

Étude par simulation mathématique de l'efficacité d'un dispositif de retenue pour enfant selon la configuration d'installation

Marius-Dorin Surcel and Michel Gou

Volume 73, Number 4, 2006

EN L'HONNEUR DE / IN HONOR OF : CLAIRE LABERGE-NADEAU

URI: <https://id.erudit.org/iderudit/1106610ar>

DOI: <https://doi.org/10.7202/1106610ar>

[See table of contents](#)

Publisher(s)

Faculté des sciences de l'administration, Université Laval

ISSN

1705-7299 (print)

2371-4913 (digital)

[Explore this journal](#)

Cite this article

Surcel, M.-D. & Gou, M. (2006). Étude par simulation mathématique de l'efficacité d'un dispositif de retenue pour enfant selon la configuration d'installation. *Assurances et gestion des risques / Insurance and Risk Management*, 73(4), 545–575. <https://doi.org/10.7202/1106610ar>

Article abstract

This project uses dynamic simulation to assess the effectiveness of child restraint systems for various installation configurations in the cases of both frontal and side impact. For this purpose a model was developed using the MADYMO software (essentially the part that uses the multibody method) while finite element modeling was used to model the wings of the child restraint system and the vehicle body to provide a better representation of the contact between the child dummy, the restraining device and the structure of the vehicle. The model was evaluated for a side impact but, in order to perform more thorough verification, frontal collisions were also considered. The study shows that ISOFIX lower anchorages provide a better protection for the head while the results for lower flexible anchorages and vehicle belt installations although generally similar are not as good. The top tether reduces head injury criteria, especially when vehicle safety belts or lower flexible anchorages are used, but has practically no influence when the child restraint system is installed using ISOFIX anchorages. The model will also allow to measure the effect of inadequate installation, such as caused by the play introduced in the child restraint system due to the use of winter clothing.

Étude par simulation mathématique de l'efficacité d'un dispositif de retenue pour enfant selon la configuration d'installation

par Marius-Dorin Surcel et Michel Gou

RÉSUMÉ

L'objectif de la recherche présentée dans cet article était d'étudier par simulation l'efficacité de diverses variantes d'installation d'un dispositif de retenue pour enfants en cas de collision latérale, ainsi que frontale. Les auteurs ont donc utilisé le logiciel MADYMO pour réaliser un modèle mathématique qui permettrait d'étudier, à peu de frais, le résultat de diverses configurations d'installation. Le modèle a été construit en utilisant principalement la méthode multicorps, tandis que la méthode des éléments finis était utilisée pour construire les parties latérales du dispositif de retenue et la carrosserie du véhicule, ce qui a permis de décrire plus précisément le contact de l'enfant avec le dispositif de retenue et la structure du véhicule. Le modèle une fois réalisé a été évalué par comparaison de ses résultats à ceux obtenus au cours d'essais expérimentaux en collision latérale, ainsi qu'en collision frontale. L'étude en simulation des différentes variantes d'installation a permis de conclure qu'en cas de collision latérale, les ancrages ISOFIX offrent la meilleure protection pour la tête alors que les ancrages flexibles et les ceintures du véhicule donnaient des résultats globalement comparables mais moins bons. Par ailleurs, l'exploitation du modèle a aussi permis de constater que l'utilisation d'une sangle supérieure diminue la possibilité de blessure quand le dispositif de retenue est installé à l'aide des ceintures du véhicule ou des ancrages flexibles, mais n'a pratiquement aucune influence pour la collision latérale quand le dispositif est installé par les ancrages ISOFIX. Le modèle

Les auteurs :

Marius-Dorin Surcel est étudiant en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal et Michel Gou est professeur titulaire au Département de génie mécanique, l'École Polytechnique de Montréal, ainsi que chercheur au Laboratoire sur la sécurité des transports, Centre de recherche sur les transports.

Remerciements : Cette recherche a été financée par une subvention de AUTO 21, un réseau de centres d'excellence du Canada.

développé a donc permis de constater l'avantage des ancrages ISOFIX sur les autres types d'ancrage et de plus de mesurer l'effet d'une mauvaise installation, par exemple l'effet d'un jeu introduit dans les harnais à cause de vêtements d'hiver.

Mots clés : Collision latérale, dispositif de retenue pour enfants, ISOFIX, MADYMO, simulation.

ABSTRACT

This project uses dynamic simulation to assess the effectiveness of child restraint systems for various installation configurations in the cases of both frontal and side impact. For this purpose a model was developed using the MADYMO software (essentially the part that uses the multibody method) while finite element modeling was used to model the wings of the child restraint system and the vehicle body to provide a better representation of the contact between the child dummy, the restraining device and the structure of the vehicle. The model was evaluated for a side impact but, in order to perform more thorough verification, frontal collisions were also considered. The study shows that ISOFIX lower anchorages provide a better protection for the head while the results for lower flexible anchorages and vehicle belt installations although generally similar are not as good. The top tether reduces head injury criteria, especially when vehicle safety belts or lower flexible anchorages are used, but has practically no influence when the child restraint system is installed using ISOFIX anchorages. The model will also allow to measure the effect of inadequate installation, such as caused by the play introduced in the child restraint system due to the use of winter clothing.

Keywords : Side impact, child restraint system, ISOFIX, MADYMO, modelling.

I. INTRODUCTION

La sécurité des passagers enfants est une préoccupation majeure pour tous les intervenants en sécurité routière. Les statistiques montrent que les collisions de véhicules moteurs sont la cause principale de décès et de blessures chez les enfants, en dépit d'une amélioration de la résistance aux chocs des véhicules et de l'utilisation de plus en plus fréquente des ensembles de retenue pour enfants.

Ces systèmes de retenue fournissent une protection spécialisée pour les occupants dont la structure corporelle est encore immature et en cours de croissance. Pour les enfants, spécialement pour les plus petits, il est nécessaire que la retenue se fasse sur de grandes surfaces et différentes parties du corps. Des sangles multiples, des boucliers déformables et la position vers l'arrière peuvent aider à atteindre cet objectif. Les organes les plus touchés en cas d'accident sont, jusqu'à 2 ans, le cou, puis, de 2 à 4 ans, la tête et, finalement, de 4 à 10 ans, l'abdomen (BOCCRF, 2001).

Le premier but des systèmes de retenue est de protéger le système nerveux central. Dans la conception des systèmes de retenue, il peut d'ailleurs être nécessaire de mettre en péril les extrémités, les côtes et même les viscères pour protéger le cerveau et la moelle épinière puisque les os et les tissus peuvent être guéris alors que les lésions produites au cerveau et à la moelle épinière sont habituellement irréversibles.

Toutefois, même si l'efficacité des systèmes de retenue pour enfants a été bien vérifiée dans le cas de collisions frontales, ce n'est pas le cas pour les collisions latérales et les données statistiques montrent que, dans certains cas, le dispositif de retenue n'offre pas une protection suffisante dans les accidents latéraux et des lésions importantes ou même des décès ont été observés (Alonzo, 2000), (Arbogast *et al.*, 2003), (BOCCRF, 2001), (Gorlitz et Noeske, 2001), (Lang, 2002), (Mock et Kaufman, 2001), (Nett et Appel, 1998), (Sherwood *et al.*, 2003), (Stern, 1998), (Transports Canada, 1998), (Weber, 2000).

Plusieurs raisons peuvent expliquer ces différences et entre autres le mode d'installation du dispositif. Les dispositifs de retenue pour enfants utilisent généralement deux liaisons distinctes : un système d'ancrage qui maintient le dispositif de retenue fixé au véhicule et le harnais ou une autre structure qui retient l'enfant dans le dispositif. Le dispositif de retenue peut être installé dans le véhicule en utilisant soit les ceintures de sécurité du véhicule, soit les ancrages standardisés. Dans ce second cas, deux possibilités de montage existent : le système flexible ou le système rigide et normalisé ISOFIX.

Dans tous les cas, la partie supérieure du dispositif de retenue peut être fixée à la structure du véhicule par une sangle supplémentaire. Toutefois, lorsque le siège est orienté vers l'avant, l'utilisation de la sangle d'ancrage supérieure est alors obligatoire (Transports Canada, 2002).

Ce projet de recherche visait donc à étudier diverses possibilités d'installation du dispositif de retenue et à comparer, par simulation, leurs performances dans le cas de collisions latérales et frontales.

2. MÉTHODOLOGIE

2.1 Approche générale

Les trois étapes suivantes ont été suivies pour atteindre l'objectif général du projet :

- développement du modèle : modélisation géométrique du dispositif de retenue, du véhicule, du mannequin enfant, des ceintures et des ancrages;
- validation du modèle pour les collisions latérale et frontale par comparaison avec des résultats expérimentaux disponibles dans la littérature;
- exploitation du modèle : calculs des critères de blessures usuels de blessures pour diverses possibilités d'installation du dispositif de retenue (ceintures du véhicule, ancrages flexibles, ancrages rigides ISOFIX, sangle supérieure).

La modélisation a été réalisée avec le logiciel MADYMO, qui réduit le temps d'analyse et donc les coûts, qui offre une bibliothèque de modèles de mannequins déjà validés, qui autorise la comparaison avec d'autres simulations créées par la même technique (De Lange *et al.*, 2001), (Emam *et al.*, 2003), (Hulme *et al.*, 2003), (Thomas et Hellkamp, 1996), (Van Rooij *et al.*, 2003) Ce logiciel, de plus, était déjà utilisé à l'École Polytechnique pour d'autres projets de modélisation. MADYMO est un logiciel développé par TNO Automotive qui utilise la méthode des multicorps et l'analyse par éléments finis. Pour diminuer le temps et le coût des analyses, nous avons choisi une combinaison des deux approches, mais en nous appuyant principalement sur la méthode des multicorps. Toutefois, pour décrire plus exactement le contact de l'enfant avec le dispositif et avec la structure du véhicule, les parties latérales du dispositif et la carrosserie du véhicule ont été modélisées par des éléments finis. Pour obtenir les données (généralement confidentielles) nécessaires à la réalisation des modèles du véhicule et du dispositif, nous avons choisi d'utiliser principalement la méthode de l'ingénierie inverse.

Comme la majorité des recherches sur l'effet des collisions frontales ou latérales a été effectuée en utilisant des mannequins de trois ans et que les essais pour lesquels nous disposons des résultats ont été réalisés avec le mannequin Hybrid III-3 ans, nous avons choisi ce mannequin pour développer le modèle et l'avons installé à la place la plus rapprochée de l'impact, celle pour laquelle se produisent le plus de blessures et de décès.

Des critères établis de blessure sont indispensables pour évaluer le risque pour les passagers en cas d'accident et permettent de relier les conditions de chargement pendant l'impact aux niveaux des échelles de blessure. Le Head Injury Criteria (HIC number) est le critère le plus utilisé pour évaluer la gravité des blessures à la tête et procure les informations nécessaires pour différencier la réponse du sujet à l'impact avec contact de la réponse à l'impact sans contact bien qu'il présente des limitations connues (TNO, 2003c) :

- le HIC considère seulement les accélérations linéaires alors que le mouvement angulaire influence beaucoup les lésions de la tête;
- le HIC est valable pour l'impact avec un contact dur, donc d'une durée limitée;
- le HIC est calculé à partir du « Wayne State Tolerance Curve » (WSTC), qui a été établi uniquement pour un chargement de direction avant-arrière.

L'intervalle de temps considéré influençant beaucoup l'exactitude du résultat, nous l'avons réduit à 15 ms (millième de seconde) pour limiter l'utilisation de HIC aux seuls contacts durs.

2.2 Modélisation

Deux types de mannequins anthropomorphiques sont actuellement disponibles pour les études d'évaluation ou d'amélioration de la protection des enfants : une série de mannequins américains développés conjointement par plusieurs laboratoires des États-Unis et fabriqués par la firme HUMANETICS ainsi qu'une série de mannequins européens conçus et fabriqués par le TNO (Institut de Recherche des Transports des Pays Bas) (Alonzo, 2000).

Les modèles biomécaniques des mannequins enfants offrent une morphologie et surtout une capacité de réponse au choc relativement éloignées de celles de l'humain. Ils présentent même des défauts anatomiques qui rendent leur utilisation délicate, voire même impossible dans certains travaux de recherche visant à évaluer l'amélioration de la protection de l'enfant, en particulier au niveau du thorax et de l'abdomen. De plus, leurs capacités de mesure sont restreintes et ne permettent pas, en cours de choc, de mesurer les charges appliquées sur certains segments corporels (cou, thorax, abdomen, vertèbres lombaires) fréquemment et sévèrement atteints chez l'enfant accidenté (Alonzo, 2000).

Le programme européen CREST a développé et validé une nouvelle série de mannequins baptisés « Q ». Les modèles mécaniques de la série Q seront plus proches de l'humain en termes de morphologie et de réponse au choc. Ils seront d'autre part dotés d'une instrumentation complète et performante sur les segments corporels les plus exposés et les plus vulnérables. De plus, ils pourront être utilisés tant pour le choc frontal que pour l'impact latéral. La conception et la fabrication des mannequins Q ont été prises en charge par le TNO et leur validation est menée conjointement avec le VTI suédois et l'INRETS français. Leurs premières utilisations viseront principalement les reconstitutions d'accidents en choc latéral du programme

CREST. Ils seront ensuite proposés pour être utilisés dans le test dynamique de certification des dispositifs de retenue pour enfants régi par le futur règlement européen qui devrait prendre en compte la nécessité de protéger l'enfant contre les effets d'une collision latérale. Le programme comprend également le développement de mannequins numériques de la série Q qui sont les homologues virtuels des modèles biomécaniques du même nom. Ces mannequins développés par l'Université Technique de Berlin en collaboration avec le TNO sont déjà insérés dans la bibliothèque du logiciel de simulation d'essais dynamiques MADYMO™. Ils devraient permettre, entre autres, la conception optimisée des dispositifs du futur en réduisant la durée des études et les coûts de développement (Alonzo, 2000). D'un autre côté, NHTSA a effectué des comparaisons entre les mannequins Hybrid III-3 ans et le mannequin Q3 et a conclu que la bio-fidélité et la durabilité du mannequin Q3 sont insatisfaisantes et qu'elles posent des problèmes de calibration (NHTSA VRTC, 2000).

Malgré les limitations précédentes, nous avons choisi, pour notre modèle, un mannequin enfant de type Hybrid III-3 qui est disponible dans la bibliothèque MADYMO et qui est construit à partir de vingt-huit ellipsoïdes (figure 1), certaines régions de la tête étant modélisées par des éléments finis, la tête et le thorax étant reliés par des contacts prédéfinis. Dans le cadre de ce projet, nous avons aussi défini des conditions de contacts supplémentaires pour tenir compte des contacts entre les diverses parties du modèle. De plus, de manière à éviter les accélérations parasites causées par la raideur des articulations, nous avons élaboré un programme particulier pour positionner le mannequin dans le dispositif de retenue sous l'effet de la force gravitationnelle.

FIGURE I
MANNEQUIN HYBRID III-3 ANS
(D'APRÈS TNO AUTOMOTIVE, 2003A)



Le dispositif de retenue recommandé pour un enfant de 3 ans (âge du mannequin choisi) est un siège convertible nouveau-né/tout-petit. Nous avons donc choisi le dispositif de retenue Cosco Touriva (figure 2) pour lequel des résultats expérimentaux étaient disponibles et dont un spécimen a été mis à notre disposition par le fabricant. La partie centrale du dispositif de retenue a été modélisée par soixante-huit ellipsoïdes (très minces, les sections transversales sont donc presque rectangulaires) et quatre cylindres, tandis que les surfaces latérales du dispositif de retenue sont construites par des éléments finis (figure 3). Les propriétés mécaniques de la matrice de polypropylène utilisé pour la fabrication du dispositif de retenue (tableau 1) ont été tirées de la littérature (Moore, 1996) et des spécifications du fabricant (Dow Plastics, 2003). Par ailleurs, le modèle élastoplastique isotrope de Johnson-Cook a été utilisé pour caractériser ce matériau dans le logiciel MADYMO.

FIGURE 2
DISPOSITIF DE RETENUE (D'APRÈS COSCO JUVÉNILE, 2002)



FIGURE 3
MODÈLE DU DISPOSITIF DE RETENUE



TABLEAU I
MATÉRIAU UTILISÉ POUR LA COQUE DU
DISPOSITIF DE RETENUE POUR ENFANTS

N°	Propriété	Unité	Méthode d'essai	Valeur
1	Type	-	-	Polypropylène
2	Épaisseur	mm	-	3
3	Densité	kg/m ³	ASTM D 792	911
4	Module longitudinal d'élasticité	MPa	ASTM D 790	1 400
5	Coefficient de Poisson	-	ASTM D 790	0,4
6	Résistance à la traction	MPa	ASTM D 638	32
7	Résistance à la flexion	MPa	ASTM D 638	40
8	Déformation admissible	%	ASTM D 638	4
9	Résistance au choc Izod	J/m	ASTM D 256A	190
10	Dureté	R	ASTM D 638	60

Les sangles du harnais du dispositif de retenue ont été modélisées par des segments de ceintures MADYMO, tandis que les éléments d'attaches (agrafe de rétention, bouton de déclenchement, plaque) étaient modélisés par des ellipsoïdes. Les caractéristiques du harnais du dispositif de retenue ont été mesurées et adaptées à partir des données décrites dans le MADYMO Application Manual Version 6.1 (TNO Automotive, 2003b).

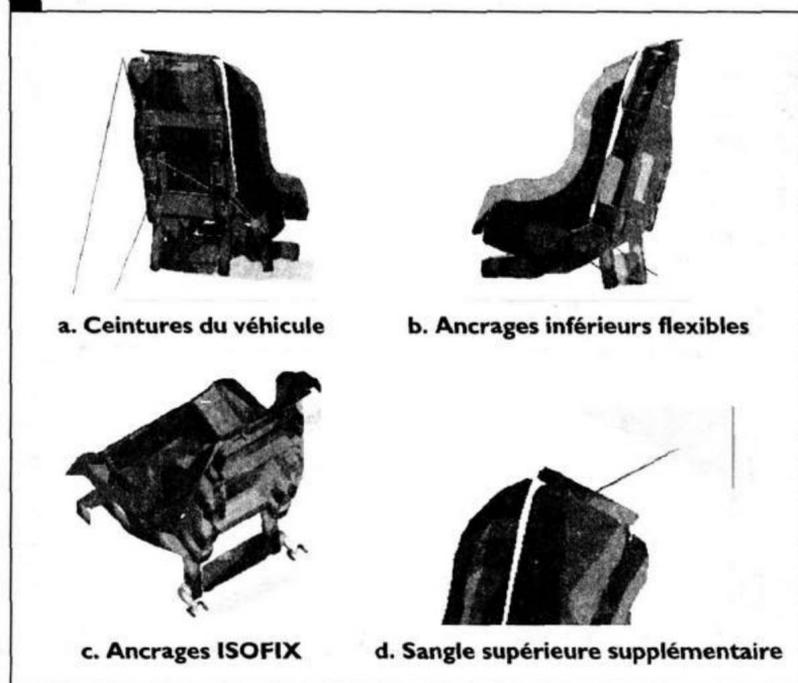
La banquette arrière et les sièges avant du véhicule ont aussi été modélisés par des ellipsoïdes, alors que le plancher, la tablette arrière et le panneau arrière étaient modélisés par des plans, ceci afin de limiter les temps de calcul informatique. Finalement, les panneaux des portières, le plafond de l'habitacle et les vitres latérales et centrale arrière ont été modélisés par des éléments finis (tableau 2).

Les ceintures du véhicule, la sangle supérieure et les sangles inférieures des ancrages flexibles ont aussi été représentées par des segments de ceintures MADYMO. Les caractéristiques des ceintures du véhicule ont été mesurées et adaptées à partir des données décrites dans le MADYMO Application Manual Version 6.1 (TNO Automotive, 2003b).

TABLEAU 2
CARACTÉRISTIQUES DE LA STRUCTURE DU VÉHICULE

N°	Propriété	Unité	Valeur
1	Type	–	Acier, tôle laminée à froid
2	Épaisseur	mm	0,70 pour les panneaux extérieurs 0,85 pour les panneaux intérieurs, montants et transversaux
3	Densité	kg/dm ³	7,87
4	Dureté	HRB/HV	85 / 170
5	Élongation	mm	min 40
6	Résistance à la traction	MPa	min 270
7	Valeur d'Erichsen	mm	9,6 pour une épaisseur de 0,70 mm 10,0 pour une épaisseur de 0,85 mm

FIGURE 4
MODÉLISATION DE L'INSTALLATION
DU DISPOSITIF DE RETENUE



2.3 Simulation

Un champ d'accélération latéral et l'accélération gravitationnelle ont été appliqués à l'ensemble composé du dispositif de retenue et du mannequin enfant pour simuler l'impact latéral. Le champ d'accélération latéral choisi (figure 5) correspond aux spécifications de SNCAP (Side impact-new car assessment program) et a été utilisé pendant les essais effectués par la National Highway and Traffic Safety Administration (NHTSA) en 2001 (Sullivan *et al.*, 2001). Il correspond à une vitesse d'impact de $33,8 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ (21 mph) avec une accélération maximale de $255 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$ ($26 \times g$).

L'impact frontal a été simulé par l'application d'un champ d'accélération frontal et de l'accélération gravitationnelle à l'ensemble composé du dispositif de retenue et du mannequin enfant. Le champ d'accélération frontal appliqué (figure 6) est conforme aux spécifications de la norme américaine FMVSS 213 et a été utilisé pour les essais effectués par NHTSA en 2001 (Brunner et Sullivan, 2001), (Sullivan et Willke, 2001a). Il correspond à un impact frontal à la vitesse de $46,6 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ (29 mph) et l'accélération maximale atteint $228 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$ ($23,2 \times g$).

FIGURE 5
COURBE DE DÉCÉLÉRATION POUR L'IMPACT
LATÉRAL (DÉTERMINÉE À PARTIR DE SULLIVAN,
WILLKE ET BRUNNER, 2001)

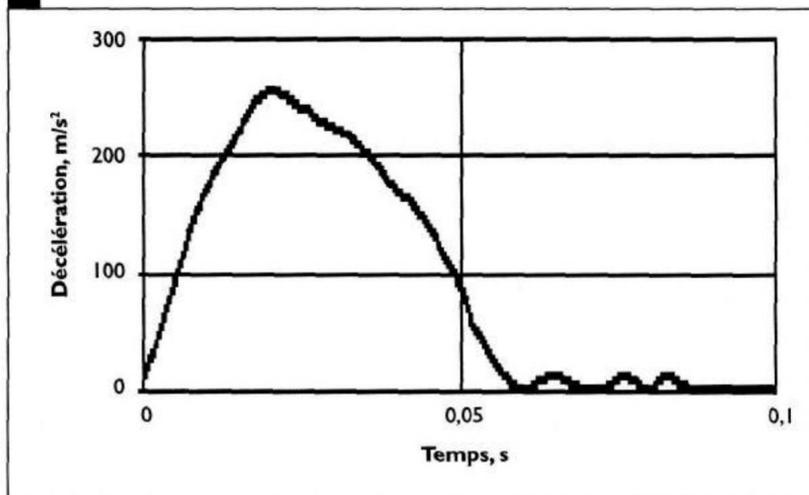
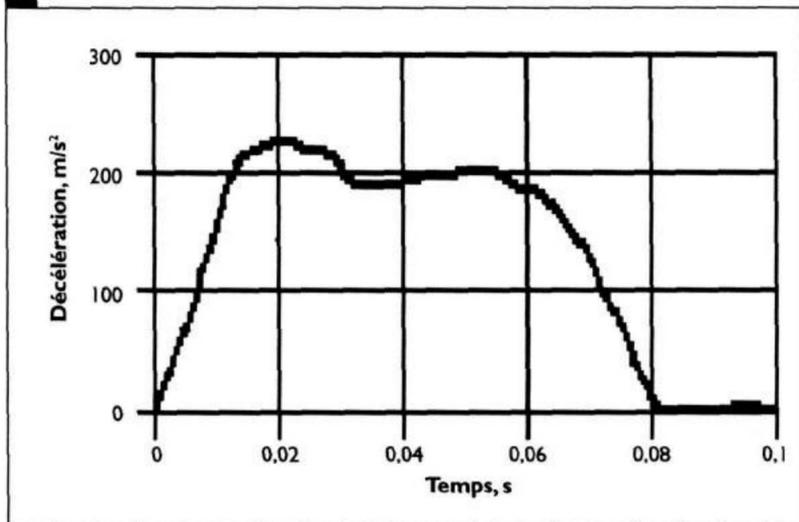


FIGURE 6
COURBE DE DÉCÉLÉRATION POUR L'IMPACT
LATÉRAL (DÉTERMINÉE À PARTIR DE SULLIVAN,
WILLKE ET BRUNNER, 2001)



2.4 Validation du modèle

Le modèle a été validé par comparaison des résultats obtenus à ceux obtenus au cours d'essais expérimentaux disponibles pour les mêmes combinaisons de véhicule, mannequin et dispositif de retenue installé avec les ceintures du véhicule. Rappelons que le mannequin Hybrid III a été conçu pour les études de choc frontal et, de ce fait, la précision de l'évaluation du risque dans les cas de collision latérale est discutable, en particulier lorsque l'on présente les paramètres de blessure du thorax.

2.5 Exploitation du modèle

Une fois le modèle validé, nous l'avons utilisé pour étudier diverses possibilités d'installation du dispositif de retenue, utilisant soit les ceintures de sécurité du véhicule, soit des ancrages rigides et des liaisons flexibles ou encore des ancrages rigides et des liaisons également rigides (ISOFIX). L'utilisation de la sangle supérieure a aussi été étudiée dans des simulations de collision latérale pour les trois variantes d'installation.

Pour compléter la comparaison des configurations d'installations possibles, nous avons aussi analysé l'influence de la sangle supérieure

également en cas de collision frontale pour le dispositif installé à l'aide des ceintures du véhicule. Dans tous les cas, les critères usuels de blessures (HIC pour head injury criteria, accélération de la tête et du thorax et déflexion du thorax) ont été calculés pour évaluer la protection obtenue.

Les résultats sont évalués également par comparaison avec les valeurs admissibles (IARV pour Injury Assessment Reference Value) stipulées par les normes FMVSS208 et FMVSS213 pour le mannequin enfant Hybrid III-3 ans. Mentionnons cependant que ces valeurs admissibles ont toutes été déterminées pour une collision frontale. De ce fait, on peut mettre en doute la précision de l'évaluation du risque pour le cas de la collision latérale.

3. RÉSULTATS ET DISCUSSIONS

3.1 Évaluation du modèle

Pour la réalisation des simulations, le dispositif de retenue est installé, par les ceintures ou les ancrages, dans le véhicule et le mannequin est retenu par le harnais du dispositif (figures 7 et 8). Le champ d'accélération désiré est ensuite appliqué au dispositif de retenue et au mannequin et la simulation permet de voir le mouvement du mannequin et du dispositif. De plus, les paramètres de critères de blessures désirés sont calculés et présentés sous forme de graphiques et comparés avec des seuils admissibles.

**FIGURE 7
SIMULATION DE LA COLLISION LATÉRALE**

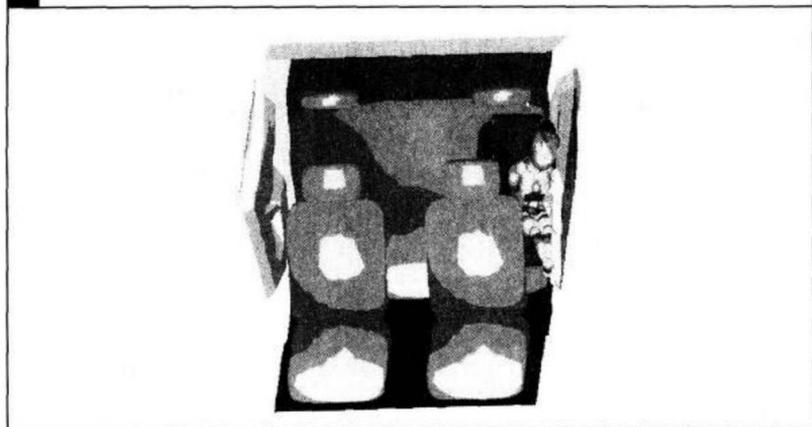
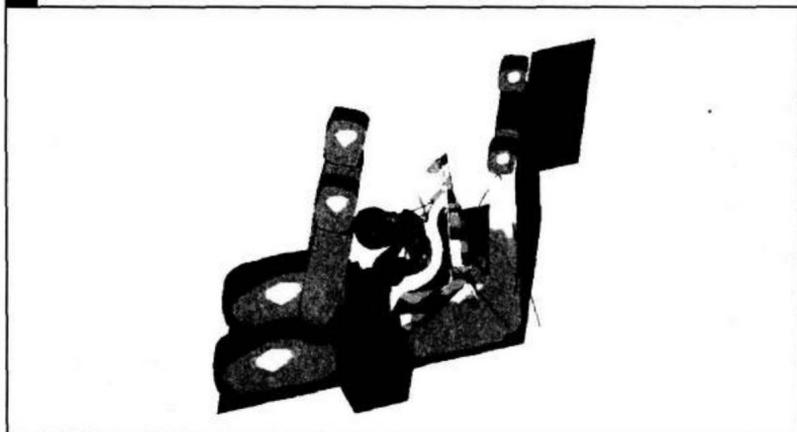


FIGURE 8
SIMULATION DE LA COLLISION FRONTALE



Au cours de la collision frontale, le mannequin et le dispositif se déplacent, la ceinture du véhicule et les harnais du dispositif se tendent et le mannequin entre en contact avec le siège avant. Sous l'action des forces de réaction de l'impact avec le dispositif et des forces élastiques dans les harnais et dans la ceinture, le mannequin est ensuite repoussé vers l'arrière, entre en contact avec le dispositif et le déplace vers l'arrière.

Au cours de la collision latérale, le mannequin et le dispositif se déplacent, la ceinture du véhicule et les harnais du dispositif se tendent et le mannequin entre en contact avec le dispositif et, le cas échéant, avec le panneau de la portière arrière gauche. Sous l'action des forces de réaction de l'impact avec le dispositif et le panneau de la portière et des forces élastiques dans les harnais et dans la ceinture, le mannequin est ensuite repoussé vers la droite, entre en contact avec le dispositif et le déplace vers la droite.

Le tableau 3 permet de comparer les résultats de la simulation avec les résultats expérimentaux disponibles. Les courbes, simulées et expérimentales, de décélération de la tête sont présentées aux figures 9 et 10. On constate que les résultats de la modélisation sont globalement proches des résultats expérimentaux. Toutefois, on observe, pour quelques critères de blessures, des différences qui sont le résultat, selon le cas, de la position initiale du mannequin qui peut différer par quelques détails et, pour la simulation de la collision frontale, des contacts entre le mannequin et l'intérieur du véhicule, lesquels sont pris en compte dans la simulation, mais pas au cours de l'essai réel

qui se déroule sur un chariot d'essai. Les différences observées sur les accélérations de la tête et du thorax sont principalement causées par la modélisation des ceintures et du harnais par des segments MADYMO, qui ne peuvent reproduire le glissement des ceintures sur le corps du mannequin.

TABLEAU 3
RÉSULTATS D'ÉVALUATION, SIMULATIONS
DES COLLISIONS LATÉRALE ET FRONTALE
MANNEQUIN HYBRID III-3 ANS, INSTALLATION
AVEC LES CEINTURES DU VÉHICULE

N°	Paramètre	Collision			
		Latérale		Frontale	
		Simulation	Essai	Simulation	Essai
1	HIC 15	1 001	1 085	433	359
2	Déflexion du thorax (mm)	6,14	3,56	15,80	17,00
3	Décélération du thorax-3ms ($m \cdot s^{-2}$)	639	646	432	489
4	Décélération de la tête ($m \cdot s^{-2}$)	1 193	1 585	1 028	1 112

FIGURE 9
COMPARAISON DES VARIATIONS, SIMULÉE
ET EXPÉRIMENTALE, DE LA DÉCÉLÉRATION
DE LA TÊTE EN CAS DE COLLISION LATÉRALE

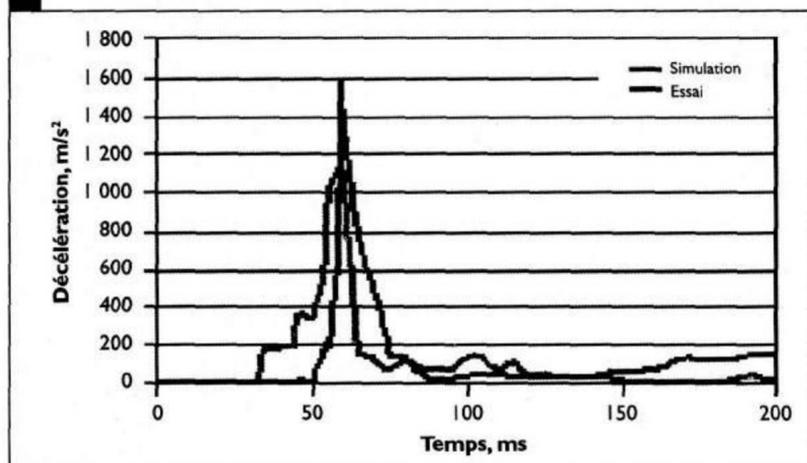
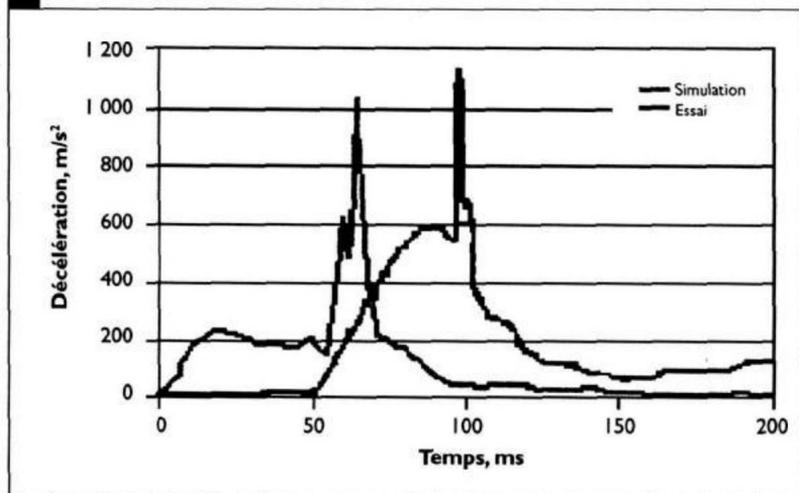


FIGURE 10
COMPARAISON DES VARIATIONS, SIMULÉE
ET EXPÉRIMENTALE, DE LA DÉCÉLÉRATION
DE LA TÊTE EN CAS DE COLLISION FRONTALE



3.2 Exploitation du modèle : étude des possibilités d'installation du dispositif de retenue

3.2.1 Comparaison des installations principales : ceintures et ancrages inférieurs uniquement

Les figures 11 à 16 présentent la comparaison entre divers critères de blessures quand l'impact latéral est simulé pour diverses configurations d'installation du dispositif de retenue sans utilisation de la sangle supérieure.

C'est l'installation du dispositif de retenue par les ceintures du véhicule qui produit les valeurs les plus élevées des critères de blessure de la tête HIC15 et HIC non limité. Suit ensuite l'installation avec ancrages inférieurs flexibles. Finalement, les valeurs les plus faibles sont obtenues pour les ancrages rigides ISOFIX.

La décélération de la tête la plus élevée est observée pour l'installation avec liaisons flexibles, suivie de celle obtenue pour l'installation avec les ceintures du véhicule et finalement de celle avec les ancrages ISOFIX.

FIGURE 11
HIC 15 ET HIC NON LIMITÉ POUR DIFFÉRENTES
INSTALLATIONS SANS SANGLE SUPÉRIEURE

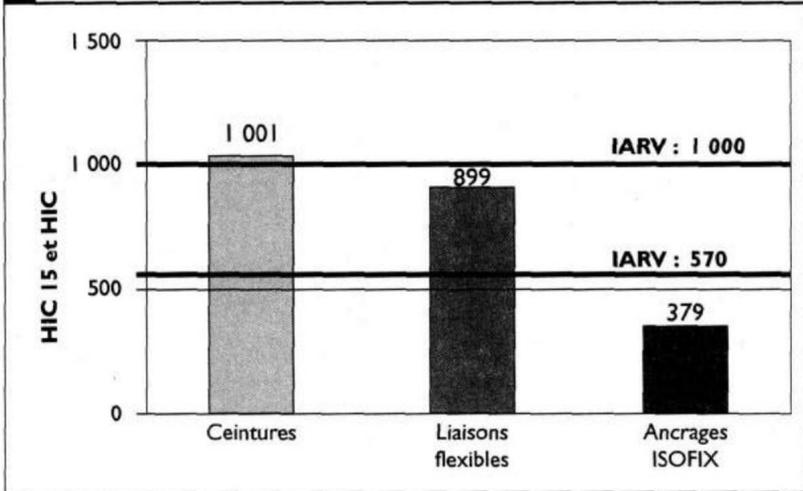
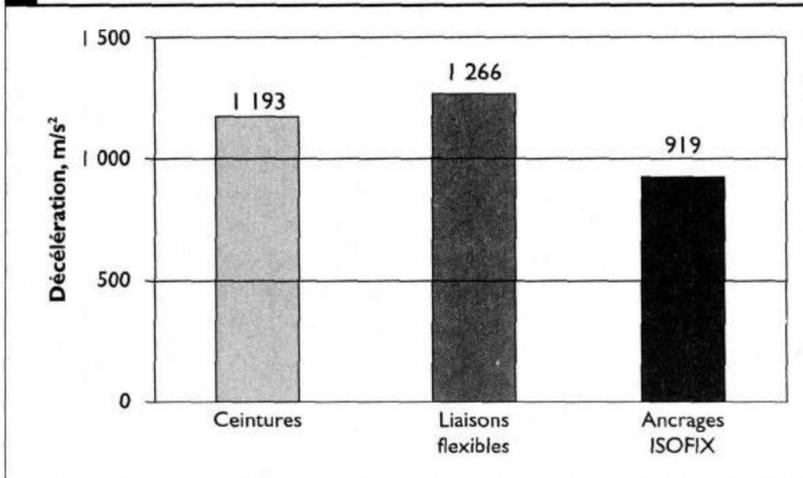
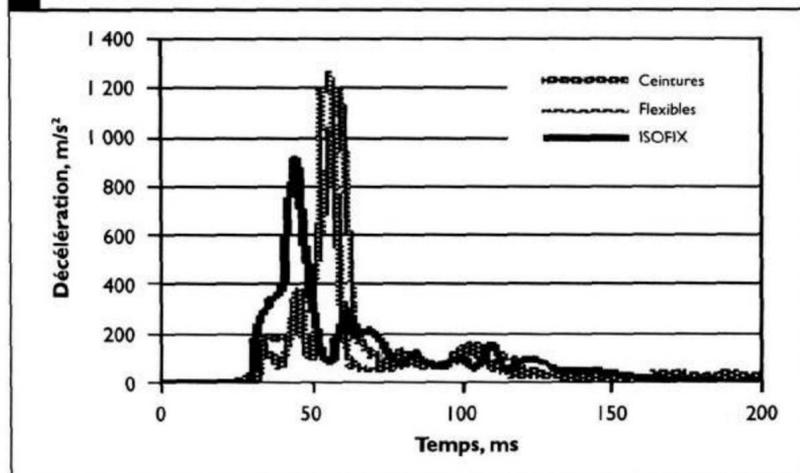


FIGURE 12
DÉCÉLÉRATION MAXIMALE DE LA TÊTE POUR
DIFFÉRENTES INSTALLATIONS SANS SANGLE
SUPÉRIEURE



Les courbes de décélération de la tête montrent des allures similaires (figure 13). Pour les ancrages ISOFIX, le maximum est atteint plus tôt à cause de leur plus grande rigidité, qui fait que les contacts de la tête avec la partie latérale gauche du dispositif et, le cas échéant, avec le panneau de la portière se produisent plus rapidement que pour les autres variantes d'installation.

FIGURE 13
VARIATION DE LA DÉCÉLÉRATION DE LA TÊTE
POUR DIFFÉRENTES INSTALLATIONS SANS
SANGLE SUPÉRIEURE



La figure 14 présente la décélération du thorax du mannequin. La valeur la plus forte correspond à l'installation avec les ancrages ISOFIX résultat de leur plus grande rigidité. Viennent ensuite les montages effectués avec les ceintures du véhicule, puis avec les ancrages flexibles.

La déflexion du thorax est comparée à la figure 15. Encore une fois, la valeur maximale est atteinte pour l'installation avec les ancrages ISOFIX, à cause de leur plus grande rigidité. Cependant, dans tous les cas, les résultats sont inférieurs à la valeur seuil de 34 mm.

Les courbes de décélération du thorax sont comparables pour toutes les installations (figure 16), le petit décalage observé pour les ancrages ISOFIX s'expliquant encore une fois par la plus grande rigidité de l'ancrage.

FIGURE 14
DÉCÉLÉRATION DU THORAX-3MS POUR DIFFÉRENTES
INSTALLATIONS SANS SANGLE SUPÉRIEURE

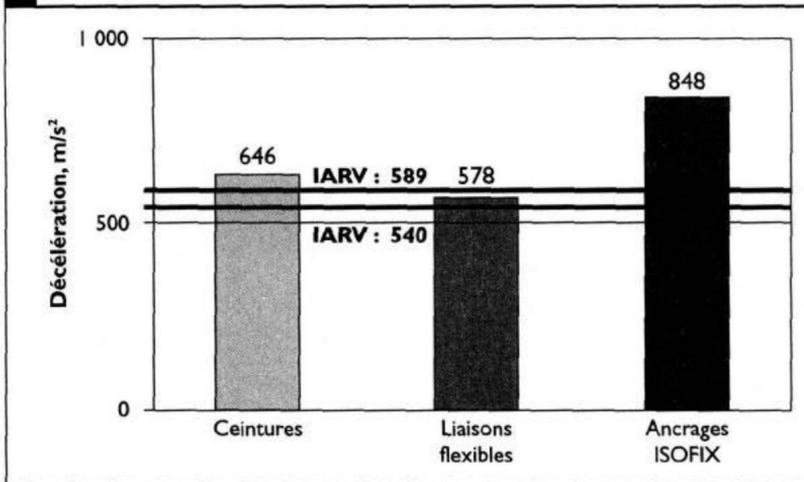


FIGURE 15
DÉFLEXION DU THORAX POUR DIFFÉRENTES
INSTALLATIONS SANS SANGLE SUPÉRIEURE

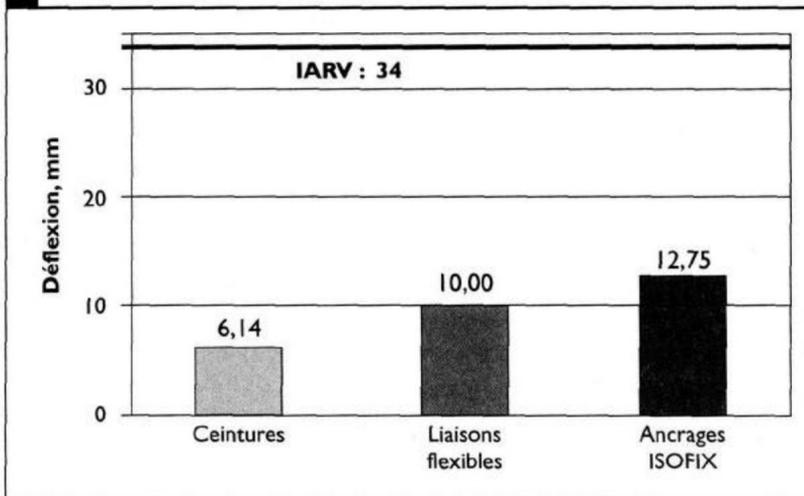
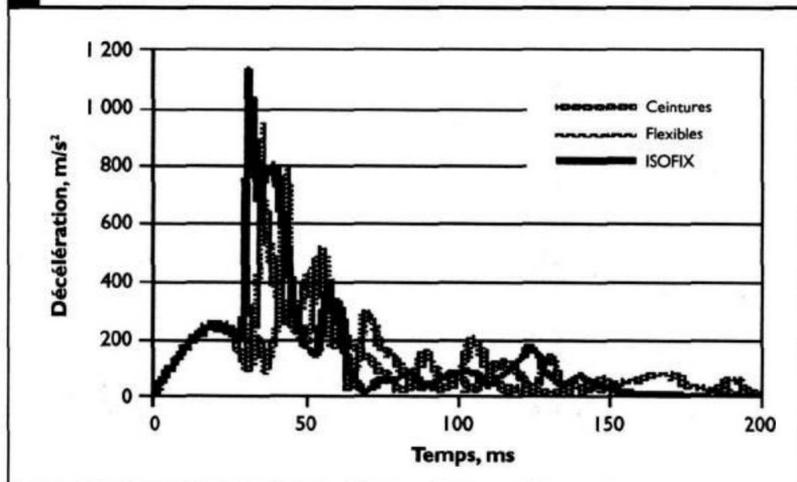


FIGURE 16
VARIATION DE LA DÉCÉLÉRATION DU THORAX
POUR DIFFÉRENTES INSTALLATIONS SANS SANGLE
SUPÉRIEURE



3.2.2 Influence de la sangle supérieure

Dans un premier temps, les figures 17 à 20 comparent les divers critères de blessures en cas de collision latérale et frontale, le dispositif de retenue étant installé par les ceintures du véhicule et maintenu ou non par une sangle supérieure supplémentaire.

La figure 17 révèle que la sangle supérieure réduit les critères de blessure de la tête HIC15 et HIC non limité pour tous les cas de collision latérale ou frontale. L'effet le plus important est enregistré en cas d'impact frontal pour lequel les critères de blessure sont réduits par un facteur supérieur à trois. La limite admissible pour le HIC15 est dépassée dans le cas de la collision latérale, mais lorsque la sangle supérieure est utilisée, le HIC non limité est inférieur à la valeur admissible.

En général, quand la sangle supérieure est utilisée, on constate que la décélération de la tête est réduite, sauf dans le cas de collision latérale pour laquelle la décélération augmente légèrement. La grande efficacité de la sangle supérieure en collision frontale est à nouveau mise en évidence, puisque la décélération de la tête est divisée par un facteur de trois, ce qui favorise la survie du passager (figure 18). Ces effets s'expliquent par la réduction de l'excursion de la tête, qui minimise le contact de la tête avec les parois, en choc latéral, et qui, en général, donne une réduction de la décélération de la tête.

FIGURE 17
HIC 15 ET HIC NON LIMITÉ POUR INSTALLATION
AVEC LES CEINTURES DU VÉHICULE ET MONTAGE
AVEC ET SANS SANGLE SUPÉRIEURE

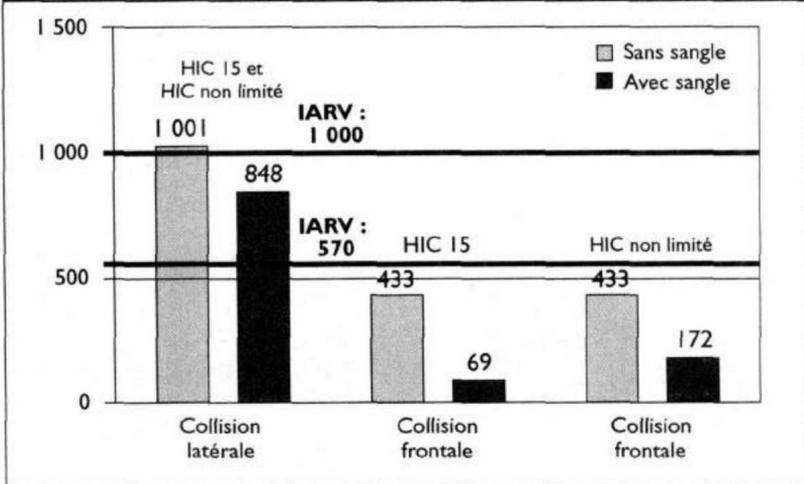
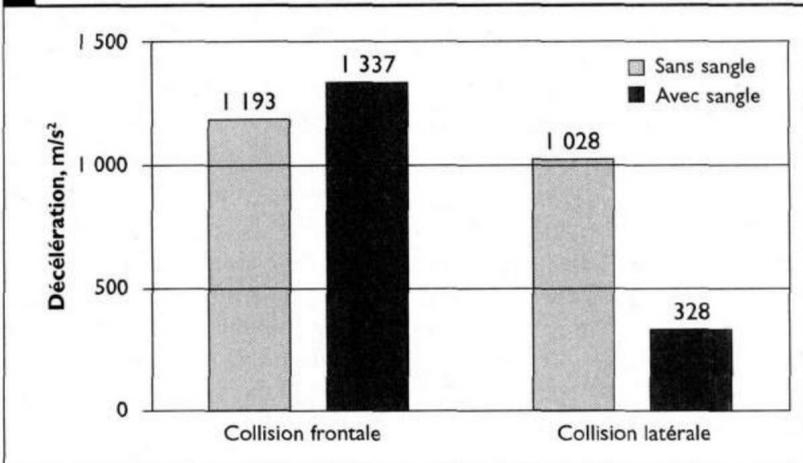


FIGURE 18
DÉCÉLÉRATION MAXIMALE DE LA TÊTE EN CAS DE
COLLISION FRONTALE ET DE COLLISION LATÉRALE
SANS INTRUSION POUR INSTALLATION AVEC LES
CEINTURES DU VÉHICULE ET MONTAGE SANS ET
AVEC SANGLE SUPÉRIEURE



La décélération du thorax est comparée pour les diverses configurations d'installation et d'impact aux figures 19 à 21. Pour la collision latérale, l'utilisation de la sangle de retenue supplémentaire ne réduit en général que faiblement cette décélération, qui dépasse alors légèrement le seuil admissible, tandis que pour l'impact frontal, la réduction est très importante, faisant passer la décélération du thorax sous le seuil admissible.

FIGURE 19
DÉCÉLÉRATION DU THORAX-3MS EN CAS DE
COLLISION FRONTALE ET DE COLLISION LATÉRALE
POUR INSTALLATION AVEC LES CEINTURES DU
VÉHICULE ET MONTAGE SANS ET AVEC SANGLE
SUPÉRIEURE

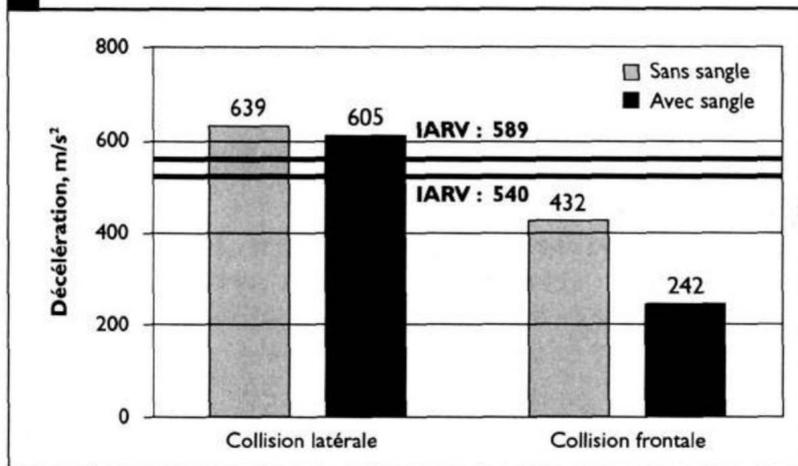


FIGURE 20
COLLISION LATÉRALE, INSTALLATION CEINTURES
DU VÉHICULE, MONTAGE SANS ET AVEC SANGLE
SUPÉRIEURE : VARIATION DE LA DÉCÉLÉRATION
DU THORAX

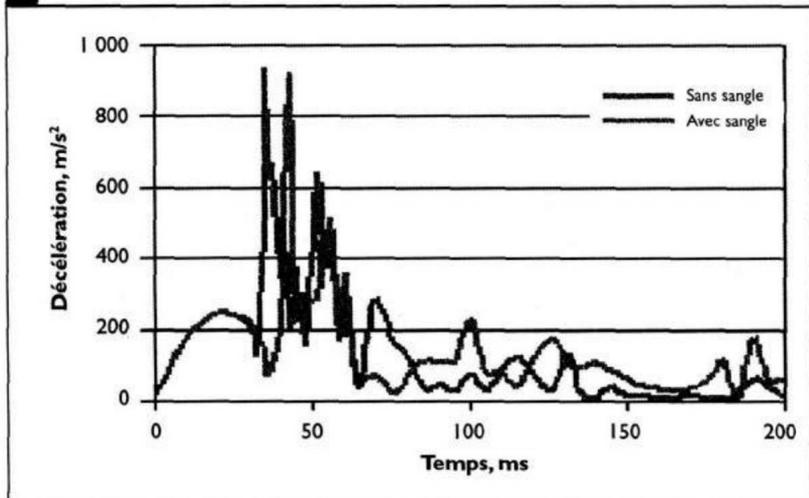
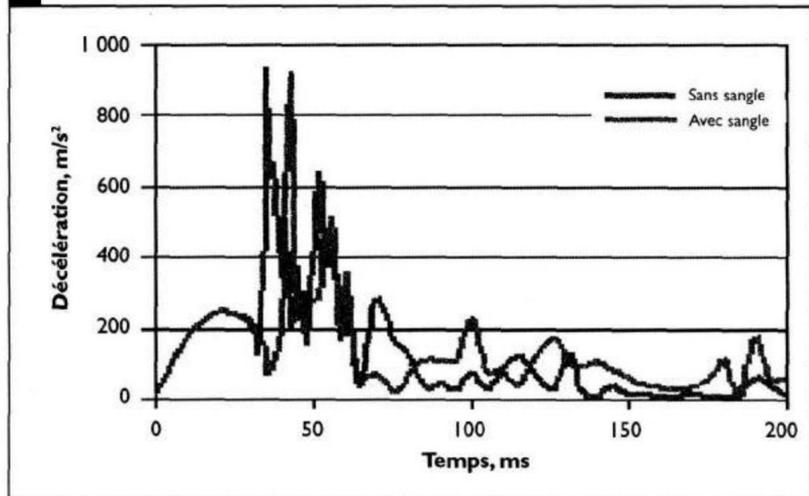
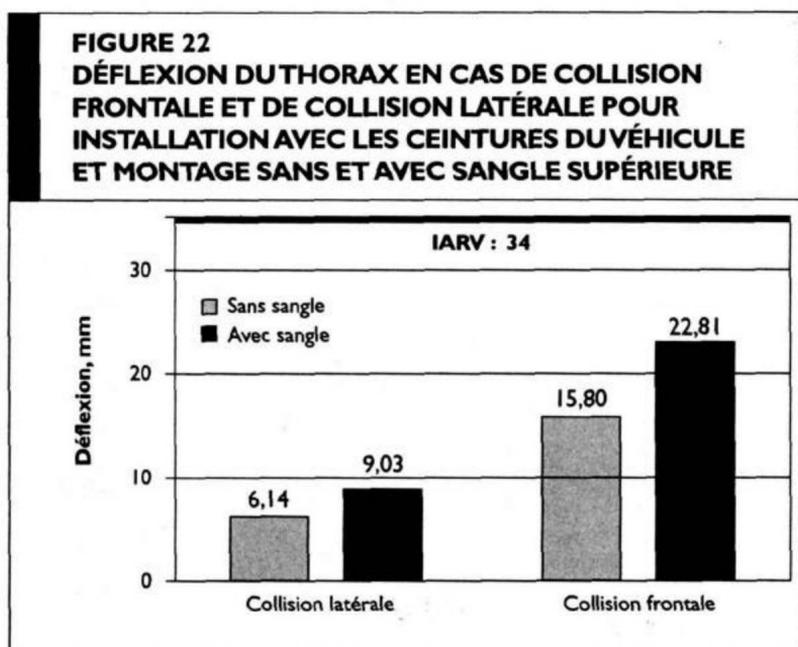


FIGURE 21
COLLISION FRONTALE, INSTALLATION CEINTURES
DU VÉHICULE, MONTAGE SANS ET AVEC SANGLE
SUPÉRIEURE : VARIATION DE LA DÉCÉLÉRATION
DU THORAX



L'utilisation de la sangle supérieure augmente toutefois la déflexion du thorax à cause de la force de retenue supplémentaire dans la sangle supérieure qui provoque un arrêt plus brusque du thorax (figure 22).



L'influence de la sangle supérieure a aussi été étudiée pour le cas de la collision latérale lorsque le dispositif de retenue est installé soit par les ancrages flexibles, soit par les ancrages rigides ISOFIX (figures 23 à 26).

Pour les ancrages flexibles, l'utilisation de la sangle supérieure réduit considérablement les critères de blessure à la tête, ramenant les valeurs sous le seuil des valeurs admissibles (figure 23). L'effet est le même pour la décélération de la tête (figure 24). Ces effets s'expliquent par la réduction de l'excursion de la tête, qui minimise le contact de la tête avec les parois, en choc latéral, et qui, en général, donne une réduction de la décélération de la tête. À l'inverse, quand le dispositif de retenue est installé avec les ancrages ISOFIX, la sangle supérieure n'a pratiquement aucun effet sur les critères de blessure de la tête et de décélération de la tête (figures 23 et 24).

FIGURE 23
HIC 15 ET HIC NON LIMITÉ EN CAS DE COLLISION
LATÉRALE POUR INSTALLATIONS AVEC ANCRAGES
FLEXIBLES ET ISOFIX ET MONTAGE SANS ET AVEC
SANGLE SUPÉRIEURE

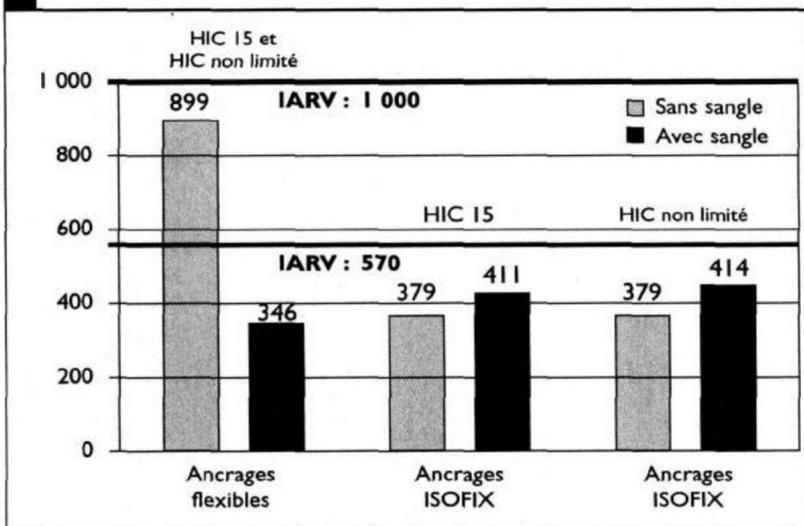
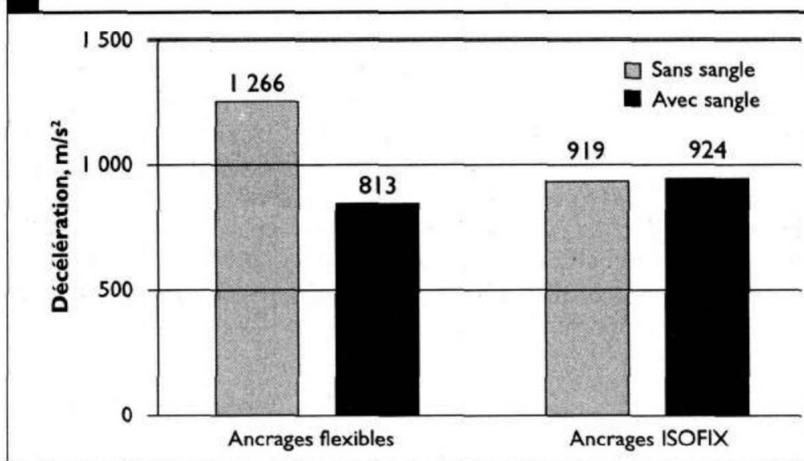
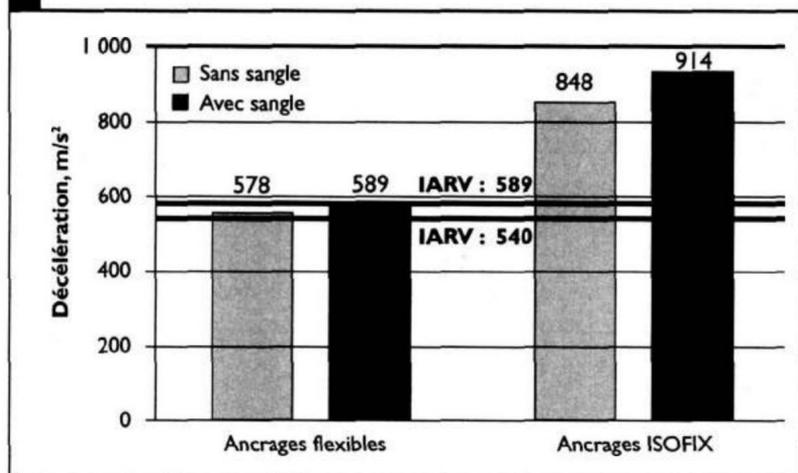


FIGURE 24
DÉCÉLÉRATION MAXIMALE DE LA TÊTE EN CAS
DE COLLISION LATÉRALE POUR INSTALLATIONS
AVEC ANCRAGES FLEXIBLES ET ISOFIX ET MONTAGE
SANS ET AVEC SANGLE SUPÉRIEURE



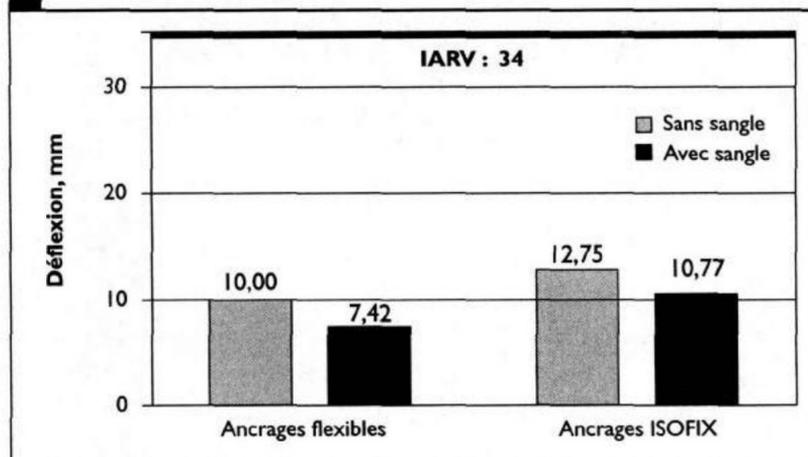
La décélération du thorax est comparée pour les diverses configurations d'installation. On constate alors que l'utilisation de la sangle de retenue supplémentaire augmente en général très légèrement cette décélération (figure 25). Les résultats dépassent les valeurs admissibles dans presque tous les cas, mais ce dépassement est faible pour l'installation avec ancrages flexibles.

FIGURE 25
DÉCÉLÉRATION DU THORAX-3MS EN CAS DE
COLLISION LATÉRALE POUR INSTALLATIONS
AVEC ANCRAGES FLEXIBLES ET ISOFIX ET
MONTAGE SANS ET AVEC SANGLE SUPÉRIEURE



La déflexion du thorax augmente légèrement quand la sangle supérieure est utilisée, mais les résultats sont de toute façon bien inférieurs au seuil admissible (figure 26).

FIGURE 26
DÉFLEXION DU THORAX EN CAS DE COLLISION
LATÉRALE POUR INSTALLATIONS AVEC ANCRAGES
FLEXIBLES ET ISOFIX ET MONTAGE SANS ET AVEC
SANGLE SUPÉRIEURE



4. CONCLUSION

Dans le cadre de ce projet de recherche, nous avons développé un modèle biomécanique fondé sur les méthodes des éléments finis et des multicorps. La modélisation tient compte des propriétés mécaniques et géométriques du dispositif de retenue pour enfant et de l'intérieur du véhicule. De plus, les contacts entre l'enfant et le dispositif de retenue, les sièges avant, la banquette arrière et le panneau de la porte arrière ont été pris en compte, de même que les contacts entre le dispositif de retenue et la banquette arrière et le panneau de la porte arrière.

Le modèle a été validé par rapport aux résultats expérimentaux disponibles pour deux configurations de collisions : latérale et frontale. L'évaluation du modèle montre que les résultats de la modélisation sont globalement proches des résultats expérimentaux. Toutefois, on observe des différences qui sont le résultat, selon le cas, de la modé-

lisation des ceintures et du harnais par des segments MADYMO, de la position initiale qui peut différer par quelques détails et, pour la simulation de la collision frontale, des contacts entre le mannequin et l'intérieur du véhicule, lesquels sont pris en compte dans la simulation, mais pas au cours de l'essai qui se déroule sur un chariot d'essai.

La limite principale du modèle est le résultat de l'utilisation de segments MADYMO pour la modélisation des ceintures du véhicule, du harnais et des sangles du dispositif de retenue.

D'autres limitations découlent de la difficulté à obtenir les données constructives nécessaires, ces données étant généralement considérées comme confidentielles par les fabricants. Pour cette raison, il a fallu utiliser la méthode de l'ingénierie inverse et évaluer certaines caractéristiques du matériau et des contacts à partir de la littérature disponible. Les méthodes utilisées ont aussi des limites qui influencent l'exactitude des résultats des simulations. Par exemple, la méthode des multicorps ne peut pas représenter les petites déformations et la méthode des éléments finis pose des problèmes de convergence et de non-linéarités géométriques. Une autre catégorie de limitations objectives se réfère aux paramètres de blessure. Nous avons été obligés d'utiliser les mêmes critères et les mêmes paramètres normalement utilisés pendant des essais avec mannequins pour être capables d'évaluer les résultats des simulations en rapport avec les données expérimentales. Rappelons finalement que le mannequin Hybrid III a été conçu pour les études de choc frontal et, de ce fait, la précision de l'évaluation du risque dans les cas de collision latérale est discutable, en particulier lorsque l'on présente les paramètres de blessure du thorax.

L'exploitation du modèle a permis de constater que les ancrages ISOFIX offrent la meilleure protection pour la tête, alors que l'utilisation des ancrages flexibles et des ceintures du véhicule donnent des résultats globalement comparables, mais moins bons. La comparaison des courbes de décélération de la tête et du thorax montre qu'elles ont des allures similaires. Pour les ancrages ISOFIX, la décélération maximale de la tête est atteinte plus tôt à cause de la plus grande rigidité de ces ancrages, qui fait que le contact de la tête avec la partie latérale gauche du dispositif et, le cas échéant, avec le panneau de la portière, se produit plus rapidement que dans les autres cas.

Cette plus grande rigidité des ancrages ISOFIX est responsable par ailleurs d'une médiocre protection du thorax, plus mauvaise que celle offerte par les autres installations, les seuils admissibles de décélération du thorax étant dépassés dans tous les cas. Toutefois, les

valeurs de déflexion du thorax sont, pour tous les cas de collision et pour toutes les configurations d'installation, inférieures à la valeur seuil de 34 mm.

L'utilisation de la sangle supérieure réduit les critères de blessure à la tête (HIC) pour tous les cas de collisions, latérale ou frontale, que le dispositif de retenue soit installé à l'aide des ceintures du véhicule ou par les ancrages flexibles. Le résultat le plus marquant concerne l'impact frontal pour lequel les critères de blessure sont divisés par un facteur supérieur à trois, conséquence d'une excursion moins importante de la tête. À l'inverse, pour la collision latérale, lorsque les ancrages rigides sont utilisés, la sangle supérieure n'a pratiquement aucun effet sur le résultat des critères de blessure de la tête. Il en est d'ailleurs de même lorsque les ancrages ISOFIX sont utilisés.

De manière générale, la sangle de retenue supérieure réduit légèrement la décélération du thorax dans une collision latérale. Pour l'impact frontal, cette réduction est très importante. Par contre, l'utilisation de la sangle supérieure augmente la déflexion du thorax du fait de la force de retenue supplémentaire dans la sangle supérieure qui arrête plus brutalement le mouvement du thorax.

Bien que les résultats obtenus soient encourageants, le modèle offre une multitude de possibilités d'amélioration, de développement et d'exploitation. Les premiers développements sont la modélisation de la structure latérale du véhicule pour simuler l'intrusion de la carrosserie déformée dans l'habitacle, la construction des ceintures et du harnais par des éléments finis et l'utilisation du mannequin Q3, développé et validé par le programme européen CREST.

Ces développements permettront d'étudier l'influence de la déformation de la carrosserie et de comparer le comportement des différents mannequins enfant en cas de collision latérale.

Références

- Alonzo, F., 2000. Protection des enfants occupants d'automobiles, en cas de collision. <http://www.inrets.fr/ur/lbmc/english/Pages3/dispos2.html> (page consultée le 20 avril 2003).
- Arbogast, K.B., Durbin, D.R., Cornejo, R.A., Kallan, M.J., Winston, F.K., 2003. An evaluation of the effectiveness of forward facing child restraint systems. *Accident Analysis and Prevention*. 36, 585-589.
- BOCCRF, 2001. Bulletin officiel de la Concurrence, de la Consommation et de la Répression des fraudes. Avis de la commission de la sécurité des consommateurs en date du 10 octobre 2001 relatif à la sécurité des systèmes de

- retenue pour enfant (sièges auto, sièges multifonctions, rehausseurs) n° 18 du 31 décembre 2001.
http://www.finances.gouv.fr/dgccrf/boccrf/01_18/a0180007.htm
 (page consultée le 2 octobre 2002).
- Brunner, J., Sullivan, L.K., 2001. A Comparative Evaluation of The Hybrid II and Hybrid III Child Dummy Families. NHTSA Vehicle Research and Test Center. http://dmses.dot.gov/docimages/pdf80/165197_web.pdf (page consultée le 25 mai 2003).
- Cosco juvénile, 2002. Convertible Car Seats. Touriva®.
<http://www.coscojuvenile.com/product> (page consultée le 20 mai 2003).
- De Lange, R., Van der Made, R., Feustel, J. R., Subbian, T., Van Hoof, J., 2001. Development and Evaluation of MADYMO Child Occupant Dummy Models. 4th North American MADYMO User's Meeting, octobre 2001. <http://www.automotive.tno.nl/Madymo/Publications/UMAmericas2001/P02%20Lange.pdf> (page consultée le 10 avril 2003).
- Dow Plastics, 2003. Product Information. PolyPropylen Resin.
http://www.dow.com/webapps/lit/litorder.asp?filepath=polyolefins_na/pdfs (page consultée le 5 août 2003).
- Emam, A., Sennah, K., Howard, A., Hale, I., 2003. Multi-body Dynamic Simulations of Forward Facing Child Occupants Under Varying Crash Pulses. Proceedings of the Canadian Multidisciplinary Road Safety Conference XIII, 8 à 11 juin 2003, Banff, Alberta.
- Gorlitz, H., Noeske, V., 2001. Comparative Product Testing of Children's Restraint Systems, with Inclusion of Side Collision Tests. CrashTech, 8 et 9 mai 2001, Nuremberg, Allemagne.
http://www.tuev-sued.de/transportation/automotive_engineering/images/CT01_Goerlitz.pdf (page consultée le 21 octobre 2002).
- Howard, A., Moses McKeag, A., Emam, A., Altenhof, B., Turchi, R., German, A., 2003a. Cervical Spine Injuries in Children Restrained in Forward Facing Child Restraints. Proceedings of the Canadian Multidisciplinary Road Safety Conference XIII, 8 à 11 juin 2003, Banff, Alberta.
- Hulme, K.F., Patra, A., Galganski, R., Vusirikala, N., 2003. Development of a Visualization Module for Madymo-based Child Restraint System (CRS) Safety Simulation. TNO MADYMO 5th Users' Meeting of the Americas, Troy, Michigan, octobre 2003.
http://www.automotive.tno.nl/Madymo/Publications/UMAmericas2003/Development%20of%20Visualization_K.Hulme_Univ%20of%20Buffalo.pdf (page consultée le 5 mars 2004).
- Lang, D., 2002. Protecting Children in Car Crashes, Australian Experience. AIT & FIA Conference Week, Barcelone, Espagne.
<http://www.aaa.asn.au/issinfo/Child%20seats.pdf> (page consultée le 9 octobre 2002).
- Mock, Ch., Kaufman, R., 2001. Children and Crashes. Seventh Quarterly CIREN meeting on age-related injuries.
<http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/departments/nrd-50/ciren/quarterly2001.html> (page consultée le 18 mai 2003).
- Moore, E.P., 1996. Polypropylene Handbook. Carl Hanser Verlag, New York, États-Unis, 419 p.

- Nett, R., Appel, H., 1998. Child Safety in Small and Micro Cars. 16th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Windsor, Paper n° 98-S7-W-14, 1660-1664.
- NHTSA, VRTC, Pedestrian and Applied Biomechanics Division, 2000. Evaluation of the TNO Q3 Three-Year-Old Child Dummy and Its Comparison with the H-III3C.
<http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/vrtc/bio/child/q3ysum.htm> (page consultée le 27 septembre 2002).
- Sherwood, P.C., Ferguson, S.A., Crandall, J.R., 2003. Factors Leading to Crash fatalities to Children in Child Restraints
http://www.centerforappliedbiomechanics.org/research/files/Sherwood_2003_AAAM_final.pdf (page consultée le 8 mars 2004).
- Stern, S.D., 1998. Child Restraint Information in the National Automotive Sampling System Crashworthiness Data System. 16th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Windsor. Paper n° 98-S10-O-21, 2306-2309.
- Sullivan, L.K., Willke, D.T., 2001a. Dynamic Evaluation of Child Restraints using Various frontal Crash Pulses. NHTSA Vehicle Research and Test Center. http://dmses.dot.gov/docimages/pdf81/168319_web.pdf (page consultée le 25 mai 2003).
- Sullivan, L.K., Willke, D.T., 2001b. Preliminary Dynamic Evaluation of a Possible FMVSS 213 Side Impact Test Procedure. National Highway Traffic Safety Administration Vehicle Research and Test Center. http://dmses.dot.gov/docimages/pdf81/165827_web.pdf (page consultée le 25 mai 2003).
- Sullivan, L.K., Willke, D.T., Brunner, J., 2001. Comparison of European and U.S. Child Restraints in Lateral Grand AM Sled Tests. National Highway Traffic Safety Administration Vehicle Research and Test Center. http://dmses.dot.gov/docimages/pdf81/165824_web.pdf (page consultée le 25 mai 2003).
- Thomas, D., Hellkamp, U., 1996. Development of MADYMO P6 Child Dummy Model. 15th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Melbourne, Australie. Paper n° 96-S10-W-30.
<http://www.tu-berlin.de/fb10/ISS/FG7/studis/esvp6/esvp6.html>
 (page consultée le 15 octobre 2002).
- TNO Automotive, 2003a. MADYMO Application Manual Version 6.1.
- TNO Automotive, 2003b. MADYMO Database Manual Version 6.1.
- TNO Automotive, 2003c. MADYMO Theory Manual Version 6.1.
- Transports Canada Sécurité routière, 1998. Utilisation des dispositifs de retenue d'enfant au Canada : données de l'étude de 1997. TP 2436. Feuillet de renseignement de la sécurité routière, n° CL 9804 F.
http://www.tc.gc.ca/securiteroutiere/tp2436/cl9804/menu_f.htm
 (page consultée le 28 septembre 2002).
- Transports Canada Sécurité routière, 2002. Dispositif universel d'ancrage inférieur pour véhicules, siège de bébé et siège d'enfant. TP2436. Feuillet de renseignements de la sécurité routière, n° RS-2002-02 F.
<http://www.tc.gc.ca/roadsafety/tp2436/rs200202/fr/menu.htm>
 (page consultée le 11 mars 2003).

- Van Rooij, L., Sherwood, C., Crandall, J., Orzechowski, K., Eichelberger, M., 2003. The Effects of Vehicle Seat Belt Parameters on the Injury Risk, for Children in Booster Seats. SAE.
<http://www.elecpubs.sae.org/NXT/gateway.dll?f=templates&fn=default.htm&vid=SAE:SAE2> (page consultée le 12 mars 2004).
- Weber, K., 2000. Crash protection for Child Passengers, A Review of the Best Practice. UMTRI Research Review, 31(3).
<http://www.umtri.umich.edu/library/pdf/weber.pdf> (page consultée le 21 octobre 2002).