en résulte une augmentation des intrusions supplémentaires en fin de choc.
- Déséquilibre énergétique entre les deux véhicules dès le début du choc. Le véhicule chevauché est surchargé par le véhicule opposé, notamment car son brancard est directement chargé par la boîte de vitesse adverse alors que le brancard du véhicule chevauchant passe au dessus de la BV du véhicule opposé et ne trouve pas de surface d'appui pour le faire travailler davantage.

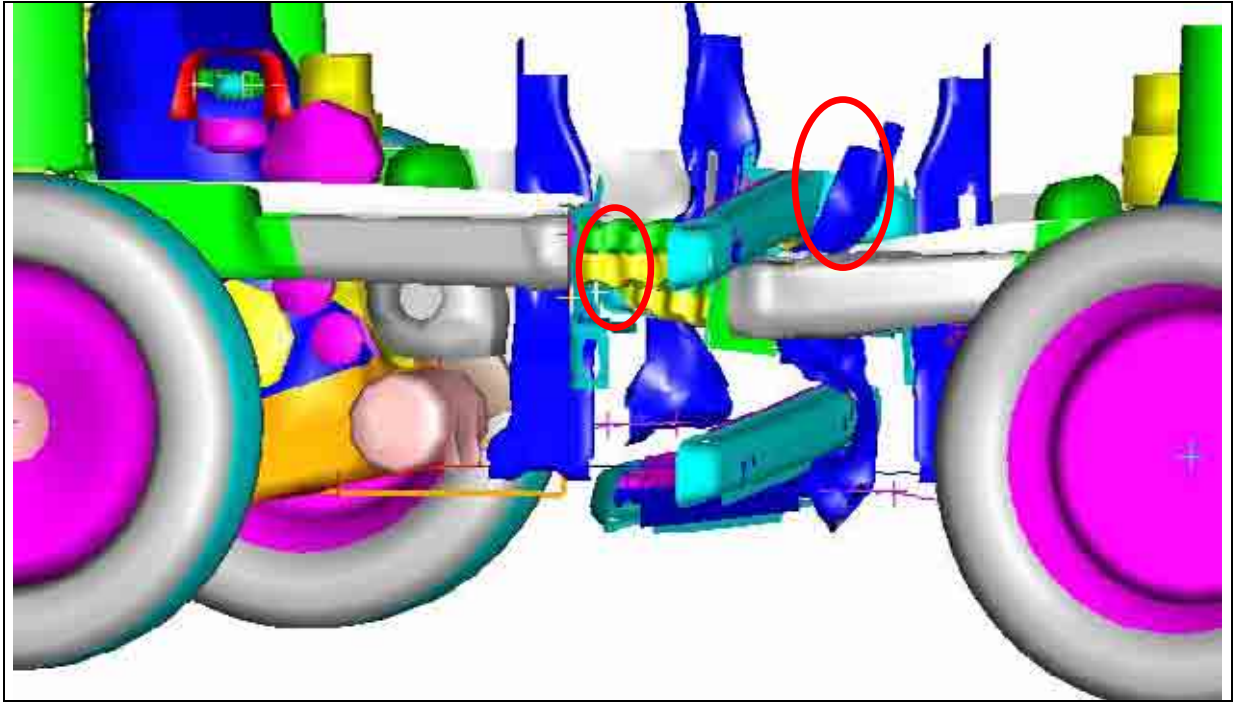
=> Une marge de progrès doit donc pouvoir être obtenue en appliquant le principe de solution retenue, à savoir la multiplication des voies d'effort et connexion entre-elles.

**1ère série d'itérations : Introduction de l'architecture cible et influence du niveau de raideur de la voie basse :**

Par rapport au modèle de référence précédemment décrit, une voie basse de principe est introduite (modélisation par des ressorts « fonctionnels »). La liaison avec la voie haute (brancard), est réalisée par l'intermédiaire du pendard déjà existant mais non renforcé dans un premier temps. Deux niveaux de tarage de la voie basse seront testés : 2T et 8T.

Résultats du calcul avec voie basse à 2T :

Chronologie du choc : La chronologie du choc au niveau de la voie haute n'est pas modifiée. C'est la conséquence de l'absence de renforcement du pendard qui, en dépit de sa tenue inférieure par la voie basse, n'est pas en mesure de tenir sous l'effort.

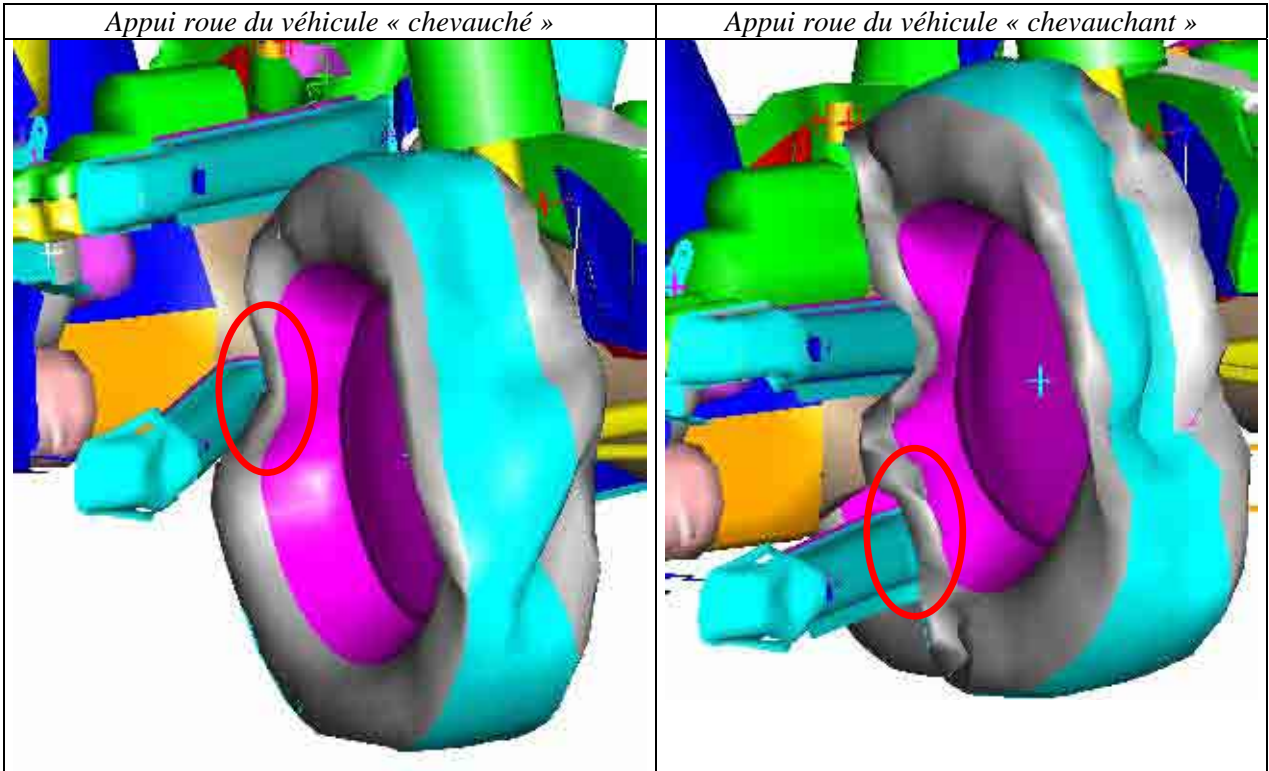


*La voie basse du véhicule chevauchant sollicite le pendard du véhicule opposé. Le niveau de raideur de celui-ci n'est cependant pas suffisant pour transmettre correctement les efforts à la voie basse.*

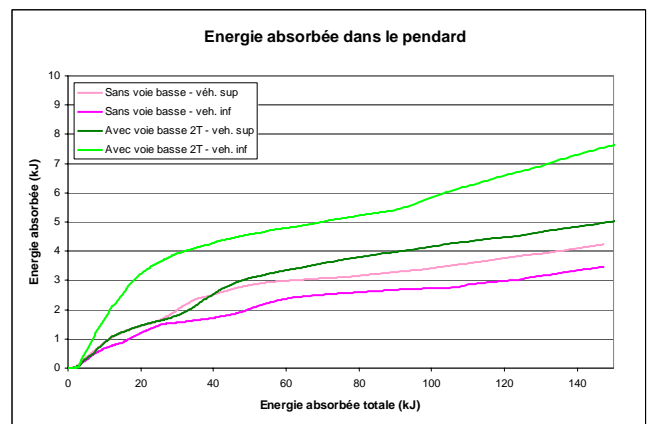
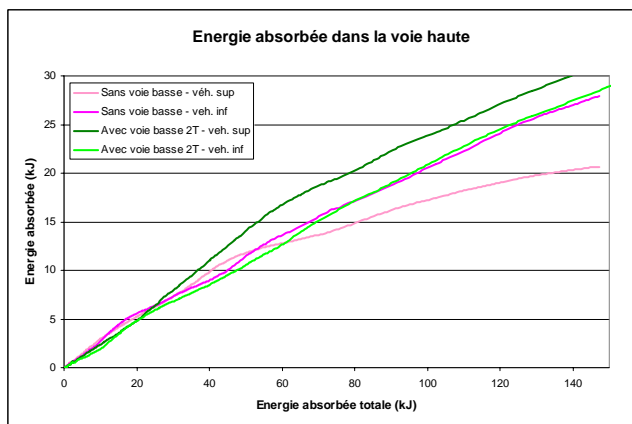
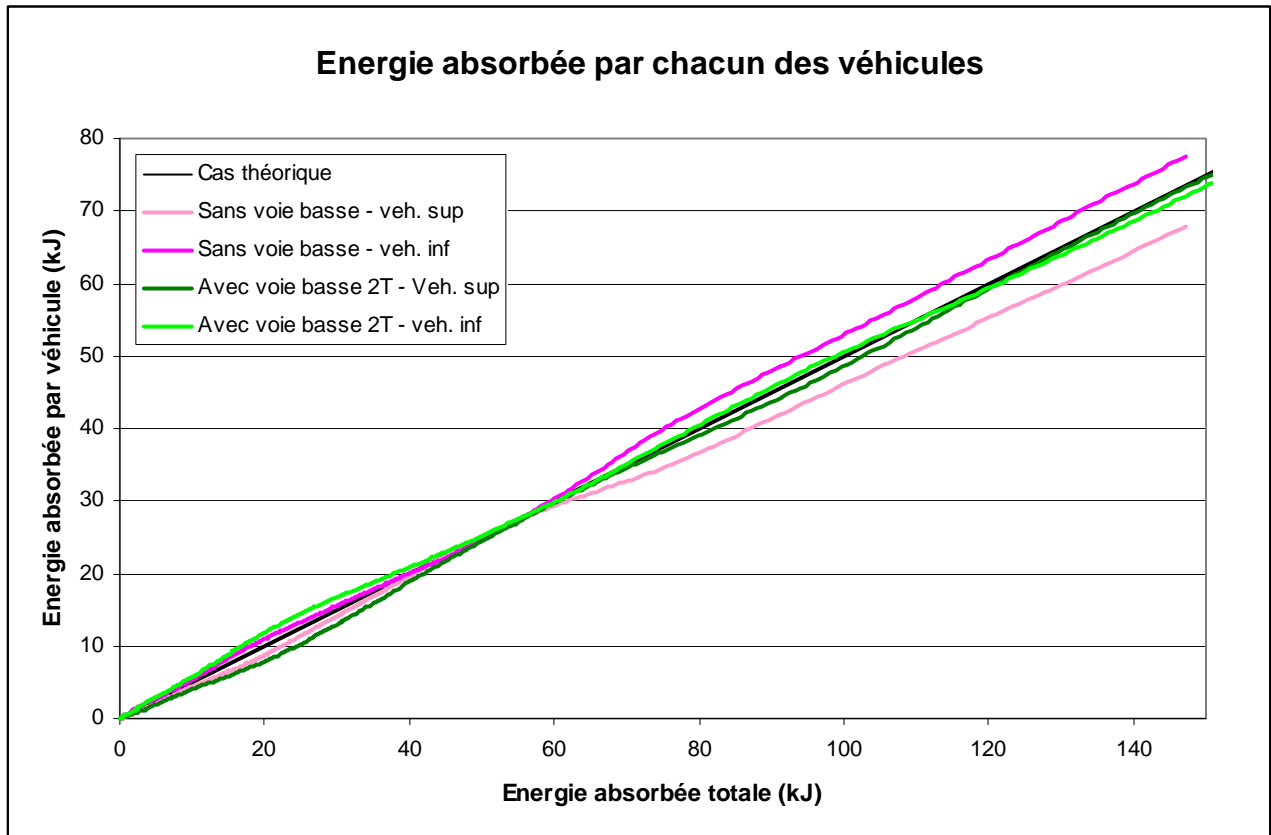
*La voie basse du véhicule chevauché ne « rencontre aucune surface d'appui » en tout début de choc.*

Concernant la voie basse, si celle-ci n'a pas d'effet visible sur les modes de déformation des brancards, elle permet cependant aux roues avant de trouver, un peu plus tard au cours du choc, un appui supplémentaire qui est de nature à limiter le chevauchement, tout particulièrement pour le véhicule « chevauché » pour lequel la roue avant avait tendance à passer sous la poutre de pare-chocs du véhicule opposé.





S'agissant des aspects énergétiques, l'introduction de la voie basse permet de rééquilibrer l'absorption d'énergie dans les deux véhicules en dépit du faible niveau de tarage de la voie basse ainsi que du pendard. Cet aspect est illustré sur le graphe ci-dessous :



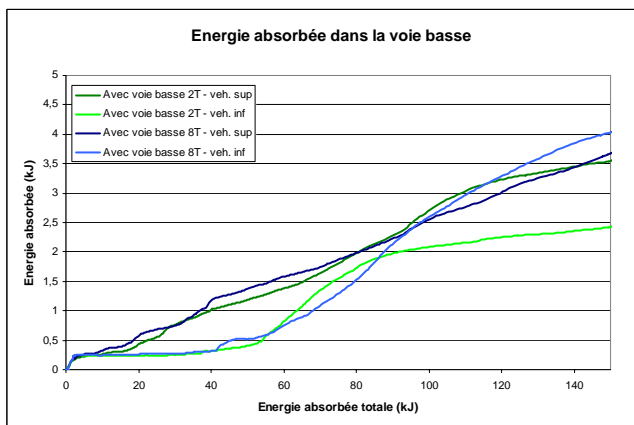
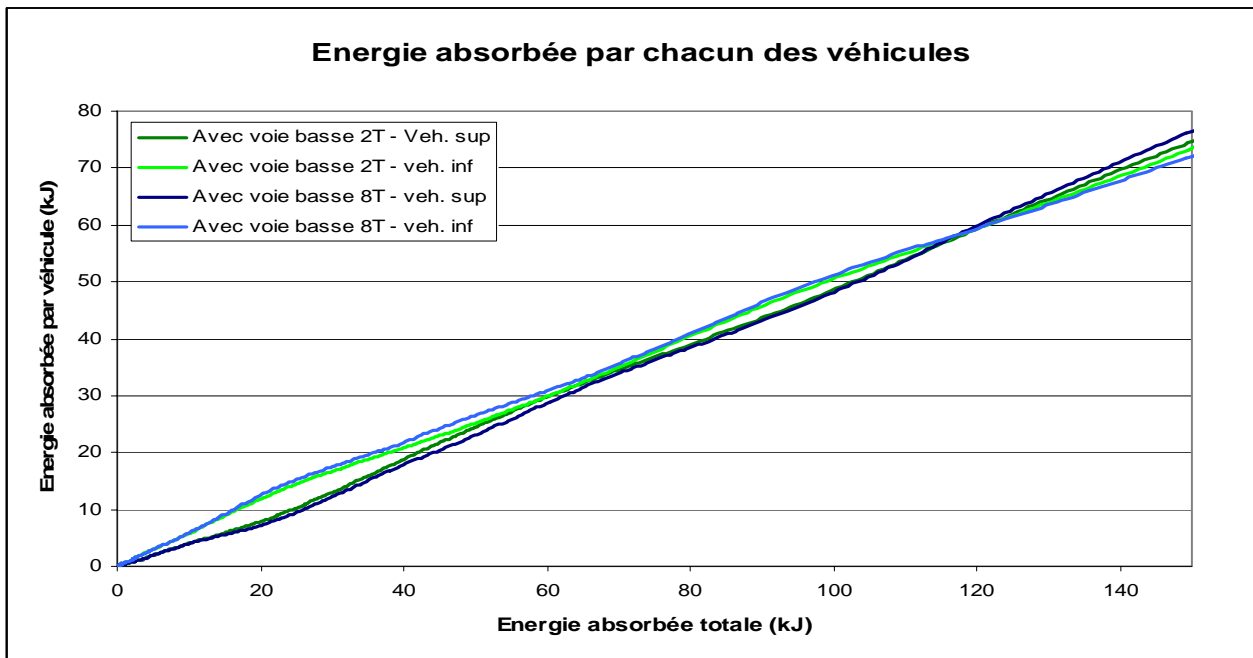
Le bilan énergétique détaillé sur les principales voies d'effort permet également de constater que l'introduction de la voie basse :

- augmente l'énergie absorbée par le brancard du véhicule chevauchant. Cela s'explique par le pendard qui en dépit de sa raideur peu élevée est mieux tenue en partie inférieure par la voie basse. Une partie des efforts est ainsi transmise au brancard.
- Ne modifie pas l'énergie absorbée par le brancard du véhicule chevauché.
- Augmente l'énergie absorbée par le pendard pour les deux véhicules (dans une plus large mesure pour le véhicule chevauché).
- Contribue à absorber de l'énergie au cours du choc, et donc à augmenter le potentiel d'absorption énergétique du bloc avant.

### Résultats du calcul avec voie basse à 8T :

La chronologie du choc n'est aucunement modifiée par l'augmentation de tarage de la voie basse.

D'un point de vue énergétique, le graphe ci-dessous met en évidence que l'équilibre énergétique entre les deux véhicules n'est pas amélioré par l'augmentation du tarage de la voie basse.



Les pendards ne sont pas suffisamment rigides pour transmettre les efforts au brancard sans se déformer, ce qui limite l'apport de l'augmentation de raideur de la voie basse.

Ce constat est également visible au travers de l'énergie absorbée par les voies basses des véhicules qui n'augmente quasiment pas sur le début de choc (45 ms).

Conclusion : ce calcul met en évidence :

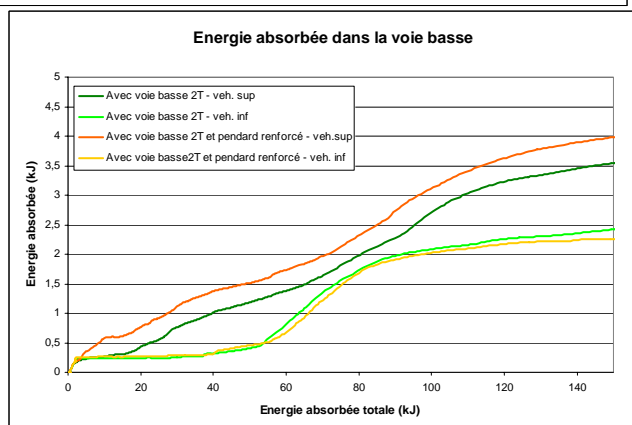
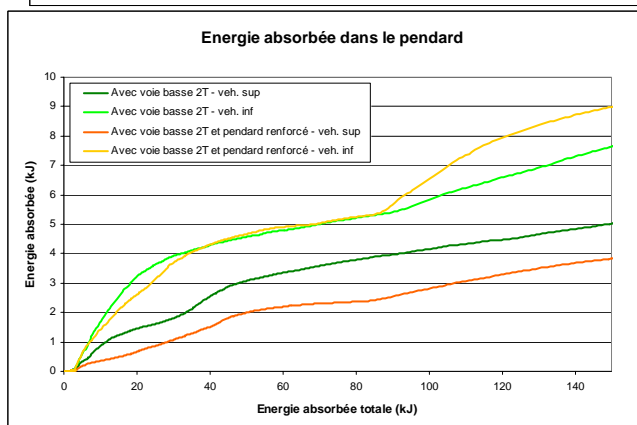
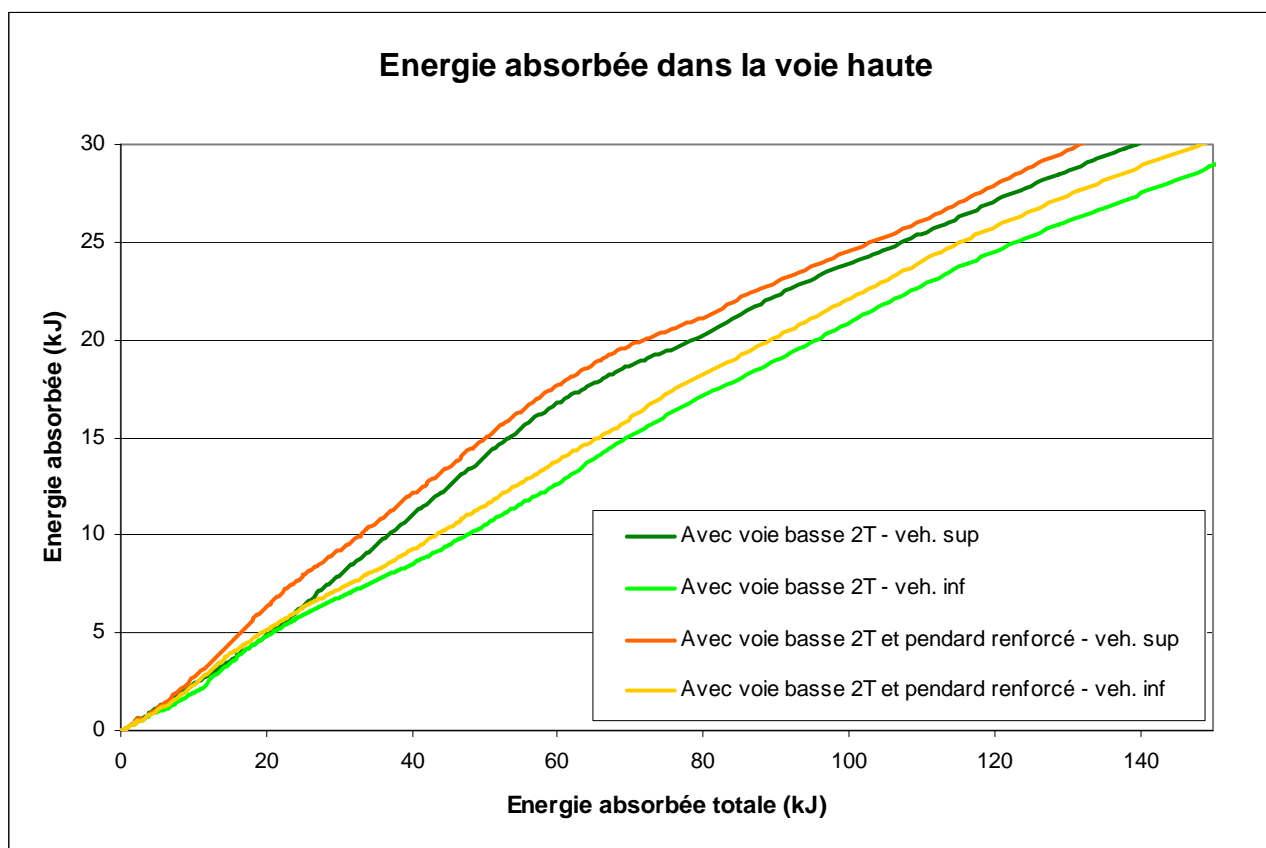
- qu'à partir d'un certain niveau de raideur il est probable que l'effet de la voie basse s'amenuise, d'autant plus si la raideur de la connexion verticale entre les voies d'effort n'est pas suffisante (ce qui est le cas ici).
- qu'une certaine homogénéité de raideur dans les différentes voies d'effort et connexions entres-elles est souhaitable.

## 2ème série d'itérations : influence du niveau de raideur du pendard :

La première série d'itérations a nettement mis en évidence une déficience de raideur du pendard, même pour le plus faible niveau de tarage de la voie basse. L'objet de cette série de calcul est d'y remédier.

### Résultat du calcul avec voie basse à 2T et pendard rigidifié :

La chronologie de déformation des voies d'effort ainsi que l'équilibre énergétique entre les deux véhicules ne sont pas modifiés par le renforcement du pendard. Celui-ci permet en outre d'améliorer un peu l'absorption d'énergie :



Les brancards des deux véhicules sont en effet un peu plus sollicités. Concernant les pendants et la voie basse, le pendent renforcé permet de mieux faire travailler le véhicule chevauchant sans surcharger le véhicule chevauché.

L'itération pendent renforcé et voie basse à 8T confirment ces constats.

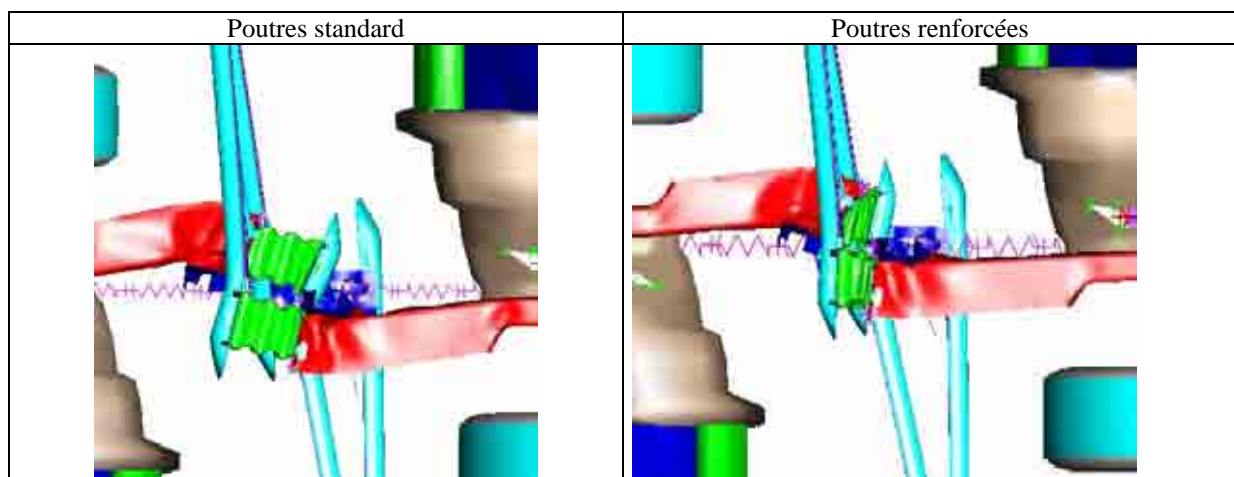
Conclusion : les pendants jouent un rôle important dans l'homogénéité de la raideur de la face avant. Ils permettent notamment de transmettre les efforts aux différentes voies d'effort.

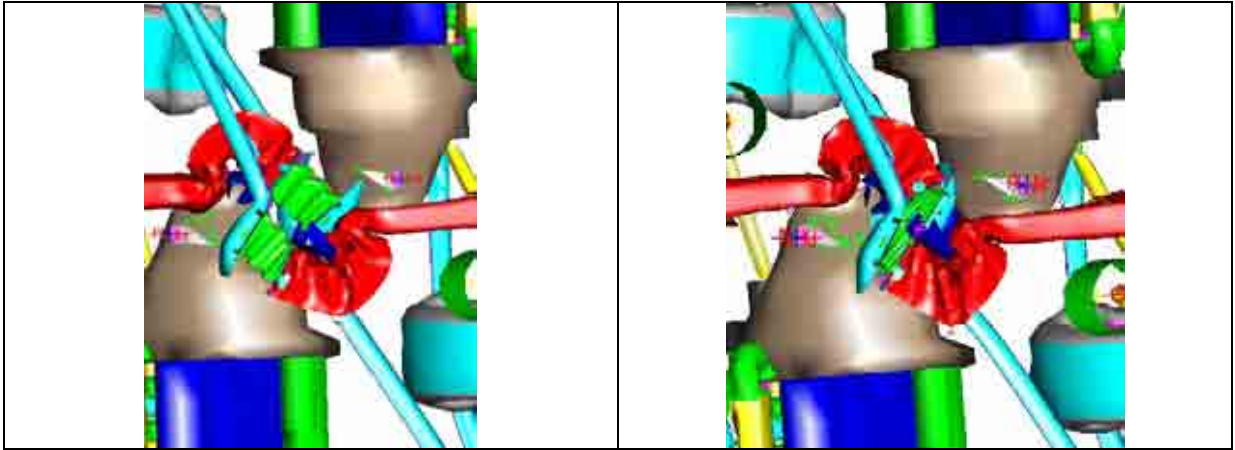
### **Autres améliorations possibles :**

Si l'introduction de l'architecture cible basée sur l'implantation de voies d'effort supplémentaires a permis d'améliorer l'interaction des véhicules, on constate cependant qu'il existe toujours un déficit énergétique lié à la non compression de l'absorbeur réparabilité ainsi qu'au mauvais fonctionnement du brancard par rapport à une configuration contre barrière déformable.

L'objet de ces itérations supplémentaires est d'augmenter la tenue en flexion des poutres de pare-chocs (supérieures et inférieures) afin d'augmenter le chargement des absorbeurs et de les faire s'effondrer.

#### *Comparaison de l'interaction avec les poutres initiales et les poutres renforcées :*





L'augmentation de la tenue en flexion des poutres de pare-chocs permet donc de faire travailler les absorbeurs réparabilité avec une meilleure absorption énergétique.

#### Conclusions de l'étude numérique :

L'architecture testée par simulation numérique est basée sur la multiplication des voies d'effort permet d'améliorer le niveau de compatibilité de la référence testée. Les itérations d'optimisation réalisées sur différents paramètres mettent en évidence des gains énergétiques intéressants. Les valeurs utilisées pour ces paramètres restent cependant intimement liées au véhicule de référence testé et ne peuvent avoir de caractère générique. L'objectif est de parvenir à répartir de manière la plus homogène possible les efforts dans toutes les voies d'effort disponibles.

Les principaux constats de l'étude sont rappelés ci-dessous :

- ❖ La poutre basse permet de prendre appui sur la roue avant du véhicule adverse (aussi bien pour le véhicule chevauché que pour le véhicule chevauchant).
- ❖ Niveau d'effort de la voie basse :
  - L'augmentation du tarage de la voie basse améliore l'absorption énergétique dans le bloc avant en autoprotection et en compatibilité (dans la limite de ce que peut supporter le berceau et le soubassement)
- ❖ La liaison verticale entre voies d'effort peut potentiellement permettre :
  - De répartir équitablement l'énergie absorbée entre les deux véhicules
  - D'améliorer le travail des voies d'effort (stabilisation) et donc l'absorption d'énergie
  - D'équilibrer les enfoncements entre les deux voies d'effort (surface d'appui plus proche de celle d'une barrière)
- ❖ Raideur et géométrie des poutres de pare-chocs :
  - Une optimisation des poutres de pare-chocs peut permettre d'améliorer l'absorption d'énergie
- ❖ Ces modifications ne dégradent pas les performances du choc autoprotection.

## Développement d'un modèle numérique de barrière déformable PDB (ANNEXES 11 et 11BIS, 12 et 12BIS)

Une barrière déformable n'est utile que si il en existe un modèle numérique. Pour mettre au point ce modèle, plusieurs essais ont été nécessaires dont les deux principaux sont détaillés ci-dessous.

### Demi mur rigide sur chariot mobile

Ce cas de chargement relativement simple génère de l'effort de cisaillement suivant Y. De plus, il représente ce que serait un véhicule 100% compatible qui offrirait une surface d'appui idéale. Cet essai a permis de mieux connaître la réponse en effort / enfoncement de la barrière en dynamique. Celle-ci est bien supérieure à la barrière CEVE utilisée aujourd'hui en réglementation et pour les essais consommateurs.



**Configuration d'essai – barrière après essai**

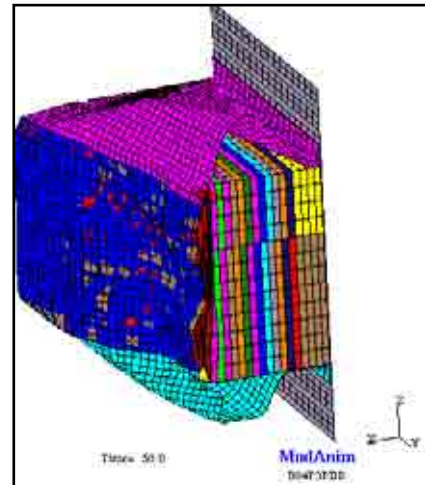
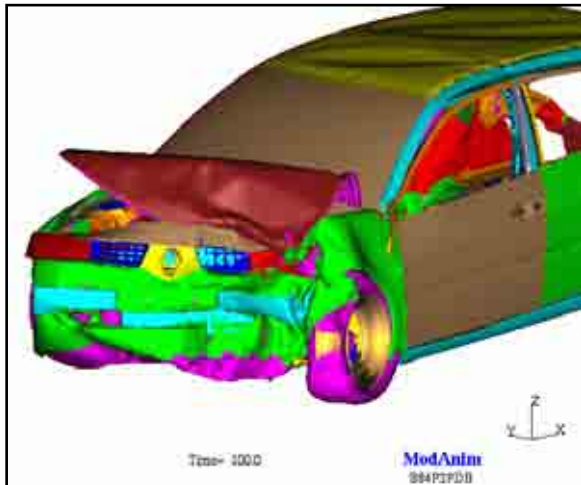
### Traverse rigide

Cet essai permet de mieux comprendre la réponse en effort au cisaillement suivant z. De plus, ce cas de charge se rapproche de celui d'une traverse avant.



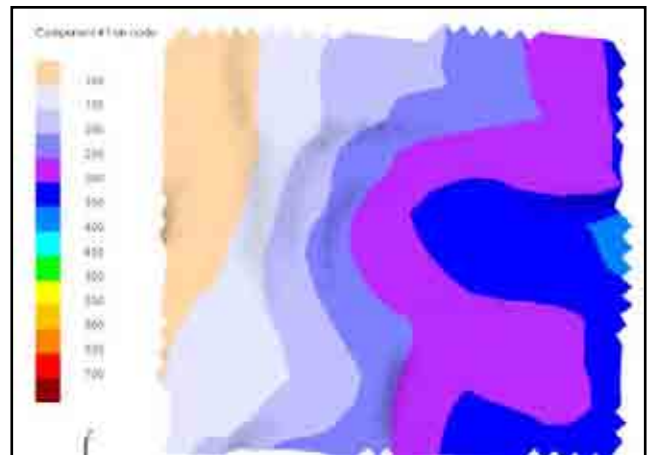
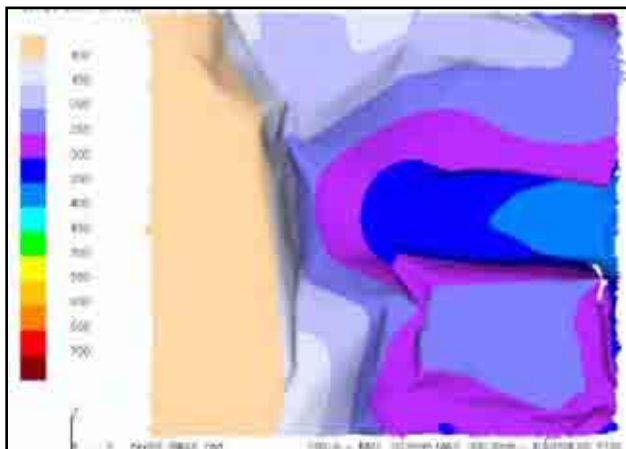
### Validation sur véhicule

Après avoir réglé la barrière grâce aux essais précédents, un calcul contre véhicule a permis de valider sa définition numérique.



Essai

Calcul



Déformée de la barrière en essai et au calcul



## Réalisation de mulets spécifiques et tests

Pour ces essais la vitesse de rapprochement est de 112 km/h (soit une vitesse de 56 km/h pour chaque véhicule).

### Essai Focus/Focus : ANNEXE 13

Pour amorcer le phénomène de chevauchement un écart de 60 mm en Z sépare les deux véhicules (il est d'ailleurs fréquent de retrouver ce type de configuration lors d'un freinage avant choc.) Ce cas représente en France 45 % des cas. Le manque de surface d'appui associé à une faiblesse du coude de longeron en raideur se traduit par un manque d'énergie absorbée en phase 1.

### Essai Astra/Astra : ANNEXE 14

Rehaussement de 60 mm de l'un des véhicules afin de mettre en évidence le phénomène de chevauchement ;

Bon fonctionnement de l'unit avant malgré une insuffisance des fixations verticales, l'Astra offre une surface d'appui acceptable. Ce résultat place l'Astra en voiture / voiture proche de l'Astra contre mur. Les intrusions sont sensiblement identiques. Nous prendrons donc l'Astra pour poursuivre notre étude.

Intrusion moyenne au niveau du pied avant : pas de différence notable entre Astra chevauchante et Astra au mur mais le comportement est beaucoup moins bon pour Focus. On retiendra donc l'Astra pour les essais futurs.

A l'issue de ces essais, le véhicule ayant eu le meilleur comportement sera retenu puis modifié afin de tester l'influence de ces modifications sur ses performances en compatibilité.

### Astra modifiée / astra modifiée : ANNEXE 14

Il n'est pas simple de réaliser des « mulets » pour expérimentation dans ce domaine car la modification de l'équilibre du bloc avant risque de détruire les performances en autoprotection. Toutefois, le véhicule Astra a constitué une base stable pour supporter les modifications.

L'Astra a donc été retenue pour modification compte tenu de son meilleur comportement. Les modifications ont porté sur la face avant (par renforcement de la traverse avant), le renforcement des liaisons verticales, et l'ajout de deux plaques verticales entre la traverse et la berceau.

Les résultats en sont très encourageants puisque les valeurs d'intrusions observées sont quasi équivalentes à celles de l'essai au mur de référence pour les deux voitures : en rajoutant seulement 5 kg de matériau, on note ainsi une réduction d'environ 50% (soit 50 mm) de l'intrusion sur l'Astra chevauchée, sans pénaliser la voiture chevauchante.

Cet essai montre clairement l'importance de la multiplication des voies de passage d'efforts et des liaisons rigides qui permettent de limiter chevauchement et imbrications et d'améliorer l'absorption d'énergie.

La comparaison des essais PDB réalisés sur ASTRA et sur ASTRA modifiée met en évidence une résultante d'effort située 50 mm plus bas sur l'ASTRA modifiée que sur l'ASTRA de série, témoignant par là même d'un travail des voies basses bien meilleur sur l'ASTRA modifiée.

## Essais avec mulets

Dans la première phase du programme PREDIT, des études d'accidentologie et des essais de choc véhicule – véhicule ont permis de faire un état des lieux de la compatibilité et de ses principaux phénomènes.

La compatibilité géométrique, c'est à dire la faculté des véhicules à bien interagir, est apparue comme un paramètre dominant, souvent considéré comme un pré-requis à une amélioration de la compatibilité.

En effet, les défauts d'interaction conduisent généralement à un déficit (par rapport au choc d'autoprotection) d'absorption d'énergie dans les blocs avant. Ce déficit se reporte alors au niveau des habitacles et vient se cumuler au problèmes de raideur.

Les travaux de la deuxième phase du programme PREDIT sont donc centrés sur les problèmes d'interaction entre véhicules, et sur les procédures d'essais qui permettraient de prédire ces comportements.

Deux essais de choc ont donc été tout d'abord réalisés en confrontant des véhicules à eux mêmes. Les véhicules choisis ont un niveau d'autoprotection équivalent, mais il faut noter que la compatibilité n'a a priori pas fait partie du cahier des charges de ces véhicules :

- choc Ford Focus – Ford Focus (la Ford Focus étant considérée comme la voiture à berceau court la plus susceptible d'être compatible du fait de son imposante poutre entre brancard)
- choc Opel Astra – Opel Astra (l'Opel Astra ayant un berceau long)

Un troisième choc a été réalisé avec des voitures modifiées. Le véhicule le plus prometteur a été choisi et modifié dans le sens d'une amélioration de sa compatibilité géométrique :

- choc Opel Astra modifiée – Opel Astra modifiée

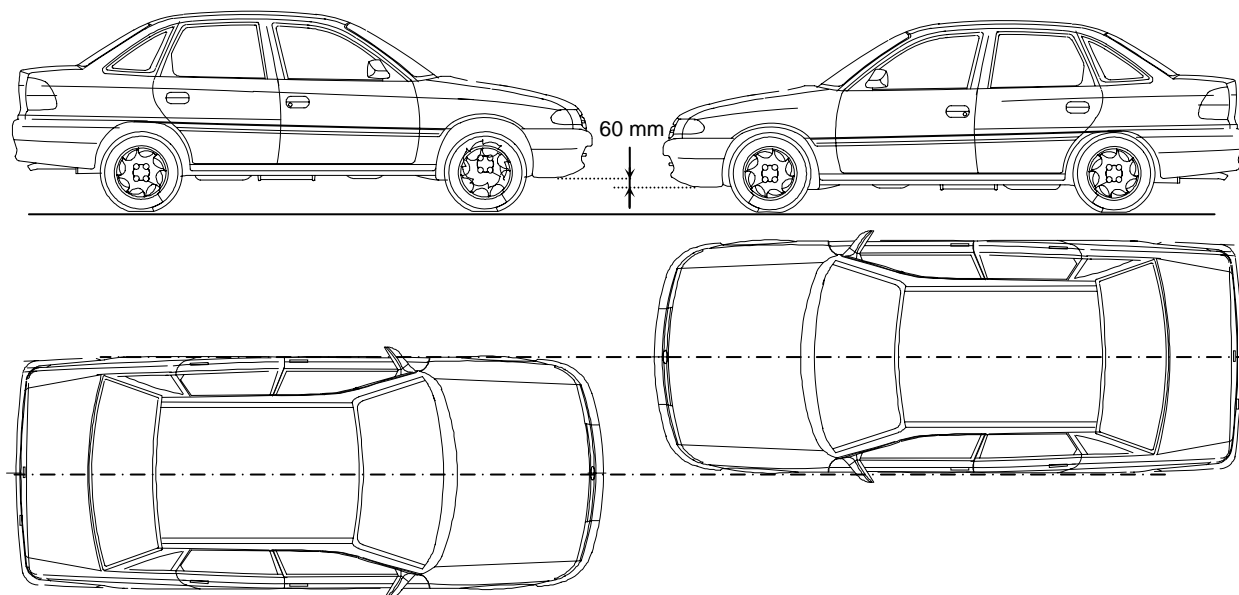
## Résultats des essais

### Description de la méthode

Pour caractériser la compatibilité d'un véhicule, il serait nécessaire de le situer par rapport à l'ensemble des véhicules existants ou futurs. Face à cette impossibilité, deux véhicules se singularisent :

- « l'opposant universel » contre lequel seraient testés tous les véhicules. Mais ce véhicule n'existe pas. Et si on décidait d'en désigner un, il ne serait pas représentatif de la variété existante.
- lui même, faute de mieux. Cela permet de s'affranchir des problèmes de différence de raideur entre les deux véhicules et par conséquent de caractériser la faculté du véhicule à interagir... avec lui même (ce qui n'est pas nécessairement facile)

La méthode d'essai consiste à se faire rencontrer les deux véhicules avec 50 % de recouvrement selon Y (ce qui est systématiquement utilisé), et un décalage de 60 mm selon Z.



Le but de ce décalage selon Z est d'introduire un léger déséquilibre entre les deux véhicules, et par conséquent de les placer dans une situation où une bonne interaction n'est pas garantie. L'objectif est de constater si le véhicule est capable de rétablir l'équilibre (ou si le déséquilibre s'amplifie). Si tel est le cas, on pourra considérer que le véhicule est capable d'assurer une bonne compatibilité géométrique avec lui même, et penser qu'il y parviendra également contre un autre véhicule.

L'un des critères pour évaluer cette compatibilité géométrique est la faculté du véhicule à activer les voies d'effort qui ont été conçues pour le choc d'autoprotection.

La vitesse du choc est établie de manière à reproduire des déformations que ces véhicules subissent en choc d'autoprotection.

La cible fixée – à savoir de faire travailler la structure de manière analogue au choc d'autoprotection – n'est a priori pas une condition suffisante pour que les deux voitures soient compatibles, mais cela reste cependant une condition nécessaire. En effet :

- En s'efforçant à faire travailler les véhicules de manière similaire au choc d'autoprotection, on se ramène à un domaine connu (celui pour lequel le véhicule a été conçu) et maîtrisé (tant en terme de déformations que de critères biomécanique pour l'occupant).
- Face à l'extrême diversité des adversaires potentiels, c'est un moyen d'assurer que le choc ne sera pas catastrophique et de minimiser les pertes énergétiques dans les blocs avant.
- Dans le contexte concurrentiel actuel (tant en terme de prix que de masse), il y a rarement surabondance des zones d'absorption d'énergie. Les véhicules sont ainsi dimensionnés « au plus juste » vis à vis du choc d'autoprotection. Ainsi, si les zones d'absorption initialement prévues pour le choc d'autoprotection ne sont pas ou que partiellement utilisées en collision voiture / voiture, il n'y a que peu de chance de rattraper le déficit énergétique qui en résulterait.

Les mesures effectuées (mannequins, structure) sont les mêmes que pour un choc contre barrière déformable. On les compare au choc d'autoprotection qui sert de référence (il représente le potentiel du véhicule). Pour faciliter la comparaison, on utilise un indicateur d'intrusions hautes (recul pied avant, recul bas du montant de baie, recul planche de bord) et un indicateur d'intrusions basses (tablier côté conducteur).

Si le véhicule était parfaitement compatible et en dépit du décalage initial selon Z (60 mm), les critères mesurés seraient les mêmes que ceux du choc d'autoprotection et cela pour les deux véhicules.

L'effet du niveau d'interaction entre les deux véhicules se retrouvera également sur la moyenne des critères des deux véhicules : un déficit d'absorption d'énergie en début de choc aura pour conséquence une augmentation de l'écrasement des habitacles en fin de choc, et cet écrasement supplémentaire sera vraisemblablement le même pour les deux véhicules (ils ont la même raideur).

### Choc Ford Focus – Ford Focus

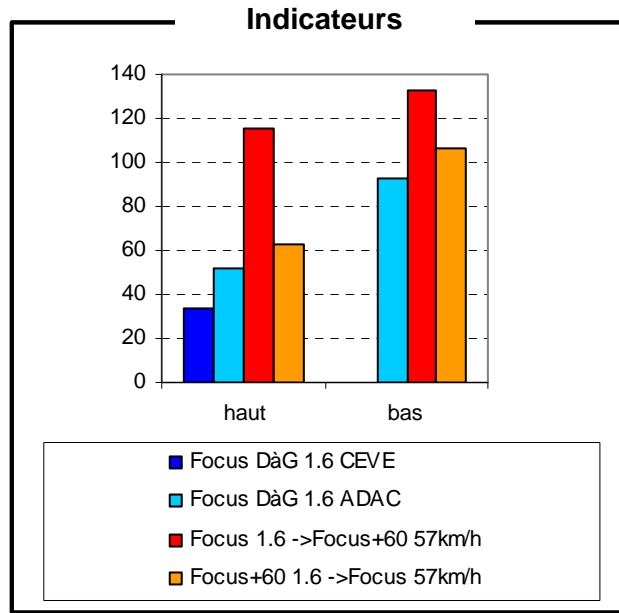
	Ford Focus n°1 (assiette H)	Ford Focus n°2 (assiette H+60mm)
Définition du véhicule	5 portes, moteur 1.6	
Vitesse au choc	57,2 km/h	
Aspect bloc avant	<b>Le brancard n'a pas travaillé</b> : il a fortement plié vers le bas au niveau du brancard milieu sans se déformer et est passé sous le moteur adverse. La poutre reste toutefois solidaire du brancard. La partie supérieure du bloc avant est déformée sous la poussée du brancard adverse.	<b>Le brancard</b> a eu du mal à trouver de l'appui en passant au dessus de la boîte de vitesses du véhicule adverse. Il a fini sa course dans la batterie. Il a tout de même <b>partiellement absorbé de l'énergie</b> , par flambement dans le plan horizontal. La partie supérieure du bloc avant est nettement moins déformée, mais a quand même été sollicitée par le renfort d'aile.
Aspect habitacle	L'habitacle semble plus atteint que celui de l'autre véhicule, avec un pli marqué de l'arc de pavillon.	L'habitacle est moins déformé que dans l'autre véhicule, mais un pli s'est formé sur le longeron, en bas du pied milieu.

L'écart entre les deux véhicules est marqué, tant du point de vue des intrusions hautes que des intrusions basses.

Les intrusions du véhicule chevauchant (assiette + 60mm) sont de l'ordre de celles du choc d'autoprotection.

Les intrusions du véhicule chevauché sont dégradées par rapport au choc d'autoprotection, et se trouvent dans un domaine pour lequel le véhicule n'a pas été conçu.

La Ford Focus n'a donc pas été capable de contrer le déséquilibre introduit (décalage en Z de 60 mm). Ceci tendrait à montrer que la Ford Focus, malgré son imposante poutre entre brancards, n'est pas compatible géométriquement.



### Choc Opel Astra – Opel Astra

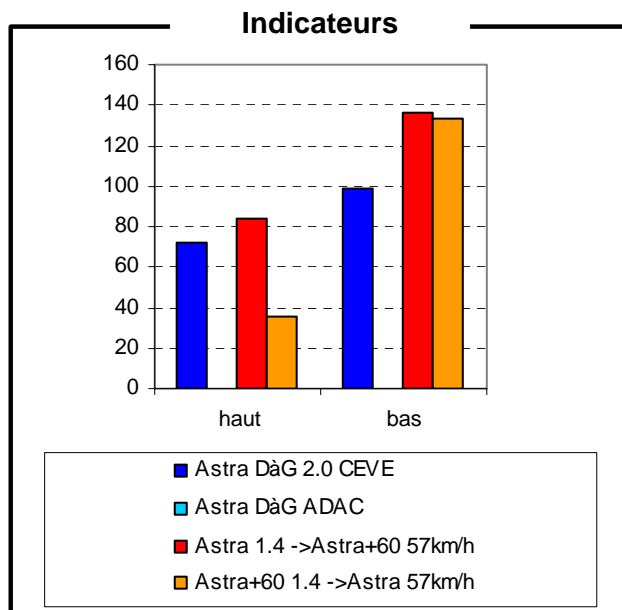
	Opel Astra n°1 (assiette H)	Opel Astra n°2 (assiette H+60m)
Définition du véhicule	5 portes, moteur 1.4 16V	
Vitesse au choc	56,7 km/h	
Aspect bloc avant	<p><b>Le brancard a très bien travaillé</b> en prenant appui sur la boîte de vitesse du véhicule opposé. Côté choc, la poutre entre brancards s'est dégalbée et mise à plat, puis elle s'est désolidarisée du brancard (a priori assez tardivement au cours du choc). Par contre, le <b>berceau</b> n'a pas du tout été sollicité par l'autre véhicule, et il reste <b>indéformé</b> suite à la <b>rupture de sa liaison avec le brancard</b>. La partie supérieure du bloc avant est largement déformée sous la poussée du brancard adverse. En particulier, l'élément porteur a reculé dans l'auvent.</p>	<p><b>Le brancard</b> a eu du mal à trouver de l'appui en passant au dessus de la boîte de vitesses du véhicule adverse. Il a fini sa course dans la batterie. Il a tout de même <b>partiellement absorbé de l'énergie</b> en particulier sous l'effort provenant du berceau. Le <b>berceau est fortement déformé</b> en partie avant (il est replié sur lui-même). <b>La liaison avec le brancard a tenu</b> et semble avoir entraîné le brancard dans sa course. La partie supérieure du bloc avant est nettement moins déformée que sur l'autre véhicule, mais a quand même été sollicitée.</p>
Aspect habitacle	L'habitacle reste intègre, à l'exception d'un pli marqué de l'arc de pavillon	L'habitacle est également intègre, et le côté de caisse est moins déformé.

L'écart entre les deux véhicules est marqué du point de vue des intrusions hautes, mais minime du point de vue des intrusions basses.

Les intrusions hautes du véhicule chevauchant sont inférieures à celles du choc d'autoprotection.

Les intrusions hautes du véhicule chevauché sont de l'ordre de celles du choc d'autoprotection.

Les intrusions basses des deux véhicules sont dégradées par rapport au choc d'autoprotection, et se trouvent dans un domaine pour lequel le véhicule n'a pas été conçu.



L'Opel Astra n'a donc pas été entièrement capable de contrer le déséquilibre introduit (décalage en Z de 60 mm). L'Opel Astra, avec son berceau long, est plus compatible géométriquement que la Ford Focus, mais ce berceau ne s'avère pas être suffisamment dimensionné pour cela. Cette voiture peut donc potentiellement être améliorée de ce point de vue.

#### Choc Opel Astra modifiée – Opel Astra modifiée

Sur l'Opel Astra standard, la poutre entre brancards n'était pas suffisamment rigide pour que le véhicule opposé puisse y prendre appui, la liaison brancard – berceau n'était pas dimensionnée pour transmettre (et équilibrer) les efforts entre des deux voies, les berceaux avaient du mal à trouver de l'appui sur le véhicule adverse.

Le but de la modification est de faire travailler l'ensemble des voies d'effort lors du choc véhicule – véhicule. Cette modification est largement dimensionnée (faute de pouvoir prévoir finement le comportement) et prétend remédier aux trois défauts identifiés, sans pour autant modifier le comportement du véhicule lors du choc d'autoprotection.

La poutre entre brancards a donc été renforcée au moyen d'une tôle de fermeture (solution déjà connue sur certains véhicules).

La liaison brancard – berceau a été largement renforcée afin d'assurer sa tenue.

Une tôle entre la poutre entre brancards et la traverse avant de berceau a été ajoutée afin d'assurer l'interaction des berceaux (cette fonction pourrait être également assurée via le GMV, ou par des liaisons ponctuelles plutôt que par la tôle proposée).

	Opel Astra n°3 (assiette H)	Opel Astra n°4 (assiette H+60mm)
Définition du véhicule	5 portes, moteur 1.4 16V	
Vitesse au choc	57,3 km/h	
Aspect bloc avant	<b>Le brancard a bien travaillé</b> en prenant appui sur la tôle (liaison poutre – berceau) et le Groupe Moto-Ventilateur du véhicule opposé. Il est légèrement poussé vers le bas et l'intérieur. La poutre entre brancards a bien tenu. Le	<b>Le brancard a bien travaillé</b> en prenant appui sur la tôle (liaison poutre – berceau) et le Groupe Moto-Ventilateur du véhicule opposé. La poutre entre brancards a bien tenue. Le <b>berceau a été sollicité</b> par l'autre véhicule et le longeron

	<p><b>berceau a été sollicité</b> par l'autre véhicule et le longeron de berceau s'est déformé en avant du pendard mais reste globalement dans l'axe. La traverse avant de berceau est pliée (en partie à cause de la discontinuité liée à la tôle). La <b>liaison berceau – brancard a tenue</b> malgré un début d'arrachement. La tôle entre la poutre et la traverse avant de brancard a tenu et a pris appui sur le Groupe Moto-Ventilateur. La partie supérieure du bloc avant est déformée sous la poussée de la poutre adverse.</p>	<p>de berceau s'est déformé en avant du pendard ainsi qu'en arrière du triangle. Toutefois, le berceau n'a pas flambé et a exercé une <b>forte poussée sur le soubassement</b>. La traverse avant de berceau est également pliée (en partie à cause de la discontinuité liée à la tôle). La <b>liaison berceau – brancard a tenue</b>. La tôle entre la poutre et la traverse avant de brancard a tenu et a pris appui sur le Groupe Moto-Ventilateur.</p>
Aspect habitacle	L'habitacle reste intègre, à l'exception d'un pli de l'arc de pavillon et un début de déboutonnage du longeron au niveau du pied avant (mais le longeron ne flambe pas).	L'habitacle est également intègre, à l'exception d'un pli de l'arc de pavillon du longeron au niveau de la porte avant.

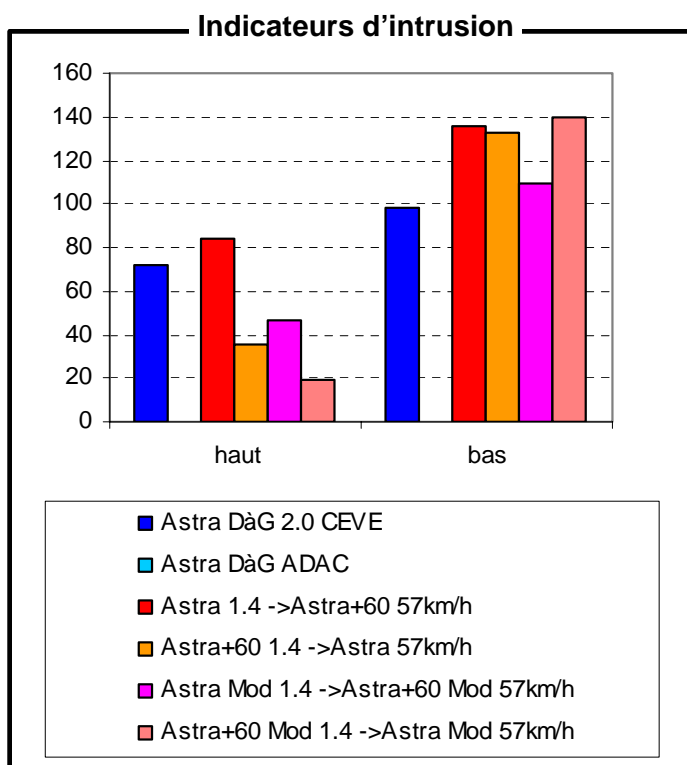
L'écart entre les deux véhicules est moins marqué du point de vue des intrusions hautes, et est inversé du point de vue des intrusions basses.

Les intrusions hautes des deux véhicules sont maintenant inférieures à celles du choc d'autoprotection et des véhicules non modifiés.

Les intrusions basses des deux véhicules sont toujours dégradées par rapport au choc d'autoprotection, et sont équivalentes à celle des véhicules non modifiés (malgré une vitesse de choc légèrement supérieure). C'est le soubassement du véhicule chevauchant qui est plus déformé.

Il faut noter que les deux tirs n'ont pas eu lieu exactement à la même

vitesse, et est plus pénalisant pour les Opel Astra modifiées. On peut évaluer la conséquence de cette différence de vitesse : l'énergie mise en jeu passe de 335 KJ à 342 KJ. On peut donc supposer que chacune des voitures a absorbé un surplus de l'ordre de 3,5 KJ, ce qui correspond à 12mm d'enfoncement supplémentaire pour un habitacle se déformant sous 300 KN. Les intrusions basses seraient donc légèrement améliorées pour les Opel Astra modifiées.



L'Opel Astra modifiée ne subit donc pratiquement aucune perte énergétique dans le bloc avant, et présente un déséquilibre limité des intrusions, typique du chevauchement : chevauché dégradé en haut, chevauchant dégradé en bas. La modification a permis un progrès en compatibilité géométrique.

### Conclusion

Trois configurations ont été testées :

- Berceau court mais prédisposition à la compatibilité géométrique via une poutre massive entre brancards
- Berceau long sans liaison suffisamment dimensionnée entre les voies d'efforts (haute et basse)
- Berceau long avec liaisons suffisamment dimensionnées entre les voies d'efforts (Astra modifiée)

Bien que prédisposée à l'interaction (grâce à sa poutre), la Ford Focus montre les limites de l'architecture à berceau court du point de vue de la compatibilité géométrique. On peut alors imaginer le niveau d'un véhicule à berceau court non traité pour la compatibilité.

L'Opel Astra, qui a deux voies d'effort basses supplémentaires, montre que le gain apporté par ces deux voies n'est pas énorme si les liaisons avec ces voies d'efforts ne sont pas suffisantes. La multiplication (dans les limites du raisonnable) des voies d'efforts seule ne semble donc pas être une solution définitive à l'incompatibilité géométrique.

Par contre, lorsque l'on crée des liaisons conséquentes entre ces multiples voies d'efforts, leur apport peut enfin s'exprimer. Ceci met donc en avant l'intérêt des liaisons entre voies d'efforts.

## **Essai A3-i : Opel Astra série contre mur haute définition du TRL avec barrière déformable**

Le choc à 0° et 56km/h ne génère aucune ouverture des ouvrants et aucun dysfonctionnement des moyens de retenue. La structure du véhicule est peu affectée avec un bon travail du bloc avant et une bonne tenue des liaisons longerons / berceau. Les longerons ont bien travaillé et sont légèrement déformés dans leur zone arrière au niveau du plancher, le berceau long quant à lui est fortement déformé et replié, en appui sur le tablier. On note par ailleurs une très bonne intégrité de l'habitacle avec un côté de caisse très propre, un léger recul de colonne et de la platine du pédalier, un recul important du tablier et une faible déformation du plancher et du tunnel.

## **Essai A3-ii : Opel Astra modifiée contre mur haute définition du TRL avec barrière déformable**

Côté structure on note un travail du bloc avant quasiment identique à celui de l'Astra série à la différence près que la tôle de renfort fait légèrement saillie en avant du berceau. Côté habitacle le constat est également très semblable à l'exception d'une déformation au niveau du pédalier ayant entraîné un mouvement des pédales vers le haut et d'un tablier

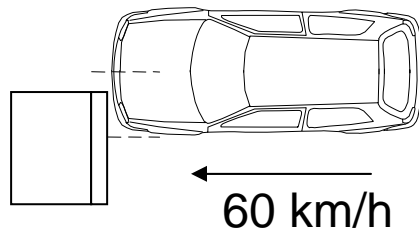


moyennement déformé en partie sous la poussée du longeron et du berceau, le plancher et le tunnel étant quant à eux relativement intacts.

La visualisation des zones dures montre que le renfort avant, qui crée une légère surépaisseur, est détecté comme un point très dur qui démérite le véhicule modifié par rapport au véhicule série. Cette conclusion va à l'encontre des deux essais fronto-frontaux entre Astra et Astra modifiée qui montraient que la modification amenait un gain sensible en terme de compatibilité sur ces chocs véhicule / véhicule.

## Essais contre barrière PDB pour confirmer la procédure d'essai proposée

### Configuration d'essai :

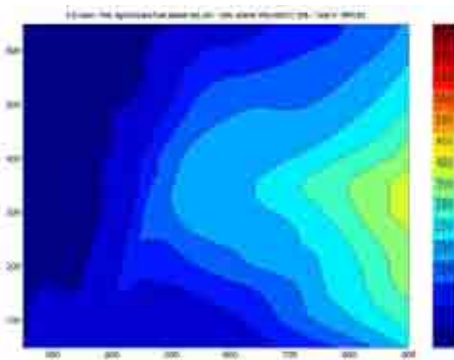


Vitesse 60 km/h  
Recouvrement constant de 750 mm  
Sans occupant  
Barrière PDB

Il est conseillé de se référer au chapitre « C6- Mise au point d'une procédure d'essai pour évaluer la compatibilité » avant de poursuivre.

### Essai BPC 03 – Peugeot 206 contre barrière PDB

### ANNEXE15



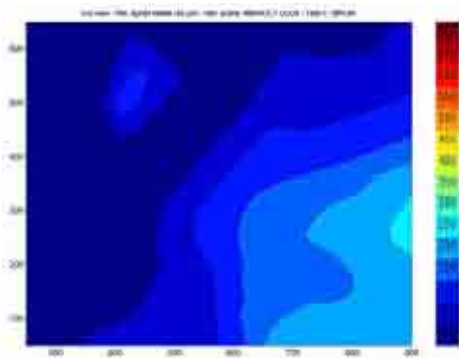
Ce véhicule d'ancienne génération est considéré comme « souple ». Il ne dispose pas de voie basse.

L'enfoncement de la barrière est relativement homogène, même si la partie inférieure de la barrière est un peu moins déformée compte-tenu de l'absence de voie d'effort basse.

L'habitacle commence à être sollicité. Le niveau d'autoprotection est atteint.

## Essai BPC 04 - Clio contre barrière PDB

## ANNEXE 16

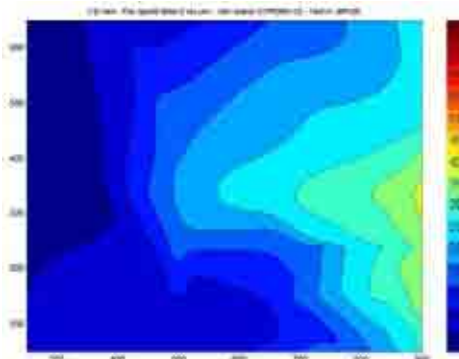


Ce véhicule est considéré comme « mou ».

La PDB est faiblement déformée, le niveau d'effort de la Clio n'est pas suffisant pour consommer la barrière. La répartition de la déformation se fait sur une large surface ce qui laisse supposer une bonne répartition des efforts confirmé par des essais voiture / voiture. D'autre part, le niveau d'effort de l'habitacle est atteint ce qui permet également de vérifier le niveau d'autoprotection.

## Essai BPC 05 – Citroën C5 :

## ANNEXE 17



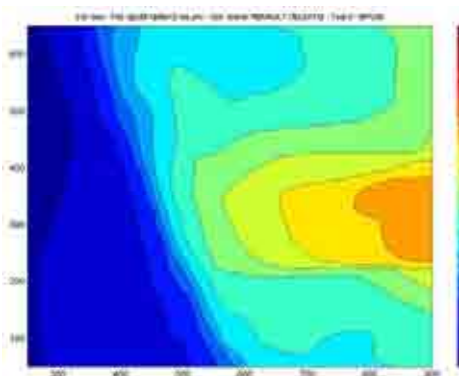
Ce véhicule de nouvelle génération est considéré comme « raide ». Il ne dispose pas de voie basse.

La poutre de pare-chocs est rompue après choc. Cette rupture doit cependant intervenir tardivement dans le choc car son empreinte est bien visible sur la déformée de la barrière.

L'habitacle n'est que très faiblement déformé.

## Essai BPC 06 - Vel Satis contre barrière PDB

## ANNEXE 18



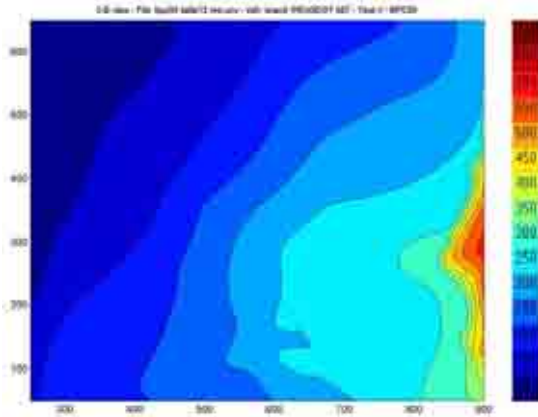
Ce véhicule de nouvelle génération est considéré comme raide avec de hautes performances en autoprotection et réparabilité

La conception avant de ce véhicule est la même que Laguna, il n'est donc pas étonnant de retrouver des résultats proches. L'influence de la sur masse est faible compte tenu des niveaux de raideurs enregistrés



## Essai BPC 09 – Peugeot 607

## ANNEXE 21



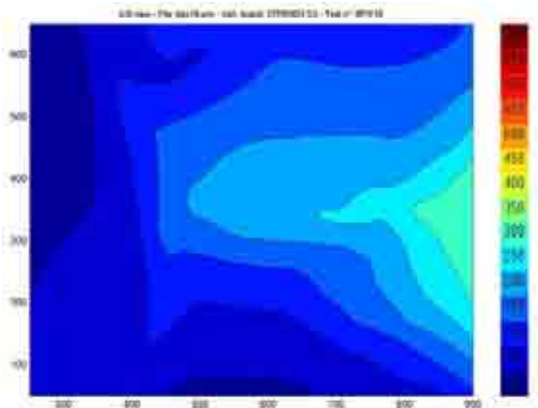
Ce véhicule d'ancienne génération est considéré comme « mou ».

La barrière est faiblement déformée au regard de la masse du véhicule. La déformation est très homogène, ce qui montre une bonne répartition des efforts sur l'ensemble de la face avant. La présence de la voie basse a contribué à augmenter la surface d'appui.

L'habitacle commence à subir des déformations sans pour autant être saturé.

## Essai BPC 10 – Citroën C3

## ANNEXE 22



Ce véhicule de nouvelle génération est considéré comme « raide ». Il dispose d'une seule voie d'effort principale.

La barrière est déformée de manière non homogène. Aucune perforation n'est à mentionner mais la surface d'appui du véhicule reste très localisée au niveau du longeron ce qui est insuffisant pour enfoncer la barrière de manière homogène. La partie inférieure de la barrière n'est que faiblement consommée.

L'habitacle du véhicule ne subit aucune déformation, le niveau d'autoprotection n'est pas atteint.

## Essai BPC 11 - Yaris contre barrière PDB

## ANNEXE 23



Ce petit véhicule peut être considéré comme raide en début de choc avec seulement une voie de passage d'effort.

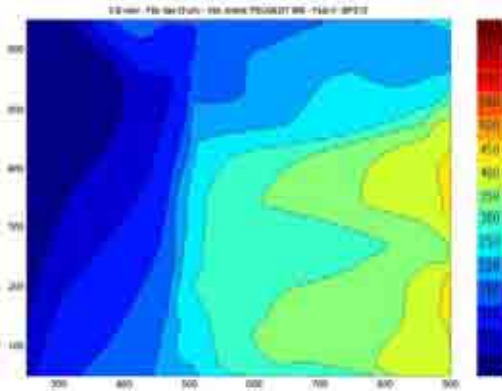
La PDB a vu la présence d'un longeron raide et haut par rapport au sol. La raideur de son longeron associée à sa hauteur risque d'avantager les imbrications en configuration voiture / voiture. Il est intéressant de comparer la déformé de la barrière avec l'essai BPC04.

## Essai BPC 12 - PEUGEOT 807

## ANNEXE 24

Ce véhicule est considéré de raideur moyenne avec plusieurs voies de passage d'effort.

La PDB a enregistré les différentes voies de passage d'effort qui s'activent dans l'unité avant ainsi que les liaisons entre elles. Toutefois, celles-ci sont à la limite de la rupture. La distribution d'effort est correcte sur la surface de la barrière. L'habitacle est intact, le niveau d'autoprotection n'est pas atteint.

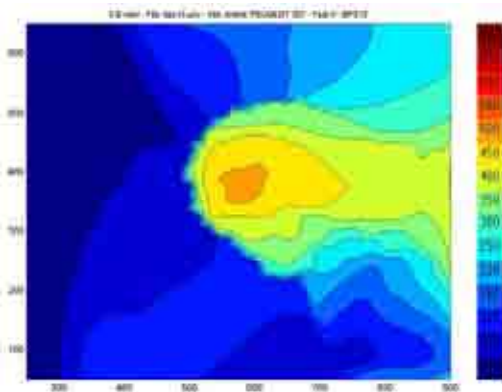


Ce véhicule de nouvelle génération est considéré comme « raide ». Il dispose de plusieurs voies d'effort.

L'enfoncement de la barrière est relativement important. Celle-ci présente cependant une déformation relativement homogène avec une empreinte très nette des deux voies d'effort principales que sont le longeron et la voie basse. L'habitacle n'est pas déformé.

## Essai BPC 13 – Peugeot 307

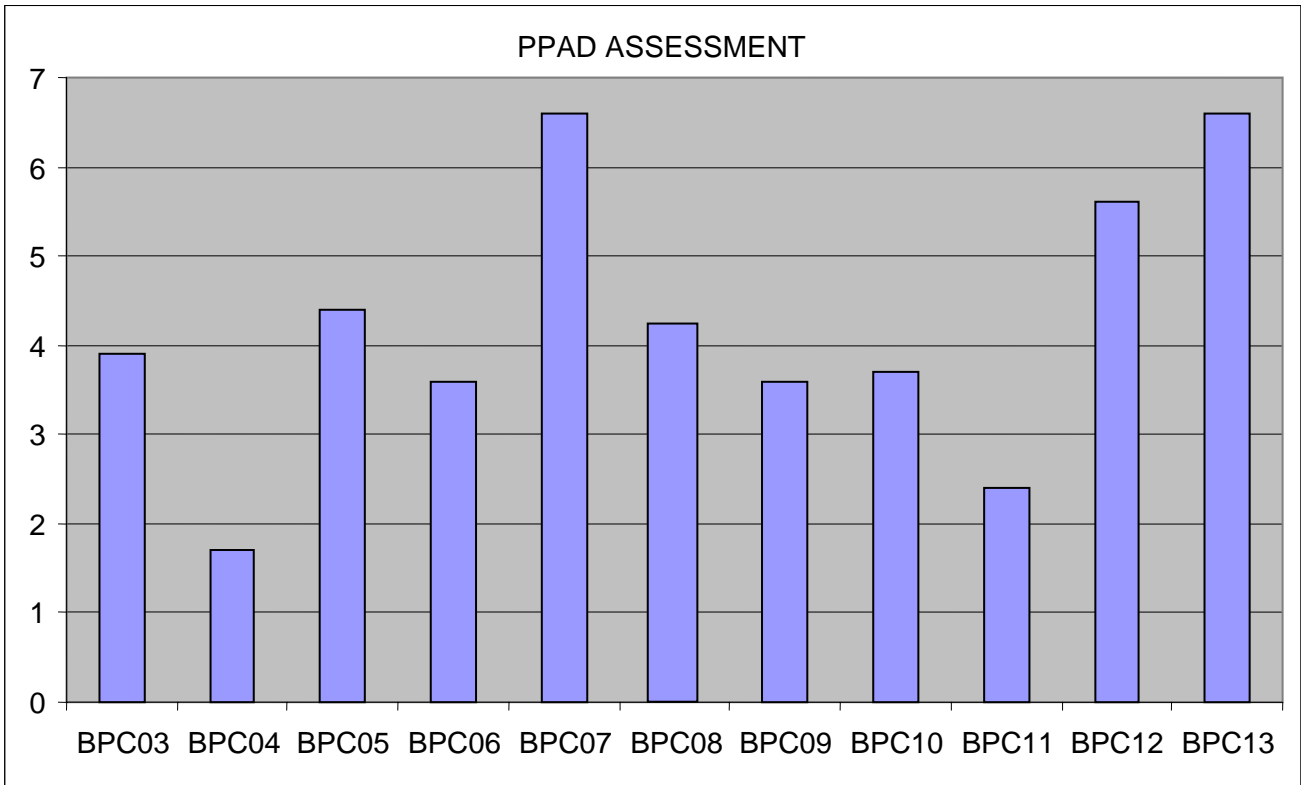
## ANNEXE 25



Ce véhicule de nouvelle génération est considéré comme « raide ». Il ne dispose pas de voie basse.

La barrière est très nettement agressée par le longeron du véhicule. Il en résulte une perforation de celle-ci. La déformation n'est donc pas homogène. La partie inférieure de la barrière n'est que faiblement déformée.

L'habitacle ne subit pas de déformation.



## **Conclusion :**

L'ensemble des essais montrent clairement que la déformée de la barrière dépend de la distribution d'efforts (pression). Deux grandeurs physiques contrôlent celle-ci : la géométrie et la raideur (force de déformation). C'est pourquoi nous observons des voitures lourdes qui peuvent être mieux classées que des voitures légères. De plus, ces essais confirment que cette barrière est beaucoup plus dépendante de la pression de distribution que de la masse. La raideur de la barrière semble adaptée au véhicules de nouvelle génération, toutefois, il reste à valider celle-ci avec des véhicules atypiques de type SUV ou LTV.

Un véhicule de nouvelle génération répond aux dernières exigences d'autoprotection et de réparabilité.

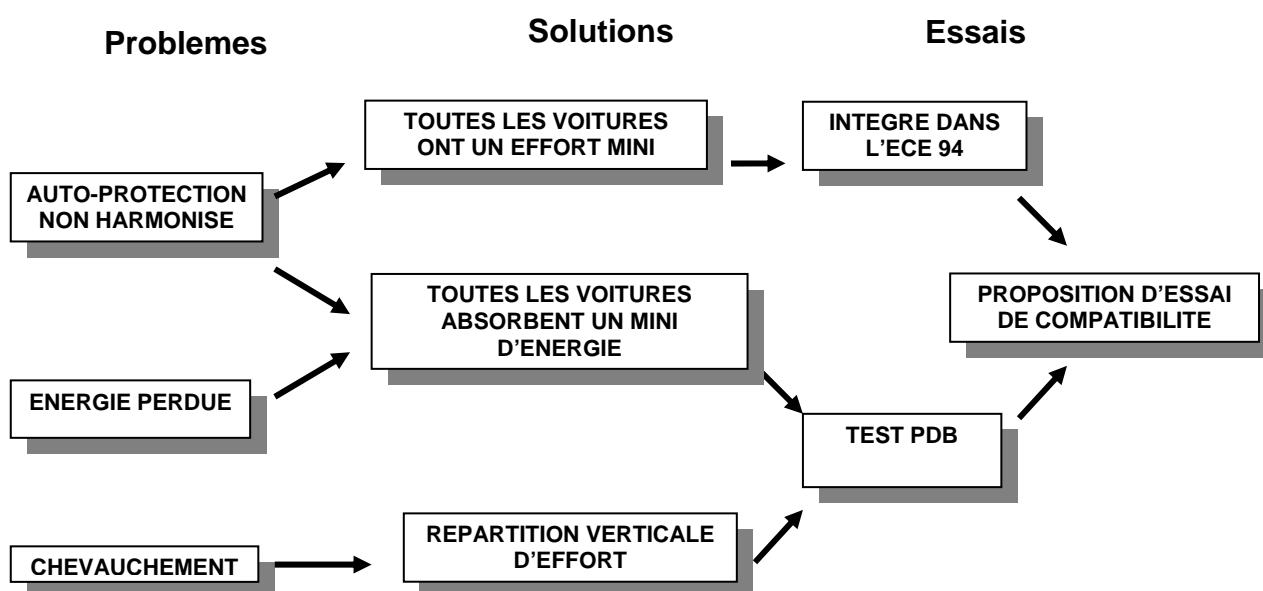
## **Prise en compte du choc latéral**

Le choc latéral, de part sa complexité, n'a pas été étudié dans le cadre du PREDIT. Cependant les améliorations et progrès proposés pour le choc frontal sont également valables pour le choc latéral.

Toutefois, une validation des concepts ainsi qu'une optimisation des solutions sera nécessaire dans l'avenir.

Des investigations sur la compatibilité plus axées vers la configuration de choc latéral sont envisagées par des études à venir.

Il s'agit de définir un moyen de caractériser de façon objective l'aptitude d'un véhicule à être compatible dans un parc roulant et susceptible d'être proposé comme une procédure réglementaire, en évitant si possible de multiplier le nombre d'essais. Le but était de trouver une traduction mesurable pour mesurer le niveau de compatibilité du véhicule en terme d'autoprotection et de protection des occupants du véhicule adverse. Cette tâche vise à caractériser, dans le cadre d'une procédure réglementaire, l'aptitude d'un véhicule à être compatible avec les autres. Il doit prendre en considération les trois problématiques que sont la différence de raideur, le démerite énergétique et le chevauchement. Il doit également respecter les deux principes incontournables qui veulent que toutes les voitures doivent être capables de supporter un effort de déformation minimum, même pour les plus légères d'entre elles, et d'absorber un minimum d'énergie, même pour les plus lourdes d'entre elles.



## Présentation de la barrière déformable PDB

La barrière doit se rapprocher d'une voiture. La barrière PDB a donc été conçue de sorte que :

- La possibilité de contacter le fond de barrière soit très improbable (pour que les structures puissent se déformer sans l'aide du mur)
- la répartition des efforts soit prise en compte

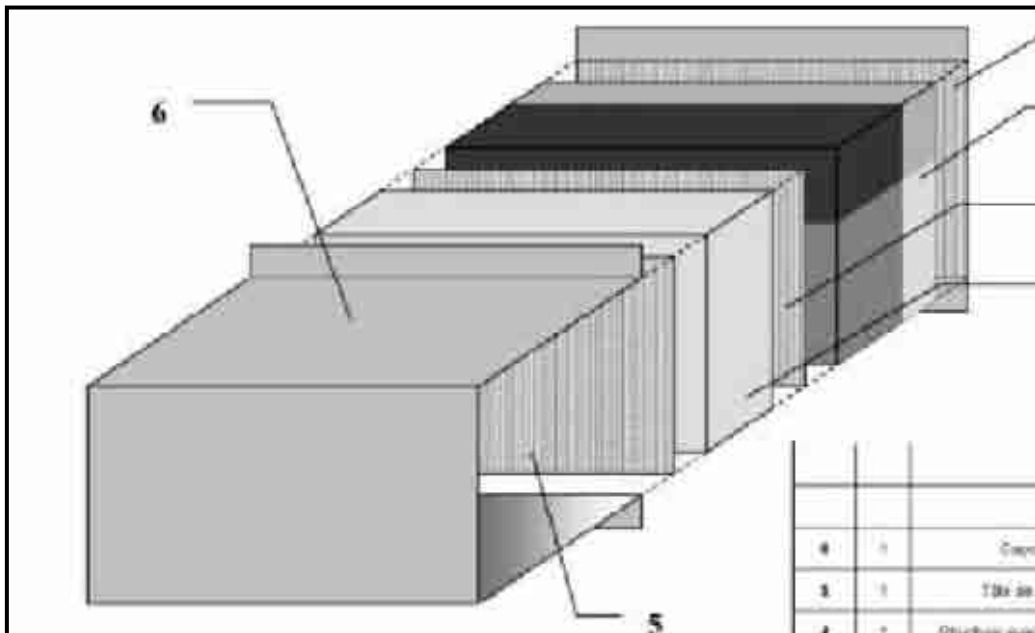


- la plus forte raideur des véhicules lourds soit prise en compte (augmentation de la raideur de la barrière avec la profondeur).

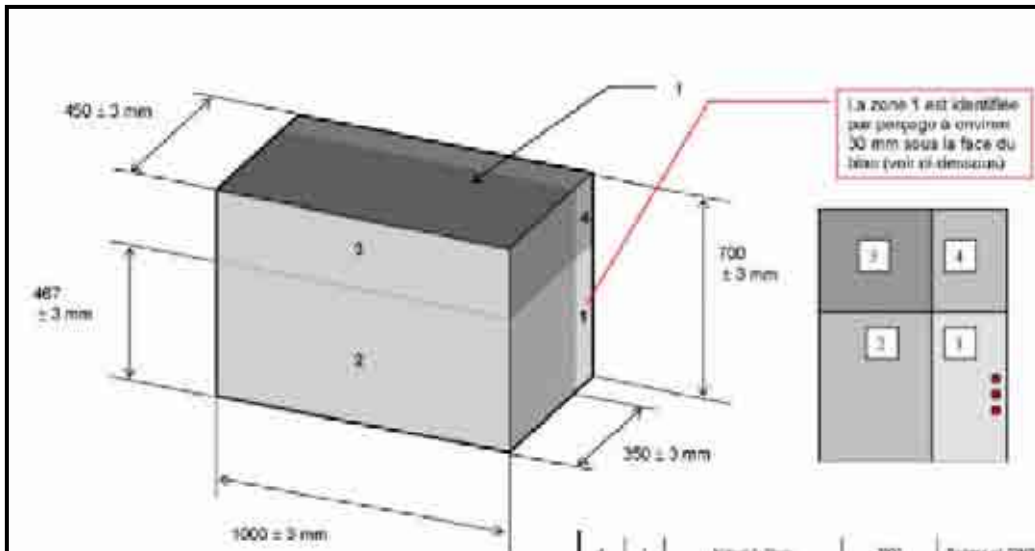


**Barrière PDB sur le site de tir**

La barrière PDB se compose de deux bloc de nid d'abeille, le premier constant en raideur, le second, d'un seul bloc, permet de générer des raideurs différentes en haut et en bas ainsi que progressives représenté par des couleurs différentes.



**Eclaté de la barrière PDB**

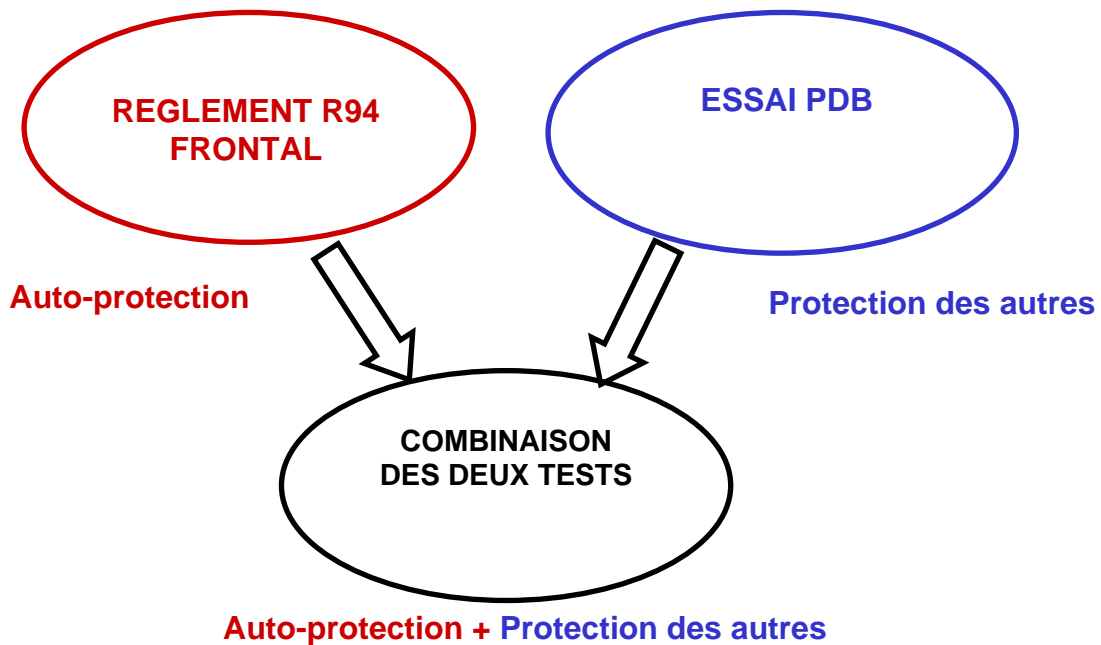


**Zoom sur le bloc progressif**

### Procédure compatibilité

Finalement l'essai de compatibilité se décline sous un seul et unique essai qui en même temps propose d'évaluer et de contrôler les deux parties de la compatibilité :

- la protection du véhicule considéré (auto-protection)
- la protection du véhicule adverse (protection des autres).



Cet essai revient donc à modifier légèrement l'actuel règlement R94 :



Vitesse de test à 60 km/h (au lieu de 56 km/h)

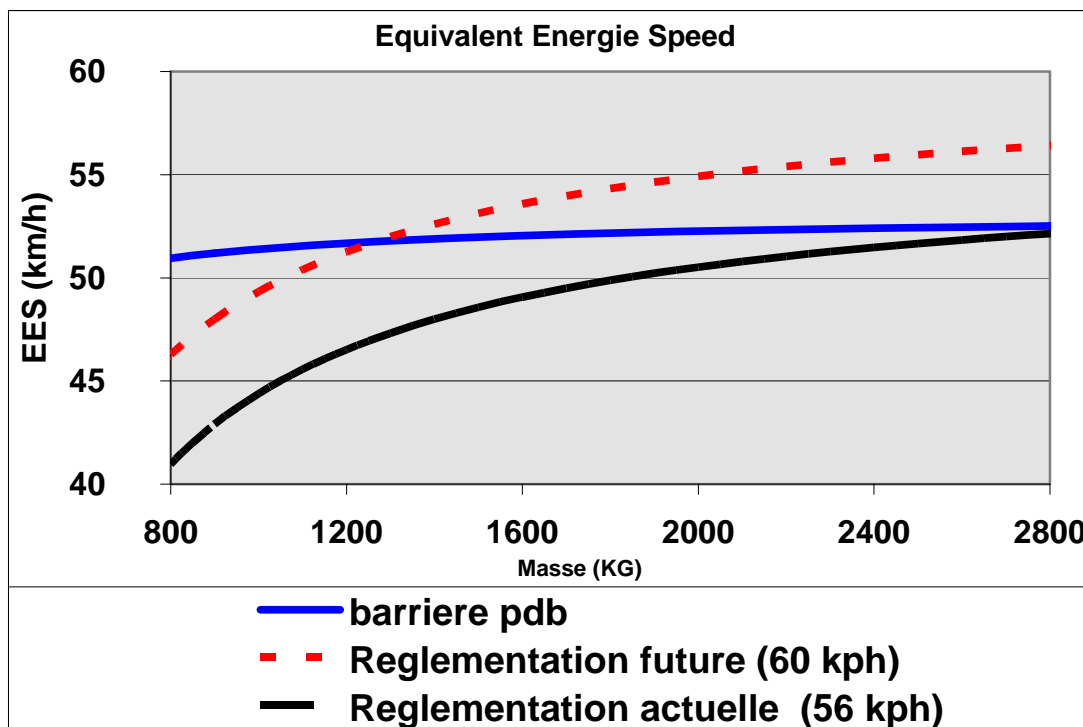
Recouvrement à 50 % (au lieu de 40 %)

Barrière PDB (au lieu de de la barrière CEVE )

Véhicule en configuration de tir

## Evaluation de l'Autoprotection

La mesure de l'autoprotection se fait à partir des intrusions (déformées de l'habitacle du véhicule) ainsi que des critères mannequins. Rien ne change par rapport au R94. Le niveau de sévérité, de part les caractéristiques de la barrière, devrait être constant quelle que soit la masse du véhicule.



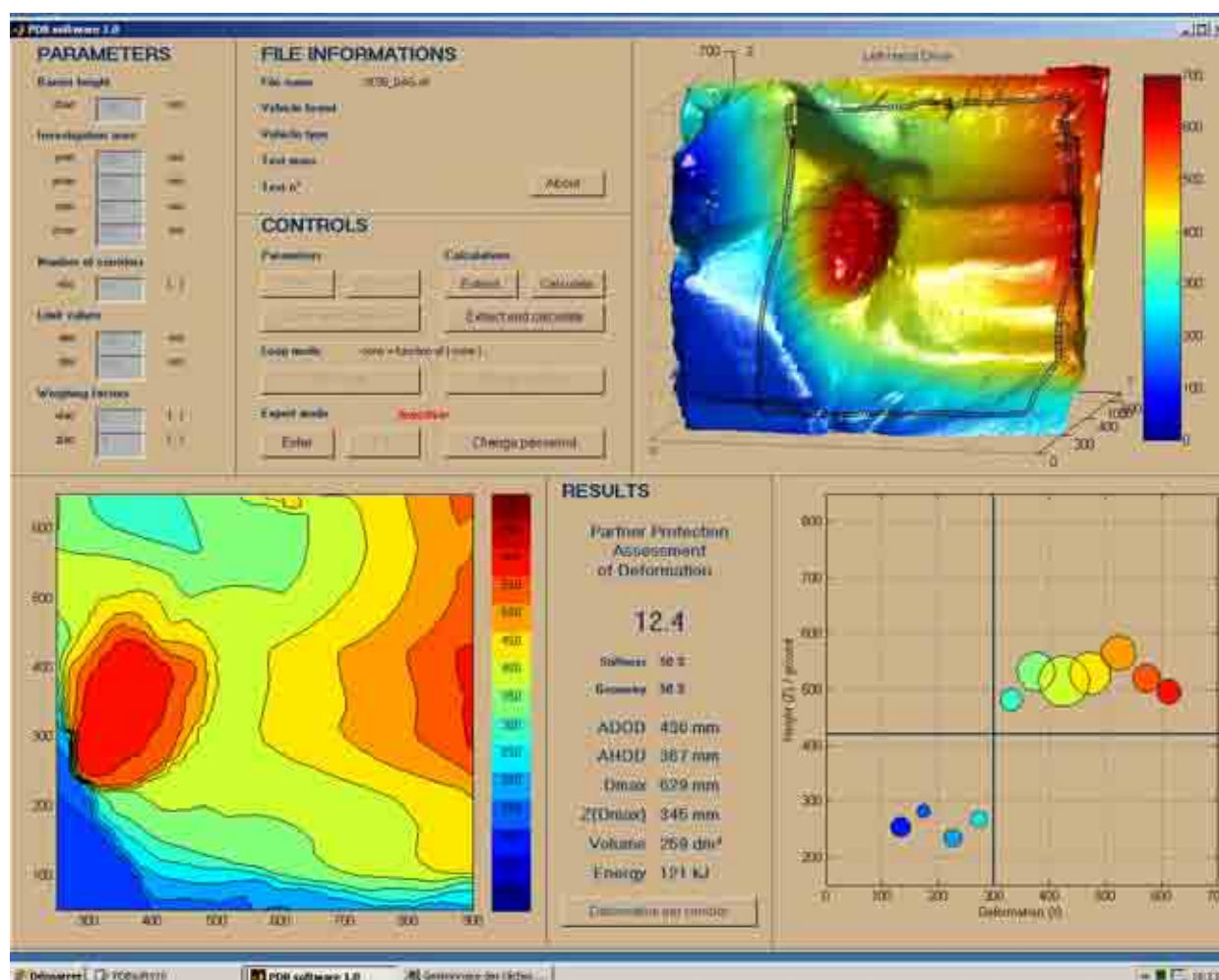
Courbes de sévérité en fonction de la masse

## Evaluation de la Protection des occupants du véhicule adverse

La cartographie des déformations se fait par numérisation de la surface de la barrière à partir d'une numérisation 3D.

Des critères sont actuellement en cours de développement. Ils s'intéressent à :

- La pondération de la déformation par la surface ;
- La hauteur de la résultante de déformation ;
- La profondeur de la résultante de déformation.



### Analyse d'une barrière PDB

Cette approche avec une nouvelle barrière déformable permettra en plus d'harmoniser la violence de choc entre les véhicules lourds et légers. Effectivement, de part les performances de la barrière CEVE actuelle, les véhicules lourds sont désavantagés et se doivent d'absorber proportionnellement plus d'énergie que les légers. Ceci va à l'encontre de la compatibilité.

## Synthèse

Les statistiques qui ont été présentées par le LAB confirment les progrès effectués depuis 20 ans et plus particulièrement depuis le début des années 90.

Ces progrès se sont même accélérés ces dernières années, si on se réfère à l'évolution des notes décernées par l'EuroNCAP depuis 1996. Cet indicateur sera à vérifier à partir des statistiques d'accidents à venir, les progrès accomplis n'apparaissant pas dans celles d'aujourd'hui qui impliquent nécessairement des voitures plus anciennes.

Les principaux progrès concernent l'influence de la résistance de l'habitacle et certains principes de répartition géométrique des efforts produits par le bloc avant.

De plus, des essais sur mur rigide et sur barrière déformable réglementaires sont destinés à s'assurer que la protection globale n'est pas dégradée.

Bien que la recherche ne soit pas achevée, elle a d'ores et déjà permis d'élaborer des principes pour concevoir non seulement des voitures plus compatibles mais également une procédure d'essai.

Enfin les travaux réalisés pour définir la procédure d'évaluation ont déjà permis de mettre en évidence l'intérêt de la proposition française à travers la PDB et doivent se poursuivre pour affiner les critères de jugement, les valider et définir les limites de la compatibilité qui se fera à travers les groupes de travail internationaux.

En attendant cette prise de conscience la compatibilité n'est pas un terrain privilégié pour la concurrence. Même si des tests consommateurs envisagent de prendre cet aspect en compte, l'attention des clients devrait rester plutôt focalisée sur l'auto protection qui devrait rester l'objet privilégié des tests comparatifs. Ces tests comparatifs, pour continuer à faire apparaître un écart entre les voitures malgré leurs progrès, risquent de devenir de plus en plus sévères, entraînant une course à la rigidité préjudiciable à la compatibilité, et par ailleurs à la limitation des masses, nécessaire pour atteindre les objectifs d'émissions de CO<sub>2</sub>, que les constructeurs se sont engagés à respecter.

Un test réglementaire concernera toutes les voitures fabriquées et pas seulement les versions les plus vendues, comme le font les tests consommateurs. En effet, celles qui causent le plus de problèmes pour la compatibilité, sont les versions les plus équipées et les plus lourdes, qui font l'objet des tests réglementaires, et non pas les modèles les plus diffusés.

C'est d'ailleurs cette voie qui a été suivie dans l'élaboration de mesures destinées à améliorer la compatibilité entre voitures et camions avec l'obligation de munir les camions de dispositifs anti-encastrement.

La prise en compte de la compatibilité aura des conséquences importantes pour la conception des voitures et notamment sur leur architecture : comme pour la réglementation sur la protection des piétons, il faudra donc disposer d'un délai suffisamment long entre l'adoption d'une réglementation et sa date d'exigibilité.

Comme il a été dit, l'objectif de cette recherche était d'aboutir à des conceptions de véhicules qui minimisent les conséquences de l'hétérogénéité du parc automobile en proposant une procédure d'évaluation de la compatibilité qui a elle seule permet de contrôler l'auto protection et la protection des occupants du véhicule adverse.

La compatibilité interviendra sans nul doute dans la révision de la Directive de choc frontal, ainsi que dans les discussions sur l'harmonisation mondiale menées dans le cadre de l'IHRA (groupe de travail sur l'harmonisation des règlements).

Il était donc nécessaire que la France, même si elle participe aux travaux des autres groupes de travail, directement ou à travers les deux constructeurs automobiles, acquière une large compétence sur ce thème complexe et très sujet à interprétation, de même qu'il est important qu'elle puisse faire entendre son opinion au sein du CEVE et de l'IHRA.

La compréhension des phénomènes, l'identification des solutions et la mise au point de conditions d'évaluation a permis de formaliser une proposition française solide et reconnue qui doit toutefois encore se poursuivre.

Les bienfaits de cette proposition sur la compatibilité en latéral reste à étudier et pourrait faire l'objet d'une prochaine collaboration.