Méthode d'évaluation des systèmes de retenue des enfants dans un environnement automobile

Bérenger Le Tellier

▶ **To cite this version:**

Bérenger Le Tellier. Méthode d'évaluation des systèmes de retenue des enfants dans un environnement automobile. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Strasbourg, 2017. Français. NNT : 2017STRAD010 . tel-02918152

HAL Id: tel-02918152
https://theses.hal.science/tel-02918152

Submitted on 20 Aug 2020

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

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

UNIVERSITÉ DE STRASBOURG

ÉCOLE DOCTORALE Mathématiques, Sciences de l'Information et de l'Ingénieur

Laboratoires des sciences de l'ingénieur, de l'informatique et de l'imagerie (ICube) – UMR 7357

THÈSE présentée par :

Bérenger LE TELLIER

soutenue le : **11 avril 2017**

pour obtenir le grade de : **Docteur de l'université de Strasbourg**

Discipline/ Spécialité : Physique / Biomécanique

Méthode d'évaluation des systèmes de retenue des enfants dans un environnement automobile

THÈSE dirigée par :

M. WILLINGER Rémy	Professeur des Universités, université de Strasbourg
M. RAUL Jean-Sébastien	PUPH, université de Strasbourg

RAPPORTEURS :

M. ARNOUX Pierre-Jean	Directeur de recherches, IFSTTAR Marseille
M. PELDSCHUS Steffen	Professeur des Universités, université de Munich

Remerciements

On dit souvent que ce qui fait le Chemin, ce n'est pas la Destination. Pourtant, cette dernière est primordiale puisque, à l'image d'un phare ou d'une étoile lointaine, c'est elle qui nous guide et nous pousse à aller de l'avant en toute circonstance. Le Chemin, lui, correspond à toutes ces personnes que l'on rencontre, tous ces obstacles qui nous invitent à nous dépasser et nous transformer, tous ces cadeaux que l'Univers nous offre pour nous encourager dans notre quête.

Aujourd'hui, me voici arrivé au pied de ce phare vers lequel je chemine depuis quelques années. Merci à toi, Chemin, pour m'avoir tant apporté. Au-delà des seules connaissances et compétences techniques et professionnelles venant compléter mon bagage universitaire, tu m'as donné tous les outils nécessaires à la construction de fondations solides et durables. Et cela a notamment été possible grâce à toutes ces personnes qui, chacune à sa manière, a apporté sa pierre à l'édifice :

A Rémy et Jean-Sébastien pour avoir balisé mon Chemin depuis le début,

A François pour avoir cru en moi,

A Pierre-Jean et Steffen pour avoir évalué la qualité de mon travail,

A Nicolas, Caroline et Frank pour avoir partagé avec moi leur passion, leur expertise et leur sympathie,

A Sylvaine pour son implication sans relâche à mes côtés,

Aux équipes Recherche Avancée, et Crash-tests ainsi que toutes les personnes de Dorel ayant contribué au succès de ce beau projet,

A Gérald, Sagar, Debasis, Chrystelle, Johanna, Jey, Sounak et tous les autres doctorants et stagiaires de l'équipe MMB pour leur bonne humeur et leur gentillesse,

A Frédéric, Valentin, Julien, ma grand-mère et mes parents pour s'être assurés que mes travaux étaient clairs, agréables à lire et compréhensibles par tous,

A mes proches, en particulier Marie, Yann, Clarence, Benoît et Annabelle pour leur amitié et leur soutien,

A toutes celles et tous ceux qui, de par un sourire, une parole, un geste, m'ont apporté de la Lumière, de la Joie et de l'Amour,

A ma famille, mes parents, mes frères, vous êtes à la fois la terre et le liant grâce auxquels j'ai pu me construire et m'épanouir.

Merci.

« Le rire, c'est une poussée de joie qui fait éternuer le cœur. »

Alphonse Allais

Table des matières

Introduction générale **1**

Chapitre 1 : Synthèse bibliographique **5**

1. Introduction : 6
2. Etude épidémiologique : 7
   - 2.1. Introduction : 7
   - 2.2. Situation des plus jeunes impliqués dans des accidents de la circulation : 8
   - 2.3. Lésions corporelles rencontrées chez les enfants impliqués dans un accident de la circulation : 13
   - 2.4. Conclusion : 17
3. Critères lésionnels du segment tête-cou, du thorax et de l'abdomen : 18
   - 3.1. Introduction : 18
   - 3.2. Anatomie de l'enfant : 18
   - 3.3. Les traumatismes dus aux accidents de la circulation chez l'enfant : 24
   - 3.4. Les critères lésionnels basés sur les paramètres cinématiques : 27
   - 3.5. Les critères lésionnels basés sur les modèles par éléments finis de l'ensemble tête-cou : 34
   - 3.6. Conclusion : 36
4. Les limites de tolérance applicables à l'enfant : 37
   - 4.1. Introduction : 37
   - 4.2. Limites de tolérance de la tête : 38
   - 4.3. Limites de tolérance du cou : 44
   - 4.4. Limites de tolérance du thorax : 46
   - 4.5. Limites de tolérance de l'abdomen : 49
   - 4.6. Conclusion : 50
5. Le dispositif de retenue pour enfants : la réglementation 129 : 52
   - 5.1. Introduction : 52
   - 5.2. Evolution de la réglementation européenne : l'i-Size : 53
   - 5.3. Mannequins de crash de la famille Q : 56
   - 5.4. Définition du protocole d'essai dynamique en choc latéral : 58
   - 5.5. Protocoles des tests dynamiques applicables dans la réglementation 129 : 66
   - 5.6. Conclusion : 71
6. Synthèse et motivation de cette recherche : 72

Chapitre 2 : Evaluation des dispositifs de retenue pour enfants et expression du besoin 73

1. Introduction :..... 74
2. Le moyen d'essais dynamiques utilisé dans le cadre de nos travaux : 75
   2.1. Introduction :..... 75
   2.2. Présentation du moyen d'essais dynamiques :..... 75
   2.3. Certification des mannequins de la famille Q : 77
   2.4. Analyse de répétabilité du moyen d'essais dynamiques : 86
   2.5. Conclusion : 91
3. Evaluations réglementaires de dispositifs de retenue pour enfants : 92
   3.1. Introduction :..... 92
   3.2. Présentation des dispositifs de retenue étudiés :..... 92
   3.3. Cas du choc frontal :..... 96
   3.4. Cas du choc arrière :..... 104
   3.5. Cas du choc latéral :..... 110
   3.6. Conclusion : 117
4. Conclusion : 119

Chapitre 3 : Méthodologie d'optimisation des dispositifs de retenue 121

1. Introduction :..... 122
2. Etude expérimentale et numérique avec les mannequins Q0 et Q1 : 123
   2.1. Introduction :..... 123
   2.2. Développement et validation du concept appliqué aux mannequins Q0 et Q1 :..... 124
   2.3. Essais « colonnes » avec les mannequins Q0 et Q1 : 130
   2.4. Simulations numériques de type « colonnes » avec les mannequins Q0 et Q1 : 135
   2.5. Conclusion : 145
3. Etude numérique avec un modèle hybride Mannequin Q-Humain :..... 147
   3.1. Introduction :..... 147
   3.2. Modèle hybride Q0-6WOC :..... 147
   3.3. Simulations numériques de type « colonnes » avec le modèle hybride Q0-6WOC :..... 151
   3.4. Conclusion : 156
4. Conclusion : 161

Chapitre 4 : Application à un modèle de dispositif de retenue 163

1. Introduction :..... 164
2. Optimisation d'un dispositif de retenue pour les mannequins Q0 et Q1 : 165
   2.1. Introduction :..... 165
   2.2. Application des recommandations issues des études à impacts localisés :..... 165

2.3. Développement du dispositif de retenue optimisé : 169
2.4. Conclusion : 173
3. Evaluation biomécanique du dispositif de retenue optimisé : 175
3.1. Introduction : 175
3.2. Modélisation du dispositif de retenue optimisé : 175
3.3. Validation du modèle par éléments finis du dispositif de retenue optimisé : 181
3.4. Evaluation des risques lésionnels avec le modèle hybride Q0-6WOC : 189
3.5. Conclusion : 192
4. Conclusion : 194
Conclusions et perspectives 195
Références bibliographiques 201

Introduction générale

Menée dans le cadre d'une convention CIFRE, cette thèse de doctorat vise à proposer une méthode d'évaluation des dispositifs de retenue pour enfants dans un environnement automobile. Pour y parvenir, ce projet a bénéficié de l'expertise, à la fois de l'équipe Matériaux Multi-échelles et Biomécaniques (MMB) de l'Université de Strasbourg et de la société Dorel, constructeur de produits de puériculture.

Les accidents de la circulation sont l'une des principales causes de mortalité dans le monde. Chaque année, près de 1,24 millions de personnes décèdent sur les routes et entre 20 et 50 millions d'autres sont blessés [1]. Malgré l'efficacité des équipements de sécurité présents dans les voitures et dans les infrastructures routières, la France comptabilise annuellement des dizaines de milliers d'accidents. Bien qu'ils ne soient pas les plus représentés dans les études épidémiologiques, les enfants sont néanmoins considérés comme particulièrement vulnérables du fait de leur morphologie. En ce sens, le premier chapitre consistera en une analyse de la situation des plus jeunes impliqués dans un accident de la circulation, tant en termes de vitesse et direction d'impact, que de lésions occasionnées.

Après une brève description anatomique de la tête, du cou et du tronc (thorax et abdomen) de l'enfant, nous poursuivrons notre étude bibliographique par une synthèse des différents critères lésionnels ainsi que des limites de tolérance associées. Alors que les premiers mettent en relation des paramètres physiques mesurés par des modèles anthropomorphes (mannequins de *crash* ou modèles par Eléments Finis (EF)) avec certains mécanismes de blessures, les seconds visent à définir les seuils à partir desquels le risque lésionnel est supérieur à 50%. Pour finir, la dernière partie présentera les évolutions réglementaires relatives aux dispositifs de retenue pour enfants et, plus particulièrement, les protocoles d'essais dynamiques (choc frontal, arrière et latéral) réalisés avec les mannequins instrumentés de la famille Q.

Suite à l'entrée en vigueur de la réglementation 129 (i-Size) en juillet 2013, les dispositifs de retenue pour enfants doivent désormais satisfaire à de nouveaux critères en termes d'installation (généralisation de l'Isofix), d'utilisation (dos à la route jusqu'à 15 mois, classification par la taille de l'enfant) et de sécurité (test de choc latéral). Le second chapitre de cette thèse focalisera sur ce dernier point.

Après avoir présenté le moyen d'essais dynamiques (catapulte) et les mannequins de *crash* du centre d'essais en sécurité passive de Dorel (DESC), nous procèderons à une campagne d'évaluation expérimentale de deux sièges-auto représentatifs du marché actuel. Le premier est une coque dos-route utilisable de la naissance jusqu'à 1 an et demi, alors que le second est un siège-auto réversible adapté aux enfants de moins de 4 ans. Bien plus qu'une simple évaluation qualitative, cette étude consistera en une analyse détaillée, à la fois de la cinématique globale, des critères réglementaires (accélérations linéaires résultantes de la tête et du thorax, HPC), et de ceux proposés par le Groupe de Recherche en Sécurité Passive (moment de flexion du cou, déflection thoracique et pression abdominale).

D'une manière générale, les dispositifs de retenue sont constitués d'une coque plastique structurelle et de polystyrène expansé intégré aux parois latérales. Bien qu'il soit couramment utilisé dans les sièges-auto pour des raisons technico-économiques, nous verrons que ce matériau est peu adapté à la protection des jeunes enfants lors de chocs latéraux réglementaires. Pour remédier à cette

problématique, le chapitre 3 a pour objectif de dimensionner les systèmes de protection latérale « idéaux », à la fois pour les mannequins Q0 et Q1 et pour le modèle hybride Q0-6WOC.

Ainsi, nous présenterons dans un premier temps un concept original pour lequel la retenue de la tête, de l'épaule et du bassin desdits modèles anthropomorphes peut être pilotée de manière indépendante. Ensuite, une étude paramétrique basée sur ce concept visera à minimiser, soit les critères réglementaires (mannequins Q0 et Q1), soit les critères biomécaniques (modèle hybride Q0-6WOC). Menés suivant une double approche expérimentale et numérique, ces travaux nous permettrons alors de donner des préconisations quant au choix des matériaux d'absorption d'énergie à intégrer aux parois latérales des dispositifs de retenue pour enfants.

Le quatrième et dernier chapitre de cette thèse s'articulera autour de deux axes complémentaires. Basée sur les recommandations de l'étude précédente, la première partie visera à adapter un dispositif de retenue existant afin d'améliorer son efficacité en choc latéral. Ainsi, pour chacune des zones d'impact (tête, épaule et bassin), des matériaux d'absorption d'énergie présentant une courbe de comportement proche des lois « idéales » définies précédemment seront sélectionnés puis intégrés au siège-auto étudié. Des essais de choc latéral réglementaire seront alors menés avec les mannequins Q0 et Q1 afin de comparer les résultats obtenus avec le dispositif de retenue de référence, et avec celui optimisé.

Dans un second temps, ce chapitre aura pour objectif de vérifier que les évolutions techniques apportées au siège-auto présentent un réel bénéfice vis-à-vis des critères biomécaniques associés au modèle hybride Q0-6WOC. Pour ce faire, nous procèderons d'abord à la modélisation, puis à la validation du siège-auto optimisé afin de nous assurer que ce modèle EF présente bien un comportement dynamique similaire à celui du siège-auto physique. Après couplage du modèle hybride Q0-6WOC avec chacun des modèles de dispositif de retenue (de référence et optimisé), nous procèderons à deux simulations numériques de choc latéral pour démontrer l'apport des modifications apportées au siège-auto.

Chapitre 1 : Synthèse bibliographique

1. INTRODUCTION :

Ce premier chapitre vise à présenter le contexte général dans lequel s'inscrit cette étude, dont l'objectif consiste à proposer une méthode d'évaluation des dispositifs de retenue des enfants. Pour cela, quatre points seront abordés.

Après avoir présenté succinctement la situation épidémiologique dans le monde, nous nous recentrerons sur le cas des enfants impliqués dans des accidents de la circulation. Nous présenterons alors les circonstances et les configurations dans lesquels se sont déroulés les accidents, notamment en termes de vitesse et de direction de l'impact. Nous verrons que d'autres paramètres relatifs à l'installation des enfants sont également à prendre en considération. Pour finir, nous étudierons les types de lésions survenues suite aux accidents en choc frontal et en choc latéral.

Dans la seconde partie, nous nous intéresserons aux différents critères lésionnels permettant d'évaluer la gravité des lésions. Pour ce faire, nous commencerons par apporter une brève description anatomique du corps humain avant de décrire les différents mécanismes lésionnels pouvant survenir lors d'accidents de la circulation, en particulier au niveau de la tête et du cou des enfants. Enfin, nous détaillerons les principaux critères de blessure relatifs à l'ensemble des régions corporelles les plus impactées lors de chocs frontaux et latéraux. L'accent sera également mis sur l'avantage des modèles par éléments finis anatomiques de l'ensemble tête-cou pour évaluer les blessures.

Focalisée sur le cas des enfants, la troisième partie de la bibliographie s'inscrit directement dans la continuité de la précédente puisqu'elle consiste à présenter les limites de tolérances associées aux différents critères lésionnels. Ainsi, pour chacune des régions corporelles les plus touchées lors d'accidents de la circulation, nous préciserons les seuils pour lesquels le risque d'apparition de lésions sérieuses est supérieur à 50%. Nous procèderons enfin à une synthèse et une comparaison des limites de tolérance basées sur les critères de blessure de la tête du cou et du thorax, et ce, pour l'ensemble des mannequins enfants de la famille Q.

Dans la dernière partie, nous étudierons la réglementation applicable aux dispositifs de retenue pour enfants. Nous verrons alors que la Commission Européenne est actuellement en train de développer une nouvelle réglementation afin de résoudre des problèmes liés à la sécurité des enfants. De ce fait, nous présenterons la nouvelle famille de mannequins de *crash* utilisée pour la phase d'homologation lors des essais dynamiques. Par la suite nous détaillerons les différentes étapes ayant conduit à l'établissement de la procédure d'évaluation des sièges-auto lors de chocs latéraux. Enfin, nous décrirons les protocoles de tests dynamiques applicables dans cette nouvelle réglementation, et ce, quelle que soit la direction de l'impact.

2. ETUDE EPIDEMIOLOGIQUE :

2.1. Introduction :

En se référant au rapport de situation sur la sécurité routière présenté par l'OMS en 2013 [1], les accidents de la circulation sont la huitième cause de mortalité dans le monde, tous âges confondus. Ils représentent chaque année près de 1,24 million de morts et entre 20 et 50 millions de blessés. Pour autant, la situation ne saurait se résumer à ces chiffres puisqu'il existe une grande disparité parmi les victimes. Ainsi, dans un rapport publié en 2004 [2], l'OMS avait montré le lien étroit entre le taux de décès sur les routes et le niveau de revenu par habitants. En effet, comme nous pouvons le voir sur la figure 1, le taux de décès est deux fois plus important en Afrique que dans les pays d'Europe de l'ouest.

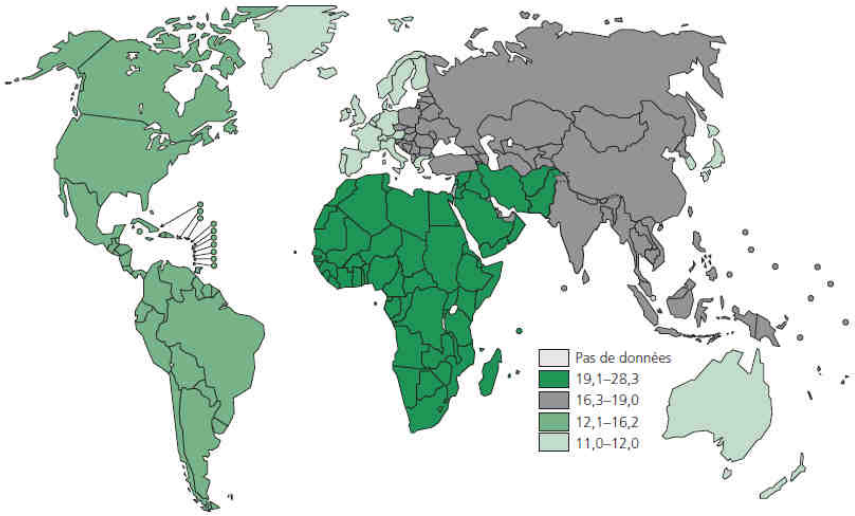


Figure 1 – Taux d'accident de la circulation mortels (pour 100 000 habitants) par région en 2002. OMS, 2004 [2]

Bien que le niveau de revenu par habitant soit un facteur influant sur le nombre de décès sur les routes, il existe également des disparités entre les occupants d'un véhicule (voitures, camionnettes, camions, autobus…), et les usagers dits « vulnérables » (motocyclistes, cyclistes, piétons). En se référant au rapport de l'OMS de 2013 dont les résultats sont donnés sur la figure 2, nous remarquons que la majorité des victimes d'accidents de la circulation sont les usagers « vulnérables » dans les pays en développement alors que la tendance est inversée dans les pays à haut revenu.

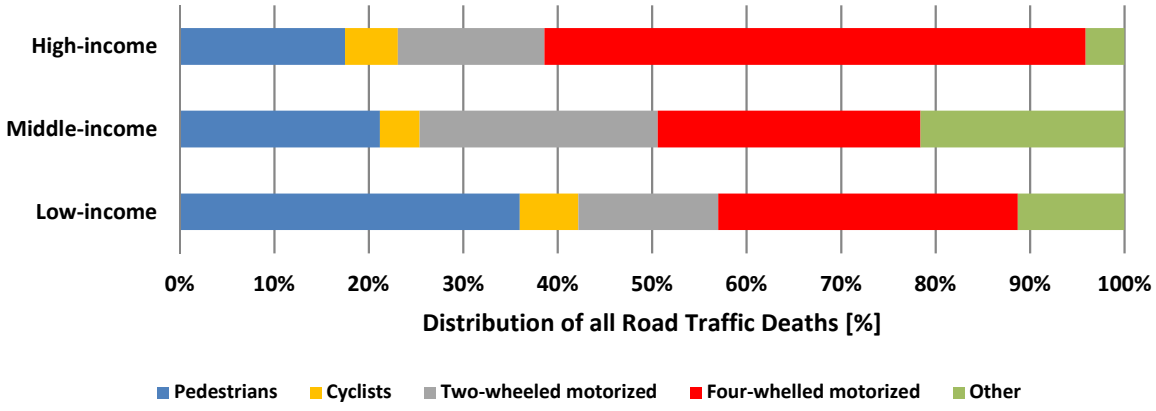


Figure 2 – Répartition des usagers de la route tués victimes d'accidents de la circulation en 2010 suivant le niveau de revenus des pays du Monde. OMS, 2013 [1]

Par ailleurs, les rapports établis par le NHTSA (organisme fédéral chargé de la sécurité routière aux Etats-Unis) [3], la Commission Européenne [4] et l'ONISR (Observatoire National Interministériel de la Sécurité Routière) [5] [6] mettent en avant la diminution significative du nombre de tués sur les routes depuis les années 2000, et ce, quelle que soit la catégorie d'usagers considérée. Pour la suite de notre étude épidémiologique, nous avons décidé de nous focaliser sur ces régions ou pays à haut revenu.

2.2. Situation des plus jeunes impliqués dans des accidents de la circulation :

Sur l'ensemble des occupants de véhicules à quatre-roues motorisées, il est nécessaire de considérer les adultes d'une part et les enfants d'autre part, et ce, pour plusieurs raisons. D'abord, parce qu'en cas d'accident, la retenue des adultes est réalisée par des équipements intégrés aux véhicules alors que pour les enfants, leur protection est assurée par un dispositif spécifique. Ensuite, parce que la morphologie (masse, proportions, inertie, taille) et la résistance mécanique (os, ligaments, muscles) du corps des enfants sont différentes de celles des adultes [7] et [8]. La figure 3 est une illustration de Huelke de 1992 mettant en avant l'évolution des proportions du corps humain en fonction de l'âge. Il est ainsi intéressant de noter que le *ratio* de la hauteur de la tête vis-à-vis de la taille totale est deux fois plus important chez le nouveau-né que chez l'adulte [9].

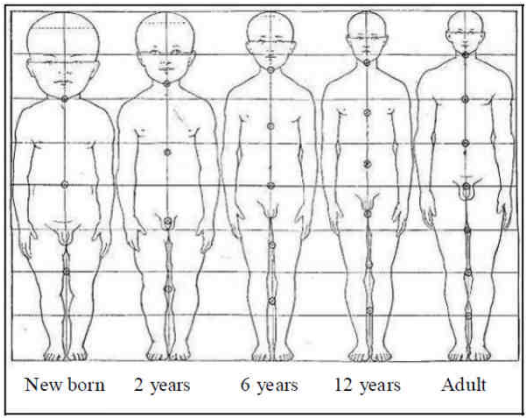


Figure 3 – Evolution des proportions du corps humain entre le nouveau-né et l'adulte. Huelke *et al.*, 1992 [9]

Dans les paragraphes précédents, nous avons vu que les occupants de véhicules à quatre-roues motorisées sont les principales victimes d'accidents de la circulation dans les pays à haut revenu. En France, malgré l'efficacité des équipements de sécurité des véhicules, 1 714 personnes ont perdu la vie lors d'accidents de la circulation en 2014, et 33 226 autres ont été blessés. Lorsque nous nous focalisons uniquement sur la catégorie des enfants de moins de 9 ans, nous comptabilisons 44 décès et 1 503 blessés [6]. Au regard de ces données, nous avons souhaité analyser plus précisément les cas d'accidents de la circulation impliquant des enfants.

2.2.1. Configuration des accidents de la circulation impliquant des enfants :

Dès lors que l'on s'intéresse aux configurations d'accidents de la route, trois paramètres sont généralement rapportés :

× La vitesse d'impact : dans une publication de 2007 [8], Weber *et al.* a représenté le pourcentage cumulé de cas d'accidents impliquant des enfants passagers en fonction de la vitesse d'impact. Le graphique présenté sur la figure 4 (a) nous permet de constater que 70% des accidents survenus en ville surviennent à une vitesse d'impact de $33\ km/h$, alors qu'elle est de $66\ km/h$ hors agglomération. En 1996, Langwieder *et al.* [10] a focalisé ses travaux sur les impacts latéraux engendrant des blessures de niveau AIS2+ chez les enfants. Dans 70% des 69 cas considérés, le véhicule était impacté à une vitesse de $50\ km/h$. En 2009, Scullion *et al.* [11] s'est quant à lui intéressé aux impacts latéraux survenus du côté où étaient installés les enfants avant de conclure que, dans 70% des cas, la vitesse d'impact entre deux véhicules accidentés était de $21\ km/h$ (figure 4 (b)).

Les différences de valeurs présentées par les études précédentes peuvent s'expliquer par plusieurs raisons. D'abord, les bases de données proviennent de différentes régions du monde (Union Européenne pour les deux premières *vs.* Etats-Unis pour la troisième). Aussi, les cas d'accidents considérés n'ont pas été sélectionnés suivant les mêmes critères concernant la direction de l'impact et le niveau de blessure des enfants. De ce fait, au regard de ces études, nous pouvons conclure que, dans la majorité des accidents, la vitesse d'impact entre les deux véhicules était comprise entre 20 et $50\ km/h$.

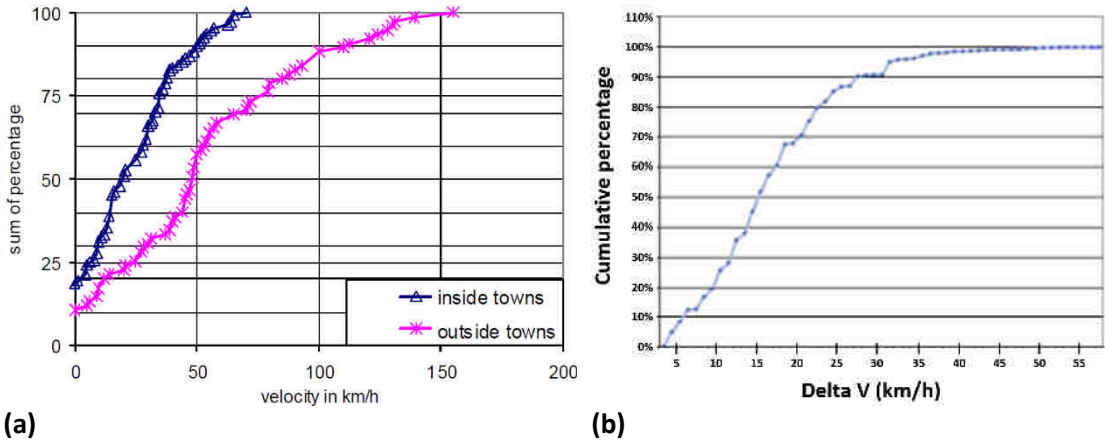


Figure 4 – Représentation de la vitesse de l'impact lors d'accidents de la circulation : (a) N = 108 en ville et N = 75 hors agglomérations. Webber *et al.*, 2007 [8] ; (b) impacts latéraux du côté de l'enfant. Scullion *et al.*, 2009 [11]

× La direction de l'impact : dans un rapport de 2006 s'appuyant sur plusieurs bases de données européennes (IRTAD, projets CREST et CHILD, GIDAS…) [12], l'EEVC précise que la majorité des accidents résultent d'impacts frontaux (50% des cas) ou latéraux (25% des cas). Il est toutefois important de noter que, même s'ils ne sont pas les plus fréquents, les impacts latéraux sont les plus dangereux pour les enfants [13] [14] [15] [16]. Pour exemple, les travaux de Braver *et al.* de 2004 [17] ont permis d'estimer que le taux de mortalité infantile était de l'ordre de 30% lors de *crashs* latéraux alors qu'il n'était que de 17% pour les *crashs* frontaux. Par ailleurs, les études ayant étudié cette configuration de choc ont généralement montré que les impacts

n'étaient pas purement orthogonaux, mais orientés suivant un angle compris entre 60° et 90° (figure 5).

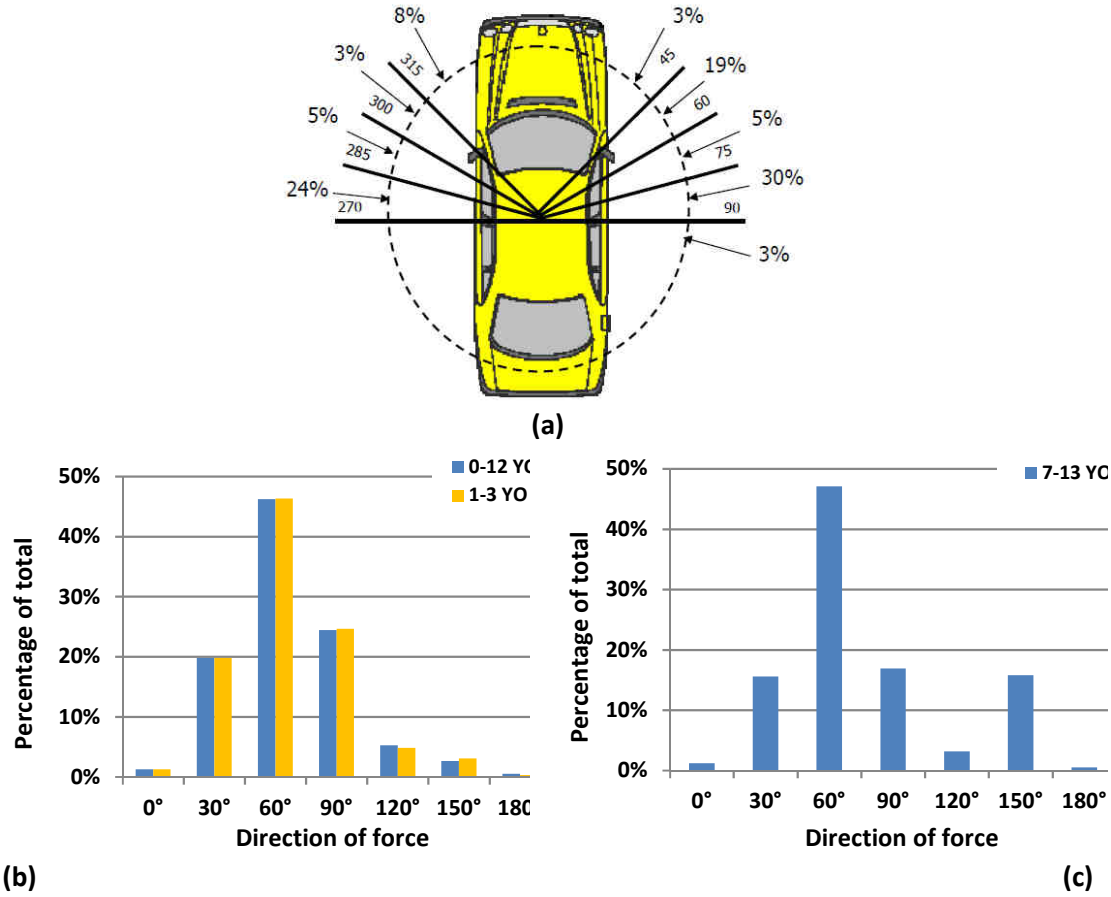


Figure 5 – Direction principale de l'impact : (a) N = 41. Arbogast *et al.*, 2009 [19] ; (b) $N_{1\text{-}3\ YO}$ = 394 et $N_{0\text{-}12\ YO}$ = 1 618. McCray*et al.*, 2008 [20] ; (c) $N_{7\text{-}13\ YO}$ = 595. Scullion *et al.*, 2009 [11]

× L'intrusion latérale du véhicule : au cours de ses travaux rapportés en 2001, Arbogast *et al.* a sélectionné et analysé en détail une série de 55 cas d'accidents de la circulation impliquant 93 enfants âgés de 0 à 15 ans [14]. Pour pouvoir mener une étude comparative tout en s'affranchissant de la largeur des véhicules impactés, l'auteur a considéré 8 zones suivant la méthode de Perry [21] : les 7 premières sont équidistantes et couvrent la première moitié de l'habitacle ; la dernière correspondant à l'autre moitié du véhicule (figure 6 (a)). Sur l'ensemble des accidents considérés, l'intrusion était mineure (zones 0 à 2 dans 69% des cas) ou modérée (zones 3 à 5 dans 27% des cas).

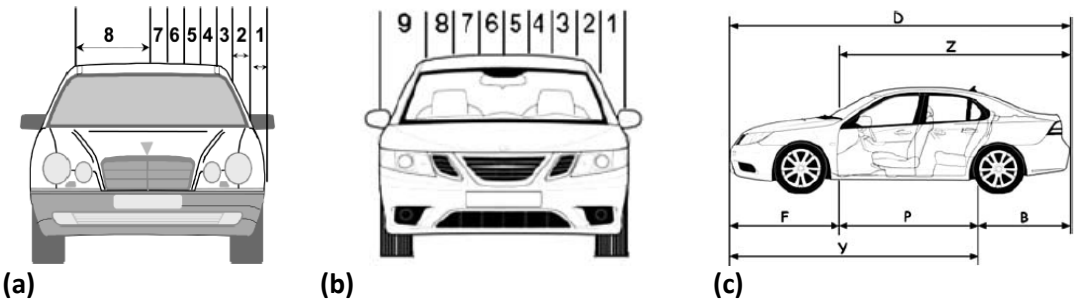


Figure 6 – Définition des zones d'intrusion et d'impact des véhicules accidentés : (a) Arbogast *et al.*, 2001 [14] ; (b) et (c) Andersson *et al.*, 2011 [22]

En 2011, Andersson a cherché à établir une relation entre la valeur de l'intrusion et le niveau de blessure survenu chez l'enfant installé du côté de l'impact [22]. Pour ce faire, il a étudié la base de données NASS-CDS répertoriant des accidents de la circulation survenus aux Etats-Unis entre 1997 et 2007. En se basant sur la norme SAE J224/1 (1980), l'auteur a à son tour défini des zones d'intrusion et d'impact du véhicule (figure 6 (b) et (c)). Les résultats de l'étude viennent dans un premier temps appuyer les conclusions d'Arbogast puisque la majorité des accidents considérés engendre une intrusion mineure (zones 1 ou 2 dans 62% des cas). Dans un second temps, la figure 7 (a) permet de voir que la gravité des lésions rencontrées chez les enfants victimes d'accidents de la circulation est directement liée à la valeur de l'intrusion dans l'habitacle : 89% des blessures de niveau MAIS2+ (lésions modérées à fatales) font suite à une intrusion dans les zones 2 ou 3 alors que l'ensemble des blessures MAIS3+ (lésions sérieuses à fatales) apparaissent pour des intrusions conséquentes (zones > 3).

En se référant au découpage des différentes zones des véhicules présenté sur la figure 6 (b) ainsi qu'aux résultats présentés sur la figure 7 (b), nous remarquons que les voitures sont principalement impactées dans les zones F, Y et Z. En revanche, au regard de la gravité des blessures engendrées chez les enfants, nous remarquons que la majorité des lésions MAIS2+ proviennent de *crashs* axés sur l'habitacle (plus de 40 % en zone P) ou à l'avant du véhicule (près de 30 % en zone F), alors que la quasi-totalité des blessures MAIS3+ font suite à un impact au niveau des montants de baie B ou C des véhicules (près de 60% en zone Z).

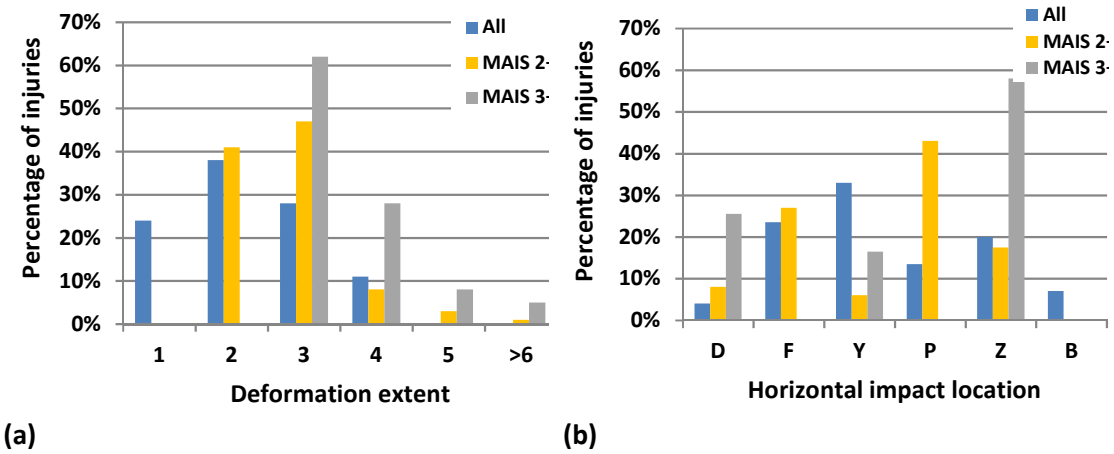


Figure 7 – (a) Distribution de l'intrusion et (b) de la zone d'impact horizontale ($N_{pondéré}$ = 75 473enfants). Andersson *et al.*, 2011 [22]

2.2.2. Installation des enfants impliqués dans des accidents de la circulation :

En plus des facteurs liés à la configuration des accidents (vitesse et direction de l'impact, intrusion), d'autres paramètres influant sur la sécurité des enfants sont à considérer. De nombreux auteurs se sont donc intéressés à l'installation des plus jeunes dans les véhicules.

× La position de l'enfant dans le véhicule : dans son étude publiée en 2004 [23], Howard *et al.* a cherché à vérifier l'hypothèse suivant laquelle la position de l'enfant dans le véhicule est étroitement liée à la gravité des blessures subies. Pour y parvenir, l'auteur a analysé les bases de données américaines FARS et NASS-CDS pour lesquelles respectivement 7 936 et 390 000 enfants ont été impliqués dans une collision latérale entre 1995 et 2000. A ces données, se rajoutent 71 cas détaillés de collisions survenues sur les routes canadiennes et nécessitant l'hospitalisation d'enfants de moins de 12 ans. Quelle que soit la base de données considérée,

Howard en est arrivé au même constat : qu'ils soient retenus ou non, les enfants sont plus en sécurité lorsqu'ils sont installés loin du point d'impact (figure 8). De plus, l'auteur a mis en avant le fait que les blessures engendrées sur les enfants (fatales ou non) étaient principalement dues à un phénomène d'intrusion de la portière dans l'habitacle de la voiture impactée. Au regard des données du *National Automotive Sampling System*, nous pouvons également noter que les enfants sont bien plus souvent victimes d'un trauma majeur (ISS ≥ 16) lorsqu'ils sont installés du côté de l'impact (7 pour 1 000 enfants), que ceux attachés au centre du véhicule (2 pour 1 000) ou sur le siège opposé (1 pour 1 000).

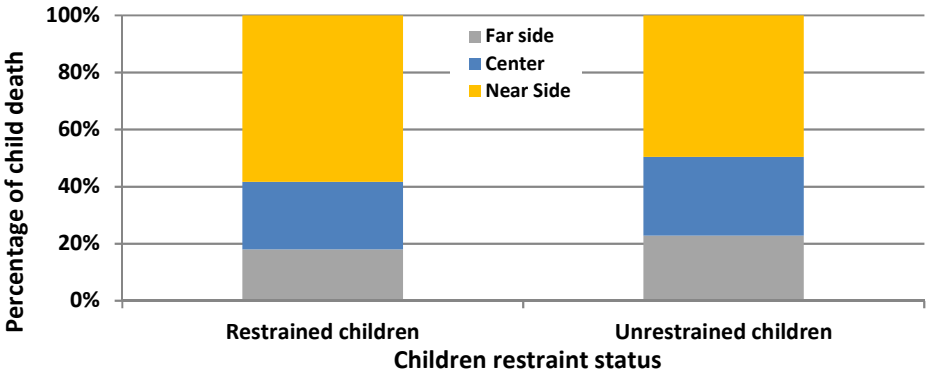


Figure 8 – Répartition de la position dans le véhicule des enfants de moins de 12 ans tués lors d'accidents de la circulation – FARS database ($N_{restrained}$ = 1 133 ; $N_{unrestrained}$ = 994). Howard *et al.*, 2004 [23]

En 2008, Lennon *et al.* a également cherché à établir une corrélation entre la position des enfants de moins de 12 ans dans les véhicules et le risque de blessure [24]. Pour cela, l'auteur a analysé des bases de données australiennes comptabilisant 30 631 enfants impliqués dans un accident de la route répartis par classes d'âges : 9 562 avaient moins de 4 ans, 9 614 étaient âgés de 4 à 7 ans et 11 455 avaient entre 8 et 12 ans. Au regard des résultats présentés sur la figure 9, nous notons dans un premier temps que la classe d'âges 0 – 3 ans se distingue des autres catégories puisque le risque lésionnel est plus important lorsque les enfants sont installés à l'avant plutôt qu'à l'arrière du véhicule. Parmi ceux retenus dans un siège-auto, le risque de blessure sérieuse et mineure est respectivement 60 % et 35 % supérieur, comparé à une installation sur la banquette arrière. Cette conclusion a d'ailleurs été confirmée par Braver *et al.* qui estimait que le risque relatif de décès était de 1,7 [25].

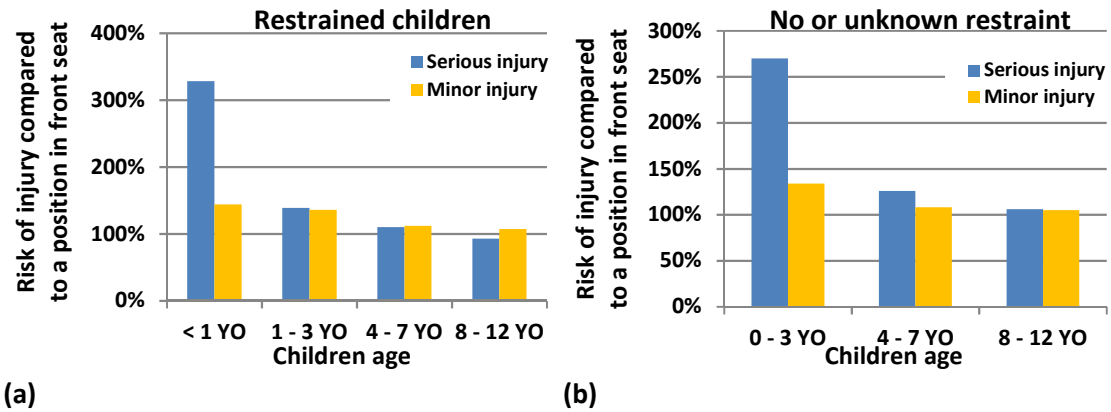


Figure 9 – Risque relatif de blessures pour des enfants installés sur le siège passager avant comparé à ceux à l'arrière du véhicule, pour différentes classes d'âges ($N_{0\text{-}3\ YO}$ = 9 562 ; $N_{4\text{-}7\ YO}$ = 9 614 ; $N_{8\text{-}12\ YO}$ = 11 455) : (a) enfants retenus dans la voiture (N = 28 168) et (b) aucune information quant à la retenue des enfants. Lennon *et al.*, 2008 [24]

Une des raisons pouvant expliquer cette surreprésentation des plus jeunes enfants victimes de blessures sévères est liée à la présence d'un airbag. En complément de la ceinture de sécurité, ce dispositif a été développé aux Etats-Unis dans les années 1970 pour prévenir l'impact entre la tête de l'adulte et le volant (ou tableau de bord) en cas de chocs frontaux modérés ou sévères. Toutefois, en dépit de sa performance en termes de sécurité vis-à-vis des adultes, l'airbag n'est pas compatible avec l'usage d'un dispositif de retenue positionné dos à la route. Au cours de son déploiement, le sac vient alors violemment percuter le siège-auto et ainsi engendrer des blessures sévères voire mortelles chez les plus jeunes [26] [27] [28]. De ce fait, lorsque les enfants sont installés à l'avant du véhicule, il est fortement conseillé de désactiver l'airbag passager.

× L'utilisation correcte d'un dispositif de retenue : nous avons vu précédemment que la position des enfants dans le véhicule et le choix d'un dispositif de retenue adapté étaient des facteurs non-négligeables quant à leur sécurité en cas d'accident. Pourtant, même lorsque les enfants sont installés à la place la plus sûre (au centre de la banquette arrière) dans un dispositif de retenue ajusté à leur morphologie, leur sécurité peut être compromise en raison d'une mauvaise utilisation du siège-auto. Deux types de mauvaises utilisations sont majoritairement rencontrés : au niveau de l'interface siège-auto et véhicule et/ou siège-auto et enfants [12] [30] [31]. En 2002, Decina a mené une campagne d'observation dans 6 états des Etats-Unis afin d'étudier plus précisément cette problématique [29]. Comme nous pouvons le voir sur la figure 10, les deux principales utilisations incorrectes des dispositifs de retenue consistent en un jeu conséquent dans la ceinture venant fixer le siège-auto au véhicule, et un manque de serrage du harnais de l'enfant.

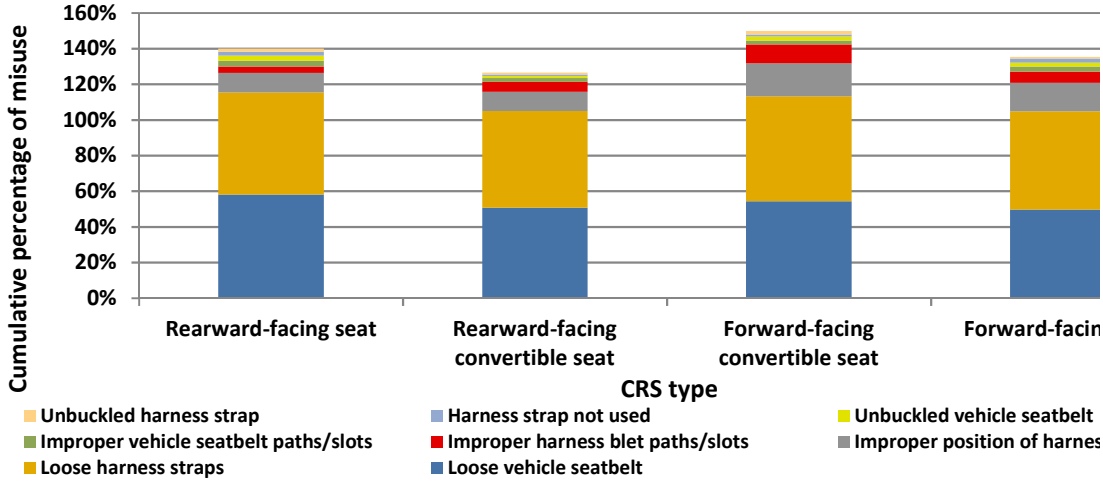


Figure 10 – Répartition des principales mauvaises utilisation des sièges-auto en fonction de leur type (N_{RF} = 497 ; $N_{RF\ convertible}$ = 140 ; $N_{FF\ convertible}$ = 1 247 ; N_{FF} = 766). A noter que plusieurs mauvaises utilisations (*misuses)* peuvent être associées à un dispositif de retenue. Decina *et al.*, 2005 [29]

2.3. Lésions corporelles rencontrées chez les enfants impliqués dans un accident de la circulation :

En 2003, Orzechowski estimait que le risque de blessure sévère (ISS > 15) chez les enfants était de l'ordre de 20% et 45%, respectivement pour les chocs frontaux et latéraux [16]. Sachant que la

vulnérabilité des occupants du véhicule est liée à la direction de l'impact, il semble donc nécessaire de distinguer ces deux cas.

2.3.1. L'impact frontal :

Lors d'un déplacement, les occupants et la voiture se déplacent à la même vitesse, dans la même direction. Au moment de l'impact, nous assistons à un phénomène de découplage entre la structure du véhicule et tout ce qui n'y est pas lié de manière rigide. L'énergie cinétique accumulée se traduit alors par un déplacement des occupants vers l'avant. Afin de leur garantir un maximum de sécurité, il est de ce fait indispensable de retenir les enfants comme les adultes de la façon la plus appropriée à leur morphologie.

Achevé en 2006, le projet européen CREST s'est focalisé sur les différents aspects liés à la sécurité des plus jeunes lors de *crashs* routiers [32]. Pour cela, 460 cas d'accidents de la circulation impliquant des enfants de moins de 12 ans ont été répertoriés puis analysés. Les auteurs se sont alors intéressés aux types de lésions survenues suivant la catégorie de sièges-auto utilisée.

- Siège dos à la route : bien que la population des jeunes enfants installés dans une coque dos-route soit trop faible pour établir une analyse statistique approfondie, nous pouvons tout de même donner une tendance. En effet, au regard de la figure 11 (a) nous constatons un grand nombre de blessures à la tête et quelques fractures des membres. Les auteurs de l'étude estiment alors que les lésions de la tête ont été provoquées soit par l'impact entre la coque du dispositif de retenue et le tableau de bord, soit par un contact direct entre la tête et le siège-auto, soit par le rebond de la tête.

- Siège face à la route : lorsque nous nous référons à la figure 11 (b), nous constatons que près de la moitié des blessures sévères rencontrées concernent le segment tête-cou. Les fractures du crâne ont été engendrées suite à un choc avec l'intérieur du véhicule, alors que des lésions cérébrales diffuses sont dues à une forte accélération angulaire. A noter par ailleurs la gravité des blessures cervicales puisque, lorsqu'elles surviennent, elles sont irrémédiables pour les enfants.

- Rehausseur : même si la tête est le segment corporel le plus souvent touché, nous remarquons sur la figure 11 (c) que ces sièges-auto sont à l'origine d'un grand nombre de blessures du thorax et de l'abdomen. Lorsque l'accident survient, la ceinture de sécurité du véhicule vient comprimer l'abdomen des enfants, engendrant alors des blessures au niveau des organes mous (foie, rate, rein).

- Ceinture de sécurité du véhicule : lorsqu'ils sont uniquement retenus par la ceinture de sécurité du véhicule, nous observons sur la figure 11 (d) que les enfants sont victimes du même type de blessures que ceux installés dans un rehausseur, mais celles-ci sont plus fréquentes et plus graves, en particulier au niveau de l'abdomen. Ce phénomène est par ailleurs amplifié en raison d'une utilisation précoce de la ceinture au détriment d'un dispositif de retenue approprié à leur morphologie.

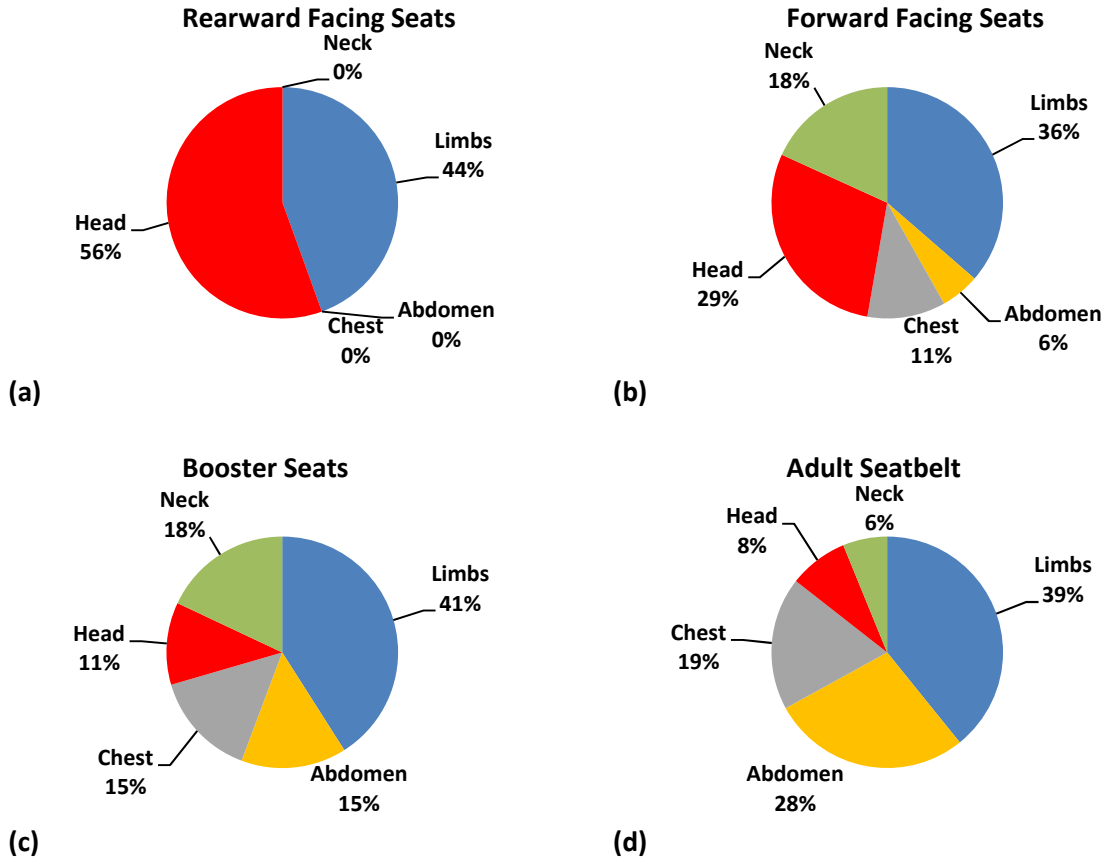


Figure 11 – Répartition des blessures sévères (AIS 3+) engendrées chez les enfants lors de *crashs* frontaux suivant la catégorie de dispositif de retenue utilisée. (a) Sièges dos à la route (N = 31); (b) sièges face à la route (N = 144) ; (c) rehausseurs (N = 108) ; (d) ceinture de sécurité du véhicule (N = 148). Lesire *et al.*, 2001 [32]

Au regard des résultats précédents, nous pouvons conclure que lors d'impacts frontaux, des lésions peuvent survenir sur l'ensemble des segments corporels des enfants, mais pour des raisons différentes. Suivant la morphologie des enfants et la catégorie de siège-auto utilisée, la répartition des blessures ne se fait pas de la même manière. En effet, les plus jeunes souffrent principalement de fractures du crâne ou de lésions cérébrales dues à un impact et/ou une grande accélération angulaire de la tête. Pour les plus grands, qu'ils utilisent ou non un rehausseur, la ceinture de sécurité du véhicule a pour effet de comprimer les organes mous de l'abdomen provoquant alors de graves blessures. A noter par ailleurs que, quelle que soit la manière dont ils sont attachés, les enfants présentent souvent des fractures des membres (40% des cas).

2.3.2. L'impact latéral :

Alors que les blessures engendrées lors de chocs frontaux sont dues à des effets cinématiques, pour les impacts latéraux, nous sommes confrontés à un phénomène de compression latérale sur l'ensemble du corps de l'enfant. Dans sa publication de 2006, Lesire *et* al rapporte les travaux du projet CASPER relatifs aux enfants de moins de 12 ans victimes de *crashs* latéraux, qu'il y ait ou non intrusion de la portière dans l'habitacle du véhicule [33].

Sur l'ensemble des accidents où il n'y a pas eu d'intrusion directe, et ceux où les enfants étaient installés du côté opposé à l'impact (N = 131), seuls 45 enfants ont été victimes de blessures AIS 2+ (100 blessures avaient été comptabilisées). Parmi ceux-ci, les blessures rencontrées étaient relativement

similaires, et ce, quel que soit le mode de retenue des enfants dans le véhicule. Majoritairement représentée avec un taux lésionnel de l'ordre de 57 %, la tête est sujette à des fractures du crâne et des contusions cérébrales. Ces blessures ont ainsi été engendrées par un impact avec un élément rigide du véhicule ou du siège-auto. Par ailleurs, plusieurs cas de contusions pulmonaires et fractures du bassin causées par l'interaction avec un autre occupant du véhicule ont également été relevées.

Sur les 134 enfants installés du côté de l'impact (avec intrusion), 238 blessures de niveau AIS 2+ ont été comptabilisées. Sur la figure 12, nous constatons que la tête est à nouveau surreprésentée puisqu'elle rassemble 75 %, 52 % et 43 % des blessures chez les enfants, installés respectivement dans un dispositif de retenue de type coque, dans un rehausseur et par la ceinture de sécurité du véhicule. Comme pour les *crashs* sans intrusion, ces blessures résultent d'un impact avec un élément rigide du véhicule ou du siège-auto. Concernant les blessures thoraciques, il est possible de faire un *distinguo* suivant le mode de retenue. Bien que très rares (seulement 4 % du total), les blessures du thorax des plus jeunes sont dues à la compression du corps à l'intérieur de la coque du dispositif de retenue. Pour les enfants installés dans un rehausseur ou uniquement retenus par la ceinture de sécurité, les blessures, plus nombreuses (17 % et 14 % du total), sont dues à l'interaction entre le thorax et la porte du véhicule ou avec les autres occupants. Si pour les premiers on ne rencontre que des blessures au niveau des organes internes, pour les seconds, ces lésions sont associées à des fractures des côtes. Par ailleurs, dans 5 à 10 % des cas nous rencontrons également des blessures au niveau de l'abdomen : ces dernières étant principalement dues à l'intrusion de l'accoudoir de la portière.

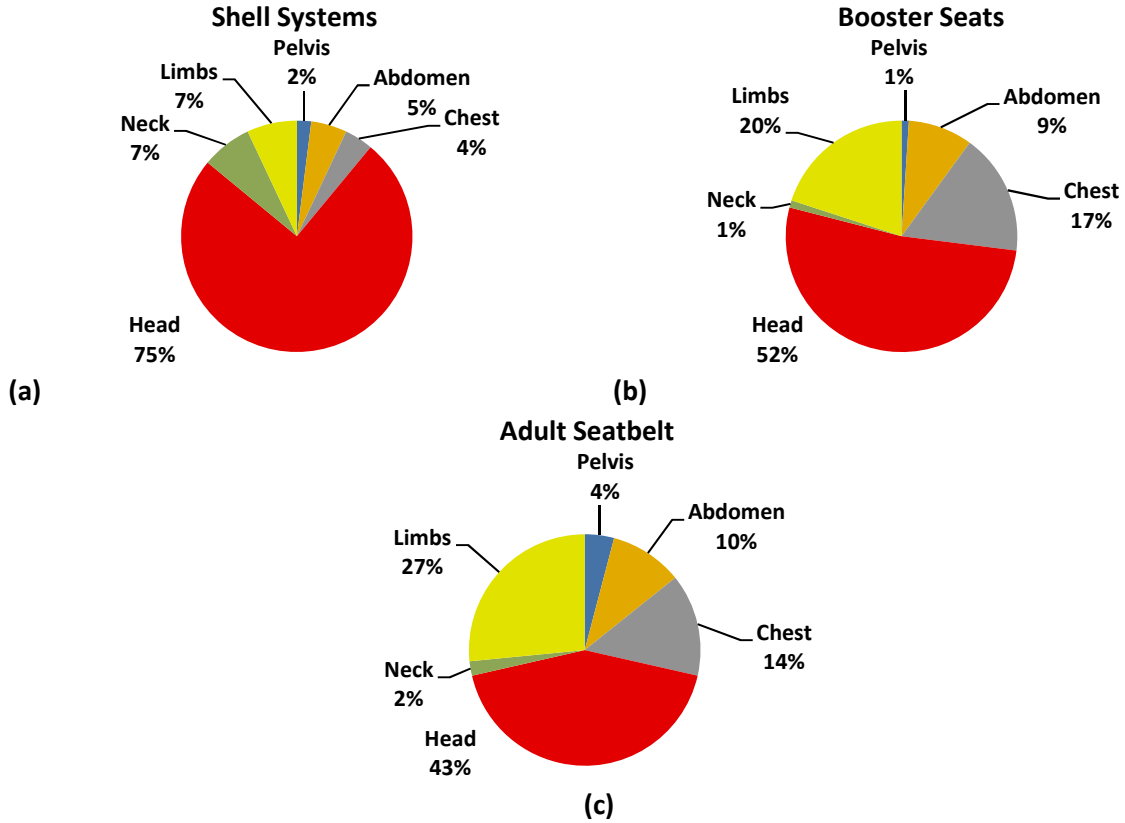


Figure 12 – Répartition des blessures engendrées chez les enfants lors de *crashs* latéraux avec intrusion suivant la catégorie de dispositif de retenue utilisée : (a) Sièges coques (N = 50); (b) rehausseurs (N = 35) ; (c) ceinture de sécurité du véhicule (N = 49). Lesire *et al.*, 2006 [33]

Bien que basées sur un nombre de cas plus limité, d'autres études ont répertorié et classifié les blessures survenues chez les enfants installés du côté de l'impact. En 2009, Arbogast a présenté ses

travaux pour lesquels 41 enfants ont été victimes de blessures AIS 2+ [19]. L'analyse présentée sur la figure 13 vient confirmer les conclusions du projet CAPER : lors de chocs latéraux, les enfants sont principalement victimes de blessures à la tête et au thorax. L'auteur précise alors que les lésions de la tête sont majoritairement dues à l'interaction avec la structure du siège-auto, le dossier du siège ou avec les autres occupants du véhicule. Les blessures du thorax sont quant à elles provoquées par l'impact avec la portière du véhicule ou avec le dispositif de retenue.

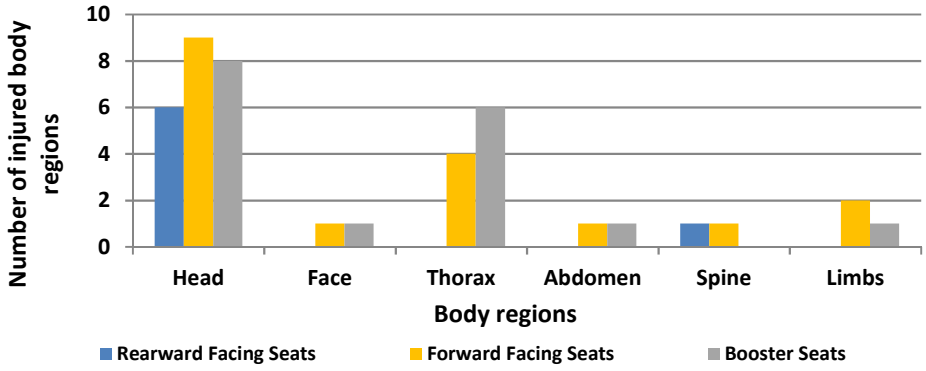


Figure 13 – Répartition des blessures AIS 2+ suivant les régions corporelles et par catégorie de sièges-auto (N = 41). Arbogast *et al.*, 2009 [19]

2.4. Conclusion :

A travers cette première partie, nous avons analysé la situation épidémiologique globale dans le monde puis, par convergences successives, nous nous sommes focalisés sur le cas des enfants victimes d'accidents de la circulation alors qu'ils étaient installés dans un véhicule de tourisme. Nous avons alors examiné les principaux facteurs susceptibles de nuire à la sécurité, certains pouvant être maîtrisés (installation des enfants dans le véhicule) et d'autres non (vitesse et direction de l'impact, intrusion de la portière dans l'habitacle).

Nous avons vu que les accidents surviennent généralement pour une vitesse d'impact comprise entre 20 et $50\ km/h$. Par ailleurs, bien qu'ils ne soient pas les plus fréquents, les impacts latéraux sont particulièrement dangereux pour les enfants, et ce, d'autant plus que l'intrusion de la portière dans l'habitacle est élevée. Sur l'ensemble des études épidémiologiques considérées, nous avons souligné le fait qu'il était préférable d'installer les enfants dans un dispositif de retenue adapté à leur morphologie au centre de la banquette arrière. Toutefois, malgré cette recommandation, de nombreux cas de mauvaise utilisation des dispositifs de retenue ont été relevés, aussi bien au niveau de l'interface entre les enfants et leur siège, que celle entre le siège et le véhicule.

Par la suite, nous avons analysé les types de blessures engendrées chez les enfants lors des accidents, et ce, en distinguant les impacts frontaux et latéraux. En effet, les premiers sont dus à un déplacement du corps vers l'avant, dont les conséquences se traduisent par l'apparition de blessures à la tête (impact avec le dossier du siège du véhicule et/ou forte accélération angulaire) et à l'abdomen (écrasement des organes mous suite à la pénétration de la ceinture ventrale). Lors de chocs latéraux, les lésions sont principalement localisées au niveau de la tête, et ce, en raison de l'impact avec la structure du dispositif de retenue ou avec le véhicule. Nous remarquons également l'apparition de blessures engendrées par la compression du thorax des enfants par l'accoudoir de la portière de la voiture.

3. CRITERES LESIONNELS DU SEGMENT TETE-COU, DU THORAX ET DE L'ABDOMEN :

3.1. Introduction :

Au cours de l'étude épidémiologique précédente, nous avons vu que lors d'accidents de la circulation, les blessures rencontrées chez les enfants concernaient principalement le segment tête-cou, le thorax et l'abdomen. De ce fait, pour augmenter la sécurité des plus jeunes dans les véhicules, il est nécessaire de concentrer nos efforts sur ces régions corporelles. L'objectif de ce paragraphe est double. Après avoir apporté une description anatomique succincte des zones corporelles à risque, nous détaillerons les principaux critères de lésions y étant rattachés.

3.2. Anatomie de l'enfant :

3.2.1. La tête :

Dérivé du nom latin *testa* signifiant « coquille dure », la tête humaine a pour fonction première de protéger l'encéphale des menaces extérieures. Les paragraphes qui suivent donnent une description succincte des éléments anatomiques constitutifs de la tête en partant de l'extérieur vers l'intérieur.

× Le scalp : d'une épaisseur comprise entre 5 et 7 mm, le scalp est constitué de 5 couches de tissus mous (figure 14). En contact direct avec la table externe de l'os crânien, le scalp joue un rôle d'amortisseur mécanique : sa déformation radiale en cas d'impact direct sur la tête a pour effet de distribuer l'effort sur une plus grande surface.

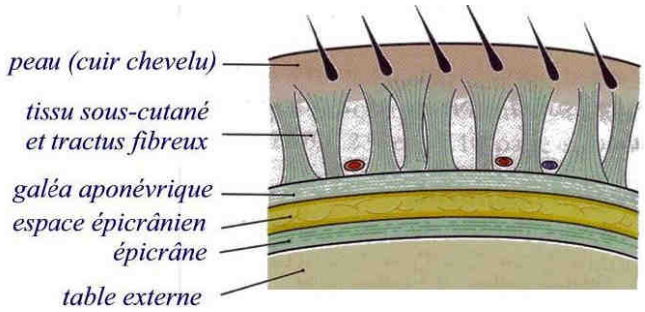


Figure 14 – Vue en coupe présentant les 5 couches de tissus constituant le scalp

× Le crâne : il est constitué de deux parties bien distinctes : la voûte, ou *calvaria* formée de plaques osseuses soudées entre elles, et la base du crâne (plancher). Ce dernier présente un certain nombre de cavités destinées à la vascularisation et au passage des nerfs, ainsi qu'un important orifice dans lequel passe la moelle épinière : le *foramen magnum*. En plus de petits os « fonctionnels », le crâne comporte neuf os de « structure » : l'os frontal, l'os occipital, les os pariétaux, les os temporaux, le sphénoïde et l'ethnoïde, tels qu'illustrés sur la figure 15.

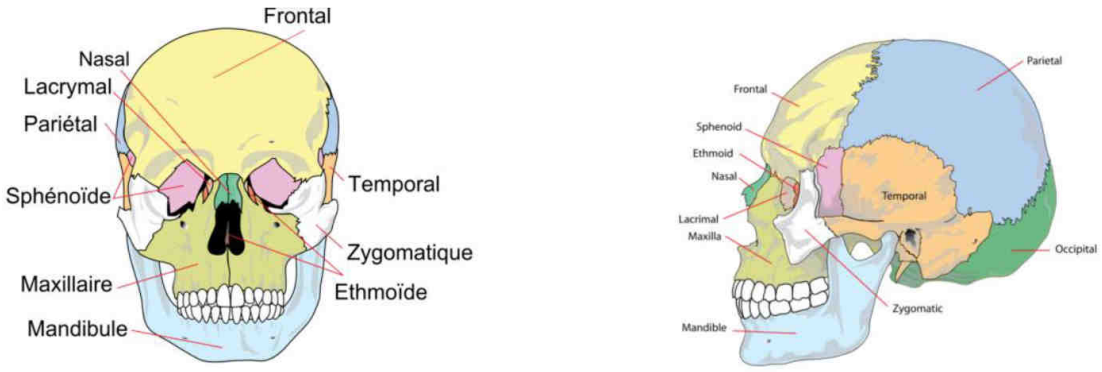


Figure 15 – Représentation simplifiée de la tête humaine adulte de face et de profil

A la naissance, l'ossification du crâne n'étant pas totalement terminée, il en résulte des espaces plus ou moins larges constitués de tissus fibreux ou de cartilages : les fontanelles et les sutures (figure 16). Pour ce qui est des premières, elles se ferment au cours des deux premiers mois (fontanelle postérieure), vers le cinquième ou le sixième mois (fontanelles latérales), et entre 18 mois et 2 ans pour la fontanelle antérieure. En ce qui concerne les sutures, le processus d'ossification se réalise vers 3 ans pour la face interne et à partir de 45 ans pour la face externe.

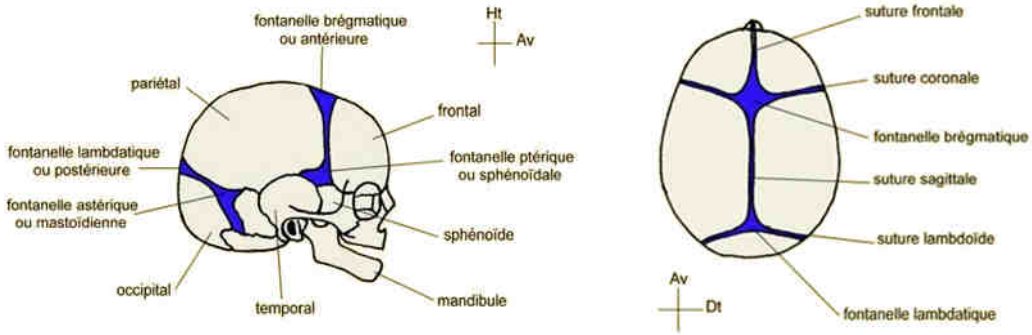


Figure 16 – Représentation des fontanelles et sutures chez le nouveau-né

× Les méninges et le liquide cérébrospinal : les méninges sont constituées de trois enveloppes séparant le crâne du cerveau : la dure-mère, l'arachnoïde et la pie-mère (figure 17).

- ***La dure-mère :*** épaisse, fibreuse et très résistante, elle est formée de deux feuillets : le premier tapisse l'os du crâne, alors que le second sépare les deux hémisphères cérébraux (faux du cerveau) et délimite le cerveau du cervelet (tente du cervelet).

- ***L'arachnoïde :*** c'est un tissu conjonctif, mou et avasculaire qui délimite d'une part la dure-mère, et d'autre part l'espace sous-arachnoïdien. Ce dernier est rempli du fluide cérébrospinal permettant les échanges de nutriments et de déchets entre le sang et le système nerveux. Ce fluide offre également une protection mécanique du cerveau supplémentaire en cas de choc ou de mouvement brusque de la tête.

- ***La pie-mère :*** elle est constituée d'un unique feuillet très fin et adhérent fortement à la surface de l'encéphale et de la moelle épinière. Cette membrane très vascularisée forme des replis particuliers appelés *plexus choroïdes* responsables de la synthèse continue du liquide cérébrospinal.

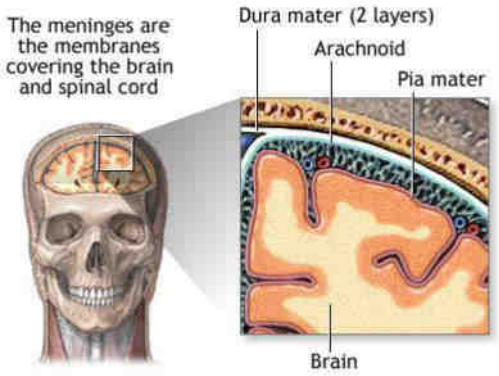


Figure 17 – Représentation des trois enveloppes constituant les méninges : la dure-mère, l'arachnoïde et la pie-mère

× Le système nerveux central : c'est un système complexe permettant de recevoir, intégrer, émettre et conduire toutes les informations relatives au fonctionnement de l'organisme. Il est constitué de l'encéphale prolongé par la moelle épinière. L'encéphale est lui-même composé de trois parties que sont le cerveau, le tronc cérébral et le cervelet (figure 18).

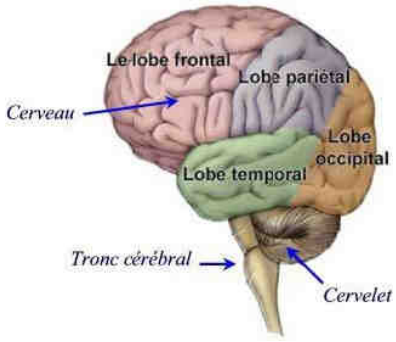


Figure 18 – Représentation des trois zones constituant l'encéphale

Logé dans la boîte crânienne, le cerveau est la partie la plus volumineuse de l'encéphale. En périphérie se trouve la substance grise (cortex) dont la surface est complètement plissée par des sillons de profondeur variable. Les plus profonds d'entre eux permettent de délimiter quatre lobes cérébraux : le lobe frontal, pariétal, occipital et temporal. En dessous se situe la substance blanche qui est principalement composée des prolongements des cellules nerveuses (axones). Une illustration présentant la vue en coupe du cerveau humain est donnée en figure 19 (a).

Dans le plan médio-sagittal, une profonde fissure divise partiellement le cerveau en deux hémisphères cérébraux, le télencéphale. Ceux-ci sont réunis par des commissures inter-hémisphériques que sont le corps calleux et le diencéphale (ensemble de substance grise constitué des thalamus, hypothalamus, épithalamus et sous-thalamus). Une vue en coupe de l'encéphale suivant le plan sagittale est donné en figure 19 (b).

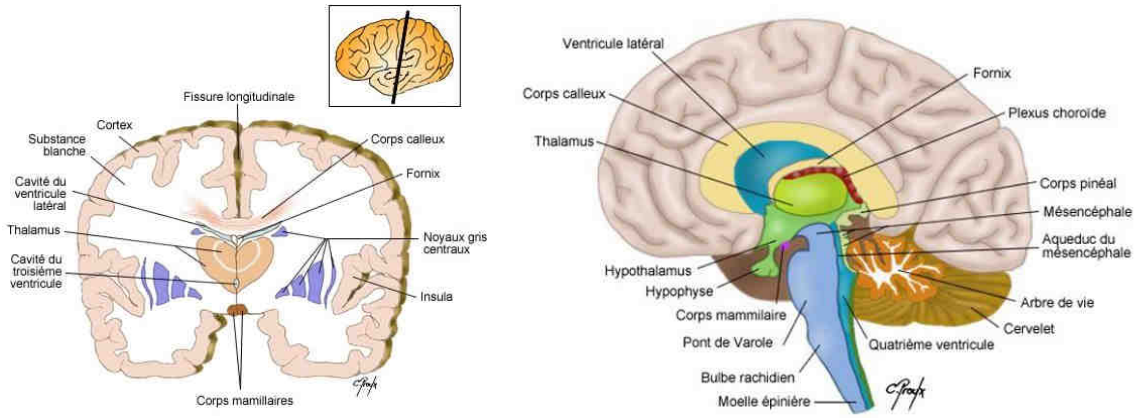


Figure 19 – (a) Coupe frontale du cerveau humain ; (b) Coupe sagittale de l'encéphale humain

3.2.2. Le cou :

D'une manière générale le cou joue trois rôles primordiaux. D'abord, il supporte et assure la mobilité de la tête grâce à l'empilement d'éléments quasi-indéformables (vertèbres) et d'éléments déformables (disques intervertébraux, ligaments et muscles). Ensuite, il protège le système nerveux central (moelle épinière) partant de la base du crâne et allant jusqu'à sa partie dorsale. Enfin, il assure le passage de vaisseaux sanguins ainsi que de plusieurs éléments de l'appareil digestif, respiratoire et phonatoire. Le paragraphe qui suit ne traitera que de la zone postérieure du cou constituée autour du rachis cervical (partie supérieure de la colonne vertébrale).

Le rachis cervical de l'adulte comprend 7 vertèbres numérotées de C1 à C7 comme illustré sur la figure 20 (a). De forme annulaire, l'Atlas (C1) présente deux surfaces articulaires (*cavité glénoïde*) sur lesquelles repose le condyle de l'os occipital (base du crâne). En dessous, l'Axis (C2) est surmonté d'une saillie volumineuse en forme de dent (*processus odontoïde*) servant d'articulation à l'Atlas. De formes identiques, les autres vertèbres (C3 à C7) assurent la flexion, l'extension et l'inclinaison latérale du cou.

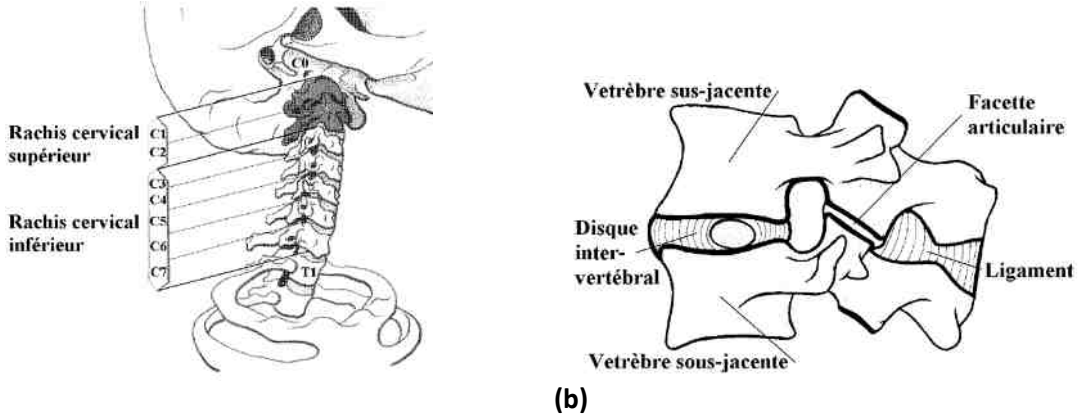


Figure 20 – Illustration (a) du rachis cervical de l'adulte constitué de 7 vertèbres et (b) d'une unité fonctionnelle. Kapandji, 2002 [34]

Entre deux vertèbres adjacentes se trouvent deux types de tissus mous : le disque intervertébral et le ligament (figure 20 (b)). Le premier est un élément déformable assurant l'amortissement des chocs. Il est constitué d'une part d'un noyau central gélatineux (*nucleus pulposus*) et d'autre part d'une succession de couches fibreuses concentriques (*annulus bibrosus*). Le second donne la solidité à

l'articulation et la protège, en limitant l'amplitude de ses déplacements. A noter que la structure musculaire (non présentée dans ce paragraphe) joue le rôle moteur et participe à la stabilité du rachis.

Bien que la composition anatomique du cou de l'enfant soit similaire à celle de l'adulte, il est nécessaire de distinguer les deux cas, et ce, pour plusieurs raisons. D'un point de vue de la structure osseuse, le processus d'ossification des vertèbres ne s'achève qu'à la puberté. De plus, leurs facettes articulaires étant moins inclinées que chez l'adulte, cela conduit à une plus grande mobilité du rachis cervical et moins de stabilité. Enfin, à la naissance les muscles du cou sont très fragiles. Il faut donc attendre que les enfants soient âgés de 6 mois pour qu'ils puissent aisément supporter la masse de leur tête.

3.2.3. Le thorax :

Le thorax correspond à la région du corps humain comprise entre le cou et l'abdomen. Il contient les organes essentiels à la respiration (trachée, poumons et diaphragme), à la digestion (œsophage) ainsi qu'à la circulation cardiovasculaire (cœur). L'ensemble est délimité et protégé par la cage thoracique constituée du rachis thoracique, des côtes et du sternum. Le paragraphe ci-dessous propose une description succincte des différents organes du thorax en partant de l'extérieur vers l'intérieur.

× La cage thoracique : l'arrière de la cage thoracique est délimité par le rachis thoracique constitué de 12 vertèbres numérotées de T1 à T12. Ces dernières présentent une structure générale similaire à celle des vertèbres cervicales. De part et d'autre du rachis thoracique se trouvent 12 paires de côtes reliées à l'arrière à deux vertèbres, par des articulations dites « synoviales ». On distingue généralement : 7 paires de côtes sternales (ou vraies côtes) reliées à l'avant au sternum par leur cartilage, 3 paires de fausses côtes dont le cartilage rejoint celui de la côte sus-jacente, et 2 paires de côtes flottantes se terminant par un cartilage libre. L'espace délimitant deux côtes est constitué de 3 muscles intercostaux (externe, moyen et intime) et du pédicule vasculo-nerveux (veines, artères et nerfs intercostaux). Une illustration de la cage thoracique est donnée sur la figure 21.

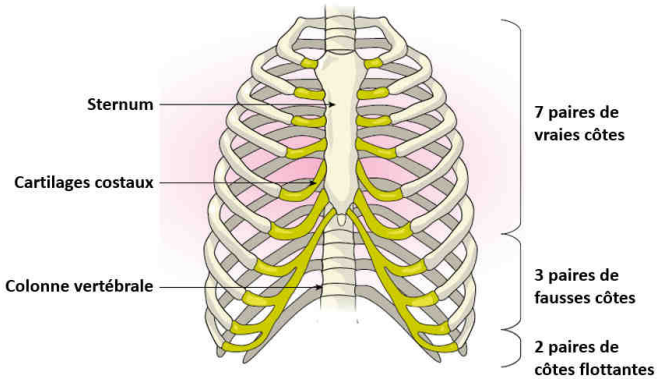


Figure 21 – Cage thoracique de l'être humain

× L'appareil respiratoire : il s'agit de l'ensemble des organes permettant les échanges gazeux entre l'organisme et l'environnement. Composée de cartilage, la trachée permet de conduire l'air de la base du cou (larynx) jusqu'aux poumons par l'intermédiaire de deux bronches, dont les nombreuses ramifications (bronchioles) se prolongent par les alvéoles pulmonaires. Sous

les poumons se situe le diaphragme, cloison faite de muscles et de tendons séparant la cavité thoracique de la cavité abdominale. Il est le principal responsable du processus de respiration.

× Le médiastin : il s'agit de l'espace situé entre les poumons comprenant la trachée, des nerfs, l'œsophage et le cœur. Reliant le pharynx à l'estomac, l'œsophage est un segment du tube digestif dans lequel circulent les aliments. Le cœur est un organe creux qui, à l'image d'une pompe, permet la vascularisation de l'ensemble du corps. Traversé par un sillon auriculo-ventriculaire, il est formé de deux parties distinctes : le cœur gauche et le cœur droit. Chacun d'entre eux est constitué de deux chambres (oreillette et ventricule) séparées par une valve. A gauche le cœur assure la transition entre les veines pulmonaires et l'aorte, alors qu'à droite, il relie les veines caves inférieure et supérieure à l'artère pulmonaire. Une illustration de l'appareil respiratoire et du médiastin est donnée sur la figure 22.

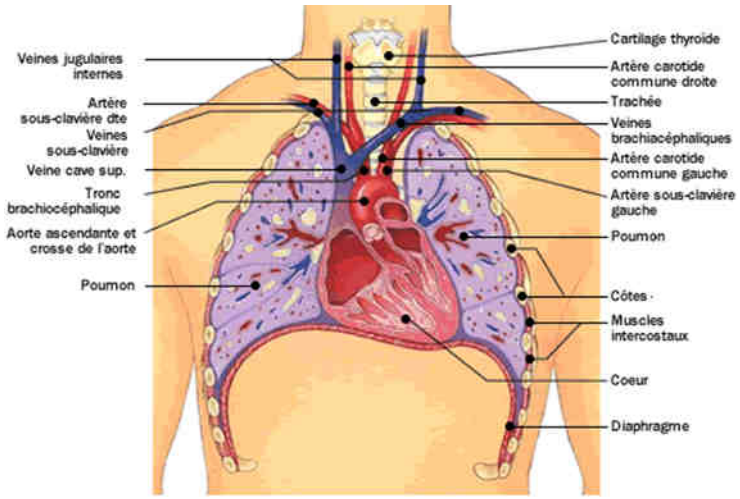


Figure 22 – Vue d'ensemble de l'appareil respiratoire et du médiastin

3.2.4. L'abdomen :

La cavité abdominale correspond à l'espace creux délimité verticalement par le diaphragme et le bassin, à l'arrière par la colonne vertébrale et latéralement par une ceinture musculaire. Elle contient la rate ainsi que la plupart des organes du système digestif (estomac, intestins, foie, vésicule biliaire et pancréas) et de l'appareil urinaire (reins, uretères, vessie et urètre). Le paragraphe ci-dessous propose une description succincte des différents organes présents dans la cavité abdominale.

× La rate : située entre le diaphragme, l'estomac et le côlon, la rate est un organe constitué à la fois de tissus veineux contenant beaucoup de globules rouges (pulpe rouge) et de tissus lymphoïdes où résident principalement les lymphocytes (pulpe blanche). Les premiers ont pour fonction de purifier le sang alors que les seconds jouent un rôle important dans la défense immunitaire de l'organisme.

× Le système digestif : situé à l'extrémité inférieure de l'œsophage, l'estomac est un organe creux permettant la digestion des aliments par des fonctions mécaniques (brassage) et chimiques (action des sucs gastriques). Il en résulte une pâte acide (chyme) qui est ensuite digérée par l'intestin grêle (constitué du *duodénum*, du *jéjunum* et du *iléon*) puis le gros intestin (comprenant le *cæcum*, le côlon et le rectum) avant d'être évacuée au niveau de l'anus. A l'embouchure entre l'estomac et l'intestin grêle se situe une cavité (l'ampoule de

Vater) dans laquelle se rejoignent deux liquides biologiques favorisant la digestion : la bille et le suc pancréatique. Le premier y est amené *via* le conduit cholédoque après avoir été sécrété par le foie puis stocké dans la vésicule biliaire, alors que le second y est acheminé depuis le pancréas par le canal de Wirsung. Une illustration de la rate et du système digestif est donnée en figure 23 (a).

× Le système urinaire : constitué de quatre organes (reins, uretères, vessie et urètre), le système urinaire a pour objectif de sécréter et évacuer les principaux déchets liquides de métabolisme (urine) hors de l'organisme. Situés de part et d'autre de l'abdomen, les reins permettent de filtrer le sang assurant ainsi un équilibre hydroélectrolytique (homéostasie). Dans le prolongement des reins, les uretères acheminent l'urine jusque dans la vessie où elle est stockée avant d'être évacuée par l'urètre. Une illustration du système urinaire est donnée en figure 23 (b).

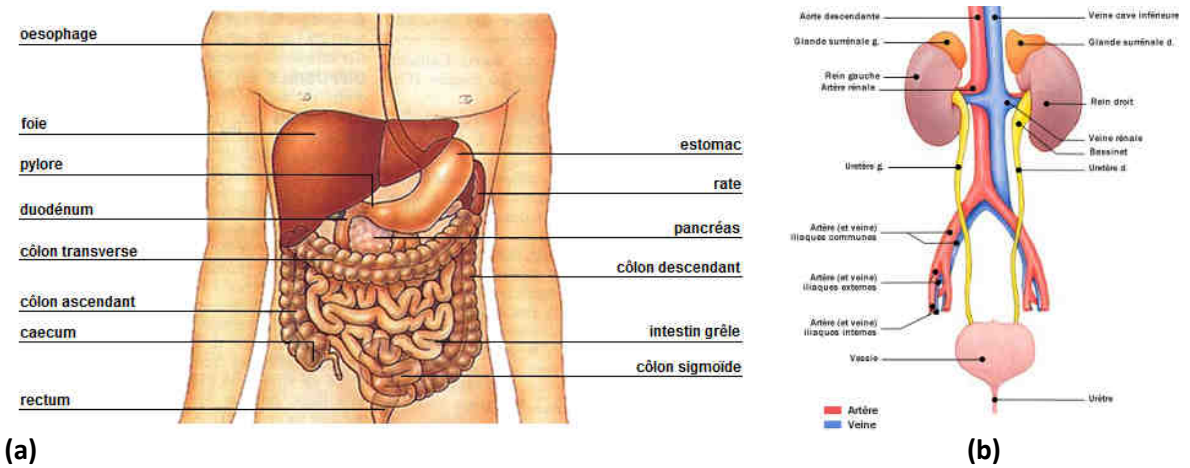


Figure 23 – (a) Vue de la cavité abdominale comprenant le système digestif et la rate ; (b) Schéma du système urinaire

3.3. Les traumatismes dus aux accidents de la circulation chez l'enfant :

Nous avons vu précédemment que lors d'accidents de la circulation, les enfants présentent majoritairement des lésions au niveau de la tête, du cou, du thorax et de l'abdomen. Pour ces deux dernières régions corporelles, les blessures surviennent généralement soit en raison d'une compression excessive des organes, soit du fait de la propagation d'une onde de choc, soit par effet inertiel. Il en résulte alors des fractures osseuses, des lésions hémorragiques ou pulmonaires ou encore des ruptures des organes mous (foie, rate et reins). En ce qui concerne les blessures engendrées à la tête et au cou, les mécanismes lésionnels sont plus complexes.

3.3.1. Les mécanismes lésionnels relatifs à la tête de l'enfant :

Qu'elles aient été engendrées suite à un contact direct (choc) ou un phénomène d'accélération-décélération brutal, les blessures de la tête apparaissent au niveau du scalp, du crâne, du cerveau, des tissus sous-jacents ou encore des vaisseaux sanguins. La situation des enfants est encore une fois à distinguer de celle des adultes puisque l'ensemble de leurs fonctions cérébrales n'est pas encore terminé. Cela peut alors se traduire par l'apparition de séquelles (*e.g.* difficulté dans l'apprentissage

de la lecture ou de l'écriture) des années après avoir été victimes d'un traumatisme de la tête [35]. On distingue généralement les lésions crânio-encéphaliques suivantes :

× Les plaies du cuir chevelu : elles surviennent en cas d'impact direct de la tête et peuvent se traduire soit par une entaille (coupure) soit par un écrasement des tissus sous-cutanés et cutanés. A noter que ce type de lésions présente des caractéristiques similaires aux hématomes rencontrés dans d'autres régions corporelles.

× Les commotions cérébrales : elles résultent généralement d'un coup reçu à la tête et peuvent s'accompagner d'une perte de conscience voire d'une perte de connaissance pendant une courte durée (quelques minutes à quelques heures).

× Les fractures du crâne : elles sont classées suivant 4 catégories. Les fractures linéaires sont les plus fréquentes (70% des cas) et, à l'image de la figure 24 (a), elles présentent une simple fissure d'un os du crâne. Les fractures dépressives nécessitent quant à elles une intervention chirurgicale suite à une fragmentation de l'os. Chez les nouveau-nés et les nourrissons, ce type de fracture se traduit parfois par un enfoncement de la boîte crânienne. On parle alors d'embarrure en « balle de ping-pong ». Lorsque la fracture se produit le long des sutures du crâne, on parle de fracture diastatique. Ces dernières sont généralement observées chez les nouveau-nés et les enfants de moins de trois ans. Enfin, les fractures basilaires sont les plus graves puisqu'elles impliquent une rupture de l'os à la base du crâne. Elles s'accompagnent généralement d'ecchymoses autour des yeux et derrière les oreilles voire d'une déchirure de l'enveloppe cérébrale.

× Les hématomes épiduraux : généralement associées à une fracture de la boîte crânienne, ces lésions se traduisent par un épanchement de sang localisé entre le crâne et l'enveloppe extérieure des méninges (dure-mère). Alimenté par l'artère méningée, le caillot sanguin vient alors comprimer le cerveau pouvant entraîner perte de conscience, coma voire décès. Une illustration de ce type de lésion est donnée en figure 24 (b).

× Les hématomes sous-duraux : il s'agit d'un épanchement sanguin se formant entre la dure-mère et l'arachnoïde suite à une déchirure d'une veine (figure 24 (c)). La progression de l'hématome se fait lentement puisqu'elle s'étend sur des jours voire des semaines après la survenue du traumatisme.

× Les contusions et les hématomes intracérébraux : les premières correspondent à une ecchymose localisée en périphérie du cerveau, alors que les secondes présentent un saignement à l'intérieur même du tissu cérébral. Ces blessures résultent généralement soit d'un impact direct sur la tête (coup), soit d'un choc indirect (contrecoup). Une illustration de ce type de blessure est donnée sur la figure 24 (d).

× Les lésions axonales diffuses (DAI) : ce type de traumatisme compte parmi les plus communs et les plus dévastateurs rencontrés à la suite d'un accident de la circulation ou d'un acte de maltraitance infantile (syndrome du bébé secoué). La mise en accélération (linéaire et angulaire) de la tête engendre alors un étirement des fibres nerveuses longues présentes dans la matière blanche du cerveau. L'apparition de ces lésions s'accompagne d'une perte de connaissance et de la persistance de l'état végétatif succédant au trauma crânien.

× Les hémorragies rétiniennes : les phénomènes engendrant un saignement de la rétine sont encore assez mal connus. Pour autant, on retrouve ce type de lésions dans la quasi-totalité des cas de maltraitance infantile, alors qu'elles sont rarement rencontrées lors d'accidents de la circulation.

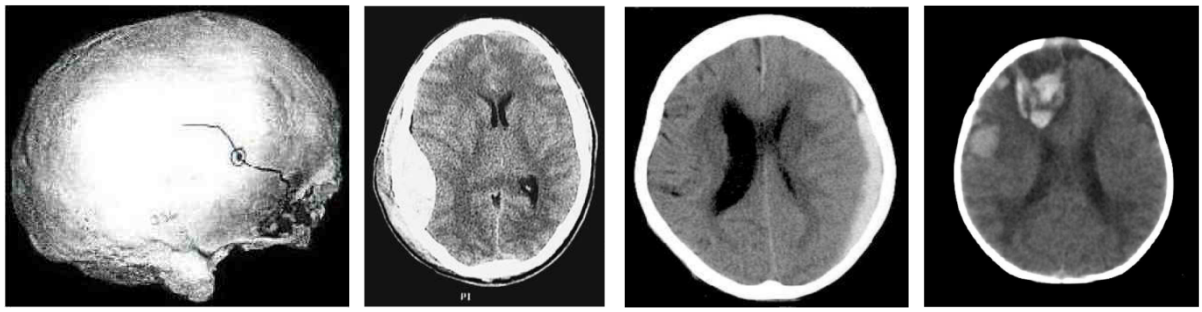


Figure 24 – Illustrations de blessures de la tête : (a) Fracture du crâne linéaire ; (b) Hématome épidural pariétal droit ; (c) Hématome sous-dural hémisphérique gauche ; (d) Hémoragie intracérébrale frontale droite post-traumatique

3.3.1. Les mécanismes lésionnels relatifs au cou de l'enfant :

Bien que les lésions du rachis cervical soient similaires chez l'enfant et chez l'adulte au sens médical du terme, les deux cas se distinguent de par le type de lésions et de leur fréquence d'apparition. Cette observation peut s'expliquer en raison de différences biomécaniques et anatomiques liées au développement du cou de l'enfant. En raison de la forte proportion de leur tête et de la faible musculature associée à leur rachis cervical, les plus jeunes présentent fréquemment des blessures liées à une hyper-flexion ou hyper-extension du cou (dislocations et SCIWORA). Les adultes quant à eux sont plus souvent victimes de fractures des vertèbres inférieures (C3 à C7). Les principaux types de lésions répertoriés suivant leur niveau de risque sont donnés ici :

× Les dislocations atlanto-occipitales : elles surviennent entre la base du crâne (os occipital) et la première vertèbre (Atlas) suite à une hyper-flexion ou une hyper-extension du cou. Il en résulte alors un déplacement des condyles et une rupture des ligaments au niveau de cette jonction. Une illustration est donnée en figure 25 (a).

× Les fractures de l'Atlas (C1) : également appelée « fracture de Jefferson », cette lésion survient généralement suite à une forte compression axiale, relative à un coup sur la tête par exemple. La fracture est dite bilatérale puisqu'elle implique à la fois l'arc antérieur et l'arc postérieur de la vertèbre tel qu'illustré sur la figure 25 (b).

× Les dislocations rotatoires : on les rencontre généralement au niveau de la jonction entre les vertèbres C1 et C2 suite à une sollicitation en flexion et en rotation. En plus de la dislocation, ces blessures sont associées à une rupture des ligaments de cette articulation.

× Les fractures de l'odontoïde (C2) : elles font suite à une hyper-flexion voire un effort de cisaillement important du rachis cervical et peuvent se classer suivant trois catégories. Relativement rare, les premières sont localisées dans la partie supérieure de l'odontoïde alors que les secondes, plus fréquentes, se situent à sa base. Les dernières sont les moins dangereuses et se forment dans le corps de l'Axis (figure 25 (c)). Lorsque la flexion du cou est trop importante, ce type de fracture peut s'accompagner d'une rupture de la moelle épinière.

× Les traumatismes médullaires sans anomalie radiologique visible (SCIWORA) : ce type de blessure est généralement rencontré chez les enfants de moins de 8 ans sujets à une importante flexion ou extension du cou. A noter que ces lésions sont rarement accompagnées de fracture ou de dislocations cervicales.

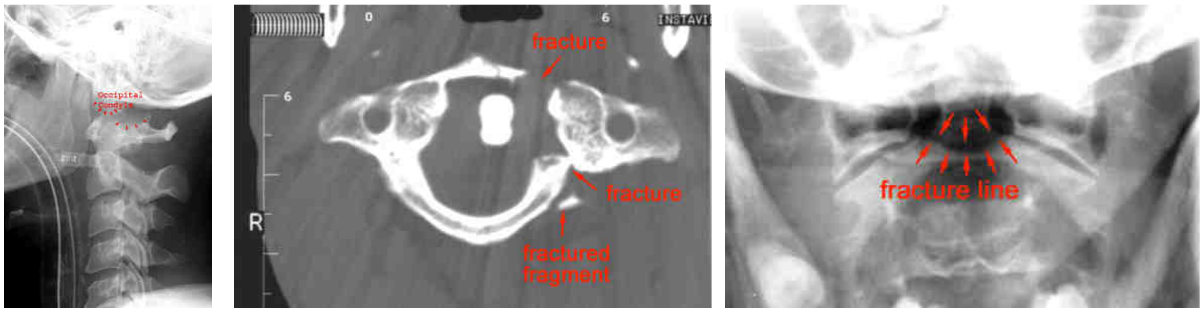


Figure 25 – Illustration de blessures du rachis cervical : (a) disclocation de la jonction atlanto-occipitale ; (b) Fracture de l'Atlas ; (c) Fracture du corps de l'odontoïde

3.4. Les critères lésionnels basés sur les paramètres cinématiques :

3.4.1. Introduction :

Quel que soit le type traumatisme rencontré (accident de la circulation, accident domestique…), la simple observation des lésions survenues ne permet pas d'évaluer l'état de santé global de la victime. La gravité des blessures (localisation anatomique, nature des lésions…) mais aussi l'état psychologique de la personne sont autant de paramètres qu'il est nécessaire de considérer. Le besoin d'un système de standardisation visant à classer les catégories de blessures et leurs gravités s'est ainsi fait ressentir dans le milieu des années 1960. Des équipes pluridisciplinaires ont alors été constituées pour assurer la collecte et l'analyse de données épidémiologiques sur les accidents de la circulation. Leurs travaux ont abouti en 1971 avec l'établissement de l'*Abbreviated Injury Scale* (AIS). En 1976, la première classification AIS fut publiée avec plus de 500 lésions recensées. Quelques années plus tard la version 1980 a intégré des améliorations majeures concernant les lésions cérébrales mais aussi des changements de pratiques de codage des blessures.

L'AIS a initialement été développé pour l'évaluation des lésions produites au moment de l'impact. L'évolution de la traumatologie et des études épidémiologiques des blessures dans les années 1980 a nécessité un élargissement de l'AIS pour faciliter le codage des lésions par pénétration. De nouvelles descriptions de blessures rédigées dans un langage compatible avec la clinique ont été introduites dans la révision 1985. Cette nouvelle version de l'AIS comporte un registre plus large de lésions décrites et évaluées en sévérité pour le thorax et l'abdomen, afin d'obtenir un codage plus précis qu'auparavant. La révision 1990 a aussi représenté une actualisation majeure du système de codage [36].

L'échelle AIS résulte d'un consensus fondé sur un repère anatomique qui classe une blessure au sein d'une zone corporelle selon l'échelle de sévérité présentée dans le tableau 1. Lorsqu'une personne est sujette à des lésions multiples, on considère parfois l'AIS maximum (MAIS) pour définir le niveau global de sévérité des lésions. Le MAIS a toutefois été jugé insuffisant dans les recherches en traumatologie du fait de sa relation non linéaire avec le risque de décès. De plus, les taux de mortalité varient significativement au sein de chaque valeur d'AIS pour chaque lésion principale en fonction de l'AIS de

la seconde blessure la plus sévère [36]. Ainsi, afin de donner une meilleure estimation des blessures rencontrées, les critères lésionnels sont parfois exprimés pour un niveau de AIS ou de MAIS donné.

Calculé à partir des valeurs d'AIS les plus élevées des trois zones corporelles les plus touchées, l'*Injury Severity Score* (ISS) introduit par Baker en 1974 apporte une meilleure corrélation entre la gravité globale des blessures et la probabilité de survie [37]. Malgré tout, cette codification est peu utilisée.

Tableau 1 – Correspondance entre le score de l'AIS et le niveau de gravité des lésions. Baker *et al.*, 1974 [37]

Score AIS	Gravité des lésions
0	Pas de lésion
1	Lésion mineure
2	Lésion modérée
3	Lésion sérieuse
4	Lésion sévère
5	Lésion critique
6	Lésion fatale
9	Inconnu

3.4.2. Critères liés à l'accélération de la tête :

Que l'on s'intéresse aux enfants ou aux adultes, les différents critères de lésions de la tête proposés dans la littérature sont tous basés sur l'accélération mesurée dans les mannequins. Le paragraphe qui suit présente d'abord les critères basés uniquement sur l'accélération linéaire de la tête, puis ceux considérant également l'accélération angulaire. Il avait d'ailleurs été démontré qu'une composante angulaire était souvent enregistrée lors d'accidents réels, et que celle-ci avait une grande influence sur la survenue de certaines lésions [38].

× La *Wayne State University Tolerance Curve* (WSUTC) : obtenue à partir des travaux réalisés sur des cadavres, des animaux ou des volontaires [39] [40] [41] et [42], la courbe de tolérance proposée par la *Wayne State University* présente l'évolution de l'accélération linéaire de la tête en fonction de la durée du choc. Sur la figure 26, nous remarquons que des accélérations très élevées sont tolérables si elles sont brèves, alors qu'elles doivent être de plus faible amplitude si la durée du choc dépasse 10 à 15 ms. A noter par ailleurs que cette courbe de tolérance ne concerne que les chocs frontaux et n'a pas été validée chez l'homme.

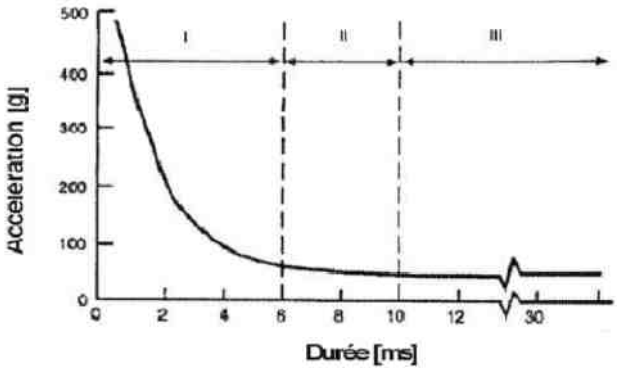


Figure 26 – "*Wayne State University Tolerance Curve*" représentant l'accélération linéaire de la tête en fonction de la durée du choc. Les lésions apparaissent dès lors que l'on se situe dans la zone au-dessus de la courbe.

× Le critère *Gadd Severity Index* (GSI) : proposé par Gadd en 1966 à la suite de nouveaux essais sur volontaires, ce critère prend en compte l'évolution de l'accélération de la tête en fonction du temps. Calculé grâce à la relation ci-dessous, le GSI maximal admissible a été fixé à 1 000 afin de rester proche du critère de la WSUTC.

$$GSI = \int_0^T a^{2,5}\, dt < 1000 \qquad \textbf{(Eq. 1)}$$

Où : a correspond à l'accélération linéaire résultante de la tête [g],
t correspond au temps [s],
T correspond à la durée de l'impulsion [s].

Le critère *Head Injury Criteria* (HIC) : proposé en 1972 par le NHTSA, ce critère apporte une modification à celui introduit par Gadd. A noter que le HIC est parfois désigné par sa variante, le *Head Performance Criterion* (HPC) pour lequel les instants t_1 et t_2 définissent l'intervalle de temps entre le moment où la tête entre en contact avec un élément extérieur et le moment où le HPC atteint son maximum.

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

Où : a correspond à l'accélération linéaire résultante de la tête [g],
t_1 et t_2 correspondent aux temps de début et de fin de contact de la tête [s].

De nombreuses critiques ont été émises sur ce critère. Newman, tout d'abord, en 1986, émet des doutes sur la capacité du HIC à corréler avec l'apparition de lésions cérébrales : il considère qu'un paramètre cinématique tel que le HIC n'est pas suffisant pour représenter à lui seul la complexité des lésions de la tête humaine [44]. A la suite de chutes sur cadavres casqués et non-casqués sur des enclumes, Chamouard *et al.* observe de faibles valeurs de HIC en présence de fracture du crâne bien que les blessures soient plus importantes. Il en conclue donc l'absence de corrélation entre le HIC et la survenue de lésion [45]. En 1987, Kessler affirme qu'il serait plus réaliste de relier le HIC à une probabilité de lésion plutôt que de l'utiliser comme une limite fixe [46]. Malgré ces limitations, sa grande facilité d'application en fait un critère largement utilisé, notamment dans les normes piéton, motocycliste ou dans la réglementation relative aux dispositifs de retenue pour enfants.

× Le critère *Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold* (GAMBIT) : ce critère a été proposé et validé par Newman en 1986 suite à des expériences réalisées sur des hommes et des animaux [44]. Comme nous pouvons le voir sur la relation ci-dessous, le GAMBIT considère à la fois les composantes linéaire et angulaire de l'accélération.

$$G(t) = \frac{a_m}{250} + \frac{\propto_m}{10\,000} \leq 1 \qquad \textbf{(Eq. 3)}$$

Où : a_m correspond à l'accélération linéaire résultante de la tête [g],
$\propto_m$ correspond à l'accélération angulaire résultante de la tête [rad/s²].

× Le critère *Head Impact Power* (HIP) : proposé par Newman suite à une reconstruction expérimentale du choc entre deux footballeurs américains [47] et [48], ce critère permet de prédire les commotions cérébrales à partir de la puissance mécanique de l'impact :

$$HIP = 4{,}5\left(a_x\int_{t_1}^{t_2}a_x\,dt + a_y\int_{t_1}^{t_2}a_y\,dt + a_y\int_{t_1}^{t_2}a_y\,dt\right) + 0{,}016\left(\propto_x\int_{t_1}^{t_2}\propto_x dt\right) + 0{,}024\left(\propto_y\int_{t_1}^{t_2}\propto_y dt\right) + 0{,}022\left(\propto_z\int_{t_1}^{t_2}\propto_z dt\right) \quad \textbf{(Eq. 4)}$$

Où : a_x, a_y et a_z correspondent aux différentes composantes de l'accélération linéaire mesurées au centre de gravité de la tête [g],
$\propto_x$, $\propto_y$ et $\propto_z$ correspondent aux différentes composantes de l'accélération angulaire mesurées au centre de gravité de la tête [rad/s²].

3.4.3. Critères liés aux blessures du cou :

Nous avons vu précédemment que les types de lésions cervicales principalement rencontrés chez les enfants se distinguaient de ceux des adultes, et ce, en raison de différences anatomiques. Pour cette raison, la méthodologie généralement utilisée dans la littérature consiste à évaluer le risque de blessure à partir de paramètres mécaniques (forces et moments de flexion) au niveau de l'articulation entre la base du crâne de l'enfant et l'Atlas. Pour ce qui est de l'adulte, les critères de blessure du cou ont été développés afin de corréler une grandeur scalaire mesurable expérimentalement avec un niveau de risque lésionnel. Spécifiques à la direction de l'impact (frontal ou arrière), les principaux critères utilisés dans le monde de la sécurité automobile sont proposés dans ce paragraphe.

× Le critère *Total Moment about Occipital Condyle* (MOC) : applicable pour les chocs frontaux, ce critère se focalise sur les sollicitations appliquées au niveau de la partie haute du cou.

× Le critère *Total Moment* (MTO) : également applicable pour les chocs frontaux, ce critère est le pendant du MOC puisqu'il ne considère que les mesures du capteur situé à la base du cou.

× Le critère *Normalized Neck Injury Criterion (N_{ij}) :* applicable pour les chocs frontaux, ce concept a été introduit par Prasad et Daniel en 1984 [49]. En se basant sur les résultats d'expérimentations sur cochons et sur mannequins Hybrid III, l'auteur a défini une zone de tolérance combinant à la fois les efforts et les moments mesurés dans la partie haute du cou des mannequins (figure 27 (a)). Ces travaux ont ensuite été poursuivis par Klinich *et al.* qui a proposé en 1996 de normer cette zone de tolérance par les limites maximales définies pour chaque mécanisme de lésion [50]. La relation ci-dessous permet de calculer le critèreN_{ij} dont une illustration est donnée sur la figure 27 (b).

$$N_{ij} = \frac{F_i}{F_{i_{critique}}} + \frac{M_j}{M_{j_{critique}}} \quad \textbf{(Eq. 5)}$$

Où : $F_i$correspond à la force axiale en tension (F_T) ou compression (F_C) mesurée dans la partie haute du cou,
$F_{i_{critique}}$ correspond à l'effort de chargement critique pour un mannequin donné,
M_j correspond au moment de flexion (M_F) ou d'extension (M_E) mesuré dans la partie haute du cou,
$M_{j_{critique}}$ correspond au moment de chargement critique pour un mannequin donné.

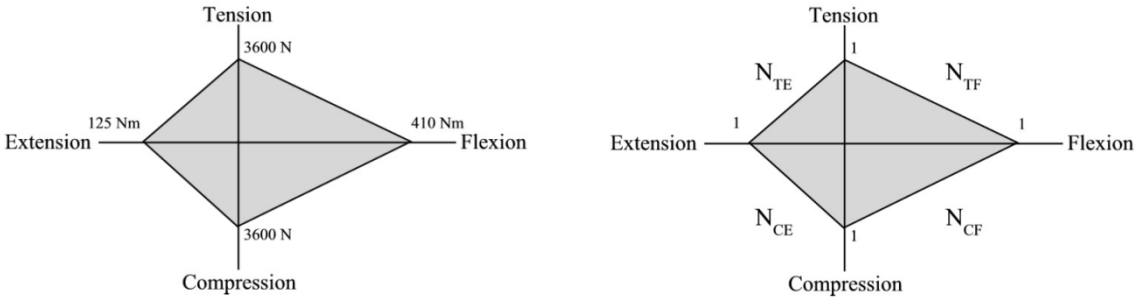


Figure 27 – Zones de tolérance du critère Nij proposées par : (a) Prasad et Daniel, 1984 [49] ; (b) Klinich *et al.*, 1996 [50]

× Le critère *Neck Injury Criterion* (NIC) : en se basant sur les expérimentations sur cochons réalisées par Svensson en 1993 [51], Böstrom a cherché à établir un modèle mathématique permettant d'évaluer le risque de blessure du cou pour des chocs arrières [52]. Le critère proposé par l'auteur permet ainsi d'estimer le risque de lésions mineures (ganglions nerveux cervicaux) en fonction des valeurs de vitesse et d'accélération relatives entre la tête et le thorax. Bien que développé à la suite d'expérimentations animales, Böstrom propose d'étendre ce critère à l'homme. La relation permettant de calculer le NIC est la suivante :

$$NIC = 0{,}2\ x\ A_{relative} + V_{relative}{}^2 \qquad \textbf{(Eq. 6)}$$

Où : $A_{relative}$ correspond à l'accélération relative de la vertèbre cervicale C1 par rapport à la vertèbre thoracique T1 [m/s²],
$V_{relative}$ correspond à la vitesse relative de la vertèbre cervicale C1 par rapport à la vertèbre thoracique T1 [m/s].

× Le critère N_{km} : uniquement applicable pour les chocs arrières, le N_{km} rejoint le critère N_{ij} puisqu'il est basé sur l'hypothèse que le critère de protection du cou devrait considérer à la fois les efforts de cisaillement et les moments fléchissant. Proposée par Schmitt *et al.* en 2001 [53], la relation permettant de calculer le critère N_{km} est la suivante :

$$N_{km}(t) = \frac{F_x(t)}{F_{intercept}} + \frac{M_j(t)}{M_{intercept}} \qquad \textbf{(Eq. 7)}$$

Où : $F_x(t)$ correspond à la force de cisaillement mesurée dans la partie haute du cou,
$F_{intercept}$ correspond à l'effort de chargement critique pour un mannequin donné,
$M_j(t)$ correspond au moment en flexion ou extension mesuré dans la partie haute du cou,
$M_{intercept}$ correspond au moment de chargement critique pour un mannequin donné.

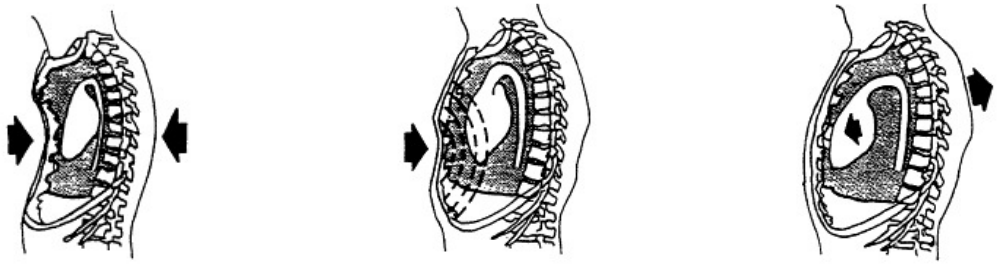
× Le *Lower Neck Load Index* (LNL) : également applicable pour les sollicitations en choc arrière, ce critère se distingue du N_{km} puisqu'il considère les trois composantes des efforts, et deux composantes des moments mesurés à la base du cou. Proposé par Heitplatz en 2003 [54], la relation permettant de calculer le LNL est donné dans la relation qui suit.

$$LNL - index(t) = \left| \frac{\sqrt{F_x(t)^2 + F_y(t)^2}}{C_{shear}} \right| + \frac{F_z(t)}{C_{tension}} + \left| \frac{\sqrt{M_x(t)^2 + M_y(t)^2}}{C_{moment}} \right| \quad \textbf{(Eq. 8)}$$

Où : $F_x(t)$, $F_y(t)$ et $F_z(t)$ sont les trois composantes d'efforts mesurées à la base du cou,
$M_x(t)$ et $M_y(t)$ sont les composantes de moments mesurées à la base du cou,
C_{shear} et $C_{tension}$ correspondent respectivement à l'effort de chargement critique en cisaillement et en tension, pour un mannequin donné,
C_{moment} correspond au moment de chargement critique en cisaillement pour un mannequin donné.

3.4.4. Critères liés aux blessures du thorax :

Bien que moins fréquentes que celles de la tête ou du cou, notamment chez les jeunes enfants, les blessures du thorax ont tout de même été étudiées dans le but de définir des critères de blessure aussi bien en choc frontal que latéral. D'abord considérées telles quelles, les valeurs d'accélération et de déflection thoracique ont ensuite été combinées pour évaluer au mieux les lésions engendrées soit par une compression excessive du corps, soit par la propagation d'une onde de choc ou soit par un effet inertiel (figure 28).



(a) **(b)** **(c)**

Figure 28 – Principaux mécanismes de lésions responsables de lésions thoraciques : (a) compression du corps ; (b) onde de choc résultant d'un impact à une vitesse importante ; (c) effet inertiel suite à une mise en accélération. National Research Council (US), 1985 [55]

× Le *Combined Thoracic* Index (CTI) : applicable pour les chocs frontaux, ce critère a été proposé par Kuppa *et al.* en 1998 suite à une campagne expérimentale réalisée sur des cadavres [56]. Les résultats de ces travaux ont alors permis à l'auteur de faire corréler les blessures induites au cours des essais, avec une combinaison linéaire de l'accélération et de la déflexion thoracique. La relation permettant de calculer le CTI est la suivante :

$$CTI = \frac{A_{3ms}}{A_{intercept}} + \frac{D_x}{D_{intercept}} \quad \textbf{(Eq. 9)}$$

Où : A_{3ms} correspond à la valeur maximale de l'accélération thoracique résultante [g],
$A_{intercept}$ correspond à l'accélération thoracique critique [g],
D_x correspond à la valeur maximale de la déflexion du sternum [mm],
$D_{intercept}$ correspond à la déflexion thoracique critique [mm].

× Le *Viscous Criterion* (VC) : applicable aussi bien en choc frontal qu'en choc latéral, ce critère fait suite aux travaux de Lau et Viano qui ont montré une interdépendance entre la vitesse de

déformation et la compression du corps sur le risque de blessure [57] et [58]. En effet, si les fractures osseuses et les lésions pulmonaires sont dues à une compression excessive du thorax, les blessures des organes internes et des tissus mous sont quant à elles induites par la propagation d'une onde de choc. Le critère VC est calculé par la relation qui suit.

$$VC = V(t)\ x\ C(t) \quad \textbf{(Eq. 10)}$$

Où : $V(t)$ correspond à la vitesse de déformation thoracique [m/s],
C(t) correspond à la déformation thoracique calculée à partir de l'enfoncement du sternum en choc frontal, ou de la déflection des côtes en choc latéral [%].

× Le *Thoracic Trauma Index* (TTI) : uniquement applicable pour des sollicitations en choc latéral, ce critère a été développé suite aux travaux d'Eppinger *et al.* en 1984 [59] et Morgan *et al.* en 1986 [60]. Obtenu à partir d'essais sur cadavres, le TTI est propre à la morphologie de chaque individu et se calcule à partir de l'accélération mesurée au niveau de la 12ème vertèbre et considère la valeur de l'accélération maximale entre la 4ème et de la 8ème côte. La relation permettant de calculer ce critère est la suivante :

$$TTI = 1{,}4\ x\ AGE + 0{,}5\ x\ \left(RIB_y + T12_y\right)\ x\ \frac{MASS}{MASS_{Std}} \quad \textbf{(Eq. 11)}$$

Où : AGE correspond à l'âge de l'individu considéré [années],
RIB_y correspond au maximum en valeur absolue de l'accélération mesurée au niveau de la 4ème et 8ème côte située du côté de l'impact [g],
$T12_y$ correspond au maximum en valeur absolue de l'accélération mesurée au niveau de la 12ème vertèbre [g],
$MASS$ correspond à la masse de l'individu considéré [kg],
$MASS_{Std}$ correspond à la masse de référence ; ce paramètre est défini à 75 kg.

3.4.5. Critères liés aux blessures de l'abdomen :

Tout comme pour les blessures thoraciques, les lésions abdominales peuvent être engendrées à la suite d'un choc, d'une pénétration (côte cassée ou élément du véhicule) ou d'une mise en accélération. Dans le but d'évaluer le risque de blessure, différentes études ont été réalisées aussi bien sur des cadavres (humains ou d'animaux) que sur des animaux anesthésiés. D'une manière générale, ces travaux ont permis de définir 4 critères de blessure abdominale.

× Le critère de compression de l'abdomen : considéré dès 1963 pour des chocs frontaux et latéraux, ce critère vise à faire corréler le niveau de compression de l'abdomen, exprimé en pourcentage, avec l'apparition de lésions [61]. Bien que confirmé par d'autres auteurs [62] et [63], le fondement de ce critère a toutefois été remis en question à plusieurs reprises, notamment en raison de la sensibilité des viscères à leur vitesse de déformation [64]. En 1986, Lau et Viano confirment la validité de ce critère, mais uniquement pour des sollicitations allant jusqu'à 2 m/s [58].

× Le *Viscous Criterion* (VC) : initialement développé pour évaluer le risque de blessure du thorax, des essais réalisés sur animaux et sur cadavres ont permis d'étendre la validité de ce critère pour la zone abdominale [65] [66] et [67].Dans leur publication de 1986, Lau et Viano précisent

que le VC est complémentaire du critère de compression, puisqu'il est à considérer pour des vitesses de déformations comprises entre 2 et 30 m/s [58].

× Le critère d'effort : bien que ce critère se focalise généralement sur la valeur maximale d'effort de compression mesurée au niveau de l'abdomen, d'autres variantes consistent à considérer également la durée de la sollicitation [62] et [68]. Evalué à partir d'expérimentations sur cadavres et sur animaux, le critère d'effort a montré une bonne corrélation avec la sévérité de blessures abdominales [63] et [69]. Suite à l'analyse des résultats de travaux de plusieurs auteurs, Johannsen *et al.* a par ailleurs rapporté dans sa publication de 2007 une interdépendance entre le critère d'effort et le *Viscous Criterion* [70].

× La pression abdominale : une manière alternative d'évaluer le risque de blessure consiste à mesurer la pression à l'intérieur de la cavité abdominale. Pour cela, des capteurs spécifiques aux mannequins enfants de la famille Q ont été développés dans le cadre des projets européens CREST, CHILD et CASPER [71] et [72]. L'objectif consiste alors à faire corréler le niveau de pression mesuré dans les deux vessies intégrées au capteur, avec le risque de lésions abdominales. Plusieurs reconstructions d'accidents impliquant les mannequins Q3, Q6 et Q10 ont permis de confirmer la validité de ce critère [73].

3.5. Les critères lésionnels basés sur les modèles par éléments finis de l'ensemble tête-cou :

Débuté en 2009 pour une période de 36 mois, le projet européen CASPER avait pour objectif d'apporter des réponses concrètes visant à une amélioration de la sécurité des enfants impliqués dans un accident de la circulation [74]. La collaboration entre 15 partenaires spécialisés dans des domaines complémentaires (industriel, médical, universitaire, sécurité routière) a entre autres permis d'étudier les circonstances dans lesquelles se produisaient les accidents, mais également de comprendre les sollicitations dynamiques et les mécanismes de blessure qui en découlaient. Pour cela, une des tâches a consisté à développer des modèles par éléments finis (FEM) du système tête-cou relatif aux enfants [75] [76] [77] et [78]. L'ensemble de ces modèles anatomiques, représentant des enfants âgés de 6 semaines (6WOC), 6 mois (6MOC), 1 an (1YOC), 3 ans (3YOC) et 6 ans (6YOC) est illustré en figure 29. Etant le seul à avoir été utilisé dans le cadre de ce travail de thèse, le modèle correspondant au système tête-cou du nouveau-né (6WOC) sera détaillé dans le paragraphe 3.2 du chapitre 3.

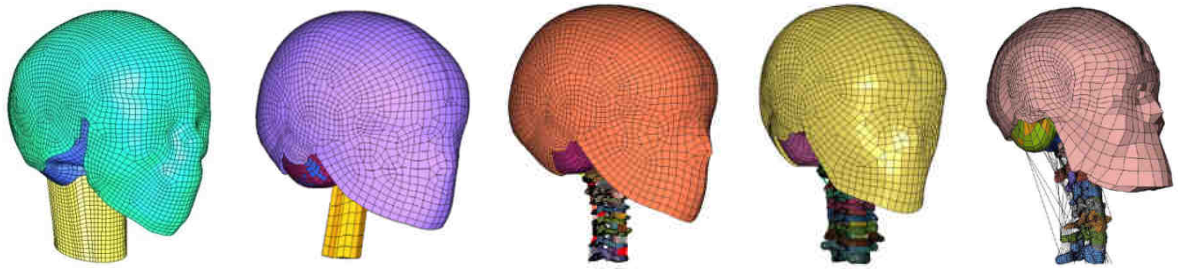


Figure 29 – Modèles par éléments finis du système tête-cou développés à l'Université de Strasbourg. Ces modèles anatomiques représentent respectivement un enfant âgé de 6 semaines (6WOC), de 6 mois (6MOC), de 1 an (1YOC), de 3 ans (3YOC) et de 6 ans (6YOC). Deck *et al.*, 2011 [75] et Meyer *et al.*, 2011 [76], [77] et [78]

Valable pour l'ensemble des modèles par éléments finis du système tête-cou, une méthodologie permettant d'obtenir des critères de blessure et les limites de tolérances associées, a été proposée par Meyer *et al.*[79] et [80]. Pour cela, deux types de reconstructions d'accidents ont été considérés.

× Les reconstructions d'accidents de la circulation : ce type de sollicitations induit généralement une cinématique relativement complexe de l'ensemble tête-cou. Dans le but de contourner cette difficulté, la première étape de la méthodologie a consisté à reconstruire des accidents de la circulation avec les mannequins Q. Les accélérations linéaires et les vitesses angulaires mesurées au niveau de la vertèbre T1 ont ensuite été implémentées à la base du cou des modèles anatomiques. Plusieurs paramètres mécaniques ont alors été calculés à partir des résultats des simulations, aussi bien pour le modèle EF du cou (contrainte de Von Mises des disques intervertébraux, déplacement relatif des vertèbres, élongation des ligaments…) que pour celui de la tête (pression, contrainte, déformation et énergie dans le cerveau, le fluide cérébrospinal et le crâne). Enfin, la dernière étape a consisté à trouver une corrélation entre les paramètres mécaniques précédemment calculés et les lésions observées lors des accidents. Une représentation de l'ensemble de la méthodologie est illustrée sur la figure 30.

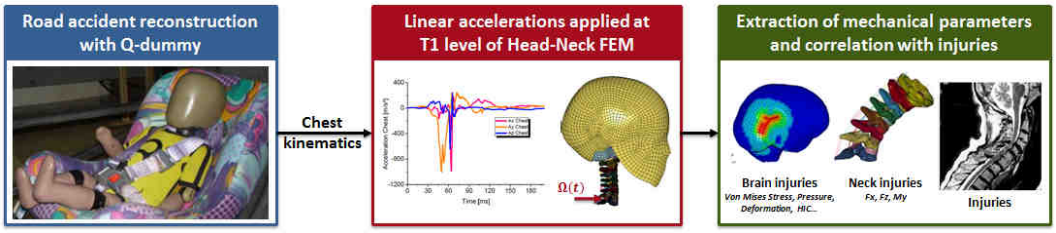


Figure 30 – Méthodologie utilisée pour établir des critères de blessure des modèles par éléments finis de la tête et du cou anatomiques suite à des reconstructions d'accidents de la circulation. Meyer *et al.*, 2011 [79]

× Les reconstructions d'accidents domestiques : les chargements considérés ici étaient plus simples que ceux relatifs aux accidents de la circulation puisqu'il s'agissait de chutes. Les surfaces d'impact ont alors été modélisées, et la vitesse de la tête a été estimée à partir de la hauteur de chute. Des reconstructions de chutes ont ensuite été réalisées aussi bien avec le modèle par éléments finis de la tête humaine que celui du mannequin Q associé. Comme précédemment, les résultats des simulations ont permis de calculer respectivement les paramètres mécaniques et le HIC pour chacun des deux modèles. Une représentation de l'ensemble de la méthodologie est illustrée sur la figure 31.

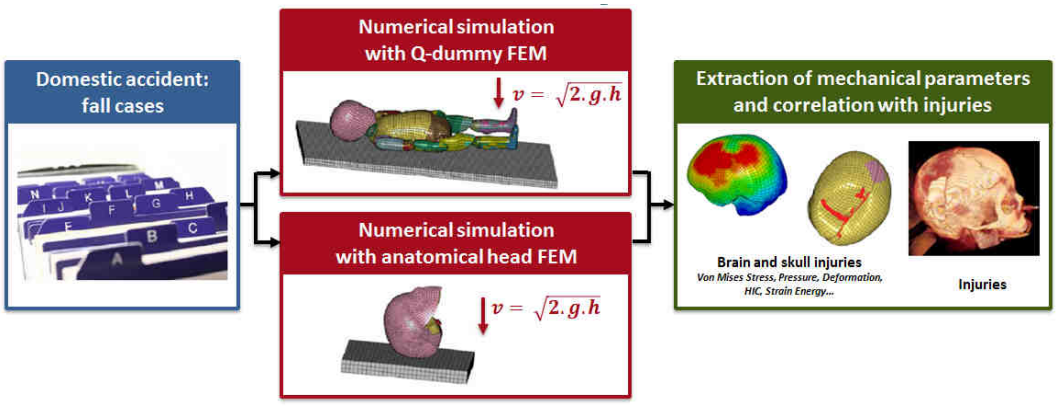


Figure 31 – Méthodologie utilisée pour établir des critères de blessure des modèles par éléments finis de la tête et du cou anatomiques suite à des reconstructions d'accidents domestiques. Meyer *et al.*, 2011 [79]

Suite aux reconstructions d'accidents de la circulation et d'accidents domestiques réalisés avec les modèles par éléments finis 1YOC, 3YOC et 6YOC, Meyer *et al.* a montré l'intérêt des modèles numériques pour évaluer deux types de mécanismes lésionnels [80]. Quel que soit le modèle EF considéré, l'énergie de déformation du crâne a pu être corrélée avec l'apparition de fracture, alors que la contrainte de Von Mises mesurée dans le cerveau permettait de prédire les lésions neurologiques (DAI conduisant à une perte de conscience). En revanche, le paramètre HIC calculé à avec les modèles EF des mannequins Q n'a pas permis d'établir de corrélation avec l'un des deux mécanismes lésionnels précédents. Pour ce qui est du cou, les travaux de l'auteur n'ont pas permis de clairement identifier des critères de blessure basés sur le modèle EF de l'enfant.

3.6. Conclusion :

Après avoir apporté une description succincte des régions corporelles principalement touchées lors d'accidents de la circulation impliquant des enfants, nous avons présenté les différents mécanismes lésionnels qui y sont rapportés. Du fait de la complexité de la structure anatomique de la tête, nous avons pu remarquer qu'elle pouvait présenter une grande diversité de blessures.

Par la suite, nous avons procédé à une synthèse des différents critères permettant d'évaluer la gravité des lésions, et ce, pour l'ensemble des régions corporelles concernées. Pour ce qui est de la tête de l'enfant, nous avons noté la préférence accordée par les principaux organismes normatifs à l'utilisation d'un critère uniquement basé sur le niveau d'accélération linéaire (HIC) en raison de sa facilité d'application. Pour autant, un nombre croissant d'études a mis en avant les limites de ce critère, notamment en raison de sa non-considération de la composante rotatoire de l'accélération.

Enfin, nous avons présenté les modèles par éléments finis de l'ensemble tête-cou des enfants âgés de 6 semaines à 6 ans développés à l'Université de Strasbourg. Du fait de la précision anatomique, géométrique et mécanique de ces modèles, il est possible de faire corréler l'apparition de fracture du crâne et les lésions neurologiques avec l'énergie de déformation et la contrainte de Von Mises mesurés lors de simulations numériques.

4. LES LIMITES DE TOLERANCE APPLICABLES A L'ENFANT :

4.1. Introduction :

Nous avons vu précédemment qu'en cas d'accident, les enfants présentaient généralement des lésions au niveau de la tête, du cou, du thorax et de l'abdomen. Par la suite, nous détaillerons les limites de tolérances associées aux critères lésionnels de chacune de ces régions corporelles. A noter toutefois qu'à l'exception du paragraphe 4.2.4 focalisé sur les chargements latéraux, toutes les limites de tolérance présentées dans ce chapitre sont uniquement applicables pour les chocs frontaux.

D'une manière générale, les limites de tolérances considérées pour les dispositifs de protection peuvent être obtenues de différentes manières.

× Expérimentations sur volontaires : après avoir été instrumentés, les volontaires sont soumis à des chargements extérieurs tels que des impacts ou des accélérations de faible sévérité. Un des principaux intérêts de cette approche vient du fait que la précision de la limite de tolérance peut être améliorée en menant ces expérimentations sur un grand nombre d'individus. Plusieurs difficultés peuvent toutefois être rencontrées au cours des essais du fait de tensions musculaires et réactions non-désirées de la part des volontaires. Une illustration d'essai réalisée sur volontaire est présentée sur la figure 32 (a).

× Expérimentations sur cadavres : les tests sur cadavres visent à faire corréler des mesures physiques avec les blessures relevées par autopsie, et ce, pour des conditions expérimentales relativement sévères. Les résultats doivent être considérés avec prudence en raison de l'âge, des techniques de conservation (réfrigéré, embaumé, frais…) et de l'état musculaire (relâché ou artificiellement sous tension) des cadavres. Un exemple de test où un cadavre est impacté au niveau du thorax est présenté sur la figure 32 (b).

× Expérimentations animales : cette technique consiste à estimer le comportement du corps humain à partir de tests réalisés sur animaux, en particulier sur des primates et des cochons. Du fait des différences de propriétés mécaniques entre l'animal et l'homme, toute la difficulté de cette approche consiste à transposer les limites de tolérance de l'un vers l'autre. Une représentation schématique d'un corps de cochon et celui d'un enfant est donnée sur la figure 32 (c).

× Reconstruction d'accidents : des mannequins instrumentés ou des modèles numériques humains sont utilisés pour reconstruire des accidents pour lesquels les conditions initiales (vitesse, hauteur…) et les conséquences (déformations, blessures…) sont parfaitement connues. L'objectif consiste à faire corréler les mesures physiques issues des capteurs du mannequin ou provenant des modèles numériques, avec les blessures détectées sur la victime. La justesse des limites de tolérance de blessures obtenues est directement liée à la précision des données accidentologiques et au degré de biofidélité du dispositif anthropomorphe utilisé (mannequin *vs.* modèle numérique). Une illustration de reconstruction d'accident réalisée dans le cadre du projet européen CASPER est donnée sur la figure 32 (d).

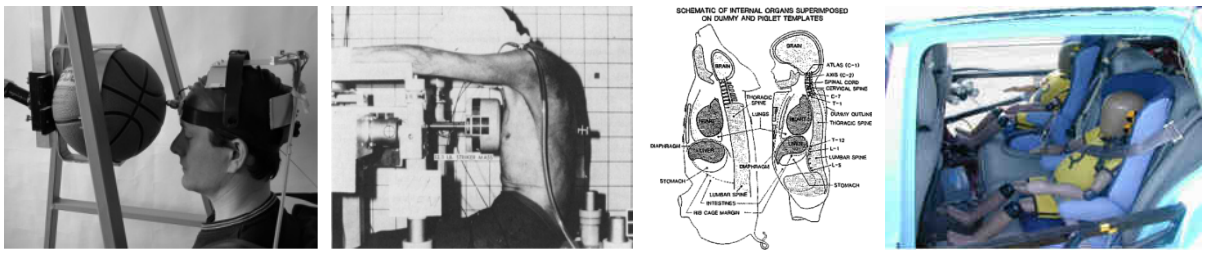


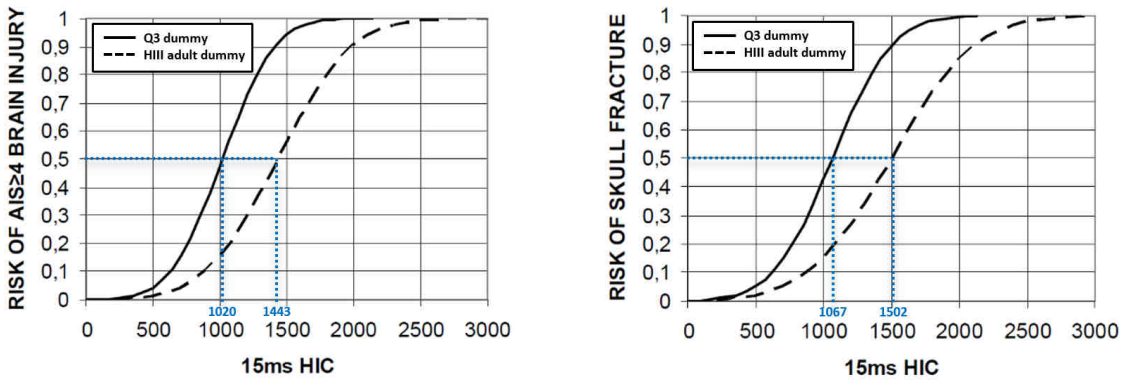
Figure 32 – Exemples illustrant les différentes manières d'obtenir des limites de tolérance : (a) expérimentation sur volontaire afin de déterminer la fréquence propre du cou. Bourdet *et al.*, 2005 [81] ; (b) expérimentation sur cadavre permettant de déterminer la réponse du thorax. Lobdell *et al.*, 1973 [82] ; (c) représentation schématique de la taille et de la position des principaux organes internes chez le cochon et l'enfant. Prasad et Daniel, 1984 [49] ; (d) reconstruction d'accident avec des mannequins enfants de la famille Q. Meyer *et al.*, 2012 [80]

De nombreuses expérimentations visant à déterminer des critères de blessure ou des propriétés mécaniques des organes relatifs aux adultes sont régulièrement publiées. En revanche, très peu d'essais ont été réalisés sur des enfants, et ce, pour des questions d'éthique. C'est la raison pour laquelle des méthodes de mise à l'échelle sont couramment utilisées dans la littérature. La densité des organes et des tissus humains est supposée équivalente chez les enfants et les adultes [83], alors que les variations de raideur, de géométrie et de contrainte de rupture sont soit observées lors de tests spécifiques, soit supposées comme étant fonction de l'âge et de la taille des individus. Dans sa publication de 2007, Palisson *et al.* [84] donne les valeurs des différents facteurs d'échelle relatifs aux propriétés mécaniques (module d'Young, contrainte de rupture) et aux limites de tolérance (accélération, HIC, efforts cou…) applicables aux mannequins enfants de la famille Q.

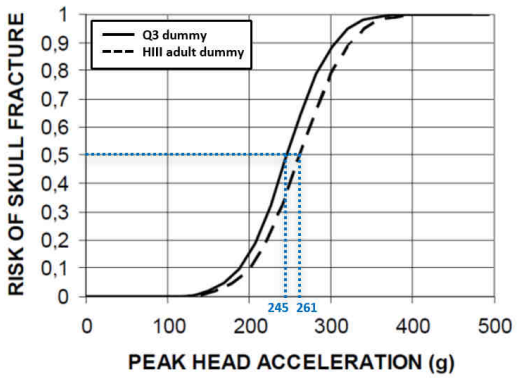
4.2. Limites de tolérance de la tête :

4.2.1. Expérimentation sur cadavres :

En se basant sur des essais d'impacts de têtes de cadavres d'adultes, Prasad et Mertz [85] et Mertz *et al.* [86] ont estimé les risques de fracture du crâne et de lésion cérébrale MAIS ≥ 4 en fonction de l'accélération linéaire de la tête et du HIC associé. De ces courbes, Mertz *et al.* [87] a proposé des limites de tolérance à 5% de risque lésionnel pour le mannequin adulte Hybrid III. Dans le cadre du projet européen CHILD, Palisson *et al.* [84] a transposé les courbes de risque lésionnel des études précédentes pour le mannequin enfant Q3 (figure 33).



(a) **(b)**



(c)

Figure 33 – Courbes de risques pour les mannequins Hybrid III adulte et Q3 : (a) risque de lésion cérabrale AIS ≥ 4 en fonction du HIC_{15} ; (b) risque de fracture du crâne en fonction du HIC_{15} ; (c) risque de fracture du crâne en fonction du pic d'accélération de la tête. Palisson *et al.*, 2007 [84]

Mertz *et al.* [87] rappelle toutefois que les courbes de risque de blessure sont basées sur des essais réalisés sur des cadavres dont la morphologie était plus petite que celle du mannequin Hybrid III. De ce fait, les courbes présentées sur la figure 33 pour les mannequins Hybrid III et Q3 surestiment le risque lésionnel réel.

Dans le but d'étudier l'apparition de la fracture du crâne chez le nourrisson lors de chutes de faibles hauteurs (poussette, table à langer, escaliers…), Weber a réalisé des chutes de 50 cadavres allant du nouveau-né à l'enfant de 9 mois, et ce, sur 5 surfaces de rigidité différente (carrelage, moquette, lino, tapis et couverture) [88] et [89]. Bien qu'il s'agisse là de la plus importante étude *post mortem* réalisée sur des enfants, l'exploitation des résultats est très limitée du fait d'un manque d'informations. En effet, en dehors des caractéristiques principales des individus (âge, genre, taille, masse et périmètre crânien), des surfaces impactées (épaisseur) et de la hauteur de chute (82 cm), seuls des croquis des fractures du crâne ont été répertoriés.

Malgré les difficultés précédemment énoncées, Van Ee *et al.* a cherché à reproduire les expériences de Weber à l'aide du mannequin CRABI 6 mois [90]. Des surfaces d'impact de caractéristiques voisines à celles utilisées par Weber ont été considérées pour les expériences. L'auteur a ensuite cherché à faire corréler les valeurs du pic d'accélération linéaire mesuré au centre de gravité de la tête et du HIC_{36} associé, avec la probabilité d'apparition de fracture du crâne. Les limites de tolérance proposées par l'auteur sont résumées dans le tableau 2. A noter que les seuils de risque de fracture du crâne à 50% proposés par Van Ee *et al.* pour le nouveau-né est environ 3 fois inférieur aux limites de tolérances établies pour le mannequin Q3 par Palisson *et al* suite aux expérimentations sur cadavres.

Tableau 2 – Evaluation du risque de fracture du crâne obtenue par reconstruction de chutes libres d'enfants âgés de 3 mois ½ en moyenne avec un mannequin CRABI 6 mois. Van Ee *et al.*, 2009 [90]

	Risque de fracture du crâne pour le nouveau-né				
	5%	**25%**	**50%**	**75%**	**95%**
Pic d'accélération. [g]	50	70	82	94	114
HIC_{36}	87	214	290	366	493

Les conclusions proposées par Van Ee *et al.* sont toutefois à interpréter avec précaution puisque les surfaces d'impact considérées pour ses expérimentations n'étaient pas exactement identiques à celles de Weber. Pour contourner cette limitation, il aurait été judicieux de mener une étude de sensibilité en impactant également d'autres surfaces avec des propriétés mécaniques voisines. De plus, un mannequin représentant un enfant de 6 mois a été utilisé pour les expérimentations de Van Ee *et al.* alors que les cadavres étudiés par Weber étaient âgés en moyenne de 3,5 mois. En l'absence de mannequin d'âge inférieur, l'auteur n'aurait pas dû considérer les cas où la stature des cadavres était trop éloignée de celle du mannequin CRABI 6 mois. Par conséquent, les limites de tolérance proposées ici ne doivent pas être considérées comme des critères stricts mais plutôt comme des tendances applicables pour le mannequin CRABI 6 mois uniquement.

4.2.2. Expérimentations animales :

En 1982, Mertz *et al.* [91] a cherché à définir des limites de tolérance chez les enfants de 3 ans. Pour y parvenir, il a réalisé des expérimentations sur cochons et primates sélectionnés pour avoir le même développement physique qu'un enfant de 3 ans. Ces essais ont ensuite été reproduits avec un mannequin instrumenté représentant un enfant du même âge. En associant les mesures enregistrées par le mannequin avec les blessures engendrées sur les animaux, Mertz *et al.* a proposé les limites de tolérance données dans le tableau 3. A noter que le seuil de risque de lésion sévère à 25% proposé par Mertz *et al.* pour le mannequin Hybride III de 3 ans est environ 2 fois supérieur à la limite de tolérance établie pour le mannequin Q3 par Palisson *et al.*

Tableau 3 – Limites de tolérance correspondant à des lésions sévères de la tête obtenues par expérimentations sur animaux et sur mannequin représentant un enfant de 3 ans. Mertz *et al.*, 1982 [91]

	Risque de lésion sévère pour un enfant de 3 ans		
	5% de risque	**20% de risque**	**25% de risque**
HIC_{15} [ ]	1480	1530	1570

Une des limitations de l'étude de Mertz *et al.* vient du fait que pour plusieurs essais, les conditions expérimentales étaient plus agressives que celles rencontrées lors d'accidents réels, et ce, afin d'engendrer des blessures sévères. De plus, les résultats de l'étude ne peuvent pas directement être transposés pour le mannequin enfant Q3, du fait de différences dimensionnelles avec celui utilisé par Mertz *et al.*

Suite à des campagnes expérimentales sur primates réalisées en 1967 et 1971, Ommaya *et al.* a cherché à établir une relation entre l'apparition de lésions axonales diffuses (DAI) et le niveau d'accélération angulaire de la tête [92] et [93]. Les résultats de ces études ont ensuite été transposés pour l'adulte puis adaptés pour les enfants de 1, 3 et 6 ans [94]. Les limites de tolérance proposées dans le tableau 4 correspondent à un risque de lésions cérébrales AIS ≥ 3. A noter que le seuil de lésion cérébrale proposé par Ommaya *et al.* est environ 1,5 fois plus élevé pour l'enfant de 1 an comparé à l'adulte.

Tableau 4 – Limites de tolérance correspondant à des lésions cérébrales AIS 3 obtenues par mise à l'échelle d'expérimentations sur primates. Ommaya *et al.,* 1985 [94]

	Risque de lésion axonale diffuse			
	Adulte	**Enfant 6 ans**	**Enfant 3 ans**	**Enfant 1 an**
Accélération angulaire. [rad/sec²]	< 1700	< 2106	< 2255	< 2524

La pertinence des limites de blessure proposées par Ommaya *et al.* est directement liée à la méthode de mise à l'échelle. En effet, ce dernier avait considéré la masse et les dimensions de la tête pour transposer les limites de tolérances établies pour l'animal vers l'adulte, puis l'enfant. Dans une étude similaire publiée en 1991 par Margulies et Thibault [95], l'auteur ne s'est quant à lui basé que sur la variation de masse du cerveau pour établir les courbes de risque présentées sur la figure 34.

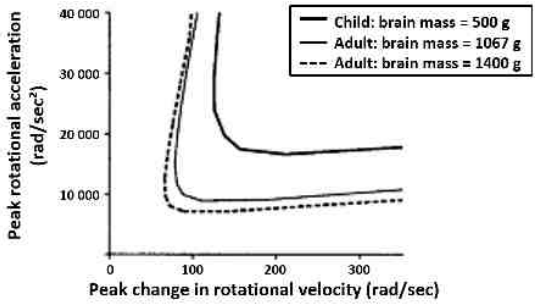


Figure 34 – Courbes de tolérance de lésion axonale diffuse chez l'adulte et chez l'enfant obtenues par dérivation d'études sur animaux et utilisant des modèles physique et analytique. Margulies *et al.*, 1991 [95]

4.2.3. Reconstruction d'accidents avec des modèles d'enfants :

Dans le cadre des projets européens CREST et CHILD, 40 reconstructions d'accidents ont été réalisées avec les mannequins enfants des familles P et Q. L'objectif était de faire corréler les mesures des mannequins avec les blessures survenues lors des accidents afin d'établir des courbes de risque de blessure. Les limites de tolérances présentées dans le tableau 5 ont ainsi été définies à partir des courbes de risque de Palisson *et al.* [84]

Tableau 5 – Limites de tolérance correspondant à des blessures de la tête AIS≥3 obtenues par reconstructions d'accidents avec des mannequins enfants de la famille Q. Palisson *et al.,* 2007 [84]

	Risque de blessure AIS≥3 pour le mannequin Q3			
	20% de risque		50% de risque	
	Certainty Method	***Logistic Regression***	***Certainty Method***	***Logistic Regression***
HIC_{15} [ ]	790	780	940	1 000
Accélération linéaire 3 ms [g]	84	81	92	99

Bien que les auteurs aient différencié les deux cas, la tête des mannequins a directement été impactée dans la majorité des accidents reconstruits. De ce fait, les limites de tolérance proposées précédemment semblent peu pertinentes pour les cas où il n'y a pas eu de contact de la tête.

Dans la continuité des projets européens CREST et CHILD, un des objectifs du projet CASPER était de définir des limites de tolérance spécifiques aux mannequins Q. D'autres accidents ont été reconstruits permettant d'obtenir une quasi-équité entre les cas où il y avait contact de la tête de ceux où il n'y en avait pas. La courbe de risque lésionnel AIS 3+ rapportée par Johannsen *et al.* [96] est présentée sur la figure 35. Cette courbe a été obtenue par la méthode de l'analyse de la survie (*Survival Method* [97]) permettant une meilleure estimation que celles utilisées par Palisson *et al.* [84].

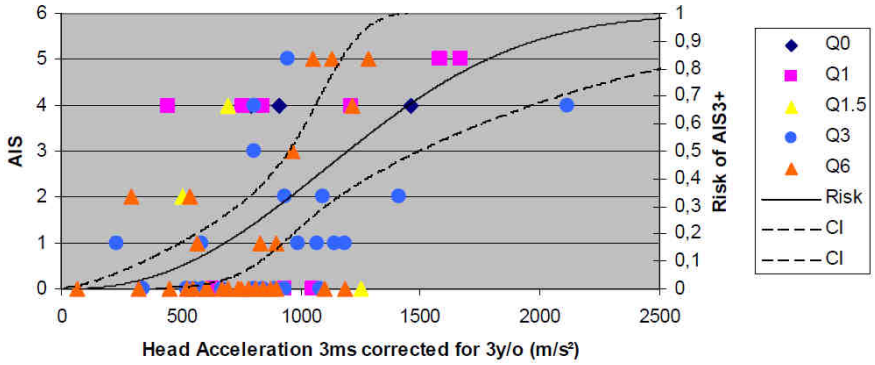


Figure 35 – Courbe de risque de blessure AIS ≥ 3 pour le mannequin Q3. Johannsen *et al.*, 2012 [96]

De cette courbe de risque, l'auteur propose une limite de tolérance du Q3 de 120 g, ce qui correspond à peu près à 50% de risque de blessure AIS ≥ 3 de la tête en choc frontal. En revanche, aucune limite n'a été proposée pour le HIC. Johannsen *et al.* suggère d'ailleurs de ne considérer ce paramètre que pour les cas où il y a eu contact de la tête. La principale limite de cette étude vient du faible nombre de cas d'accidents analysés.

En se basant sur les modèles anatomiques 1YOC, 3YOC et 6YOC présentés dans le paragraphe 3.5, Meyer *et al.* a procédé à une reconstruction numérique de cas de chutes et d'accidents de la circulation impliquant des enfants de 1 an, 3 ans et 6 ans [80] et [98]. Les informations relatives aux accidents domestiques (hauteur de chute, surface d'impact, description des blessures, *etc.*) ont directement été collectées auprès d'hôpitaux. Les cas d'accidents de la circulation avaient au préalable été reconstruits avec des mannequins Q afin de connaître les conditions aux limites à appliquer aux modèles par éléments finis anatomiques.

Tout comme cela avait été précisé dans le paragraphe 3.5, l'auteur a établi une relation entre des paramètres mécaniques calculés à partir des modèles numériques de la tête (contrainte de Von Mises du cerveau et énergie de déformation du crâne) et les blessures apparues chez les enfants (perte de conscience et fracture du crâne). Les histogrammes présentés sur la figure 36 permettent d'estimer des limites de tolérance liées à la fracture du crâne de 5 J et 7 J, respectivement pour les modèles 1YOC et 3YOC. L'apparition de DAI conduisant à la perte de connaissance est quant à elle estimée pour des valeurs voisines de 20 kPa et 45 kPa, respectivement pour les modèles 3YOC et 6YOC.

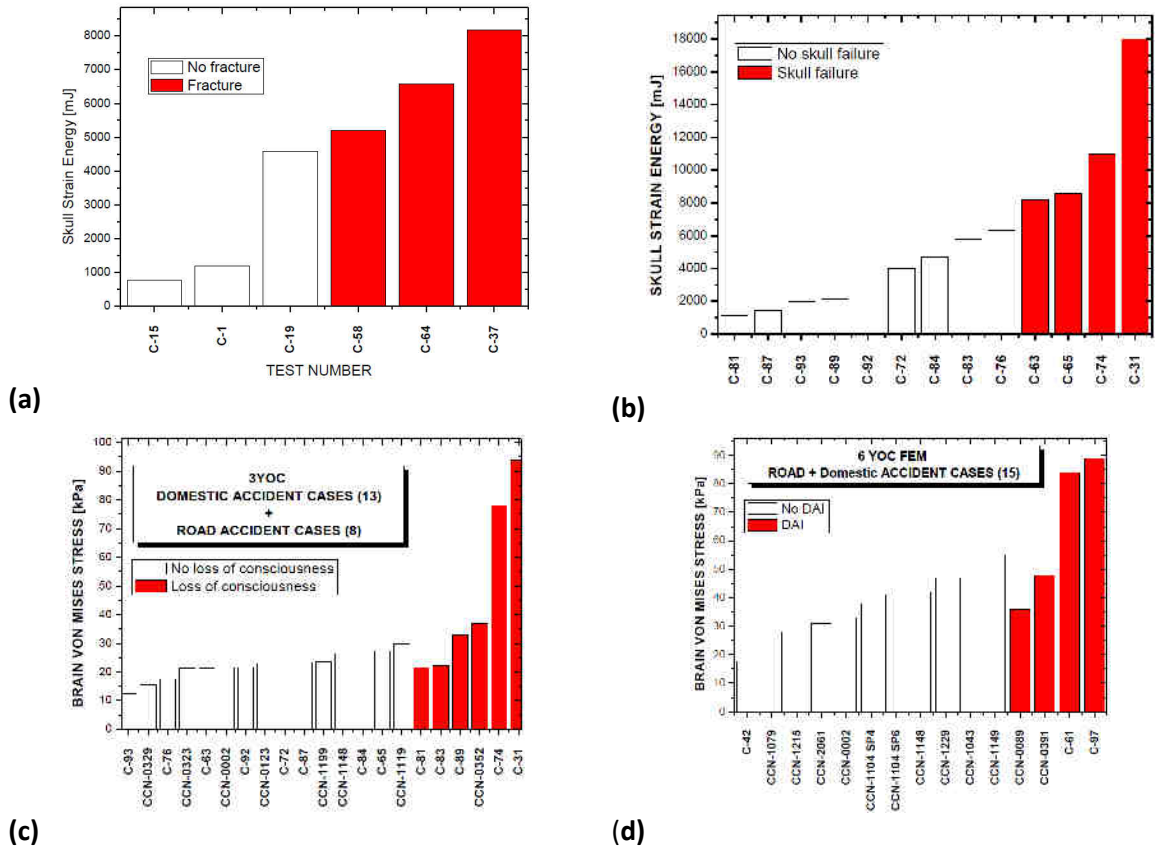


Figure 36 – Histogrammes relatifs aux accidents domestiques et accidents de la circulation : (a) et (b) énergie de déformation du crâne en fonction de l'apparition de fractures pour les modèles 1YOC et 3YOC. (c) et (d) contrainte de Von Mises du cerveau en fonction des cas de perte de conscience pour les modèles 3YOC et 6YOC. Meyer *et al.*, 2012 [80] et 2014 [98]

Bien que les conclusions de l'étude soient réalistes au regard des limites de tolérance déjà établies pour l'adulte, elles sont tout de même à considérer avec prudence. D'abord, les modèles tête-cou ont été développés et validés avec très peu d'informations en termes de propriétés mécaniques et de données expérimentales, et ce, pour des raisons d'éthique. Ensuite, les limites de tolérances proposées n'ont été établies qu'à partir d'un nombre très limité de cas de reconstructions d'accidents domestiques et d'accidents de la circulation. Les résultats de l'étude doivent donc être considérés comme des tendances plutôt que comme des critères stricts à respecter.

4.2.4. Limite de tolérance en choc latéral :

Très peu de données permettant de construire des courbes de risque lésionnel en choc latéral sont disponibles dans la littérature. Dans sa publication de 2003, Mertz *et al.* [87] propose d'utiliser les mêmes limites de tolérances en choc latéral qu'en choc frontal. Suite aux projets CREST et CHILD, Palisson *e al.* a uniquement mentionné qu'aucune blessure n'était apparue pour des accélérations linéaires de la tête inférieure à 50 g, alors que toutes les lésions AIS≥5 correspondent à des accélérations supérieures à 99 g [84].

Malgré le faible nombre de cas, Johannsen *et al.* s'est basé sur les reconstructions d'accidents réalisées durant le projet CASPER pour construire une courbe de risque lésionnel relative à l'accélération linéaire 3 ms de la tête du mannequin Q3 (figure 37). En revanche, aucune limite de tolérance basée sur le HIC n'a été proposée du fait d'une plus faible reproductibilité de ce paramètre lors de chocs latéraux [96].

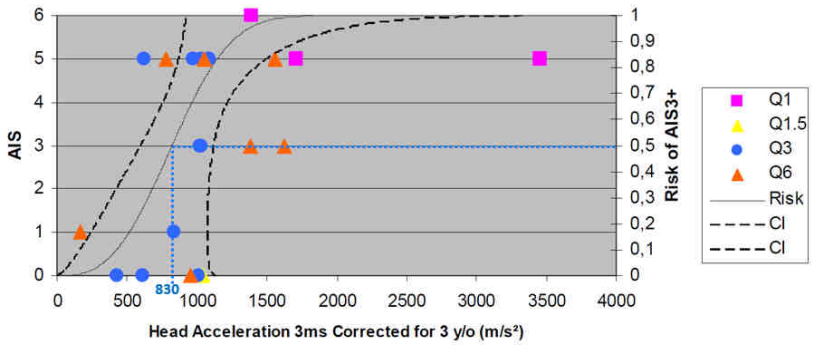


Figure 37 – Courbe de risque de blessure AIS 3+ pour le mannequin Q3 pour le choc latéral. Johannsen *et al.*, 2012 [96]

A partir de la courbe de risque de blessure présentée sur la figure 37, Johannsen *et al.* a proposé une limite de tolérance de 83 g, ce qui correspond à 50% de risque de blessure AIS ≥ 3 de la tête en choc latéral.

4.3. Limites de tolérance du cou :

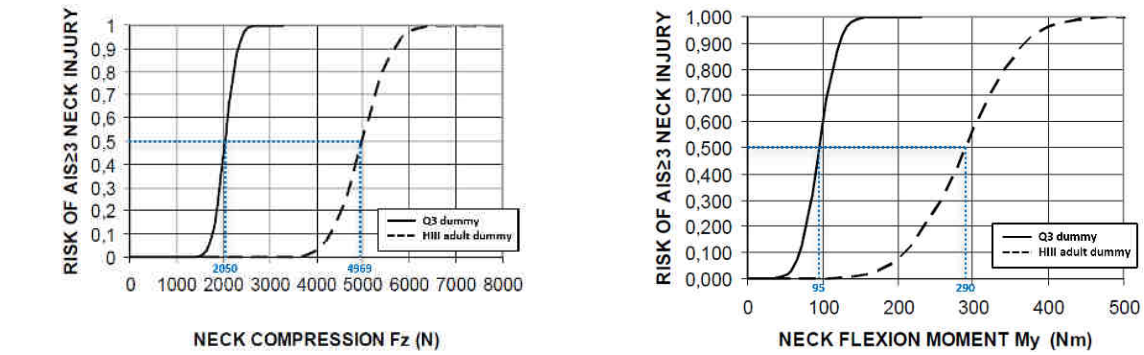
4.3.1. Expérimentation sur cadavres :

Les seuls travaux *post mortem* permettant de définir une limite de tolérance de blessures du cou du nourrisson ont été rapportés en 1874 par Duncan [99]. Dans le but d'enrichir les connaissances liées aux exercices obstétriques, des expérimentations ont été menées sur 4 cadavres de nourrissons. En augmentant progressivement l'effort de chargement exercé sur les fœtus, l'auteur a pu observer la dislocation des vertèbres suivie de la rupture du rachis cervical pour un effort moyen respectivement de 470 N et 540 N.

Bien que cette étude donne quelques informations relatives au comportement du cou du nouveau-né suite à un chargement statique, les résultats ne peuvent être directement utilisés pour établir une limite de tolérance, et ce, pour plusieurs raisons. D'abord parce que l'auteur n'a considéré ici que les blessures cervicales, sans tenir compte d'autres blessures qui auraient pu survenir au niveau de la moelle épinière. Ensuite, du fait que trop peu de cas ont été étudiés pour établir une limite de tolérance viable.

4.3.2. Expérimentation sur volontaires :

A partir d'essais spécifiques et de reconstructions d'accidents réalisés sur des volontaires adultes, Mertz a proposé en 1984 des limites de blessure applicables au mannequin Hybrid III adulte [100]. Les courbes de risque lésionnel AIS≥3 lié à un effort de compression et un moment de flexion du cou ont ensuite été mises à l'échelle par Palisson *et al.* en 2007 [84] afin de correspondre au mannequin enfant Q3 (figure 38).



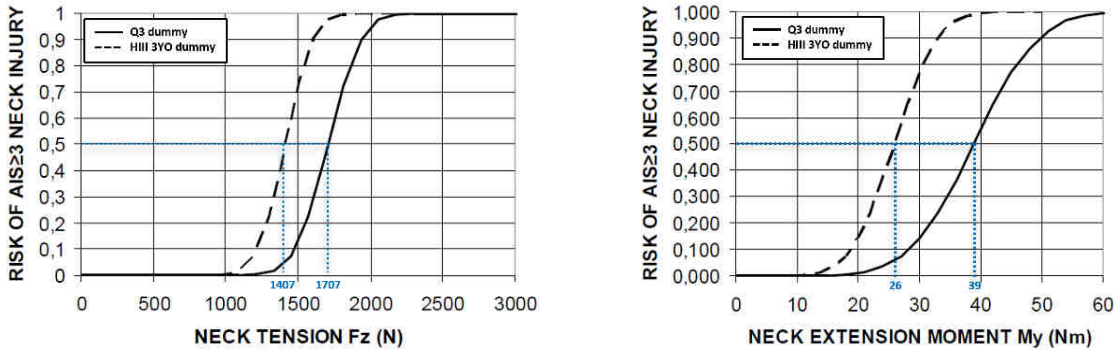
(a) (b)

Figure 38 – Courbes de risque de lésions cervicales AIS ≥ 3 pour les mannequins Hybrid III adulte et Q3 : (a) lors de compression du cou -Fz ; (b) lors de flexion du cou My. Palisson *et al.*, 2007 [84]

Dans sa publication de 1996, Klinich *et al.* [50] rappelle que la constitution du cou d'un enfant est très différente de celle d'un adulte. Ainsi, en cas d'accident, leurs vertèbres peuvent davantage se déplacer les unes par rapport aux autres. Cette plus grande flexibilité permet un étirement de la moelle épinière très important sans qu'il n'y ait de fracture cervicale, constat extrêmement rare chez l'adulte. Au regard des différences de constitution et du type de lésions rencontrées, il semble peu pertinent de dériver les critères de blessure du cou des enfants à partir de données relatives à l'adulte.

4.3.3. Expérimentations animales :

A partir des expérimentations sur cochons sélectionnés pour avoir le même développement physique qu'un enfant de 3 ans [91] et [101], Mertz et Prasad [102] ont construit des courbes de risque lésionnel AIS ≥ 3 relatives à des efforts de tension et des moments d'extension du cou. Ces travaux ont ensuite été transposés pour le mannequin Q3 par Palisson *et al.* (figure 39).



(a) (b)

Figure 39 – Courbes de risque de lésions cervicalesAIS ≥ 3 pour les mannequins Hybrid III enfant de 3 ans et Q3 : (a) lors de tension du cou Fz ; (b) lors d'extension du cou -My. Palisson *et al.*, 2007 [84]

Du fait de différences importantes entre la courbe de risque lésionnel présentée sur la figure 39 (b) et celle obtenue par reconstruction d'accidents (paragraphe 4.3.4), Palisson *et al.* met en doute la fiabilité de la courbe de risque relative au moment d'extension du cou. Cette divergence de résultat entre les deux approches peut s'expliquer par le fait que les conditions expérimentales choisies pour les essais sur animaux étaient volontairement plus agressives que celles rencontrées lors d'accidents réels.

4.3.4. *Reconstruction d'accidents avec des modèles d'enfants :*

Bien qu'il n'ait pas été possible d'établir une courbe de risque de blessure suite aux reconstructions d'accidents des projets CREST et CHILD, Palisson *et al.* a tout de même noté certaines tendances. En effet, aucune lésion cervicale n'avait été observée chez les enfants dans les cas où les efforts de cisaillement Fx, de tension Fz et le moment de flexion My mesurés dans le cou des mannequins étaient respectivement inférieurs à 730 N, 1450 N et 13 N.m [84].

En ajoutant les cas de reconstructions d'accidents de CASPER à ceux étudiés par Palisson *et al.,* Johannsen *et al.* [96] a également cherché à construire des courbes de blessures cervicales. Pour son analyse, l'auteur a traité séparément les cas d'accidents relatifs aux mannequins Q1 et Q1.5 de ceux Q3 et Q6. Du fait du nombre limité de cas d'accidents disponibles, seule la courbe de risque lésionnel AIS 3+ basée sur les efforts de tension cervicale du mannequin Q1 a pu être établie (figure 40). A noter qu'aucune lésion n'avait été observée pour les cas où l'effort de tension était inférieur à 1000N. Par ailleurs, les reconstructions d'accidents réalisées en choc frontal avec les mannequins Q3 et Q6, ainsi que celles correspondant à une sollicitation latérale n'ont pas permis d'établir de courbe de risque.

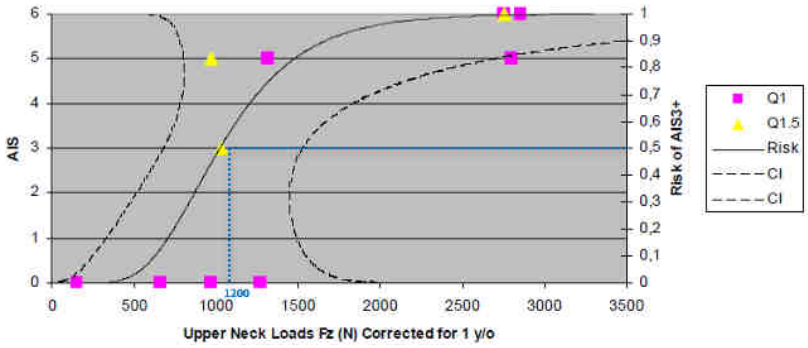


Figure 40 – Courbe de risque de blessure cervicale AIS 3+ relative aux mannequins Q1 et Q1.5 et transposée au mannequin Q1. Johannsen *et al.*, 2012 [96]

4.4. *Limites de tolérance du thorax :*

4.4.1. *Accélération thoracique :*

En se basant sur les résultats d'expérimentations réalisées à la fois sur des volontaires soumis à une forte décélération [103], et sur des plongeurs exécutant des acrobaties [104], Mertz *et al.* a proposé une limite de tolérance du thorax : l'accélération mesurée au niveau de la 4ème vertèbre du mannequin adulte Hybrid III doit être inférieure à 60 g [100]. Bien que cette limite ait ensuite été mise à l'échelle par Mertz *et al.* [87] pour les mannequins enfants CRABI et Hybrid III (tableau 6), elle ne peut être directement applicable aux mannequins Q du fait de différences géométriques.

Tableau 6 – Limites de tolérance correspondant à des blessures thoraciques. Mertz *et al.*, 2003 [87]

	Risque de blessure thoracique pour les mannequins CRABI et Hybrid III						
	CRABI			**Hybrid III**			
	6 mois	***12 mois***	***18 mois***	***3 ans***	***6 ans***	***10 ans***	***adulte***
Accélération linéaire 3 ms[g]	88	87	89	92	93	81	60

Bien que la pertinence d'un critère basé sur l'accélération pour prédire les lésions thoraciques soit régulièrement mise en question aussi bien pour les adultes [105] et [106] que pour les enfants [84] et [96], Mertz *et al.* [87] précise qu'une limite de tolérance à ce niveau permet de s'assurer d'un bon équilibrage de la retenue du mannequin dans son siège en cas d'accident.

4.4.2. Déflection du sternum :

Au cours de ses travaux [107] et [108], Mertz *et al.* a montré qu'il était nécessaire de comprimer le thorax de 50 mm avec une ceinture (chargement localisé) ou de 61 mm avec un impacteur (chargement distribué) pour atteindre 50 % de risque lésionnel. Du fait de la différence de sévérité induite par ces deux modes de chargement du sternum, les deux cas seront étudiés séparément.

× Le chargement de type localisé : dans le but de proposer une courbe de risque de lésion thoracique applicable au mannequin Q3, Palisson *et al.* a eu recours à deux approches [84]. La première a consisté à adapter la courbe de risque relative au mannequin adulte Hybrid III proposée par Mertz *et al.* [87]. La seconde résulte de reconstruction de 24 accidents réalisés dans le cadre du projet CHILD avec les mannequins Q3 et Q6. Les courbes de blessure AIS ≥ 3 relatives à une compression localisée du sternum sont présentées sur la figure 41.

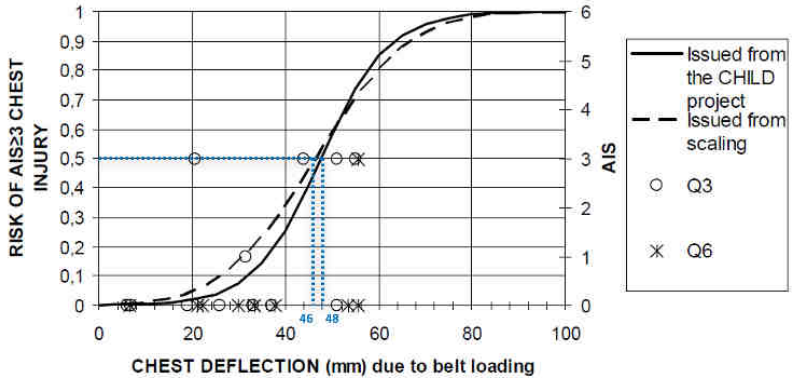


Figure 41 – Supperposition de courbes de risque de lésions thoraciques AIS ≥ 3 pour un chargement localisé : reconstruction d'accidents avec les mannequins Q3 et Q6 (trait plein) et mise à l'échelle de la courbe de blessure relative au mannequin adulte Hybrid III (traits pointillés). Palisson *et al.*, 2007 [84]

Bien que les résultats soient relativement proches les uns des autres, ils doivent être interprétés avec précaution, et ce, pour plusieurs raison. D'une part, Johannsen *et al.* a noté que lorsque les mannequins Q3 et Q6 étaient retenus par une ceinture 3 points, celle-ci avait tendance à s'éloigner de sa position initiale (*i.e.* au-dessus du capteur de déflection thoracique), sous-estimant ainsi la mesure [96]. D'autre part, Visvikis a montré que la valeur maximale de déflection mesurée avec les mannequins de la famille Q n'était pas due à la compression engendrée par la ceinture mais à l'impact de la tête sur le sternum [109].

× Le chargement de type distribué : il a initialement été développé dans le but de représenter l'effet d'un airbag déployé sur le thorax d'un adulte. En se basant sur la campagne de tests sur des cadavres d'adultes menée par Kroell *et al.*[110], Mertz *et al.* a proposé les courbes de

risque de lésion thoracique AIS ≥ 3 et AIS ≥ 4. Ainsi, l'auteur estime qu'une déflection thoracique de 29,3 mm, 31,2 mm et 32,7 mm mesurée respectivement avec les mannequins CRABI de 6 mois, 1 an et 1 an ½ entraîne un risque de lésion sévère, alors qu'elle doit être supérieure à 35,8 mm et 39,7 mm pour les mannequins Hybrid III de 3 et 6 ans [108]. A noter toutefois qu'un travail de mise à l'échelle serait nécessaire afin de transposer ces courbes des mannequins CRABI et Hybrid III vers les mannequins Q.

La pertinence de ce type de chargement pourrait être remise en question pour les enfants puisque ces derniers ne peuvent être sujets à un chargement appliqué par un airbag. Pour autant, les dispositifs de retenu avec bouclier récemment introduits sur le marché semblent engendrer des blessures thoraciques dues à un chargement distribué. En effet, Beillas *et al.* a montré qu'en cas de choc frontal, les mannequins Q3 retenus par un siège avec bouclier présentaient une déflection thoracique de 44 mm alors que celle-ci n'était que de 28 mm pour les sièges réhausseur [73]. Il serait donc pertinent de développer des courbes de risques relatives à un chargement distribué pour les mannequins Q.

Quel que soit le mode de chargement du sternum considéré, les courbes de blessure présentées précédemment doivent être considérées avec prudence. En effet, les risques lésionnels AIS ≥ 3 ne sont déterminés que sur la présence ou non de fractures des côtes. Même si cette classification a un sens pour les adultes puisque les blessures des organes internes et des tissus mous vont de pair avec l'apparition de fractures [111] et [112], Arbogast *et al.* a montré que les enfants pouvaient avoir des lésions thoraciques sérieuses sans pour autant présenter de côtes fracturées [113]. Par ailleurs, les deux modes de chargement étudiés sont peu représentatifs des sollicitations effectives rencontrées lors d'accidents. Pour cela, il serait intéressant de réaliser de nouveaux essais en considérant les configurations proposées par Kent *et al.* illustrées sur la figure 42 [114].

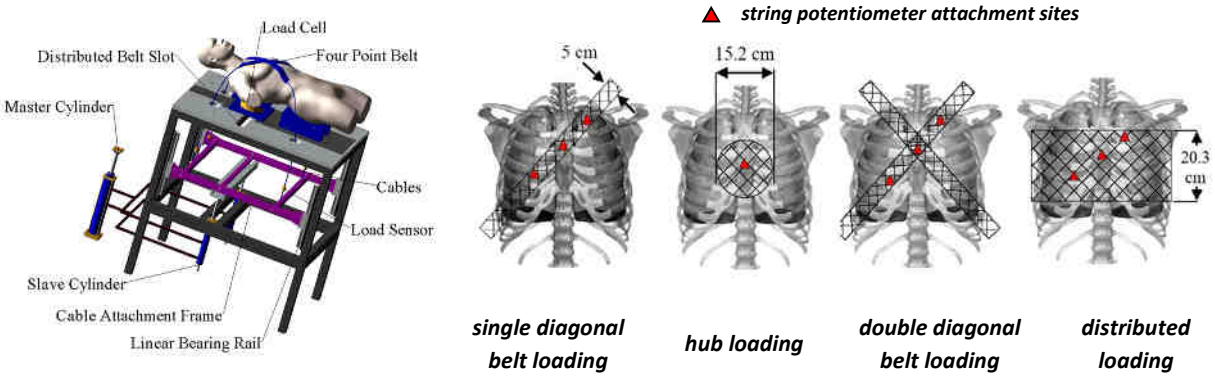


Figure 42 – Représentation schématique des conditions de chargement du thorax. Kent*et al.*, 2004 [114]

4.4.3. Critère de viscosité des organes internes : Viscous Criterion :

Tout comme nous avons vu dans le paragraphe 3.4.4, le critère de viscosité VC a été introduit par Viano et Lau afin de prédire la sévérité des blessures des organes internes et des tissus mous, ces derniers étant très sensibles à la vitesse de déformation [57] et [58]. Les auteurs ont ainsi proposé une courbe de risque AIS ≥ 4 pour les mannequins Hybrid III adultes et enfants de 3 et 6 ans.

Bien que ce paramètre lésionnel ait été investigué dans le cadre du projet européen CASPER, Johannsen *et al.* n'a pas proposé de courbe de tolérance puisque la mesure de déflection thoracique n'était pas valide dans un grand nombre de reconstructions d'accidents [96].

Quelle que soit la courbe de risque de blessure du thorax obtenue par mise à l'échelle du mannequin adulte Hybrid III, elle doit être considérée avec précaution. En effet, dans leurs travaux [115], Horsch and Scheider ont montré que le thorax du mannequin Hybrid III était plus rigide que celui de cadavres. De ce fait, la déflection mesurée en cas de chargement thoracique est donc moins importante, ce qui a pour conséquence de sous-évaluer le risque lésionnel.

4.5. Limites de tolérance de l'abdomen :

Très peu d'informations relatives aux critères de blessure de l'abdomen sont disponibles dans la littérature, aussi bien pour les mannequins adultes qu'enfants. Ceci s'explique par le fait qu'à l'origine, ils n'étaient pas instrumentés dans cette zone corporelle. Dans le but de remédier à ce problème, un abdomen en silicone rempli de gel a été développé par Rouhana *et al.* en 2001 pour le mannequin Hybrid III adulte [116]. Plus tard, une version de l'abdomen a également été adaptée au mannequin Hybrid III représentant un enfant de 6 ans, mais aucune limite de tolérance n'a été proposée [117].

Dans le cadre des projets européens CREST, CHILD et CASPER, des capteurs abdominaux spécifiques ont été développés puis intégrés aux mannequins Q3, Q6 et Q10 [73] [71] et [72]. Le risque lésionnel est alors estimé à partir de la pression mesurée dans les deux vessies intégrées au bloc abdominal. En se basant sur les reconstructions d'accidents impliquant les mannequins Q3 et Q6, Johannsen *et al.* a construit la courbe de risque de blessure AIS 3+ présentée sur la figure 43 [96].

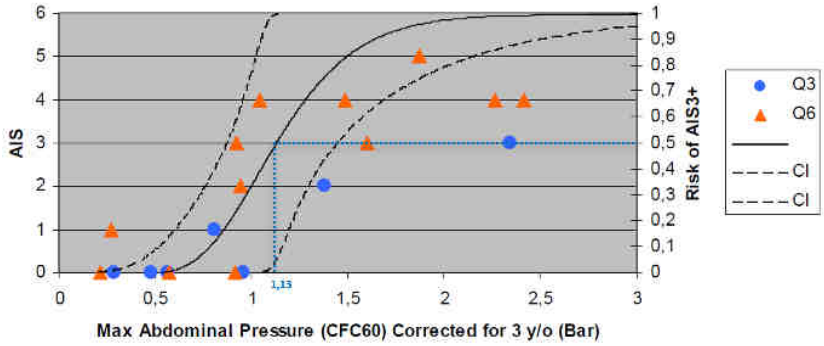


Figure 43 – Courbe de risque de blessure abdominale AIS 3+ relative aux mannequins Q3 et Q6 et transposée au mannequin Q3. Johannsen *et al.*, 2012 [96]

En se basant sur la figure 43, Johannsen *et al.* a proposé une tolérance lésionnelle du mannequin Q3 à 1,13 bar, ce qui correspond à 50 % de risque de blessure AIS 3+ en cas de choc frontal. Trois limitations peuvent toutefois être avancées au regard du seuil de tolérance proposé. D'abord, le nombre de cas d'accidents reconstruits pour établir la courbe de risque est très limité. Ensuite, bien que l'efficacité de ces dispositifs de retenue soit controversée, Johannsen *et al.* a constaté que les sièges équipés de bouclier présentaient une pression abdominale de 1,5 bar, ce qui est très supérieur à la limite de

tolérance proposée pour le mannequin Q3 [96]. Enfin, un problème d'interaction entre les mannequins de la famille Q et la ceinture ventrale a été rapporté par Visvikis *et al.* [109] et Beillas *et al.* [73] : cette dernière ayant tendance à se loger dans l'interstice entre le pelvis et les cuisses du mannequin, ce qui limite alors le chargement abdominal et la possibilité de sous-marinage.

4.6. Conclusion :

D'une manière générale, nous avons pu voir que les limites de tolérances proposées pour les mannequins enfants Q ont soit été adaptées vis-à-vis de courbes de risque relatives au mannequin Hybrid III, soit été définies à partir des reconstructions d'accidents. Dans tous les cas, les limites proposées doivent être considérées avec prudence. En ce qui concerne la méthode de mise à l'échelle, il est important de noter que la structure physiologique, le type de lésions ou les modes de chargement peuvent être très différents entre l'adulte et l'enfant. Bien que la seconde approche permette d'établir des limites de tolérance directement applicables aux mannequins Q, elle souffre d'un nombre trop limité de cas d'accidents reconstruits.

Dans le but de comparer les limites de tolérances détaillées précédemment, nous les avons regroupées puis synthétisées sous forme d'histogramme (figure 44). De plus, les travaux de mise à l'échelle de l'EEVC [119] nous ont non seulement permis de présenter les seuils de risque de blessure proposés par Palisson *et al.* [84], mais aussi ceux de la réglementation 94 relatifs à la protection des adultes dans les véhicules [118], et ce, pour l'ensemble des mannequins Q0 à Q6. Enfin, les limites réglementaires et celles proposées par le GRSP (*cf.* paragraphe 5.5) ont également été représentées à titre indicatif.

En ce qui ce qui concerne les critères de blessure de la tête, nous remarquons que les limites de tolérance du mannequin Q3 obtenues par mise à l'échelle du risque de fracture du crâne de l'adulte ne semblent pas cohérentes vis-à-vis des autres études. De plus, la pertinence du seuil de HIC proposé par Van Ee *et al.* pour le mannequin nouveau-né peut aussi être remise en question. Enfin, en dehors du HIC appliqué au mannequin Q6, nous notons que les limites réglementaires sont en adéquation avec celles proposées par l'ensemble des publications scientifiques.

Pour ce qui relève des critères de blessure du cou présentés sur la figure 44 (c) et (d), nous remarquons que les limites de tolérance proposées par Palisson *et al.* et Johannsen *et al.* sont 1,3 à 1,5 fois supérieures à celles obtenues par mise à l'échelle de la réglementation 94. A noter également que la limite proposée par le GRSP correspond à la valeur moyenne des publications précédentes.

Lorsque nous nous focalisons sur le critère de déflection thoracique, nous remarquons une bonne adéquation des limites de tolérance obtenues par reconstruction d'accidents (Palisson *et al.*) et par mise à l'échelle de la réglementation 94. Ces données sont en revanche très différentes de celles proposées par Mertz *et al.* pour les petits mannequins (52 mm *vs.* 31 mm pour le Q1), alors qu'elles sont plus en phase pour les plus grands (44 mm *vs.* 40 mm pour le Q6). Comme précédemment, la limite proposée par le GRSP correspond à la moyenne des publications précédentes sauf pour le Q6.

En l'absence de données plus pertinentes, les limites de tolérance proposées précédemment pour les mannequins Q peuvent être utilisées en tant que références pour améliorer la sécurité des enfants en cas d'accident. Des efforts seront toutefois à poursuivre afin de proposer également des seuils de blessure relatifs aux chocs latéraux.

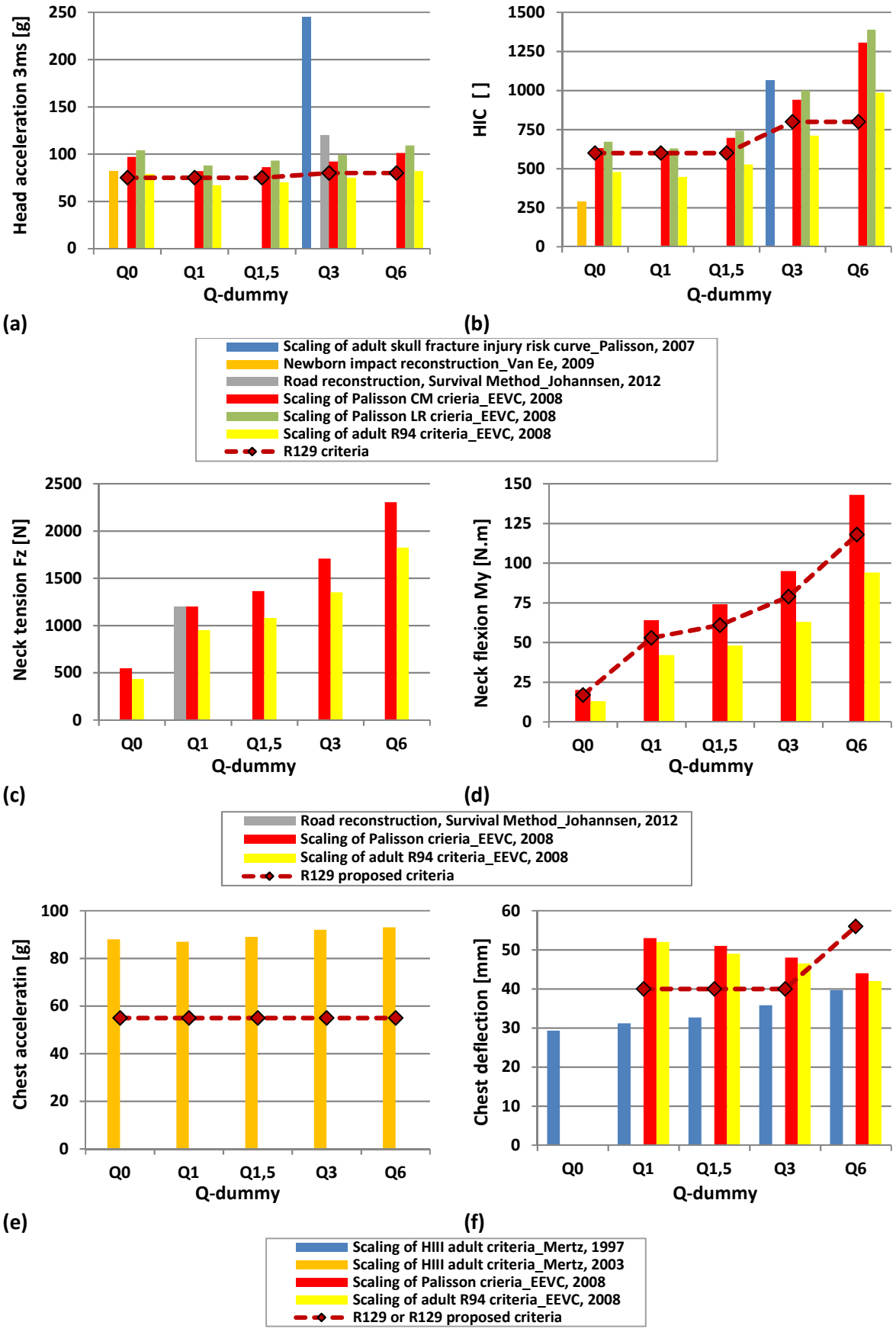


Figure 44 – Synthèse des limites de tolérance à 50 % de risque de blessure AIS ≥ 3 en choc frontal pour : (a) et (b) la tête ; (c) et (d) le cou ; (e) et (f) le thorax. Palisson *et al.*, 2007 [84] ; Van Ee *et al.*, 2009 [90] ; Johannsen *et al.*, 2012 [96] ; Mertz *et al.*, 1997 [108] ; Mertz *et al., 2003* [87] ; EEVC, 2008 [119]. Les limites réglementaires et celles proposées par le GRSP sont représentées à titre indicatif par les lignes en pointillé.

5. LE DISPOSITIF DE RETENUE POUR ENFANTS : LA REGLEMENTATION 129 :

5.1. Introduction :

D'une manière générale, il existe trois catégories de dispositifs de retenue, chacune étant spécifique à la morphologie des enfants. Pour assurer une protection optimale de ces derniers pendant les transports routiers, les dispositifs de retenue doivent être fixés au véhicule soit par l'intermédiaire de la ceinture de sécurité, soit *via* des ancrages rigides (Isofix) ou flexibles (LATCH).

- Nacelle et coque (figure 45 (a) et (b)) : elles sont spécialement conçues pour accueillir les plus jeunes. Parce que leur cou n'est pas suffisamment solide pour supporter la masse de leur tête, les nouveau-nés doivent être transportés allongés. De plus, pour réduire tout risque de blessure lié à l'inertie de la tête en cas d'accidents de la circulation, les dispositifs de retenue pour cette catégorie doivent être installés perpendiculairement ou dos à la route.

- Siège face à la route (figure 45 (c)) : dès lors que la tête de l'enfant atteint le haut de la coque et jusqu'à ce qu'à ses 4 ans environ, il convient d'utiliser un siège face à la route. Ces dispositifs assurent à la fois l'assise et la retenue de l'enfant (avec un harnais ou un bouclier) et sont utilisés face à la route.

- Réhausseur (figure 45 (d)) : lorsque le siège auto face à la route est trop petit, les enfants sont installés dans un rehausseur, et ce, jusqu'à ce qu'ils soient âgés de 10 ans et qu'ils mesurent 1,35 m au minimum. Contrairement aux équipements précédents, la retenue de l'enfant est ici assurée par la ceinture de sécurité du véhicule.

(a) (b) (c) (d)

Figure 45 – Dispositifs de retenue pour enfants : (a) nacelle ; (b) coque dos à la route ; (c) siège face à la route ; (d) réhausseur

Quel que soit le type de dispositif de retenue considéré, ce dernier est constitué de 4 éléments particuliers : la coque extérieure, les matériaux d'absorption d'énergie, la mousse de confort et un système de rétention (figure 46).

- La coque extérieure : elle remplit une double fonction : d'abord, elle assure la structure du dispositif de retenue, ensuite, elle permet de distribuer le chargement dû à un impact sur une zone aussi large que possible. Pour des raisons économiques et de facilité de production, la coque est généralement moulée à partir de polypropylène injecté. D'un siège à l'autre, l'épaisseur moyenne de cet élément est comprise entre 2 et 4 mm.

- Les matériaux d'absorption d'énergie : directement intégrés dans la coque, ces éléments ont pour fonction première d'absorber l'énergie en cas de choc. La déformation qui en résulte permet alors de réduire les efforts appliqués sur l'ensemble du corps de l'enfant. Bien que le

polystyrène expansé soit typiquement utilisé en raison de son faible coût et sa légèreté, d'autres matériaux présentant une plus grande performance sont de plus en plus considérés. Suivant les zones du siège et la morphologie de l'enfant à protéger, l'épaisseur des éléments d'absorption est généralement comprise entre 10 et 60 mm.

× La mousse de confort : en contact direct avec l'enfant, la mousse de confort est généralement constituée de ouate recouverte de tissu. Sa très faible épaisseur est suffisante pour apporter du confort à l'assise de l'enfant, mais ne permet toutefois pas d'absorber l'énergie d'un choc.

× Le système de rétention : qu'il s'agisse d'un harnais ou d'un bouclier, cet élément permet de retenir l'enfant dans son siège et d'éviter toute éjection en cas de choc. Pour une protection optimale, ce dispositif doit être ajusté en fonction de la morphologie de l'enfant. A noter que les réhausseurs ne sont pas équipés de système de rétention puisqu'ils utilisent directement la ceinture de sécurité du véhicule pour retenir l'enfant.

Figure 46 – Principaux éléments constituant un dispositif de retenue pour enfants

5.2. Evolution de la réglementation européenne : l'i-Size :

Depuis le début des années 1990, les dispositifs de retenue pour enfant n'ont guère évolué, comparés aux équipements intégrés aux véhicules visant à améliorer la protection des adultes. La principale raison permettant d'expliquer cette situation vient du manque de connaissances scientifiques relatives à la biomécanique de l'enfant [74] et [119]. Pour y remédier, la Commission Européenne avait financé les projets européens CREST, CHILD, CASPER et EPoCh. Ceux-ci ont alors permis de faire ressortir trois observations majeures [120] :

× Une utilisation inappropriée : que ce soit à partir des études épidémiologiques ou d'observations sur le terrain, nous avons pu voir dans le paragraphe 2.2.2 que l'utilisation des dispositifs de retenue était souvent inappropriée. Cela peut se traduire par une installation incorrecte du siège-auto dans le véhicule, par une mauvaise rétention de l'enfant dans son dispositif de retenue ou encore par une utilisation précoce d'un siège en position face à la route.

× Une incompatibilité avec les véhicules : dans la réglementation 44-04 en vigueur depuis 2004 [121], les dispositifs de retenue peuvent être installés soit par l'intermédiaire de la ceinture de sécurité du véhicule, soit à l'aide d'un système Isofix composé de deux ancrages avec le véhicule, et d'un système antirotation (sangle de fixation supérieure ou jambe de force) tel

qu'illustré sur la figure 47. En pratique, des problèmes d'installation des dispositifs de retenue Isofix sont régulièrement rencontrés puisque certains véhicules ne sont pas équipés d'ancrages pour la sangle de fixation supérieure et/ou ne permettent pas l'utilisation d'une jambe de force. Pour chaque siège-auto, il est donc nécessaire de vérifier sa compatibilité avec l'ensemble des véhicules équipés d'ancrages Isofix.

(a) **(b)** **(c)**

Figure 47 - Système Isofix composé de : (a) deux ancrages avec le véhicule et d'un système antirotation pouvant correspondre (b) à une sangle de fixation supérieure ou (c) à une jambe de force

× Une protection en choc latéral non-considérée : comme nous avons pu le voir dans le paragraphe 2.2.1, la majorité des accidents de la circulation impliquant des enfants résulte soit d'un choc frontal (50% des cas), soit d'un choc latéral (25% des cas). Bien qu'elle engendre principalement des lésions sévères au niveau de la tête et du cou des enfants, cette dernière orientation n'est pas considérée par la réglementation 44-04.

Face à ce constat, un groupe de recherche a été constitué par la Commission Economique des Nations Unies pour l'Europe (CEE-ONU) afin de développer une nouvelle réglementation relative à l'homologation des dispositifs de retenue pour enfants (réglementation 129). Les travaux de ce groupe de travail doivent se dérouler en trois temps. La première phase était uniquement focalisée sur la protection des enfants retenus dans un siège intégral (avec harnais ou bouclier) et universel (ancrage Isofix + système antirotation). La deuxième phase concerne les sièges auto Isofix pour lesquels l'enfant est retenu par la ceinture de sécurité du véhicule. La dernière phase marquera la fin de l'homologation de dispositifs de retenus avec la réglementation 44-04, ceux-ci pouvant alors être installés soit avec un système Isofix, soit avec la ceinture de sécurité du véhicule.

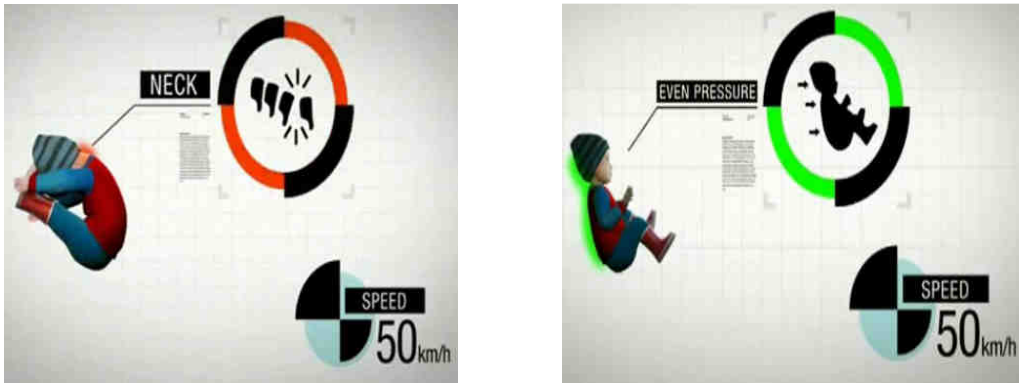
La première phase de la réglementation 129 est entrée en vigueur en juillet 2013 sous l'appellation « i-Size » [122], alors que les phases suivantes sont respectivement estimées pour 2016 et 2018. A noter que des modifications ont également dûes être apportées aux réglementations 14 et 16 relatives à l'homologation des véhicules afin de généraliser les systèmes Isofix. Les principales améliorations apportées à ce jour sont les suivantes [120] :

× Généralisation du système Isofix : en privilégiant l'usage du système Isofix plutôt que de la ceinture de sécurité, cette évolution vise à simplifier l'installation des sièges-auto dans les véhicules, et par conséquent, apporter plus de sécurité aux enfants. Les modifications apportées aux réglementations 14 et 16 permettront également d'améliorer la situation puisque les nouvelles voitures devront être compatibles avec les sièges Isofix, et ce, quel que soit son système antirotation (sangle de fixation supérieure ou jambe de force).

× Considération d'un gabarit interne : des études sociologiques ont montré que la tendance des parents à changer trop tôt de dispositif de retenue s'expliquait principalement par le manque de place (observé ou exprimée par l'enfant) à l'intérieur du siège-auto. Pour remédier à cette problématique, la réglementation 129 impose désormais des dimensions internes minimales ayant été définies à partir du 95ème centile de la stature des enfants.

× Classification en fonction de la stature de l'enfant : dans la nouvelle réglementation, les dispositifs de retenue ne sont plus classifiés en fonction de la masse de l'enfant, mais de sa stature. Directement liée à la considération du gabarit interne, cette évolution vise à aider les parents à choisir un siège-auto adapté à la morphologie de l'enfant afin d'améliorer leur confort et leur sécurité.

× Orientation dos à la route jusqu'à 15 mois : nous avons pu voir dans les paragraphes précédents qu'à la naissance, le processus d'ossification du crâne des nouveau-nés et le développement de leur cou ne sont pas encore arrivés à terme. De plus, la tête de ces derniers est proportionnellement plus large et plus lourde que celle d'un adulte. Du fait de ces particularités anatomiques, les jeunes enfants peuvent alors être victimes de lésions sévères s'ils sont installés face à la route, notamment en cas de choc frontal. L'objectif de cette évolution réglementaire consiste donc à améliorer la sécurité des enfants, puisque, à l'image de la figure 48 (b), l'énergie du choc sera répartie le long de leur corps.



(a) **(b)**

Figure 48 – Situation résultant d'un choc frontal pour un enfant de moins de 15 mois installé : (a) face à la route ; (b) dos à la route

× Evolution des essais dynamiques : ces tests ont pour objectif de vérifier la tenue mécanique des dispositifs de retenue, mais aussi de s'assurer de leurs performances en termes de sécurité. En plus des chocs frontaux et arrières déjà considérés dans la réglementation 44-04, cette évolution prend en compte les impacts latéraux. Deux autres changements relatifs aux essais dynamiques doivent aussi être mentionnés : le remplacement des mannequins P par ceux de la famille Q, et l'utilisation d'une nouvelle banquette plus représentative des sièges des véhicules. L'ensemble de ces points est davantage détaillé dans les paragraphes 5.3, 5.4 et 5.5.

5.3. Mannequins de crash de la famille Q :

D'abord introduits dans la réglementation européenne ECE-R44 pour évaluer les dispositifs de retenue des enfants lors d'essais dynamiques [121], les mannequins de la famille P ont par la suite été considérés pour d'autres normes et réglementations. En raison de leur conception très simplifiée, de leur instrumentation limitée, et de l'évolution de la nature des sollicitations appliquées (airbags, ceinture de sécurité), la famille de mannequins P est devenue de moins en moins appropriée [123]. Pour ces raisons, un groupe de recherche international, constitué à la fois d'instituts de recherche, de constructeurs de mannequins et de sièges-auto ainsi que des équipementiers, a cherché à développer une nouvelle famille de mannequins [124]. Représentatif d'enfants âgés de 6 semaines, 1 an, 1 an ½ , 3 ans, 6 ans et 10 ans, l'ensemble des mannequins de la famille Q a alors été développé au cours des projets européens CREST, CHILD et EPoCh (figure 49).

Figure 49 – Famille de mannequins Q. De la gauche vers la droite : Q0, Q1, Q1.5, Q3, Q6 et Q10

Comparés à ceux de la famille P, les mannequins Q se distinguent notamment au regard de l'utilisation de matériaux techniques, de l'interchangeabilité de leur instrumentation, de leur maniabilité aisée (nombre de composants limité, facilité de leur assemblage/désassemblage et simplicité de calibration), et enfin de leur utilisation multidirectionnelle (choc frontal et latéral). En dehors du Q0 rendu spécifique de par sa petite taille, la famille de mannequins Q présente une architecture globale qui est similaire à celle du corps humain. En effet, l'ensemble des segments corporels a été considéré lors de la phase de conception des mannequins du Q1 au Q10, alors que le tronc et les membres supérieurs et inférieurs du Q0 sont simplifiés.

Une distinction peut également être faite entre les familles de mannequins P et Q en termes d'instrumentation. Alors que seules les accélérations linéaires de la tête et du thorax pouvaient être mesurées avec les premiers, les seconds sont également équipés d'un capteur de vitesse angulaire à la tête (Q3 à Q10), d'un capteur d'effort en partie haute (Q0 à Q10) et en partie basse (Q3 à Q10) du cou, d'un capteur de déflection thoracique (Q1 à Q10), d'un capteur de pression abdominale (Q3 à Q10), d'un accéléromètre au bassin (Q0 à Q10) et d'un capteur d'effort au niveau des lombaires (Q1 à Q10). Une représentation de l'emplacement des différents capteurs intégrés au mannequin Q1.5 et du capteur de pression abdominale est donnée en figure 50.

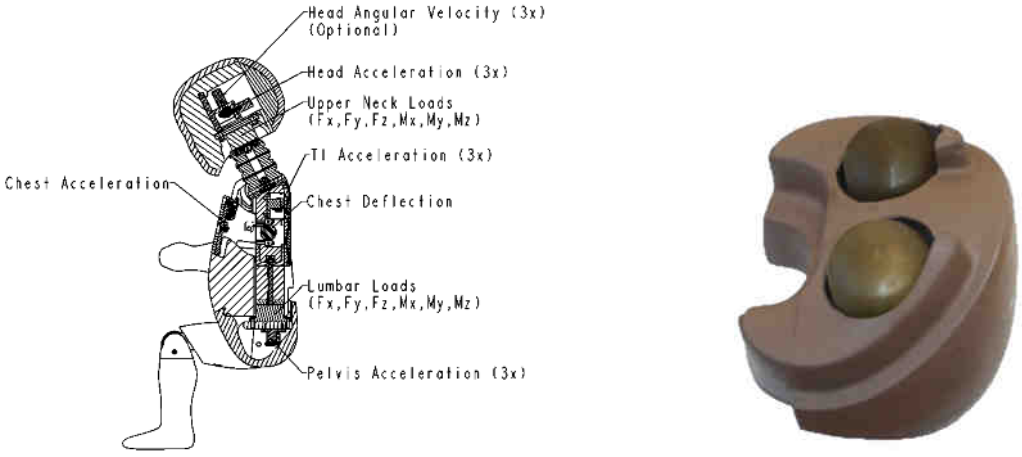


Figure 50 – (a) Représentation des différents capteurs intégrés au mannequin Q1.5. de Jager *et al.*, 2005 [123] ; (b) Capteur de pression intégré à l'abdomen du mannequin Q3. Beillas *et al.*, 2012 [73]

L'ensemble des mannequins de la famille Q a ainsi été développé en considérant :

× Anthropométrie des mannequins Q : un des points primordiaux lors de la phase de conception des mannequins était de s'assurer de leur bonne représentativité de l'anatomie humaine, aussi bien en termes de stature que de masse. Pour cela, la base de données CANDAT a été construite en s'appuyant sur des mesures effectuées aux Etats-Unis, en Europe et au Japon, sur des enfants allant du nouveau-né à ceux âgés de 18 ans [125].

× Biofidélité des mannequins Q : cette notion désigne l'aptitude des mannequins à présenter un comportement représentatif de celui d'un être humain. Pour s'en assurer, la méthodologie consiste à comparer les résultats d'essais réalisés sur des mannequins, avec ceux de référence obtenus sur cadavres, volontaires ou animaux. En raison du faible nombre de données expérimentales relatives à l'enfant, les corridors de biofidélité pour la tête, le cou, le thorax et l'abdomen des mannequins Q ont été obtenus par mise à l'échelle de données adultes, et ce, aussi bien pour des sollicitations en choc frontal que latéral.

  Ainsi, la tête et le cou des mannequins Q sont évalués respectivement par un essai de chute libre de 130 mm de haut sur une surface rigide, et par un essai pendulaire de flexion-extension. La biofidélité du thorax est vérifiée par un chargement localisé pour des vitesses de 4,3 et 6,7 m/s, alors que l'abdomen est comprimé avec une ceinture de sécurité. D'une manière générale, les exigences requises pour les sollicitations en choc frontal sont respectées pour la tête et le cou de l'ensemble des mannequins [123] et [126]. En revanche, le thorax présente un comportement trop rigide au regard des corridors de biofidélité, et ce, quelle que soit la direction de l'impact [123] et [127].

× Certification des mannequins Q : défini aussi bien pour les sollicitations en choc frontal que latéral, le protocole de certification des mannequins Q présente des similitudes avec les essais permettant d'évaluer leur biofidélité. Pour chacun des mannequins, la description détaillée des procédures de tests et des critères associés est donnée dans le paragraphe 2.3 du chapitre 2. A noter par ailleurs que la fréquence de certification des mannequins est laissée à l'appréciation des laboratoires d'essais, en fonction du nombre, du type et de la sévérité de tests réalisés.

× Durabilité des mannequins Q : dans le but de vérifier leur tenue dans le temps, chacun des mannequins Q a été soumis à une série de 30 essais dynamiques dans des conditions sévères. Réalisés à une vitesse de 64 km/h, ces tests consistaient à reproduire l'accélération mesurée au niveau du pied milieu d'un véhicule lors d'un choc frontal, à l'image de celle considérée par le protocole Euro-NCAP. Les mannequins Q étaient quant à eux installés sur un siège rigide en bois et retenus soit par un harnais, soit par une ceinture 3 points. Etant donné leur intégrité à l'issue de ces essais, la durabilité des mannequins Q a été confirmée [123] et [126].

× Répétabilité des mesures avec les mannequins Q : généralement exprimée en termes de coefficient de variation (CV), une répétabilité de l'ordre de 10% est considérée comme acceptable pour les mannequins adultes. En ce qui concerne les mannequins Q, leur répétabilité a été évaluée aussi bien lors d'essais de certification que lors des tests de choc frontal sur un siège rigide en bois. Les premiers ont présenté un coefficient de variation compris entre 1 et 3% alors que les seconds de 12% ou moins. Cette valeur a tout de même été considérée comme acceptable compte tenu de la variation du pulse d'accélération (CV = 5%) et de l'augmentation du nombre de variables (position du mannequin, tension de la ceinture, interaction entre le mannequin et le siège rigide…) [123], [119] et [126].

5.4. Définition du protocole d'essai dynamique en choc latéral :

5.4.1. Les méthodes d'essais en choc latéral pour les véhicules :

Du fait de leur fréquence d'apparition et de la gravité des lésions qu'ils engendrent, les impacts latéraux représentent une réelle problématique aussi bien pour les enfants que pour les adultes. Depuis plusieurs années, la plupart des organismes réglementaires, normatifs et consuméristes ont justement développé des protocoles d'essais permettant d'évaluer les performances des véhicules en termes de protection de l'adulte [128]. Les principales méthodes de tests utilisées aussi bien en Europe, aux Etats-Unis, au Japon ou en Australie sont les suivantes :

× La réglementation européenne 95 : cet essai consiste à reproduire un impact purement latéral d'un véhicule à l'arrêt. Ce dernier est alors percuté par une barrière mobile déformable pesant 950 kg et mesurant 1,5 m de large, propulsée à une vitesse de 50 km/h. Tout comme cela est illustré sur la figure 51 (a), le centre de la barrière est aligné avec le point R du véhicule, point correspondant à la position de la hanche du mannequin adulte Euro SID 95ème centile installé à la position du conducteur.

× Le test consumériste européen Euro-NCAP : également réalisé avec une barrière mobile déformable, ce test se distingue du précédent puisque le mannequin ES2 est installé à la position du conducteur, et les mannequins enfants Q1,5 et Q3 sont placés à l'arrière du véhicule. De plus, si la voiture est équipée de systèmes de protection de la tête, alors elle doit être évaluée au regard d'un test contre un poteau rigide de 254 mm de diamètre. Dans la dernière version de l'Euro-NCAP effective depuis 2015, le véhicule est propulsé à 32 km/h avec un décalage angulaire de 15° par rapport à la perpendiculaire.

× La norme américaine FMVSS 214 : cet essai vise à représenter un impact latéral d'un véhicule en mouvement. Pour cela, une barrière déformable pesant 1 368 kg et mesurant 1,676 m de

large est propulsée à 54 km/h suivant un angle de 27°, tel qu'illustrée sur la figure 51 (b). Du fait de cette composante angulaire, cela équivaut à un choc purement perpendiculaire où la barrière lancée à 48km/s vient percuter le véhicule se déplaçant à une vitesse de 25 km/h.

× La norme américaine FMVSS 201 : elle correspond à l'essai contre un poteau similaire à celui de l'Euro-NCAP décrit précédemment.

× Le test consumériste américain US-NCAP : cet essai se distingue du protocole de la norme FMVSS 214 de par une plus grande sévérité de choc. La barrière est ainsi propulsée à 62 km/h suivant un angle de 27°, ce qui correspond à des vitesses de 55 km/h et 30 km/h, respectivement pour les composantes axiale et tangentielle.

× Le test de choc latéral de l'IIHS : également plus sévère que la norme américaine, ce test vise à représenter un impact purement latéral avec un véhicule de type SUV. Une barrière mobile déformable pesant 1 500 kg et dont la façade présente une forme incurvée est propulsée à une vitesse de 50 km/h (figure 51 (c)). Deux mannequins adultes SID-II sont installés du côté du choc, aux places avant et arrière.

× Les tests réglementaire et consumériste japonais J-NCAP : ces deux essais sont similaires aux protocoles européens R95 et Euro-NCAP, sauf pour ce dernier où la vitesse d'impact est de 55 km/h, et qu'aucun mannequin enfant n'est installé à l'arrière.

× Les tests réglementaire ADR72 et consumériste ANCAP australien : le protocole d'essai réglementaire est similaire à celui applicable en Europe (R95) alors que le protocole consumériste se base sur celui de l'Euro-NCAP, sauf vis-à-vis des mannequins enfants qui ne sont pas utilisés.

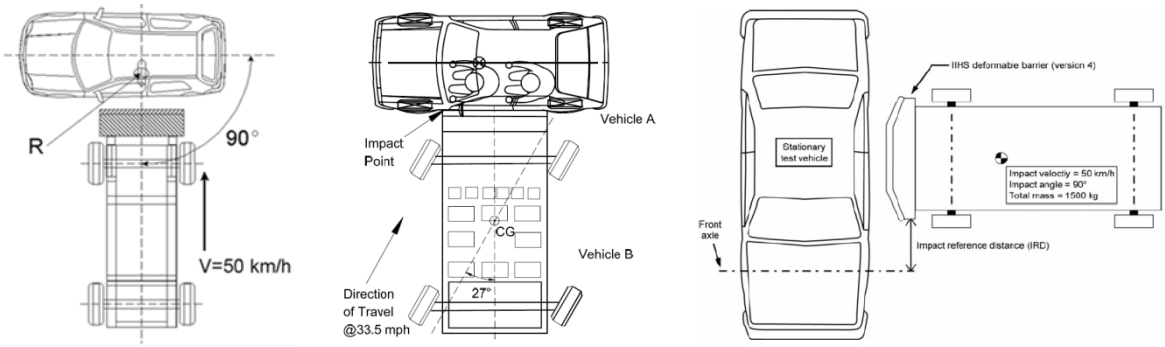


Figure 51 – Configuration de l'essai de choc latéral des véhicules définit par : (a) la réglementation européenne 95 ; (b) la norme américaine FMVSS 214 ; (c) l'organisation américaine Insurance Institute for Highway Safety (IIHS)

5.4.2. Propriétés des essais de choc latéral des véhicules relatives aux enfants :

Nous venons de voir que, quelle que soit la région du monde considérée, plusieurs essais en choc latéral sont déjà appliqués par les organismes réglementaire, normatif et consumériste pour évaluer la sécurité des adultes. Dans le but de proposer un protocole de test analogue pour les enfants, un groupe de travail de l'Organisation Internationale de Normalisation (ISO) a cherché à définir les exigences nécessaires à prendre en considération. Rapportées par Johannsen *et al.* [128], ces dernières ont été obtenues suite à des essais de choc latéral entre une voiture et la barrière mobile déformable utilisée dans la réglementation 95 [129] et [130], et entre deux véhicules [131]. Pour les essais véhicule-

contre-véhicule, la voiture bélier était propulsée à 48 km/h, alors que celle impactée se déplaçait à une vitesse de 24 km/h. Les différents paramètres à considérer pour représenter un choc latéral sont :

- L'accélération du véhicule impacté : en se basant sur des tests réalisés conformément à la réglementation 95, Nett s'est intéressé à l'évolution de l'accélération de la structure du véhicule impacté [129]. D'une manière générale, l'accélération moyenne mesurée pendant les essais était comprise entre 10 et 15 g.

- La vitesse d'intrusion de la portière : quelle que soit la procédure de tests considérée, la vitesse d'intrusion a été enregistrée aussi bien pour la portière avant que la portière arrière. Les travaux de Johannsen *et al.* menés avec une barrière déformable (ECE R95) ont permis d'estimer une vitesse maximale comprise entre 8 et 13 m/s et entre 7 et 13 m/s, respectivement pour la portière avant et arrière [130]. Pour les essais véhicule-contre-véhicule, Ellway *et al.* a mesuré des vitesses d'intrusions de l'ordre de 6,5 m/s (citadine) et de 12 m/s (SUV) pour la porte avant, et de 7,5 m/s et 10,5 m/s pour la porte arrière [131].

- La profondeur d'intrusion de la portière : ce paramètre a uniquement été étudié par Johannsen *et al.* pour les essais de choc latéral avec une barrière déformable [130]. Mesurée à l'aide de potentiomètres à fil ou de tubes transversaux, l'intrusion des portières avant et arrière était respectivement comprise entre 180 et 310 mm et entre 170 et 280 mm. De plus, les enregistrements ont permis de constater que l'intrusion des voitures construites après 1995 était généralement inférieure à celle des véhicules plus anciens.

- Le profil de déformation de la portière : que l'impact ait été réalisé par une barrière mobile déformable ou par une autre voiture, Ellway *et al.* a montré que les profils de déformation des véhicules sont similaires sur le plan XY (vue du dessus), alors qu'ils sont très différents sur le plan YZ (section verticale) [131].

- La rigidité de la portière : en se basant sur des essais pendule, Nett a constaté que la rigidité des portières varie énormément suivant le modèle de voiture évalué et suivant la position de l'impact [129].

- La position du siège-auto par rapport à la portière : cherchant à définir l'environnement dans lequel étaient installés les dispositifs de retenue, Nett a relevé la position de la base des sièges-auto vis-à-vis de la structure intérieure de la portière et de la fenêtre de véhicules [129]. La distance moyenne entre le siège-auto et la porte était de l'ordre de 300 mm, alors que la hauteur jusqu'au rebord inférieur de la fenêtre était de 500 mm.

5.4.3. Propositions de protocoles de tests en choc latéral :

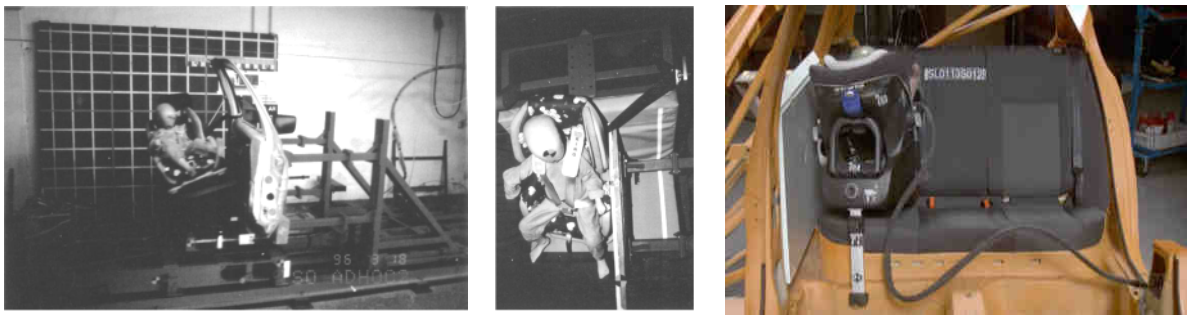
Un des premiers protocoles de test permettant l'évaluation des sièges-auto lors d'un choc latéral a été proposé dans les années 1990 par l'Université Technique de Berlin (TUB). Le dispositif expérimental était constitué d'un double chariot afin de prendre en considération à la fois la décélération et l'intrusion observés lors d'impacts latéraux. A l'origine, la portière et le siège sur lequel était installé le dispositif de retenue avaient été prélevés d'un véhicule (figure 52 (a)). Ils ont ensuite été remplacés par un panneau plan et par la banquette de test utilisée dans la réglementation 44 (figure 52 (b)).

Plus tard, le Laboratoire de Recherche sur les Transports anglais (TRL) a proposé d'utiliser une porte articulée impactée par une masse de 100 kg pour représenter l'intrusion de la portière. Ce protocole d'essai a toutefois été abandonné en raison de difficultés à reproduire la profondeur et la vitesse de l'intrusion de manière satisfaisante. En revanche, comme nous le verrons par la suite, l'idée de la porte battante sera reprise par le groupe de recherche en sécurité passive de l'ISO (GRSP).

Pour réduire la complexité du dispositif expérimental du TRL, les pays du nord de l'Europe ont suggéré l'utilisation d'un panneau incurvé afin de représenter la portière du véhicule. Ce panneau était alors fixé sur un bloc de béton, et la vitesse d'intrusion était définie par la vitesse initiale du chariot sur lequel était installé le siège-auto. Ce concept a ensuite été réalisé par le laboratoire du TNO (Organisation Néerlandaise pour la Recherche Scientifique Appliquée).

Dans sa publication de 2002, Gauss *et al.*, a présenté le protocole de test développé par l'association d'automobilistes allemands ADAC [132]. Une caisse en blanc de véhicule (Golf, Volkswagen) équipée d'une porte fixe était alors montée sur le chariot du banc d'essai, avec un angle de 10° par rapport à la perpendiculaire (figure 52 (c)). Contrairement aux protocoles précédents, ce concept ne prend pas en compte l'intrusion de la portière dans l'habitacle. Au cours de l'essai, le chariot est propulsé à une vitesse de 25 km/h avant d'être ralenti avec une décélération de l'ordre de 15 g. Du fait de sa simplicité d'exécution, ce protocole de test présente une bonne reproductibilité.

Dans sa version de 2004, la norme australienne AS/NZS 1754 avait défini deux protocoles de test en choc latéral relatifs aux dispositifs de retenue des enfants. Le premier permettait d'évaluer le confinement de la tête des mannequins, alors que le second visait à s'assurer de leur bonne retenue au moment de l'impact. Une porte fixe était utilisée uniquement pour le premier test. Dans les deux cas, la vitesse initiale était de 32 km/h, et la décélération du chariot était comprise entre 14 et 20 g. A noter que ces protocoles de test ne sont plus applicables dans la version actuelle de cette norme.



(a) **(b)** **(c)**

Figure 52 – Illustration du dispositif expérimental : (a) la portière et le siège sur lequel est installé le dispositif de retenu proviennent d'un véhicule. Université Technique de Berlin (TUB) ; (b) la portière a été remplacée par un panneau plan et le dispositif de retenue a été installé sur la banquette de la réglementation 44. Johannsen *et al.*, 2007 [128] ; (c) une caisse en blanc de véhicule est équipée d'une porte fixe. ADAC.

En se basant sur les résultats de l'étude rapportés dans le paragraphe 5.4.2 et sur les procédures de tests présentées ci-dessus, le groupe de recherche de l'ISO spécialisé sur la sécurité des enfants dans les transports (TC22 SC12 WG1) a proposé 2 protocoles d'essais permettant d'évaluer les dispositifs de retenue en choc latéral [133] :

- La procédure de test ISO/TR 14646:2007 : dérivée du concept de la porte battante présenté précédemment, cette proposition se distingue de celle du TRL puisque des corridors ont été fixés afin de déterminer à la fois la vitesse et la profondeur de l'intrusion de la portière. La

sévérité de l'essai est alors directement liée à la vitesse angulaire de la porte, et à la position relative entre son axe de rotation et la tête du mannequin. De ce fait, il était nécessaire de prévoir deux positions pour l'axe de rotation de la porte afin d'évaluer les sièges-auto installés face à la route et ceux dos à la route avec la même sévérité. Une illustration du dispositif expérimental est donnée en figure 53 (a).

× La procédure de test ISO/TS29062:2009 : publié en 2009, ce protocole de test est également basé sur le concept d'une porte articulée suivant un axe vertical. A l'image de la proposition précédente, la position de l'axe de rotation de la portière dépend de l'orientation du dispositif de retenue à évaluer (installation dos ou face à la route). De plus, comme nous pouvons le constater sur la figure 53 (b), le dossier de la banquette est mobile suivant la direction Y afin d'éviter un écart avec la porte au cours de l'essai.

(a) **(b)**

Figure 53 – Illustration des dispositifs expérimentaux proposés par le groupe de recherche sur la sécurité des enfants de l'ISO : (a) procédure ISO/TR 14646:2007 positionné pour l'évaluation d'un siège-auto installé dos à la route. Johannsen *et al.*, 2007 [128] ; (b) procédure ISO/TS29062:2009 positionné pour l'évaluation d'un siège-auto installé face à la route. Johannsen *et al.*, 2011 [133]

Dans le même temps, la Commission Economique des Nations Unies pour l'Europe (CEE-ONU) avait formé un groupe de recherche informel sur la sécurité passive (GRSP) afin de préparer une nouvelle réglementation relative aux dispositifs de retenue pour enfants (réglementation 129). Après les avoir analysé, ce groupe de travail a estimé que les différents protocoles décrits précédemment n'étaient pas réalistes vis-à-vis des conditions d'accidents réels (porte fixe), ou que leur répétabilité et leur reproductibilité n'était pas satisfaisante en raison de leur trop grande complexité (porte battante). Pour ces raisons, il a donc été décidé de développer une nouvelle procédure de tests. Une description détaillée de ce protocole de test est présentée dans le paragraphe 5.5.3.

En se basant à la fois sur les données présentées dans le paragraphe 5.4.2 et sur les travaux de l'ISO, Johannsen *et al.* a résumé et pondéré les spécifications nécessaires à l'établissement d'un nouveau protocole de test relatif aux dispositifs de retenue pour enfants [133]. Les conclusions de son analyse sont présentées dans le tableau 7.

Tableau 7 – Spécifications nécessaires à l'établissement du protocol de tests pour la nouvelle réglementation relative aux dispositifs de retenue pour enfants. Pondération : A = importance élevée, B = importance moyenne, C = importance faible. Johannsen *et al.*, 2011 [133]

	Valeur de référence	***Pondération***
Conditions de chargement	Intrusion de la portière	A
	Evaluation de la cinématique du mannequin et du niveau d'absorption d'énergie	A
Régions corporelles à protéger	1 : tête 2 : cou 3 : thorax	1 : A 2 : B 3 : B
Vitesse maximale d'intrusion	3 m/s au moment où l'accélération de la tête du mannequin est maximale (vers 40 ms)	A
Profondeur maximale d'intrusion	200 à 300 mm	B
Décélération du chariot	10 à 14 g	C
Variation de vitesse du chariot	25 km/h environ	B
Hauteur de la surface d'intrusion	500 mm environ à partir du point CR	B
Distance initiale entre le siège-auto et la surface d'intrusion	300 mm environ	B

Conformément aux spécifications présentées dans le tableau ci-dessus, le GRSP a considéré que la vitesse d'intrusion de la portière était le principal paramètre devant être contrôlé avec précision. Tout comme nous pouvons le voir sur la figure 54 (a), ce paramètre a alors été défini en fonction des vitesses du véhicule bélier et de la voiture impactée. Pour l'établissement du protocole de test réglementaire, il a toutefois été décidé de ne considérer que la partie de la courbe comprise entre les instants t_c et t_f, correspondant à la période de contact entre le dispositif de retenue et la portière (figure 54 (b)).

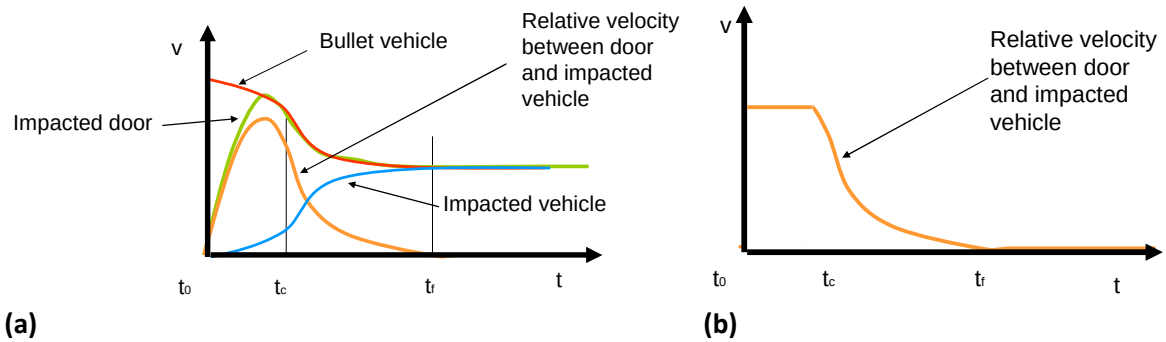
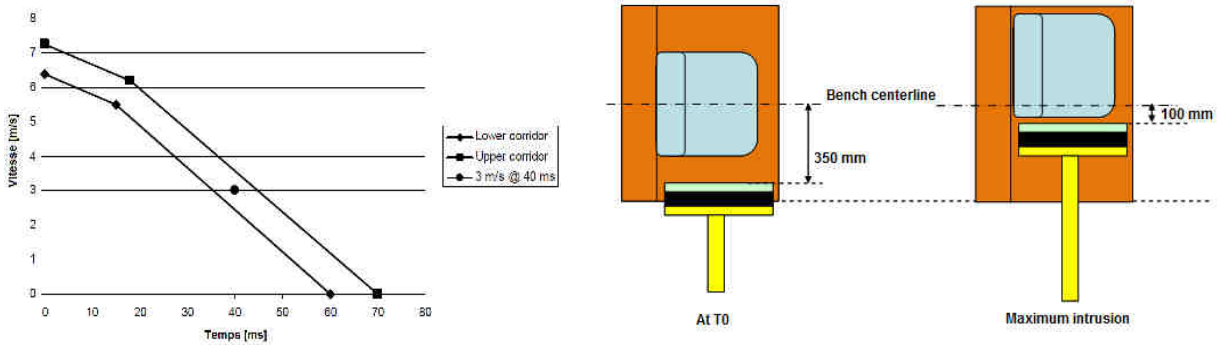


Figure 54 – (a) Evolution de la vitesse pendant un choc latéral. t_c et t_f correspondent respectivement au début du contact entre le siège-auto et la structure latérale du véhicule, et à la fin du choc ; (b) Profil de vitesse relative entre la porte et le véhicule impacté considéré par le GRSP pour évaluer les sièges-auto en choc latéral. Johannsen *et al.*, 2011 [133]

Par ailleurs, après avoir analysé une série de tests barrière-contre-voiture et véhicule-contre-véhicule réalisés avec des mannequins Q, il a été constaté que la sévérité de l'essai était directement liée à la vitesse d'intrusion de la porte mesurée au moment où l'accélération de la tête est maximale. Le GRSP s'est alors basé sur cette analyse pour définir le corridor de vitesse d'intrusion de la portière présenté

sur la figure 55 (a). A noter également que dans le but de respecter la profondeur d'intrusion requise, la distance entre la porte et le centre de la banquette à l'instant T0 doit être de 350 mm (figure 55 (b)).



(a) **(b)**

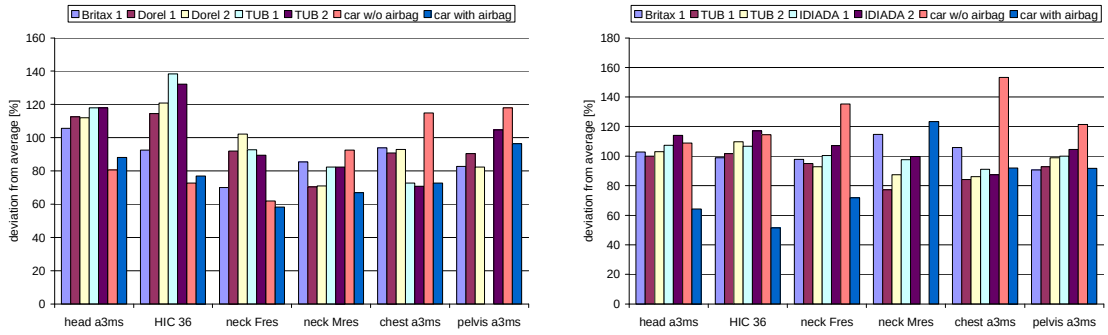
Figure 55 – (a) Définition du corridor de vitesse d'intrusion de la porte pour le protocole de test développé par le GRSP ; (b) Définition de l'instant T0 et de l'intrusion de la portière. Johannsen *et al.*, 2011 [133]

Dans le but de valider le protocole de choc latéral proposé par le GRSP, une campagne de tests a été réalisée avec plusieurs dispositifs de retenue pour enfants aussi bien installés dos à la route (Isofix avec jambe de force) que face à la route (Isofix et jambe de force ou sangle de fixation supérieure). Quatre points de validation ont été considérés :

× La faisabilité du protocole de test : quel que soit le type de siège-auto considéré (dos ou face à la route), il était nécessaire que ce protocole puisse être applicable pour les différents types de bancs d'essais existants (systèmes d'accélération/décélération, mode de freinage utilisé). Pour cela, la campagne de tests a été réalisée dans 4 laboratoires, chacun équipé d'un dispositif différent : système de décélération avec des tubes de polyuréthane (Britax), système de décélération avec un frein hydraulique (Dorel), système de décélération avec des barres (TUB) ou système d'accélération (IDIADA).

  Pour les trois premiers dispositifs, le protocole était facilement réalisable puisqu'il suffisait de fixer la surface d'intrusion au niveau du système de freinage du chariot. En revanche, le banc d'essai de l'IDIADA devait être équipé d'un double chariot pouvant translater l'un par rapport à l'autre. Le premier était alors surmonté de la porte, alors que la banquette était fixée sur le second. A l'issue des essais, des résultats comparables ont été observés, et ce, quel que soit le dispositif de test considéré. La faisabilité de ce protocole a donc été validée.

× La sévérité du protocole de test : l'objectif était ici de vérifier la sévérité du protocole proposé par le GRSP en se référant à des essais de choc latéral réalisés sur véhicule avec une barrière mobile déformable [133]. D'une manière générale, la procédure réglementaire semble plus sévère en terme de chargement de la tête pour les sièges-auto installés dos à la route, alors que les résultats sont comparables à ceux mesurés lors des essais sur véhicules pour les sièges installés face à la route. Par ailleurs, il a été constaté au cours de la campagne de tests, que certains dispositifs de retenue ont présenté une excursion excessive de la tête, ce qui traduit alors une performance inférieure en termes de sécurité.

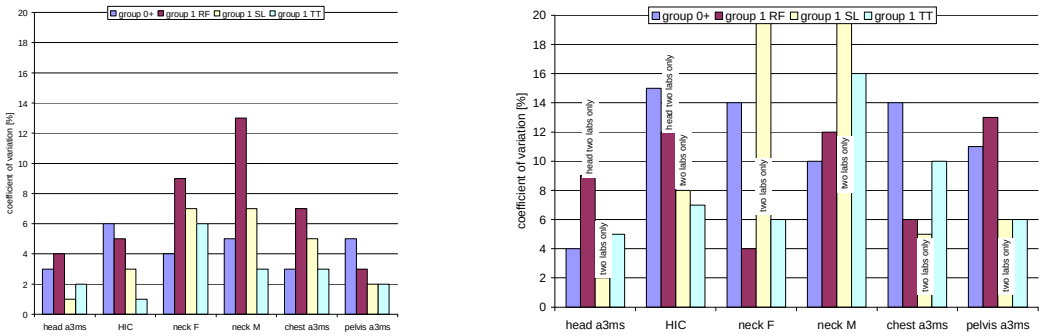


(a) **(b)**

Figure 56 – Comparaison de résultats de tests réalisés soit avec des bancs d'essais équipés d'un système de décélération (Britax, Dorel et TUB), soit avec une barrière déformable mobile plus lourde et plus rigide que celle utilisée dans la réglementation 95 (AE-MDB) pour : (a) des sièges-auto installés dos à la route et ; (b) des sièges-auto installés face à la route Isofix avec une sangle de fixation supérieure. Johannsen *et al.*, 2011 [133]

× La répétabilité du protocole de test : en comparant les résultats de 5 essais réalisés avec le même dispositif de retenue dans le même laboratoire, la répétabilité du protocole de test a été estimée en fonction du coefficient de variation résultant. Dans sa publication de 2011, Johannsen *et al.*, rappelle qu'une valeur inférieure à 5% traduit une bonne répétabilité du protocole d'essai étudié [133]. Sur la figure 57 (a), nous remarquons que ce critère est respecté en termes d'accélération de la tête et du bassin des mannequins, et ce, quel que soit le modèle de siège-auto considéré. Pour ce qui est du HIC et de l'accélération thoracique, il est précisé que ces mesures présentent généralement un coefficient de variation proche de 5%, sauf pour un cas relatif au modèle de siège-auto ou au laboratoire de test. Du fait de la différence de répétabilité entre l'accélération de la tête et le HIC, l'auteur a préconisé de ne pas considérer la valeur de ce dernier en termes de critère réglementaire.

× La reproductibilité du protocole de test : également estimée en fonction de son coefficient de variation, la reproductibilité a été vérifiée en procédant à un essai de choc latéral avec le même dispositif de retenue dans au moins 2 ou 3 laboratoires différents [133]. Sur la figure 57 (b), nous remarquons que la valeur du coefficient de variation est supérieure à 10%, excepté pour l'accélération mesurée dans la tête des mannequins. Au regard de ces résultats, il a été estimé que la reproductibilité de ce protocole de test était acceptable pour être considérée au niveau de la réglementation. En revanche, il a été recommandé de ne pas prendre en compte de critère basé sur le HIC en raison de sa faible reproductibilité.



(a) **(b)**

Figure 57 – Analyse de : (a) la répétabilité et de (b) la reproductibilité du protocole proposé par le GRSP suite à une campagne de tests réalisée dans plusieurs laboratoires. Johannsen *et al.*, 2011 [133]

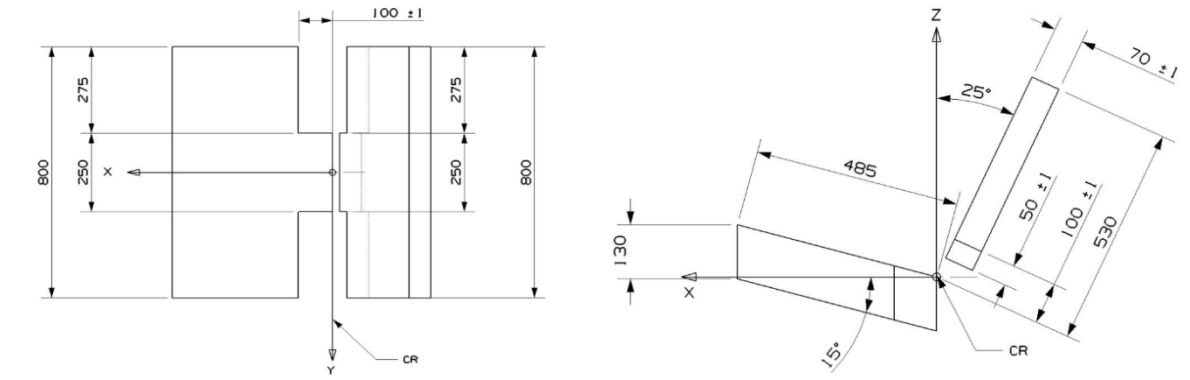
5.5. Protocoles des tests dynamiques applicables dans la réglementation 129 :

5.5.1. Caractéristiques générales et procédure d'installation :

Quelle que soit la direction de l'impact, les essais dynamiques tels que définis dans la réglementation 129 visent à reproduire un accident, et ce, de manière simplifiée. Pour cela, les dispositifs de retenue pour enfants doivent être installés sur une banquette, elle-même fixée sur un chariot dont la masse est supérieure à $380\ kg$. Le dossier et l'assise de la banquette sont recouverts de mousse de polyuréthane dont les propriétés mécaniques et les dimensions sont respectivement rapportées dans le tableau 8 et sur la figure 58. A noter que les ancrages Isofix de la banquette sont montés sur une glissière autorisant un déplacement de $200^{-0}_{+50}\ mm$.

Tableau 8 – Caractéristiques mécaniques de la mousse de polyuréthane de la banquette d'essai. UNECE, 2013 [122]

	Norme	***Valeur***
Masse volumique	EN ISO 845	68 – 74 kg/m^3
Résistance à la compression [kPa]	EN ISO 3386/1 (40% compression)	13 kPa
Déformation sous charge de pénétration	EN ISO 2439B (40% compression)	500 (+/15%) N
Résistance à la traction	EN ISO 1798	≥ 150 kPa
Allongement à la rupture	EN ISO 1798	≥ 120 %
Rémanence à la compression	EN ISO 1856 (22h ; 50% ; 70°C)	≤ 3 %



(a) **(b)**

Figure 58 – Dimensions de la banquette d'essai : (a) vue du dessus ; (b) vue de coupe. UNECE, 2013 [122]

Tout comme cela a été introduit dans le paragraphe 5.4.3, l'essai de choc latéral proposé par le GRSP à la Commission Européenne consiste à reproduire l'intrusion de la portière à l'intérieur de l'habitacle. Dans la réglementation 129, cette configuration est réalisée à l'aide d'un panneau recouvert d'une garniture de $55\ mm$ d'épaisseur. La position initiale de ce panneau ainsi que ses dimensions sont données sur la figure 59. A noter que les caractéristiques mécaniques du matériau de garnissage du panneau de la portière ont été évaluées à partir d'un essai de chute avec une sphère de $6 \pm 0{,}1\ kg$ et de 150 mm de diamètre, propulsée à une vitesse de $4 \pm 0{,}1\ m/s$. L'accélération mesurée au moment de l'impact doit alors être inférieure à $58\ g$.

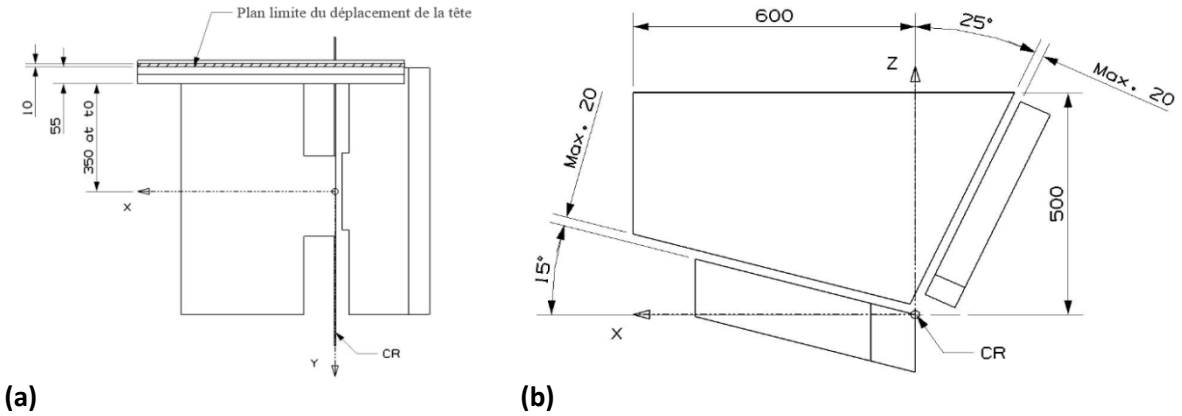


Figure 59 – Configuration du panneau de la portière : (a) position de la portière à l'instant t_0 (vue du dessus) ; (b) dimensions du panneau de la portière (vue de coupe). UNECE, 2013 [122]

La procédure d'installation des mannequins Q et des dispositifs de retenue respecte la méthodologie présentée ci-dessous. Les tests doivent alors être effectués dans les 10 minutes suivant la phase d'installation. A noter également qu'un laps de temps de 20 minutes est requis entre chaque essai afin de permettre à la mousse de la banquette de retrouver sa forme initiale.

- Les attaches Isofix du siège-auto sont fixées aux ancrages présents sur la banquette. Un effort de $135 \pm 15\ N$ est ensuite appliqué sur le siège dans un plan parallèle à la surface de son assise. Si le dispositif de retenue en est équipé, la sangle supérieure est réglée de façon à obtenir une tension de $50 \pm 5\ N$.

- Le mannequin est ensuite placé dans le dispositif de retenue, tout en étant séparé du dossier du siège par une cale souple de $2{,}5\ cm$ d'épaisseur et de $6\ cm$ de largeur. Sa longueur doit être égale à la hauteur des épaules moins la hauteur de la cuisse.

- Après verrouillage de la boucle du dispositif de retenue, un effort de tension de $250 \pm 25\ N$ est appliqué à la sangle de réglage du harnais suivant un angle de $45 \pm 5°$. La cale est ensuite enlevée, le mannequin appuyé contre le dossier du siège, et le mou des sangles du harnais est réparti uniformément entre ses deux brins.

- Une fois le mannequin installé, il est positionné de telle sorte à ce qu'il soit centré avec les axes du dispositif de retenue et de la banquette d'essai. Les bras et les avant-bras du mannequin sont posés de façon symétrique et alignés avec le sternum. Les mains sont placées sur les cuisses et les jambes doivent être disposées de façon parallèle, ou au moins symétrique. Une illustration du bon positionnement du mannequin est donnée sur la figure 60.

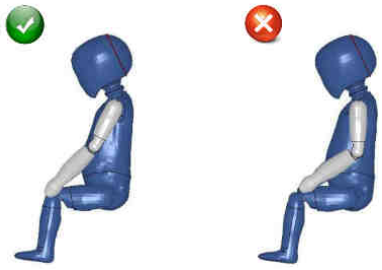


Figure 60 – Positionnement du mannequin Q pour les essais dynamiques. Les bras doivent être alignés sur le sternum

Les essais dynamiques sont ensuite effectués à la fois avec le plus grand et le plus petit mannequin pouvant être installé dans le dispositif de retenue. Le tableau 9 définit les mannequins à considérer suivant la classe de taille du siège-auto déclarée par le fabriquant.

Tableau 9 – Critère de sélection du manenquin en fonction de la taille de l'enfant. UNECE, 2013 [122]

	Indication de la taille de l'enfant [cm]					
	≤ 60	**60 < x ≤ 75**	**75 < x ≤ 87**	**87 < x ≤ 105**	**105 < x ≤ 125**	**≥ 125**
Mannequin	Q0	Q1	Q1,5	Q3	Q6	Q10

5.5.2. Le choc frontal et le choc arrière :

En se basant sur les profils de décélérations mesurés sur les véhicules lors des reconstructions d'accidents des projets européens CREST et CHILD, Visvikis avait défini un corridor pouvant être considéré pour les chocs frontaux [134]. Cette proposition n'a toutefois pas été retenue d'un point de vue réglementaire puisque les cas d'accidents étudiés par l'auteur ne reflétaient pas la sévérité de la majorité des accidents de la circulation. Finalement, en dehors de la banquette de test et des mannequins de *crash*, la Commission Economique des Nations Unies pour l'Europe (CEE-ONU) a décidé de calquer les protocoles d'essais en choc frontal et en choc arrière de la réglementation 129 sur ceux de la réglementation 44-04.

Après installation du siège-auto et du mannequin sur la banquette de test, ces protocoles consistent à propulser le chariot à une vitesse de $50^{-2}_{+0}\ km/h$ ou de $30^{-0}_{+2}\ km/h$ suivant les profils de décélération présentés sur la figure 61 (c) et (d), respectivement pour les chocs frontaux et arrières.

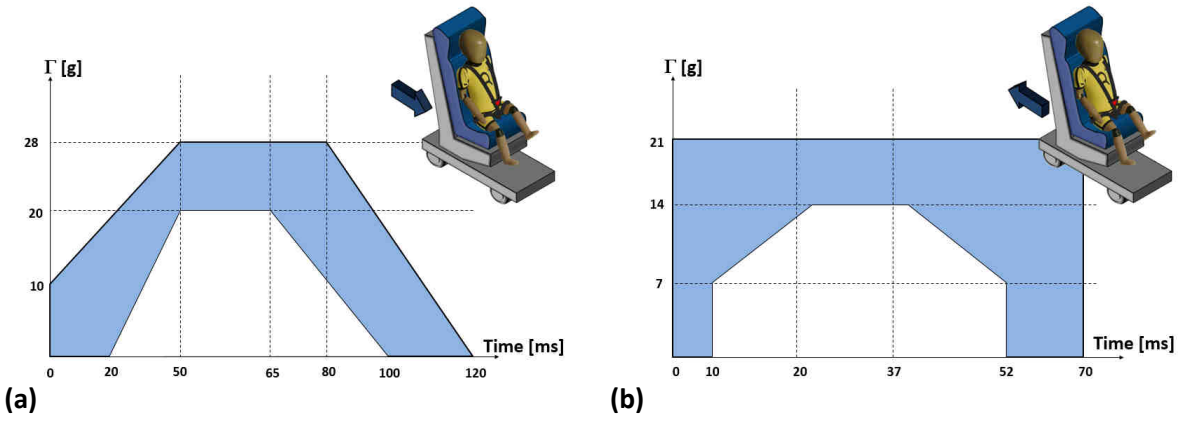


Figure 61 – Illustration des corridors de décélération applicables dans la réglementation 129 pour : (a) les chocs frontaux ; (b) les chocs arrières. UNECE, 2013 [122]

Pour que les dispositifs de retenue soient déclarés conformes à la réglementation 129, ces derniers doivent satisfaire à deux critères, en termes de cinématique du mannequin et en termes de performance.

× Le critère cinématique : que ce soit pour l'essai dynamique de choc frontal ou arrière, il est nécessaire de s'assurer de l'efficacité de la retenue du siège-auto. Cette condition est alors remplie si, dans les $300\ ms$ qui suivent le choc, l'excursion de la tête du mannequin est contenue dans l'espace délimité par les plans BA, DA et DE ou les plans FD, FG, DE, respectivement pour les sièges installés face à la route et ceux dos à la route (figure 62).

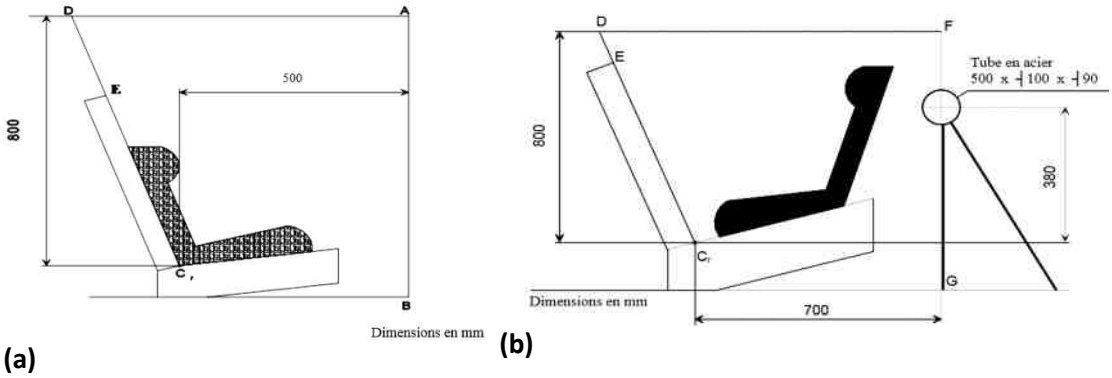


Figure 62 – Définition de l'espace d'excursion de la tête acceptable vis-à-vis de la réglementation 129 pour les sièges-auto installés : (a) face à la route ; (b) dos à la route. UNECE, 2013 [122]

× Le critère de performance : la seconde approche vise à évaluer la protection effective du dispositif de retenue en s'appuyant sur les mesures enregistrées par les mannequins pendant les essais. En se basant sur les limites de tolérances correspondant à 20% de risque lésionnel de la tête définies au cours du projet européen CHILD (*cf.* tableau 5), la Commission Européenne a décidé d'appliquer les mêmes critères pour les mannequins Q0 à Q1.5 et Q3 à Q6 pour les essais de choc frontal et arrière. A cela se rajoute le critère relatif à l'accélération thoracique déjà considéré dans la réglementation 44-04. Depuis la fin du projet européen CASPER, d'autres critères sont régulièrement discutés au sein du GRSP afin de proposer une série d'amendements considérant notamment le moment de flexion du cou, la déflexion thoracique et la pression abdominale [135]. L'ensemble des critères lésionnels actuellement applicables et ceux proposés par les amendements est présenté dans le tableau 10.

Tableau 10 – Critères lésionnels en choc frontal et en choc arrière applicables dans la réglementation 129. UNECE, 2013 [122]. Les données présentées en vert ont été proposées par le groupe de travail sur la sécurité passive en 2015 [135]

	Q0	***Q1***	***Q1.5***	***Q3***	***Q6***	***Q10***
HPC 15 [ ]	600	600	600	800	800	**800**
Head acc. 3ms [g]	75	75	75	80	80	**80**
Upper neck tension force [N]	For monitoring purpose only*					
Upper neck flexion moment [N.m]	**17**	**53**	**61**	**79**	**118**	**157**
Chest acc. 3ms [g]	55	55	55	55	55	**55**
Chest deflection [mm]	**NA**	**40**	**40**	**40**	**56**	**56**
Abdominal pressure [bar]	**NA**	**NA**	**1.2**	**1.2**	**1.2**	**1.2**

* To be reviewed within 3 years following entry into force of this regulation.
NA: Not applicable.

5.5.3. Le choc latéral :

Après installation du siège-auto et du mannequin sur la banquette de test, le chariot est alors propulsé de telle sorte à ce que l'intrusion finale de la portière soit de $250 \pm 50\ mm$ et que sa vitesse relative avec la banquette soit conforme avec le corridor présenté sur la figure 63.

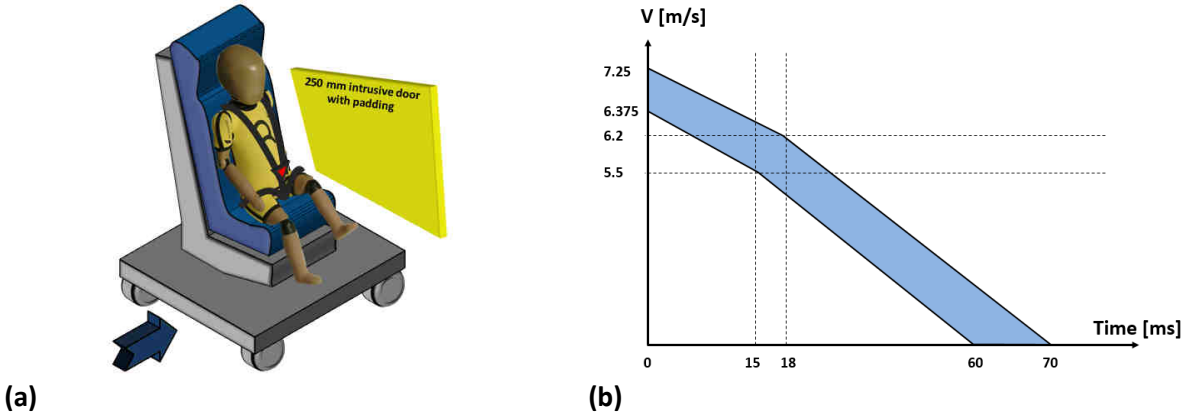


Figure 63 – (a) Illustration de l'essai dynamique en choc latéral applicable dans la réglementation 129 ; (b) corridor correspondant à la vitesse relative entre le chariot et la portière en fonction du temps. UNECE, 2013 [122]

Tout comme pour les essais en choc frontal et arrière, pour que les dispositifs de retenue soient déclarés conformes à la réglementation 129, ces derniers doivent satisfaire à deux critères en termes de cinématique du mannequin et de performance.

- Le critère cinématique : pour que cette condition soit remplie, la tête du mannequin ne doit ni entrer en contact avec le panneau de la portière, ni dépasser le plan vertical de la porte défini par la ligne rouge sur la figure 59 (a).

- Le critère de performance : en ce qui concerne la seconde approche relative à l'évaluation de protection effective du dispositif de retenue, la Commission Economique des Nations Unies pour l'Europe (CEE-ONU) a décidé d'appliquer les mêmes exigences que pour les essais de choc frontal et arrière en termes de HPC et d'accélération de la tête. L'ensemble des critères lésionnels applicables pour la réglementation 129 est présenté dans le tableau 11.

Tableau 11 – Critères lésionnels en choc latéral applicables dans la réglementation 129. UNECE, 2013 [128]

	Q0	***Q1***	***Q1.5***	***Q3***	***Q6***	***Q10***
HPC 15 [ ]	600	600	600	800	800	NC
Head acc. 3ms [g]	75	75	75	80	80	NC
Upper neck tension force [N]	For monitoring purpose only*					
Upper neck flexion moment [N.m]	For monitoring purpose only*					

* To be reviewed within 3 years following entry into force of this regulation.
NC: Not considered. Criteria must be defined during Phase 2 of Regulation 129.

5.6. Conclusion :

Après avoir brièvement décrit les différents modèles de dispositifs de retenue pour enfants existants, nous avons présenté plusieurs limitations de la réglementation européenne 44-04. Pour y remédier, la Commission Economique des Nations Unies pour l'Europe (CEE-ONU) a décidé de développer une nouvelle réglementation basée sur trois principales évolutions : faciliter l'installation et l'utilisation des sièges-auto, améliorer leur compatibilité avec l'ensemble des véhicules et, enfin, apporter une protection maximale aux enfants en cas de choc latéral. Un travail conséquent a été fourni sur ce dernier point puisqu'il a été nécessaire de développer un nouveau protocole de test facile à mettre en œuvre, présentant une bonne répétabilité et reproductibilité, et dont la sévérité était comparable à celle rencontrée lors d'un choc latéral avec un véhicule. Une autre évolution significative de la nouvelle réglementation concerne l'utilisation de la famille de mannequins Q pour les essais dynamiques. Conçus de telle sorte à ce que leur biofidélité soit améliorée, ces mannequins sont équipés de plus de capteurs et peuvent être utilisés aussi bien en choc frontal qu'en choc latéral.

En ce qui concerne les critères d'homologation des dispositifs de retenue applicables dans la réglementation 129, ceux-ci ont soit été calqués sur ceux de la réglementation 44-04 (excursion de la tête et accélération thoracique), soit été définis suite aux travaux du projet européen CHILD (accélération de la tête et HPC). A noter par ailleurs que, suite au projet CASPER, il a été préconisé de considérer un seuil relatif à l'accélération de la tête plus élevé, et de ne pas prendre en compte le HPC lors des essais en choc latéral du fait de sa faible reproductibilité [96] et [133].

Une critique relative aux limites des critères lésionnels de la tête a également été émise par Visvikis *et al.* en 2014 [136]. En effet, comme nous avons pu voir dans les paragraphes 5.5.2 et 5.5.3, les mêmes seuils ont été choisis pour les mannequins Q0 à Q1.5 ($HPC = 600$; $Accél._{linéaire_{3\ ms}} = 75\ g$) et pour les mannequins Q3 et Q6 ($HPC = 800$; $Accél._{linéaire_{3\ ms}} = 80\ g$). Ce choix implique donc un niveau de risque lésionnel différent pour chacun des mannequins, ce qui va à l'encontre de la proposition faite par l'EEVC [119].

6. SYNTHESE ET MOTIVATION DE CETTE RECHERCHE :

Au cours de ce chapitre, nous avons cherché à définir le contexte de notre étude sur les dispositifs de retenue pour enfants.

D'une manière générale, nous avons pu voir que tous les usagers de la circulation ne présentaient pas les mêmes risques en cas d'accidents. Alors que les piétons, les cyclistes et les motocyclistes sont les principales victimes dans les pays en développement, nous avons constaté que les occupants des véhicules à quatre-roues motorisées sont les plus touchés dans les pays à haut revenu. Qu'ils soient ou non installés dans un siège-auto, les enfants comptent parmi les usagers les plus vulnérables puisque leur morphologie et la résistance mécanique de leur corps ne sont pas encore arrivées à maturité. Ainsi, en 2014, nous avons répertorié 44 enfants de moins de 9 ans décédés et 1 503 autres blessés lors d'accidents de la circulation en France. Bien qu'ils ne soient pas les plus fréquents, nous avons vu que les impacts latéraux étaient les plus préjudiciables pour les plus jeunes, engendrant principalement des lésions au niveau du segment tête-cou.

Régulièrement utilisés pour améliorer l'efficacité des sièges-auto lors de *crash-tests*, les mannequins enfants de la famille Q sont équipés de capteurs au niveau de la tête, du cou, du thorax et de l'abdomen afin d'évaluer le risque lésionnel de ces régions corporelles. Obtenues par reconstruction d'accidents ou par mise à l'échelle de données relatives à l'adulte, les limites de tolérance basées sur les paramètres cinématiques peuvent néanmoins être très différentes suivant l'approche considérée. Par ailleurs, nous avons vu qu'il était également possible d'estimer l'apparition de fractures du crâne et de lésions neurologiques à partir des critères basés sur les modèles par éléments finis de l'ensemble tête-cou développés à l'Université de Strasbourg. Malgré leur précision, ces modèles numériques n'ont jamais été utilisés afin d'évaluer ou d'optimiser l'efficacité des dispositifs de retenue pour enfants.

Suite aux problématiques en termes d'installation, d'utilisation, de compatibilité avec les véhicules, et de protection en choc latéral, la Commission Economique des Nations Unies pour l'Europe (CEE-ONU) a décidé de développer une nouvelle réglementation relative aux sièges-auto pour enfants. En ce sens, nous avons présenté le travail conséquent mené par différents groupes de recherche afin de proposer un protocole d'évaluation expérimentale des dispositifs de retenue en choc latéral. Par ailleurs, bien que la première phase de la nouvelle réglementation soit entrée en vigueur en juillet 2013, nous avons vu que des amendements ont été proposés par le GRSP afin d'introduire des nouveaux critères de blessure relatifs à la flexion du cou, la déflection thoracique et la pression abdominale des mannequins enfants de la famille Q lors de chocs frontaux et arrières.

Face à ces évolutions, nous nous interrogeons à présent quant à l'aptitude des dispositifs de retenue pour enfants actuels à être conformes à la nouvelle réglementation. Après avoir mené une campagne d'évaluation réglementaire de sièges-auto représentatifs du marché, nous nous focaliserons sur la situation la plus critique en termes de direction d'impact et de stature des mannequins. Nous présenterons alors une méthodologie originale visant à optimiser l'efficacité des sièges-auto lors de chocs latéraux. Menée à la fois avec les mannequins Q et avec un modèle par éléments finis de l'ensemble tête-cou, cette méthodologie permettra de dimensionner les matériaux d'absorption d'énergie idéaux intégrés aux sièges-auto non seulement vis-à-vis de critères réglementaire, mais aussi de critères biomécaniques. Pour finir, nous mettrons les recommandations précédentes à profit afin de développer un dispositif de retenue qui soit conforme à la nouvelle réglementation.

Chapitre 2 : Evaluation des dispositifs de retenue pour enfants et expression du besoin

1. INTRODUCTION :

Après avoir mené une étude épidémiologique puis synthétisé les différents critères lésionnels et les limites de tolérances applicables aux enfants, nous avons terminé le premier chapitre de ce manuscrit par la description de la nouvelle réglementation relative aux dispositifs de retenue pour enfants. A présent, nous allons aborder la seconde partie qui vise non seulement à définir l'environnement expérimental dans lequel seront effectués l'ensemble des essais dynamiques, mais aussi à exprimer notre besoin.

Du fait que nos travaux seront en partie basés sur des campagnes de tests dynamiques, il nous semble nécessaire de bien connaître l'environnement dans lequel nous évoluerons. Pour cela, nous commencerons par présenter brièvement le moyen d'essai du laboratoire de sécurité passive de Dorel (DESC). Par la suite, nous nous focaliserons sur les mannequins de *crash* de la famille Q afin de vérifier leurs comportements dynamiques au cours de tests de certification, et ce, pour des sollicitations frontales et latérales. Enfin, nous étudierons la capacité du moyen d'essai en termes de répétabilité au cours de tests réglementaires avec les mannequins Q installés dans différents modèles de dispositifs de retenue.

Alors que nous nous sommes précédemment intéressés à la situation des enfants impliqués dans des accidents de la circulation, nous allons à présent chercher à affiner notre besoin dans le but de définir le champ d'action de notre étude d'optimisation des sièges-auto. Pour cela, nous commencerons par décrire brièvement les modèles de dispositifs de retenue étudiés tant en termes de structure que de matériaux d'absorption d'énergie. Par la suite, ces sièges-auto de référence seront évalués vis-à-vis de la réglementation 129 en choc frontal, arrière et latéral avec les mannequins Q0, Q1, Q1.5 et Q3.

2. LE MOYEN D'ESSAIS DYNAMIQUES UTILISE DANS LE CADRE DE NOS TRAVAUX :

2.1. Introduction :

Sur l'ensemble des travaux entrepris dans le cadre de ce travail de thèse, la phase expérimentale a été menée au sein du centre d'essais en sécurité passive de Dorel (DESC). Equipé notamment d'une catapulte directe, de mannequins de *crash* et des équipements nécessaires à leur certification, ce laboratoire est aussi bien utilisé pour le développement des dispositifs de retenue, leur homologation vis-à-vis de la réglementation, ou encore pour vérifier leur conformité de production. Au travers les paragraphes qui suivent, nous présenterons d'abord le moyen d'essai avant d'étudier le comportement des mannequins Q lors des tests de certification. Enfin, nous analyserons les résultats d'essais dynamiques réglementaires effectués sur des sièges-auto afin d'évaluer la répétabilité de la catapulte, et ce, quelle que soit la direction du choc.

2.2. Présentation du moyen d'essais dynamiques :

D'une manière générale, il existe deux types de moyens d'essais dynamiques utilisés pour évaluer les dispositifs de retenue pour enfants. Les premiers, dits « catapultes inverses », sont équipés d'un vérin assurant la mise en accélération du chariot surmonté d'une banquette ou d'une carcasse de véhicule (figure 64 (a)). Quant aux secondes, les « catapultes directes », le chariot est d'abord mis en vitesse sur une piste de lancement avant d'être subitement décéléré par un système spécifique (figure 64 (b)). Pour ce type d'équipement, la gestion du freinage est généralement obtenue soit par déformation de barres en acier, soit par intrusion d'olives métalliques dans des tubes en polyuréthane, soit, comme cela est présenté sur la figure 64 (c) et (d), par gestion de la fuite d'un vérin hydraulique.

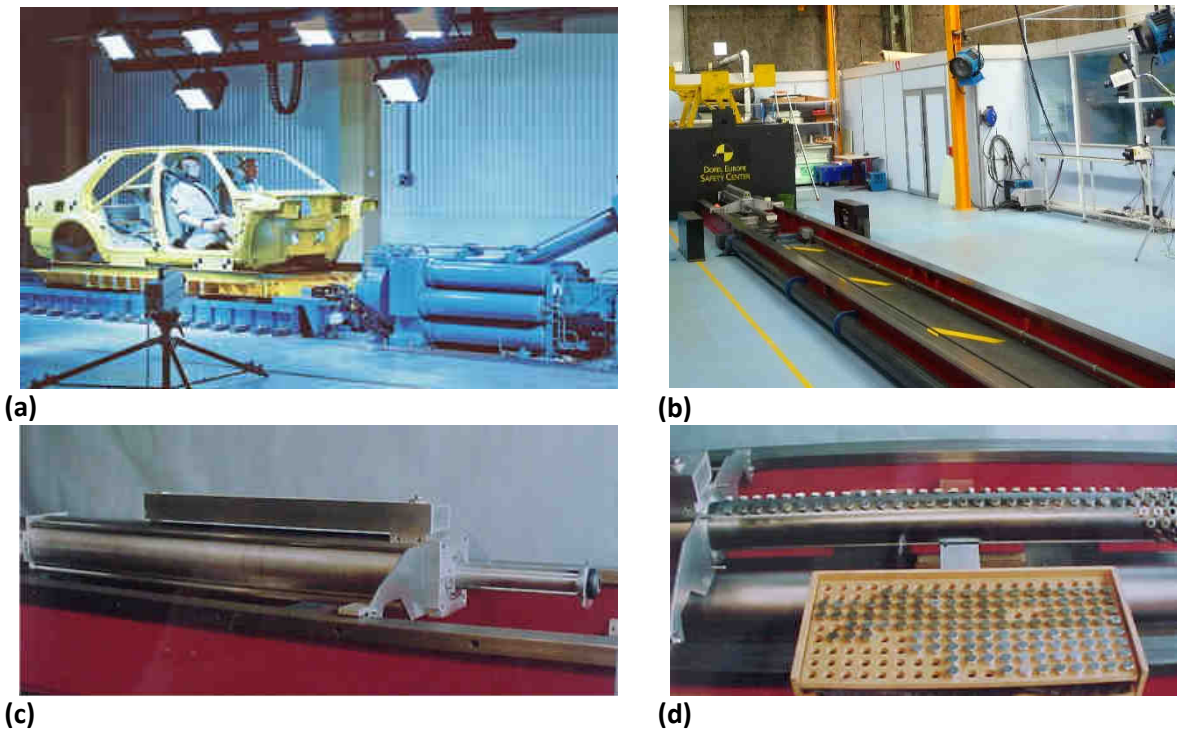


Figure 64 – (a) Catapulte "inverse" propulsée par un vérin hydraulique, SEREME ; (b) Catapulte "directe" avec freinage hydraulique, Dorel France (DESC) ; (c) et (d) Système de freinage du DESC dont le piston est obstrué par des bouchons avec des trous calibrés permettant de gérer la fuite au moment du choc

Le schéma illustré en figure 65 permet de comprendre le principe de fonctionnement de la catapulte du laboratoire DESC. Ainsi, lors d'un essai, l'air accumulé dans un réservoir sous pression est libéré dans le cylindre (6). Le piston (5) est alors propulsé, entraînant avec lui le chariot (8) par l'intermédiaire du câble métallique (7) et des poulies de renvoi (3) et (10). En fin de course, le chariot (8) est décéléré à l'aide du système de freinage hydraulique (2) fixé rigidement sur le mur d'arrêt (1). A noter que la vitesse du choc est directement liée à la pression d'air accumulé, alors que sa sévérité est réglée au préalable en obstruant les trous du système hydraulique (2) avec des bouchons calibrés (figure 64 (d)).

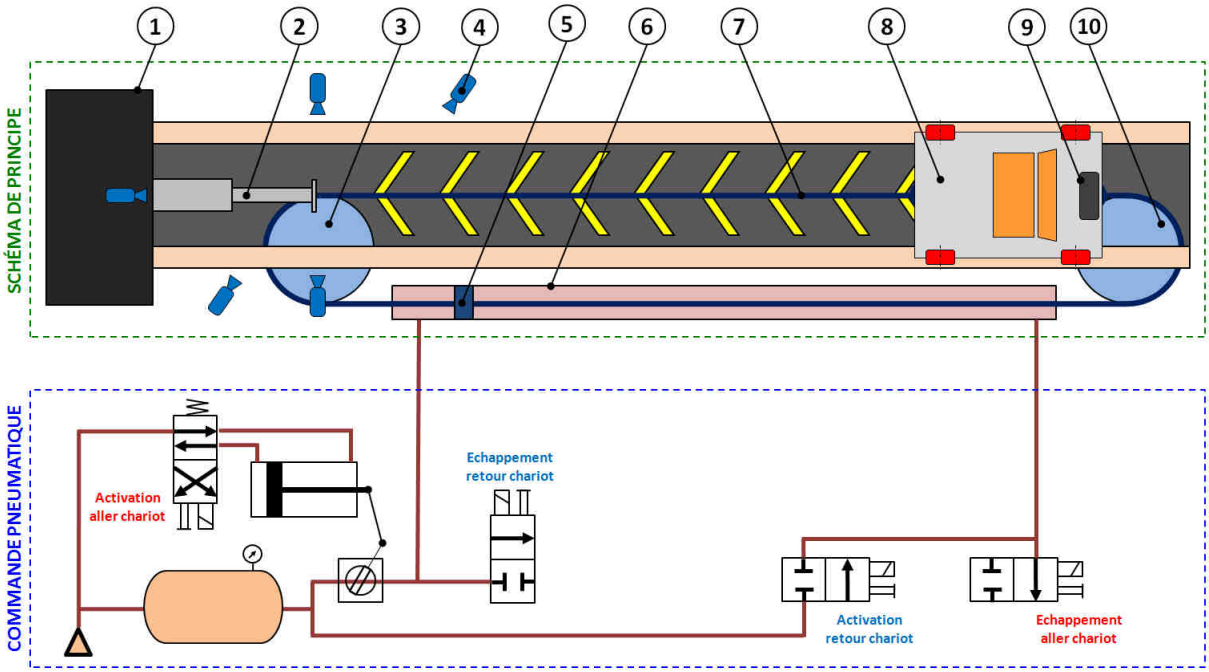


Figure 65 – Circuit de puissance pneumatique simplifié et schéma de principe de la catapulte (vue du dessus) constituée de : (1) mur d'arrêt ; (2) frein hydraulique ; (3) poulie de renvoi ; (4) caméra rapide ; (5) piston ; (6) cylindre ; (7) câble d'entraînement du chariot ; (8) chariot surmonté de la banquette ; (9) système d'acquisition ; (10) poulie de renvoi

Munie d'une piste de 24 mètres de long et d'un mur d'arrêt constitué de 100 tonnes de béton armé, la catapulte du DESC est capable de propulser le chariot à une vitesse maximale de 77 km/h avec une accélération au démarrage inférieure à 1 g. Le chariot a quant à lui été conçu de telle sorte à pouvoir y installer aussi bien une banquette réglementaire (figure 66 (a)) qu'une caisse en blanc de véhicule. D'autres équipements viennent compléter cette installation :

- Un système d'acquisition Minidau (Kistler) : alimenté par une batterie fixée sur le chariot, ce dispositif permet d'enregistrer 32 signaux analogiques avec une fréquence d'échantillonnage de $10\ kHz$. Un accéléromètre uniaxial fixé sur le chariot y est ainsi connecté afin de mesurer l'évolution de son accélération au cours de l'impact. Une illustration de cet équipement est présentée sur la figure 66 (b).

- Un ensemble d'enregistrement vidéo : constitué de 6 caméras rapides installées au niveau de la zone d'impact (2 de chaque côté, 1 au-dessus et 1 dans l'axe de la piste) et de 5 spots de 4 000 Watts chacun diffusant une lumière de $5600\ °K$, ce dispositif permet l'enregistrement dynamique de l'essai suivant plusieurs angles de vue avec une fréquence de 1 000 images par seconde. Une illustration de cette installation est présentée sur la figure 66 (c).

× Un capteur de vitesse optique : tout comme nous pouvons le voir sur la figure 66 (d), cette barrière lumineuse est située en amont du système de freinage de telle sorte à mesurer la vitesse du chariot juste avant l'impact.

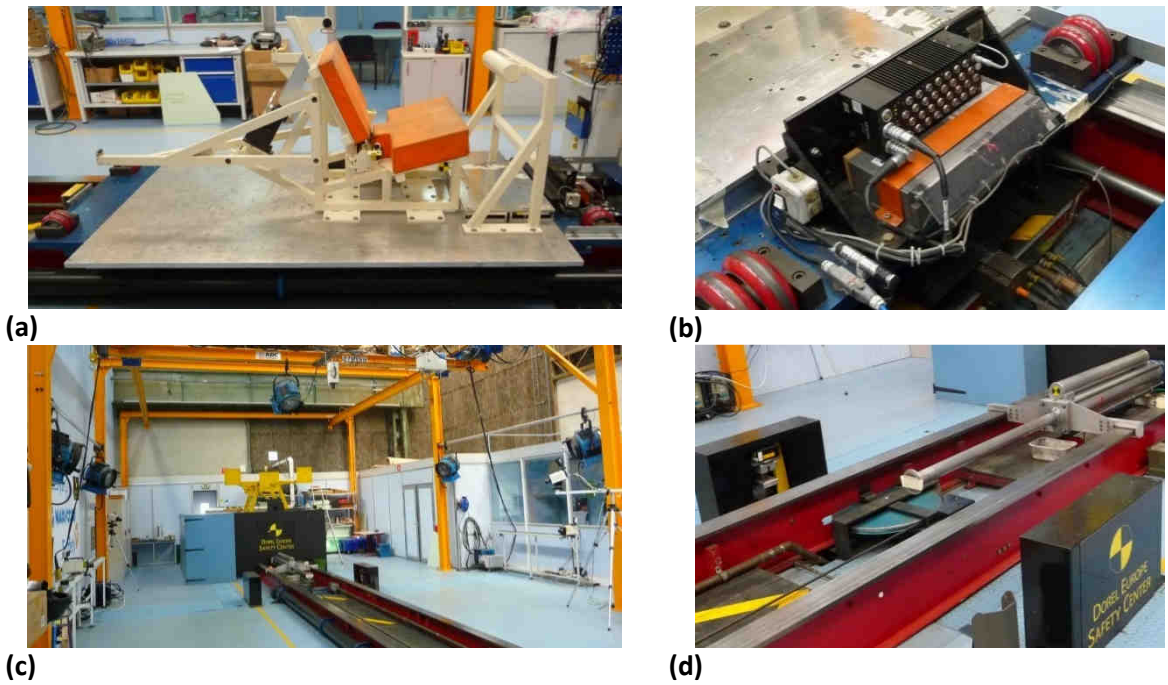


Figure 66 – (a) Chariot surmonté de la banquette installée pour un essai en choc arrière ; (b) Système d'acquisition embarqué sur le chariot ; (c) Spots d'éclairage de la zone d'impact et caméras rapides ; (d) Capteur de vitesse optique et système de freinage hydraulique

Avant de procéder à une campagne d'essais, il est nécessaire de configurer la catapulte suivant la direction d'impact désirée (choc frontal, arrière ou latéral). Cette étape consiste à :

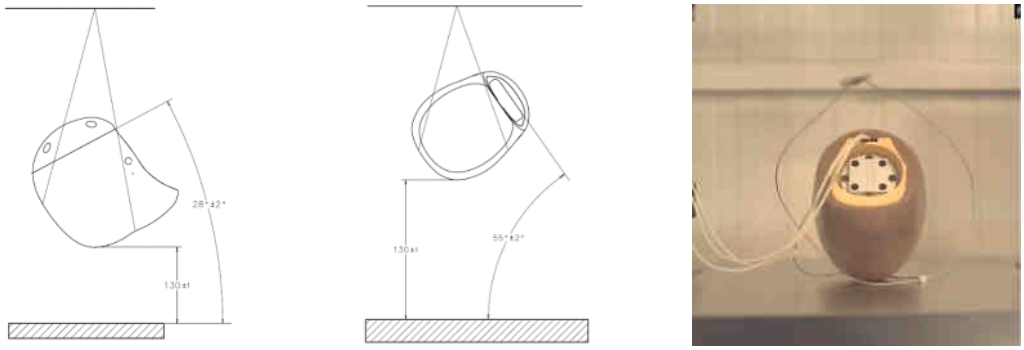
× Régler la sévérité du choc au niveau du système de freinage hydraulique,
× Orienter puis fixer la banquette sur le chariot,
× Fixer la porte d'intrusion au mur d'arrêt de la catapulte pour les essais en choc latéral.

Un tir de calibration « à vide » est ensuite réalisé afin de s'assurer de la bonne configuration du moyen d'essai. La procédure d'installation des dispositifs de retenue pour enfants décrite dans la réglementation 129 peut alors être appliquée après avoir branché les capteurs du mannequin de *crash* sur le système d'acquisition.

2.3. Certification des mannequins de la famille Q :

Quel que soit le mannequin considéré, des essais de certification doivent être régulièrement réalisés de telle sorte à vérifier leur bon comportement lors de *crash tests*. En plus d'un test de compression quasi-statique de l'abdomen, des essais dynamiques sont également effectués pour la tête, le cou, le thorax et la colonne lombaire. L'ensemble des essais dynamiques relatifs aux mannequins Q0, Q1, Q1.5 et Q3 tels que décrits dans leur manuel d'utilisation seront présentés dans ce paragraphe [137] [138] [139] [140]. A noter par ailleurs que les résultats d'essais de certifications donnés par la suite proviennent de tests réalisés sur les mannequins Q0 à Q3 avec les équipements du DESC.

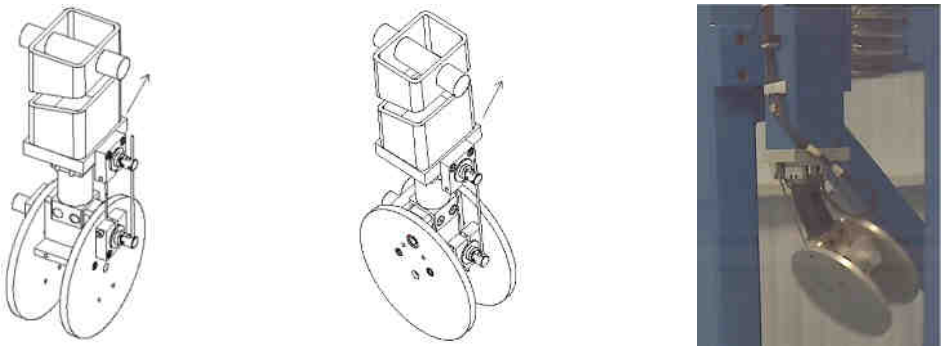
× Essai de certification de la tête : le comportement dynamique de la tête est évalué par des essais de chute libre d'une hauteur de $130 \pm 1\ mm$. Une représentation du positionnement de la tête avant l'impact est illustrée en figure 67.



(a) **(b)** **(c)**

Figure 67 – Certification de la tête des mannequins Q : (a) positionnement de la tête pour le choc frontal ; (b) positionnement de la tête pour le choc latéral ; (c) photo de l'essai en choc frontal

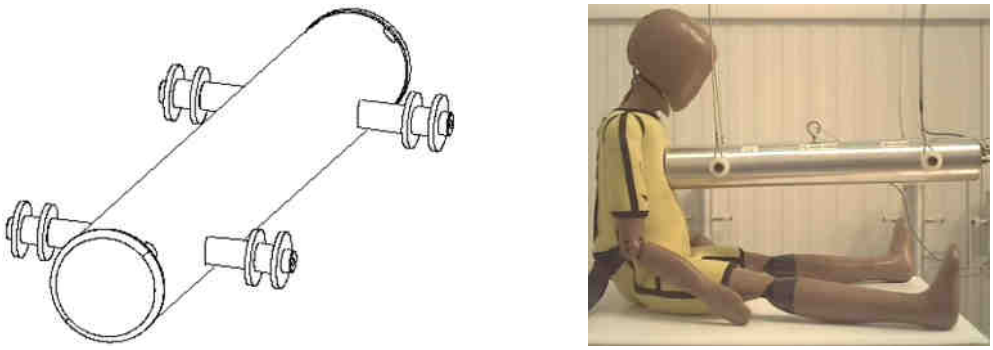
× Essai de certification du cou : ces tests consistent à évaluer la flexion du cou surmonté d'une fausse-tête rigide lors de tests pendules. La masse de cette dernière est de $0.88 \pm 0.05\ kg$ pour le mannequin Q0, et de $2.69 \pm 0.05\ kg$ pour les mannequins Q1, Q1.5 et Q3 (figure 68). Pour chacun des essais, la base du cou est fixée à l'extrémité d'un bras pivotant dont la vitesse d'impact mesurée à $1\ 657.4\ mm$ de l'axe de rotation est de $3.2 \pm 0.1\ m/s$ pour le mannequin Q0, et de $3.9 \pm 0.1\ m/s$ pour les mannequins Q1, Q1.5 et Q3.



(a) **(b)** **(c)**

Figure 68 – Certification du cou des mannequins Q : (a) installation de la fausse-tête pour le choc frontal ; (b) installation de la fausse-tête pour le choc latéral ; (c) photo de l'essai en choc latéral

× Essai de certification du thorax : seuls les mannequins Q1, Q1.5 et Q3 sont concernés par ces tests durant lesquels un impacteur vient percuter soit le sternum (choc frontal), soit les côtes (choc latéral). Lors de la certification des mannequins Q1 et Q1.5, l'impacteur est constitué d'un tube cylindrique de 77 mm de diamètre pesant $2.60 \pm 0.05\ kg$, alors qu'il est de 80 mm et de $3.80 \pm 0.05\ kg$ pour le mannequin Q3. Tout comme cela est présenté sur la figure 69 (b), le mannequin doit être positionné assis sur une surface en Teflon® avant d'être percuté à une vitesse de $4.3 \pm 0.1\ m/s$.



(a) (b)

Figure 69 – Certification du thorax des mannequins Q : (a) Vue 3D de l'impacteur ; (b) photo de l'essai en choc frontal

× Essai de certification de la colonne lombaire : à l'image des tests réalisés sur le cou des mannequins, la colonne lombaire est également évaluée en flexion par des essais pendule. La seule différence concerne la vitesse d'impact du bras pivotant qui doit être de de $3.2 \pm 0.1\ m/s$ pour le mannequin Q0, et de $4.4 \pm 0.1\ m/s$ pour les mannequins Q1, Q1.5 et Q3.

2.3.1. Mannequin Q0 :

Du fait de sa conception simplifiée, le mannequin Q0 se distingue des autres mannequins de la famille Q. Comme nous avons pu le voir précédemment, le thorax est constitué d'un bloc de mousse traversé par une colonne rigide sur laquelle sont fixés le cou, les membres supérieurs et inférieurs et la colonne lombaire. A noter par ailleurs que le même composant est utilisé à la fois pour le cou et pour la colonne lombaire. De ce fait, lors de la certification de ce mannequin, seuls deux essais dynamiques sont requis : la chute libre de la tête et la flexion du cou/colonne lombaire.

× Essai de certification de la tête : les trois composantes de l'accélération linéaire mesurées dans la tête du mannequin Q0 sont d'abord filtrées à une fréquence de $1000\ Hz$ avant d'être combinées pour obtenir leur résultante. La tête est alors conforme si les exigences rapportées dans le tableau 12 sont respectées. Les résultats obtenus lors des trois derniers essais de certification sont également présentés dans le tableau 12, et ceux correspondant au choc frontal sont illustrés à titre d'exemple en figure 70 (a).

Tableau 12 – Exigences requises et résultats obtenus lors des 3 derniers essais de certification de la tête du mannequin Q0

		Frontal	Latéral gauche	Latéral droit
Acc. Res. 3ms [g]	**Exigences**	$[\mathbf{91}\ ;\ \mathbf{157}]$	$[\mathbf{94}\ ;\ \mathbf{162}]$	
	Résultats	124 ± 1.1	134 ± 8.7	133 ± 1.0

× Essai de certification du cou et de la colonne lombaire : lors de cet essai, l'angle relatif entre la fausse-tête et le bras du pendule est mesuré puis filtré à $600\ Hz$. Pour que le cou et la colonne lombaire soient conformes, la rotation maximale de la fausse-tête doit survenir dans un intervalle de temps précis. L'ensemble des exigences ainsi que les résultats obtenus lors des 3 derniers essais de certification sont rapportés dans le tableau 13 et en figure 70 (b).

Tableau 13 – Exigences requises et résultats obtenus lors des 3 derniers essais de certification du cou et de la colonne lombaire du mannequin Q0

		Frontal	Latéral gauche	Latéral droit
Temps [ms]	**Exigences**	$[\mathbf{41.75}\ ;\ \mathbf{62.16}]$	$[\mathbf{45.45}\ ;\ \mathbf{55.53}]$	
	Résultats	46.8 ± 0.5	50.1 ± 0.7	51.4 ± 0.7
Max rotation [deg]	**Exigences**	$[\mathbf{62.67}\ ;\ \mathbf{72.6}]$	$[\mathbf{59.9}\ ;\ \mathbf{73.2}]$	
	Résultats	66 ± 0.7	64 ± 0.2	64 ± 1.4

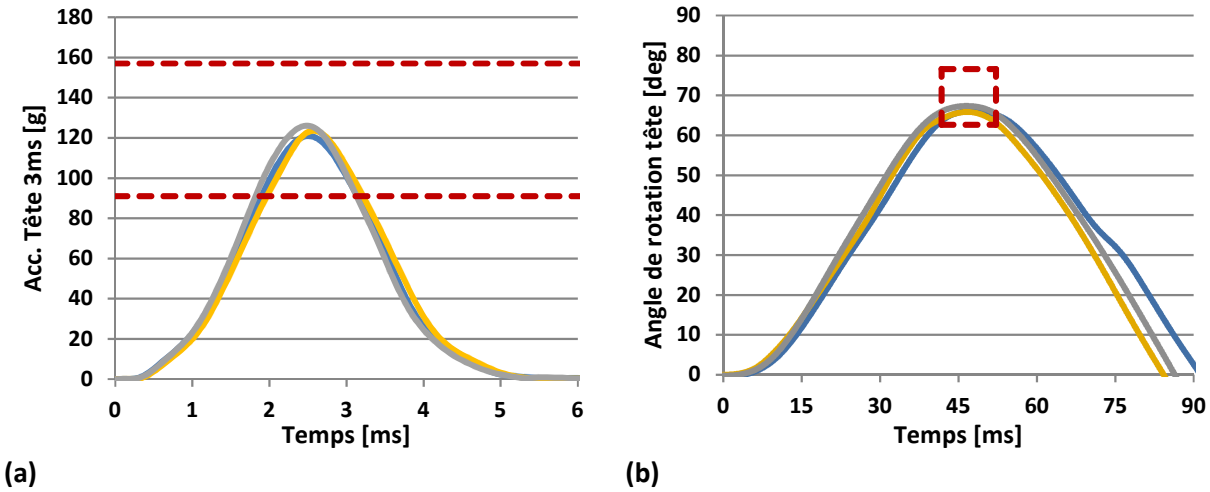


Figure 70 – Résultats des 3 derniers essais de certification du mannequin Q0 en choc frontal : (a) chute libre de la tête ; (b) flexion du cou

2.3.2. Mannequin Q1 :

Qu'il s'agisse du mannequin Q1, Q1.5 ou Q3, nous avons vu précédemment que leur architecture globale était similaire. Ainsi, lors de leur certification, des essais dynamiques sont réalisés à la fois sur la tête, le cou, le thorax et la colonne lombaire.

× Essai de certification de la tête : à l'image des essais sur le mannequin Q0, les trois accélérations linéaires enregistrées au centre de gravité de la tête sont d'abord filtrées à $1000\ Hz$ avant d'être combinées afin de calculer leur résultante. Les exigences requises ainsi que les résultats obtenus au cours des 3 derniers essais de certification sont rapportés dans le tableau 14 et illustrés figure 71 (a).

Tableau 14 – Exigences requises et résultats obtenus lors des 3 derniers essais de certification de la tête du mannequin Q1

		Frontal	Latéral gauche	Latéral droit
Acc. Res. 3ms [g]	**Exigences**	$[\mathbf{95}\ ;\ \mathbf{125}]$	$[\mathbf{110}\ ;\ \mathbf{140}]$	
	Résultats	115 ± 1.2	131 ± 3.9	130 ± 1.5

× Essai de certification du cou : pour ces essais, l'angle de rotation de la tête ainsi que le moment enregistré dans la partie haute du cou sont d'abord filtrés à 600 Hz. Pour que la conformité soit déclarée, les valeurs correspondant à la rotation maximale de la tête et au moment de

flexion maximal doivent respecter les exigences rapportées dans le tableau 15. Les résultats obtenus lors des 3 derniers essais de certification y sont également présentés, et ceux relatifs au choc frontal sont illustrés en figure 71 (b).

Tableau 15 – Exigences requises et résultats obtenus lors des 3 derniers essais de certification du cou des mannequins Q1, Q1.5 et Q3

		Frontal	Latéral gauche	Latéral droit
Max rotation [deg]	**Exigences**	$[\mathbf{53.5}\,;\,\mathbf{66.5}]$		
	Résultats	64.7 ± 1.1	64.1 ± 1.1	65.4 ± 0.5
Max moment [N.m]	**Exigences**	$[\mathbf{18.5}\,;\,\mathbf{23}]$		
	Résultats	20.6 ± 1.4	20.4 ± 0.9	20.0 ± 0.1

× Essai de certification du thorax : les mesures de déflection thoracique ainsi que l'accélération de l'impacteur sont d'abord filtrées à 600 Hz, et ce, pour les trois directions d'impact considérées. L'effort de compression du thorax est ensuite calculé en se basant sur la masse de l'impacteur et sur son accélération. Le thorax du mannequin est alors certifié conforme si la déflection maximale et l'effort de compression respectent les exigences rapportées dans le tableau 16. Une illustration des 3 derniers essais de certification en choc frontal est donnée en figure 71 (c) à titre d'exemple.

Tableau 16 – Exigences requises et résultats obtenus lors des 3 derniers essais de certification du thorax du mannequin Q1

		Frontal	Latéral gauche	Latéral droit
Max déflection [mm]	**Exigences**	$[\mathbf{22.5}\,;\,\mathbf{27.5}]$	**/**	**/**
	Résultats	25.4 ± 0.6	/	/
Max effort [kN]	**Exigences**	$[\mathbf{0.65}\,;\,\mathbf{0.95}]$	$[\mathbf{0.90}\,;\,\mathbf{1.10}]$	
	Résultats	0.68 ± 0.03	1.01 ± 0.06	1.05 ± 0.05

× Essai de certification de la colonne lombaire : les seules exigences reposent ici sur les valeurs minimale et maximale de la rotation de la fausse-tête fixée à l'extrémité de la colonne lombaire. Ainsi, après filtrage du signal à 600 Hz, l'essai de certification est validé si les valeurs de flexion et d'extension maximales respectent les exigences rapportées dans le tableau 17. Les résultats des 3 derniers essais de certification en choc frontal sont illustrés sur la figure 71 (d), et ceux obtenus pour les autres directions sont également présentés dans le tableau 17.

Tableau 17 – Exigences et résultats obtenus lors des 3 derniers essais de certification de la colonne lombaire du mannequin Q1

		Frontal	Latéral gauche	Latéral droit
Max flexion [deg]	**Exigences**	$[\mathbf{40}\,;\,\mathbf{50}]$	$[\mathbf{42}\,;\mathbf{52}]$	
	Résultats	47 ± 1.3	47 ± 1.6	48 ± 1.7
Min extension [deg]	**Exigences**	$[-\mathbf{27}\,;\,-\mathbf{17}]$		
	Résultats	-25 ± 1.1	-26 ± 0.8	-26 ± 0.9

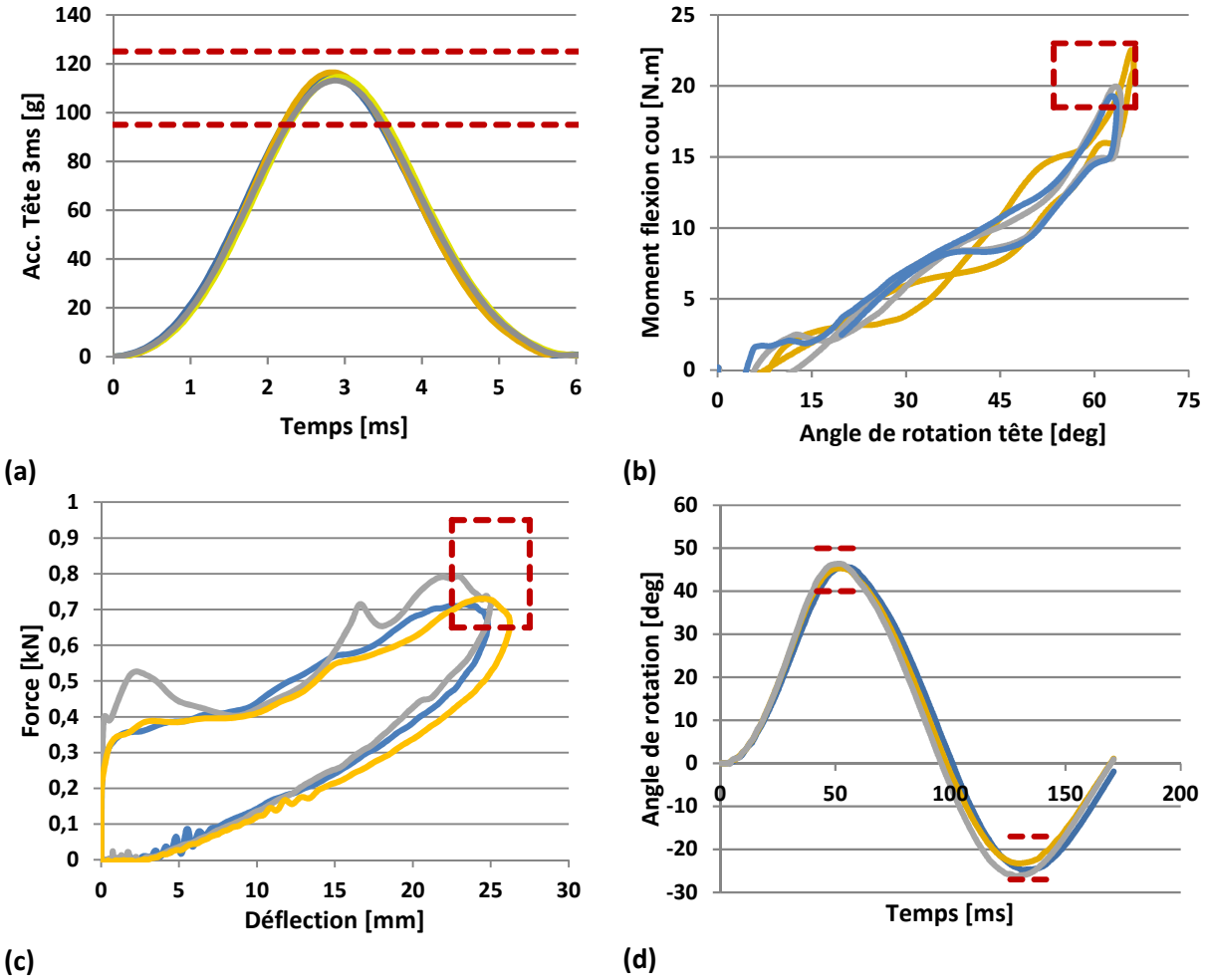


Figure 71 – Résultats des 3 derniers essais de certification du mannequin Q1 en choc frontal : (a) chute libre de la tête ; (b) flexion du cou ; (c) impact du thorax ; (d) flexion de la colonne lombaire

2.3.3. Mannequin Q1.5 :

Bien que les mêmes essais soient réalisés pour l'ensemble des mannequins Q1, Q1.5 et Q3, les seules différences reposent sur la masse de l'impacteur utilisé pour la certification du thorax, et sur les exigences requises.

× Essai de certification de la tête : ici encore la conformité de la tête du mannequin est basée sur son accélération linéaire résultante : la valeur maximale enregistrée pendant l'essai doit respecter les exigences rapportées dans le tableau 18. Un exemple des résultats obtenus lors des 3 derniers essais de choc frontal est donné en figure 72 (a).

Tableau 18 – Exigences requises et résultats obtenus lors des 3 derniers essais de certification de la tête du mannequin Q1.5

		Frontal	Latéral gauche	Latéral droit
Acc. Res. 3ms [g]	**Exigences**	$[95\ ;\ 125]$	$[100\ ;\ 130]$	
	Résultats	108 ± 1.2	123 ± 2.3	116 ± 1.4

× Essai de certification du cou : étant donné l'interchangeabilité du cou entre les mannequins Q1, Q1.5 et Q3, les exigences de certification sont identiques. Pour rappel, les résultats relatifs aux derniers essais de certification en choc frontal sont présentés sur la figure 72 (b).

Essai de certification du thorax : à l'image des exigences requises en choc frontal pour le mannequin Q1, les valeurs maximales de déflection thoracique et d'effort de compression doivent respecter les exigences rapportées dans le tableau 19. A titre d'exemple, les résultats obtenus en choc frontal sont présentés en figure 72 (c).

Tableau 19 – Exigences et résultats obtenus lors des 3 derniers essais de certification du thorax du mannequin Q1.5

		Frontal	Latéral gauche	Latéral droit
Max déflection [mm]	**Exigences**	$[\mathbf{22.5}\,;\mathbf{27.5}]$	**/**	**/**
	Résultats	24.3 ± 2.1	/	/
Max effort [kN]	**Exigences**	$[\mathbf{0.65}\,;\mathbf{0.95}]$	$[\mathbf{0.80}\,;\ \mathbf{1.10}]$	
	Résultats	0.72 ± 0.01	0.88 ± 0.06	0.99 ± 0.09

× Essai de certification de la colonne lombaire : cette fois encore la conformité de la colonne lombaire du mannequin est définie à partir des valeurs de flexion et d'extension maximales. Les résultats obtenus lors des 3 derniers essais sont présentés dans le tableau 20, et ceux relatifs au choc frontal sont illustrés en figure 72 (d).

Tableau 20 – Exigences et résultats obtenus lors des 3 derniers essais de certification de la colonne lombaire du mannequin Q1.5

		Frontal	Latéral gauche	Latéral droit
Max flexion [deg]	**Exigences**	$[\mathbf{40}\,;\ \mathbf{50}]$	$[\mathbf{42}\,;\ \mathbf{52}]$	
	Résultats	47 ± 0.7	48 ± 0.8	48 ± 2.2
Min extension [deg]	**Exigences**	$[-\mathbf{27}\,;\ -\mathbf{17}]$		
	Résultats	-25 ± 0.5	-25 ± 1.0	-25 ± 0.4

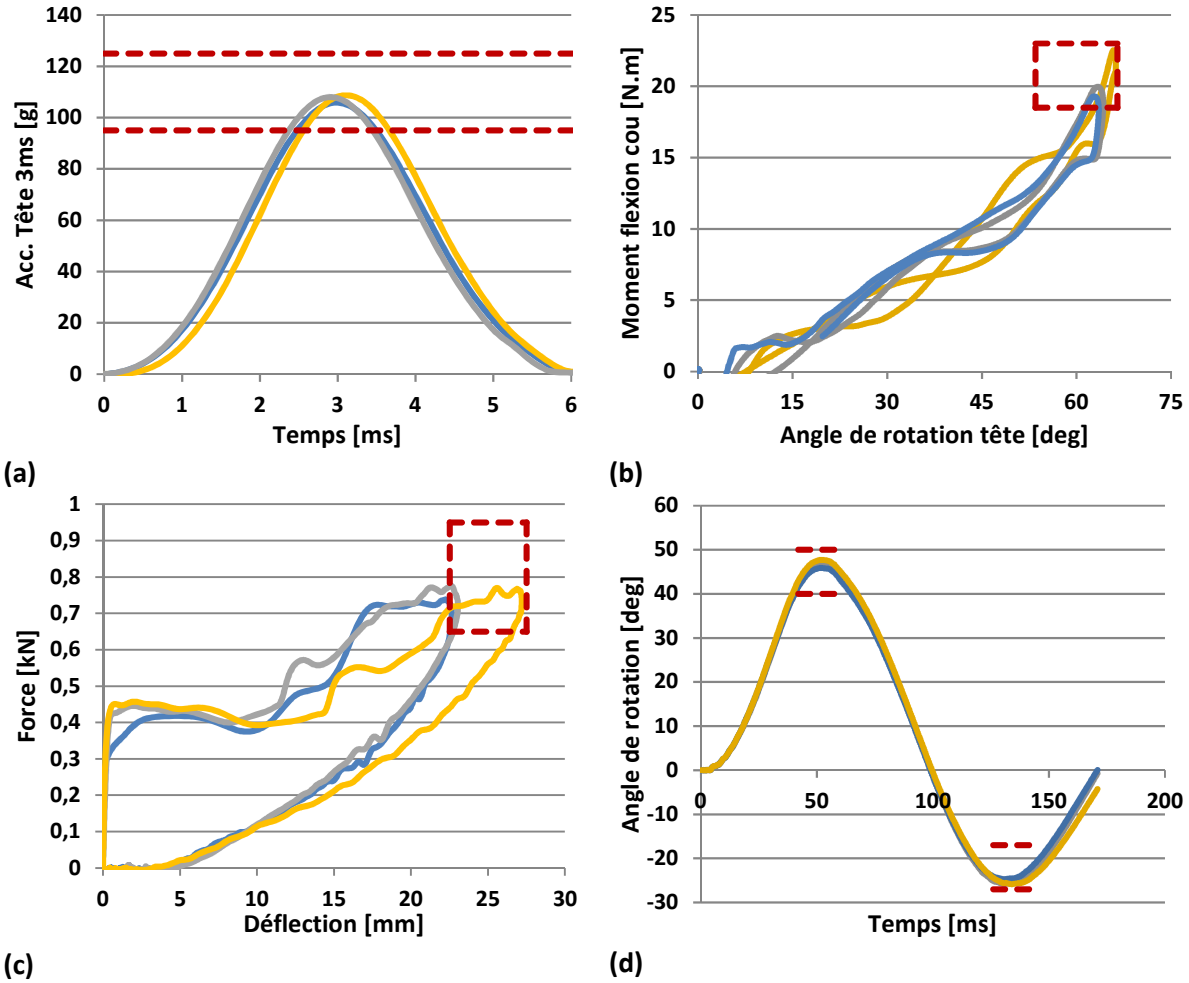


Figure 72 – Résultats des 3 derniers essais de certification du mannequin Q1.5 en choc frontal : (a) chute libre de la tête ; (b) flexion du cou ; (c) impact du thorax ; (d) flexion de la colonne lombaire

2.3.4. Mannequin Q3 :

Tout comme pour les mannequins Q1 et Q1.5, la certification du Q3 est réalisée de par des essais dynamiques de sa tête, son cou, son thorax et sa colonne lombaire.

× Essai de certification de la tête : les exigences relatives aux essais sur la tête du mannequin Q3 sont similaires à celle du Q1.5. Ainsi, l'accélération linéaire résultante mesurée en son centre de gravité doit être comprise suivant l'intervalle de conformité rapporté dans le tableau 21. Les résultats obtenus lors des 3 derniers essais de certification sont présentés en figure 73 (a).

Tableau 21 – Exigences requises et résultats obtenus lors des 3 derniers essais de certification de la tête du mannequin Q3

		Frontal	Latéral gauche	Latéral droit
Acc. Res. 3ms [g]	**Exigences**	$[95\ ;\ 125]$	$[100\ ;\ 130]$	
	Résultats	115 ± 0.9	128 ± 0.7	125 ± 5.1

× Essai de certification du cou : tout comme cela a déjà été précisé, le cou des mannequins Q1, Q1.5 et Q3 est similaire et interchangeable. Pour rappel, les résultats obtenus lors des derniers essais de certification en choc frontal sont illustrés sur la figure 73 (b).

× Essai de certification du thorax : pour que le thorax du mannequin Q3 soit déclaré conforme, la déflection du sternum doit respecter les exigences en termes de déflexion et d'effort de compression rapportées dans le tableau 22. Les résultats présentés sur la figure 73 (b) correspondent aux 3 derniers essais de certification en choc frontal.

Tableau 22 – Exigences et résultats obtenus lors des 3 derniers essais de certification du thorax du mannequin Q3

		Frontal	Latéral gauche	Latéral droit
Max déflection [mm]	**Exigences**	$[\mathbf{22.5}\,;\mathbf{25.5}]$	**/**	**/**
	Résultats	24.6 ± 0.1	/	/
Max effort [kN]	**Exigences**	$[\mathbf{0.90}\,;\mathbf{1.10}]$	$[\mathbf{1.35}\,;\mathbf{1.45}]$	
	Résultats	0.95 ± 0.05	1.43 ± 0.01	1.40 ± 0.03

× Essai de certification de la colonne lombaire : la conformité de cet essai dépend à la fois de la valeur de flexion et d'extension maximale. Les exigences de certification ainsi que les résultats des 3 derniers essais sont rapportés dans le tableau 23. Ceux spécifiques au choc frontal sont également illustrés en figure 73 (d).

Tableau 23 – Exigences et résultats obtenus lors des 3 derniers essais de certification de la colonne lombaire du mannequin Q3

		Frontal	Latéral gauche	Latéral droit
Max flexion [deg]	**Exigences**	$[\mathbf{40}\,;\mathbf{50}]$	$[\mathbf{42}\,;\mathbf{52}]$	
	Résultats	47 ± 0.8	46 ± 0.6	49 ± 0.8
Min extension [deg]	**Exigences**	$[-\mathbf{27}\,;\,-\mathbf{17}]$		
	Résultats	-24 ± 0.4	-26 ± 0.9	-26 ± 0.7

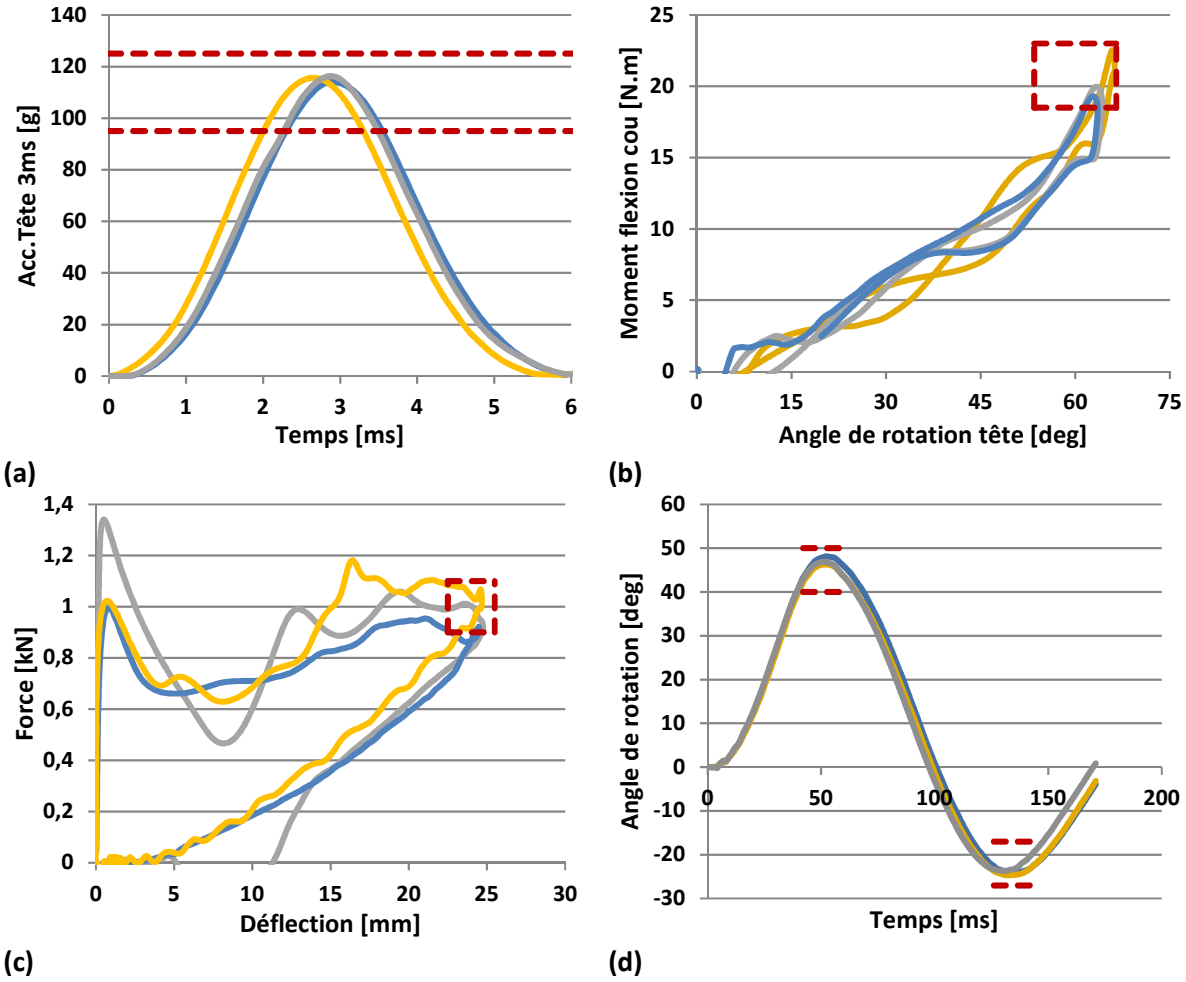


Figure 73 – Résultats des 3 derniers essais de certification du mannequin Q3 en choc frontal : (a) chute libre de la tête ; (b) flexion du cou ; (c) impact du thorax ; (d) flexion de la colonne lombaire

Au regard des résultats des essais de certification de l'ensemble des mannequins Q0, Q1, Q1.5 et Q3, nous constatons dans un premier temps que toutes les exigences requises sont satisfaites, et ce, quelle que soit la direction du choc. En dépit du faible nombre de cas étudiés, l'analyse des courbes de comportement nous permet de noter une certaine stabilité et répétabilité pour les essais sur la tête et sur la colonne lombaire. Seuls les tests d'impact thoracique réalisés le mannequin Q3 présentent une différence notable pouvant être expliquée par une différence du positionnement de l'impacteur vis-à-vis du thorax.

2.4. Analyse de répétabilité du moyen d'essais dynamiques :

Après avoir décrit le fonctionnement global de la catapulte puis avoir analysé le comportement des mannequins Q0, Q1, Q1.5 et Q3 lors des essais de certification, il est nécessaire de procéder à l'évaluation du moyen d'essai en termes de répétabilité, et ce, pour les trois directions d'impacts réglementaires. Pour cela nous nous sommes intéressés aux résultats d'essais réalisés avec les mêmes dispositifs de retenue installés suivant la même configuration. A l'image des travaux réalisés par

Johannsen *et al.* en 2011 [133], la répétabilité a été estimée en fonction du coefficient de variation calculé avec la relation est la suivante :

$$CV = \frac{\sqrt{var^2}}{\bar{X}} \quad \textbf{(Eq. 12)}$$

Où : var correspond à la variance relative à l'ensemble des résultats d'une même grandeur,
$\bar{X}$ correspond à la moyenne de l'ensemble des résultats d'une même grandeur.

Après analyse de la base de données du laboratoire, les coefficients de variations ont donc été calculés pour toutes les configurations répétées au minimum 5 fois pour lesquelles la direction d'impact, le mannequin et le dispositif de retenue (face/dos à la route, position assise/allongée) étaient identiques.

2.4.1. Cas du choc frontal :

Pour cette direction d'impact, trois modèles de dispositifs de retenue ont été considérés pour évaluer la répétabilité de la catapulte lors d'essais réglementaires. Les mannequins Q0 et Q1 étaient installés sur la même coque dos-route illustrée en figure 74 (a) et (b), alors que les mannequins Q1.5 et Q3 étaient installés sur deux modèles différents de sièges-auto réversibles. Le premier, orienté dos à la route est équipé de pinces Isofix et d'une sangle de fixation supérieure (figure 74 (c)) alors que le second, installé face à la route, est associé à une base Isofix avec une jambe de force (figure 74 (d)).

(a) **(b)** **(c)** **(d)**

Figure 74 – (a) Mannequin Q0 installé dans une coque dos à la route ; (b) Mannequin Q1 installé dans une coque dos à la route ; (c) Mannequin Q1.5 installé dans un siège réversible dos à la route ; (d) Mannequin Q3 installé dans un siège réversible face à la route

Après avoir installé les sièges-auto et les mannequins sur la banquette suivant la procédure réglementaire, le chariot a été propulsé à une vitesse moyenne de $49 \pm 0{,}3\ km/h$ puis décéléré par le système de freinage hydraulique.

En nous basant à la fois sur les enregistrements vidéo et sur les mesures des capteurs des mannequins nous avons calculé les coefficients de variation relatifs aux paramètres suivants : excursion de la tête, HPC_{15ms}, accélération résultante de la tête, du thorax et du bassin, efforts et moments du cou et déflection thoracique (sauf pour le Q0). L'ensemble des résultats est présenté sur la figure 75.

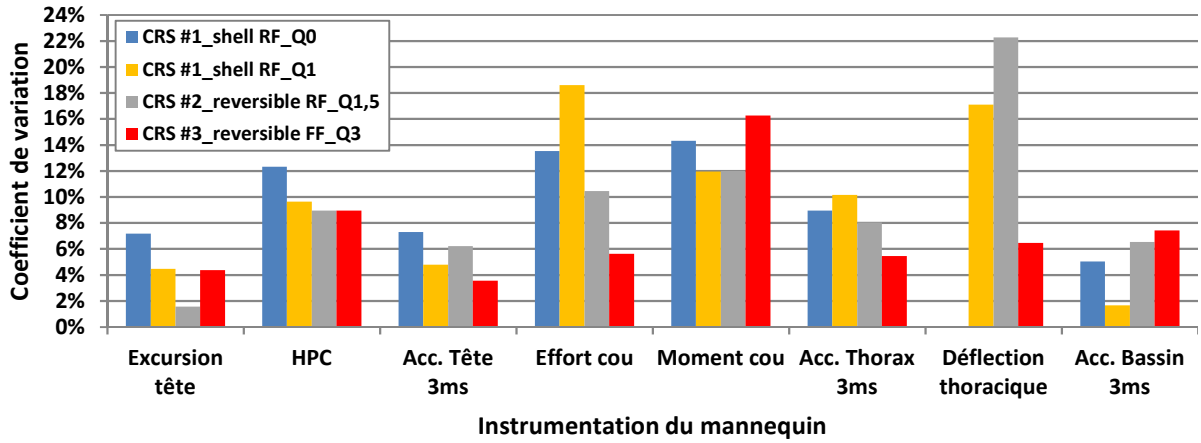


Figure 75 – Analyse de la répétabilité en choc frontal au DESC pour les mannequins Q0, Q1, Q1.5 et Q3

Lorsque nous nous référons aux résultats présentés en figure 75, nous remarquons une non-homogénéité de la répétabilité des mesures, et ce, quel que soit le mannequin considéré. En effet, si les mesures de l'excursion ainsi que celles relatives à l'accélération de la tête et du bassin présentent un coefficient de variation compris entre 2 et 7%, celui correspondant aux efforts et moments du cou ainsi qu'à la déflection thoracique est généralement supérieur à 10%. Ces différences sont probablement dues au fait que l'installation des mannequins n'était pas parfaitement identique pour chacun des essais. Ainsi, une légère variation de la position initiale de la tête a une influence sur sa cinématique, et donc sur les mesures enregistrées au niveau du cou. Pour ce qui est de la déflexion thoracique, nous avons vu dans le paragraphe 4.4.2 du chapitre 1 que la valeur de ce critère dépendait de la position relative entre le capteur du mannequin et les sangles du harnais du siège-auto.

2.4.2. Cas du choc arrière :

Pour cette direction d'impact, le nombre d'essais similaires rapportés dans la base de données du DESC n'était pas suffisant pour estimer la répétabilité du mannequin Q0. En ce qui concerne les mannequins Q1 et Q1.5, le même dispositif de retenue réversible installé dos à la route a été utilisé. Comme nous pouvons le voir sur la figure 76 (a) et (b), ce siège-auto était maintenu à la banquette grâce à ses pinces Isofix intégrées et sa sangle de fixation supérieure. A l'image de la configuration en choc frontal, un dispositif de retenue réversible installé sur base Isofix avec jambe de force a été considéré pour le mannequin Q3, ce dernier étant orienté dos à la route (figure 76 (c)).

Figure 76 – (a) Mannequin Q1 installé dans un siège réversible dos à la route ; (b) Mannequin Q1.5 installé dans un siège réversible dos à la route ; (c) Mannequin Q3 installé dans un siège réversible dos à la route

Après l'installation des dispositifs de retenue et des mannequins suivant le protocole décrit dans la réglementation 129, le chariot a été propulsé à une vitesse moyenne de $31 \pm 0{,}5\ km/h$ avant d'être décéléré par le système de freinage hydraulique.

A l'image des essais réalisés en choc frontal, nous avons calculé les coefficients de variation relatifs aux paramètres suivants : excursion de la tête, HPC_{15ms}, accélération résultante de la tête, du thorax et du bassin, efforts et moments du cou et déflection thoracique (sauf pour le mannequin Q0). L'ensemble des résultats est alors présenté sur la figure 77.

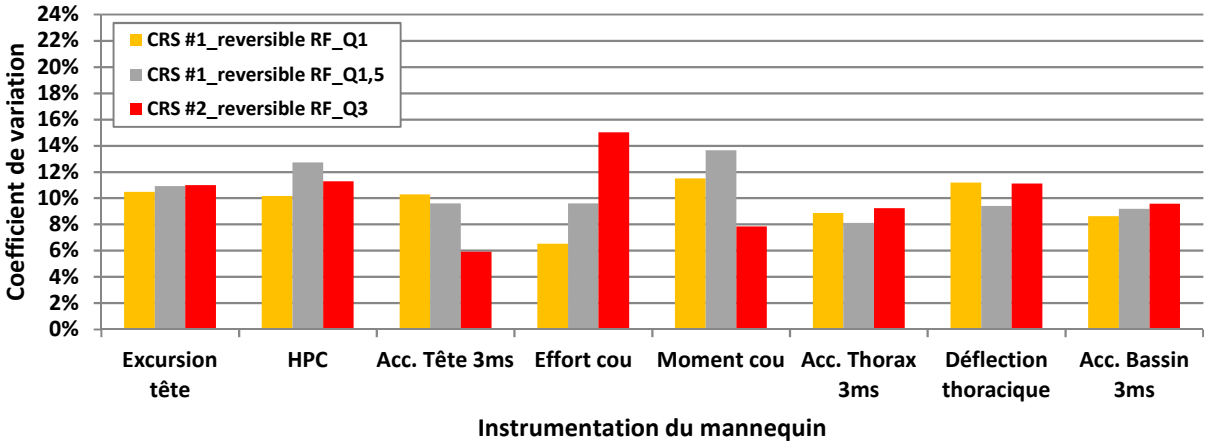


Figure 77 – Analyse de la répétabilité en choc arrière au DESC pour les mannequins Q0, Q1, Q1.5 et Q3

Au regard des résultats présentés sur le graphique ci-dessus, nous constatons une certaine homogénéité de la répétabilité de l'ensemble des mesures puisque les valeurs du coefficient de variation oscillent autour de 8%. Pour les essais de choc arrière, nous remarquons également que le mannequin Q3 présente généralement un niveau de répétabilité supérieur à celui des mannequins Q1 et Q1.5.

2.4.3. Cas du choc latéral :

Deux modèles différents de coques installées dos à la route ont été considérés pour évaluer les mannequins Q0 et Q1 en choc latéral. Dans les deux cas, les sièges-auto étaient fixés à la banquette

par l'intermédiaire d'une base Isofix avec jambe de force. Le mannequin Q1.5 a quant à lui été installé dans un siège réversible équipé de pinces Isofix et d'une sangle de fixation supérieure. Enfin, un dispositif de retenue réversible associé à une base Isofix avec une jambe de force ont été utilisés pour évaluer la répétabilité du mannequin Q3 en choc latéral. Une illustration de l'ensemble des sièges-auto est présentée sur la figure 78.

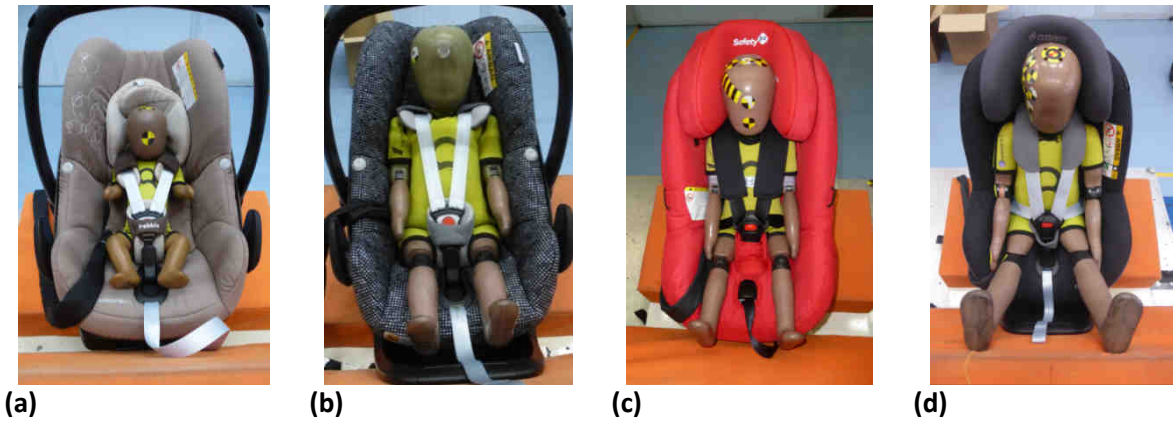


Figure 78 – (a) Mannequin Q0 installé dans une coque dos à la route ; (b) Mannequin Q1 installé dans une coque dos à la route ; (c) Mannequin Q1.5 installé dans un siège réversible dos à la route ; (d) Mannequin Q3 installé dans un siège réversible dos à la route

A l'image des études de répétabilité en choc frontal et arrière, les dispositifs de retenue présentés sur la figure 78 ont d'abord été fixés sur la banquette avant de procéder à l'installation des mannequins. Sur l'ensemble de ces essais, la vitesse moyenne du chariot au moment de l'impact était de $24 \pm 0{,}5\ km/h$. Après avoir exporté les résultats issus des mesures des mannequins au cours des essais, les différentes valeurs des coefficients de variation ont été calculées puis présentées sur la figure 79.

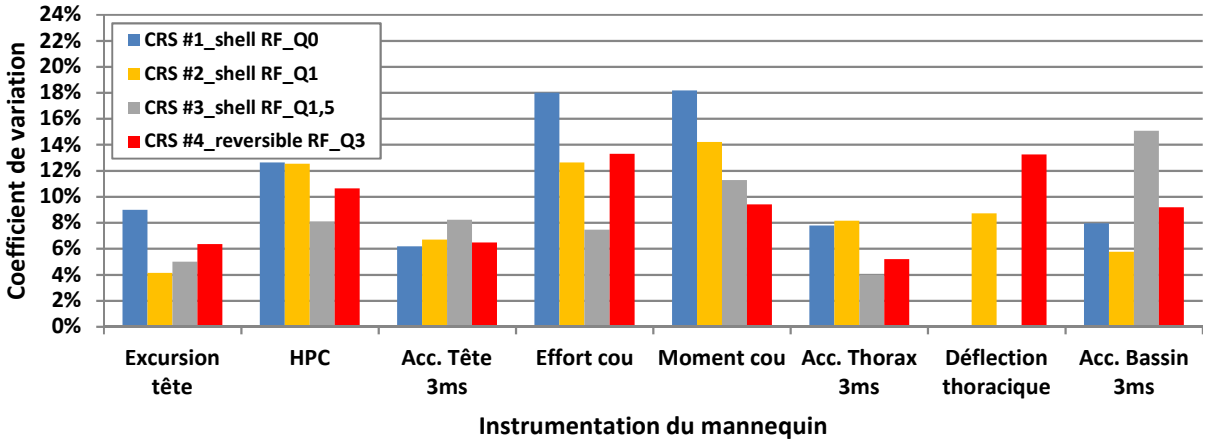


Figure 79 – Analyse de la répétabilité en choc latéral au DESC pour les mannequins Q0, Q1, Q1.5 et Q3

Lorsque nous observons les résultats présentés sur le diagramme ci-dessus, nous remarquons un niveau de répétabilité acceptable aussi bien pour l'excursion et l'accélération de la tête des mannequins, que leur accélération thoracique. En revanche, les paramètres relatifs au HPC, au moment et effort du cou et à la déflection thoracique présentent systématiquement une valeur du coefficient de variation supérieure ou égale à 9%. Cette fois encore il semblerait que ces critères soient sensibles à la position initiale du mannequin dans le siège-auto. Bien que ces valeurs soit légèrement supérieures à celles de Johannsen *et al.* présentées sur la figure 57 (a), elles suivent néanmoins la

même tendance [133]. Cette différence de résultats peut être expliquée par le fait que nous n'avons évalué qu'un seul modèle de siège-auto pour chacune des situations. Il serait donc nécessaire de poursuivre les travaux en ce sens afin d'obtenir une évaluation plus représentative de la catapulte du DESC pour les chocs latéraux.

2.5. Conclusion :

Après avoir brièvement décrit les caractéristiques principales et le fonctionnement de la catapulte utilisée dans le cadre de ce travail de thèse, nous avons présenté l'ensemble des équipements auxiliaires. Ceux-ci sont tout aussi importants que le moyen d'essai puisqu'ils permettent l'enregistrement d'un grand nombre d'informations (vitesse d'impact, cinématique globale et mesures des mannequins) au cours des essais.

Dans un second temps nous nous sommes focalisés sur les mannequins Q0, Q1, Q1.5 et Q3, et plus particulièrement sur leur comportement lors des essais de certification réglementaires. Ainsi nous avons vu que chacun des sous-ensembles constituant la tête, le cou et la colonne lombaire sont évalués par des tests spécifiques, alors que le mannequin est considéré dans sa globalité pour les essais sur le thorax. L'analyse des derniers tests de certification réalisés au laboratoire de sécurité passive de Dorel (DESC) nous a permis de conclure que les mannequins présentent un comportement qui est non seulement conforme aux exigences réglementaires, mais aussi qui semble stable et répétable.

La dernière partie avait pour objectif d'évaluer la catapulte du DESC en termes de répétabilité, et ce, quels que soient le mannequin et la direction du choc considérés. En nous aidant de la base de données du laboratoire d'essais, nous avons calculé le coefficient de variation de l'ensemble des critères relatifs aux mannequins (accélération de la tête, du thorax et du bassin, HPC…) pour chacune des configurations de tests répétées au moins 5 fois. Finalement, nous avons pu en conclure que les protocoles d'essais décrits dans la nouvelle réglementation présentent une bonne répétabilité vis-à-vis de l'excursion et de l'accélération de la tête des mannequins, alors que les mesures liées aux efforts et moments du cou ainsi que celles relatives à la déflection thoracique sont moins stables.

Au regard des analyses présentées dans les paragraphes précédents, nous avons vu que le laboratoire d'essais en sécurité passive de Dorel (DESC) présente un environnement idéal pour l'ensemble des expérimentations qui seront décrites par la suite. En effet, grâce aux nombreux équipements disponibles pour lesquels la précision et la répétabilité des mesures ont été vérifiés, nous pouvons à présent aborder la phase d'évaluation des dispositifs de retenue pour enfants vis-à-vis de la nouvelle réglementation.

3. EVALUATIONS REGLEMENTAIRES DE DISPOSITIFS DE RETENUE POUR ENFANTS :

3.1. Introduction :

Malgré le grand nombre d'essais dynamiques rapportés dans la littérature (projet CASPER par exemple), aucune campagne d'évaluation réglementaire (R129) de dispositifs de retenue pour enfants n'a été menée à ce jour. Pourtant, une telle démarche prendrait tout son sens puisqu'elle permettrait non seulement de soulever des problématiques jusqu'alors inconnues (par manque d'instrumentation des mannequins P par exemple), mais aussi de connaître le niveau de protection apporté par les sièges-auto actuels, et ce, quelle que soit la direction de l'impact. Ainsi, au cours de ce chapitre nous avons cherché à répondre à ce besoin en analysant les résultats d'essais réalisés avec deux dispositifs de retenue, chacun étant représentatif du marché actuel pour une plage d'utilisation donnée.

3.2. Présentation des dispositifs de retenue étudiés :

Dans le cadre de cette campagne d'évaluation, nous avons cherché des modèles de dispositifs de retenue dont l'architecture globale et les matériaux utilisés étaient représentatifs de ceux du marché actuel. Pour cela, nous avons *de facto* restreint notre recherche aux sièges-auto respectant déjà les contraintes de la réglementation 129 en termes d'utilisation (enfants de moins de 15 mois installés dos à la route), de retenue de l'enfant (harnais ou bouclier intégré) et de fixation à la banquette (système Isofix). Ces critères de choix nous ont alors orientés vers deux catégories de sièges-auto : les coques dos à la route pour les plus jeunes (du nouveau-né à l'enfant d'un an et demi), et les sièges réversibles pour les plus âgés (enfants âgés de un an et demi à 3 ans). Cette zone de « recouvrement » dont bénéficie l'enfant de un an et-demi est d'ailleurs très intéressante puisqu'elle nous permettra d'évaluer deux architectures différentes de sièges-auto avec le mannequin Q1.5, et ce, pour l'ensemble des directions d'impact.

Bien qu'un grand nombre de dispositifs de retenue puisse correspondre à l'ensemble des critères précédemment décrits, nous avons décidé de ne sélectionner qu'un seul modèle de siège par catégorie. Par ce choix, nous supposons que chacun de ces deux sièges-auto est représentatif du marché actuel en termes de comportement dynamique et de protection des enfants. Cette hypothèse est non seulement basée sur les conclusions de travaux rapportés dans notre synthèse bibliographique, mais aussi sur les résultats de tests consuméristes [141] [142] [143].

3.2.1. Coque dos à la route :

Comme illustré en figure 80, l'apparence globale de ce dispositif de retenue est similaire aux autres modèles de sa catégorie. De par sa forme ovoïdale et sa faible masse (4,1 kg), ce siège-auto peut tout aussi bien être utilisé dans les véhicules que fixé sur le châssis d'une poussette ou porté à la main grâce à sa large poignée. Equipée d'un dispositif de réglage de la hauteur du harnais trois-points, cette coque a été conçue pour transporter les enfants de la naissance jusqu'à ce qu'ils pèsent 13 kg (environ 1 an et demi). A noter par ailleurs qu'il est nécessaire de positionner un coussin réducteur sous les fesses des nouveau-nés afin de garantir un parfait alignement de leur colonne vertébrale. Bien qu'il puisse

également être installé dans les véhicules en enroulant la ceinture de sécurité autour des trois crochets de fixation (2 à l'avant et 1 à l'arrière), ce siège-auto sera connecté à une base Isofix avec jambe de force pour l'ensemble des essais de notre campagne d'évaluation.

(a) (b) (c)

Figure 80 – Coque dos à la route : (a) vue de trois-quart ; (b) vue de face ; (c) vue arrière

En dehors du harnais et de la coque plastique qui participent activement à la protection des enfants, ce dispositif de retenue est constitué d'un insert unique en polystyrène expansé de densité 30 g/l. Au regard des photos présentées sur la figure 81, nous remarquons dans un premier temps que cet insert épouse parfaitement la structure de la coque, aussi bien à l'arrière que sur les côtés. Dans un second temps nous constatons toutefois que la zone dorsale et celle située sous le bassin de l'enfant n'est pas (ou peu) recouverte de polystyrène.

Bien qu'il soit constitué d'un seul bloc, cet insert ne présente pas une épaisseur uniforme. Alors que les parois latérales situées au niveau du bassin et de l'épaule mesurent approximativement entre 15 et 20 mm, nous pouvons voir sur la figure 81 (c) que celles de la tête présentent couche de 15 mm d'épaisseur surmontée de « dents de scie » d'une hauteur de 17 mm environ. Grâce à ce type de structure il est alors possible de modifier artificiellement la rigidité du matériau d'absorption d'énergie sans en changer sa densité. En ce qui concerne la paroi arrière, les épaisseurs du polystyrène expansé sont de l'ordre de 12 mm à la tête et de 10 mm le long de la bande verticale dans le dos.

(a) (b) (c)

Figure 81 – Matériaux d'absorption d'énergie de la coque dos à la route : (a) vue de trois-quart ; (b) vue de face ; (c) insert en polystyrène expansé

Obtenue par un procédé de moulage par injection, la coque en polypropylène est une pièce maîtresse du siège-auto. En effet, en plus de son rôle structurel servant de support au matériau d'absorption

d'énergie et au harnais, elle assure la jonction entre l'enfant et le châssis du véhicule. Comme montré en figure 82, la rigidité du dispositif de retenue n'est pas obtenue grâce à des nervures de renfort, mais par des plis et replis situés aussi bien à l'extérieur qu'à l'intérieur de la coque plastique. A noter également que l'arche formée par la poignée de transport participe activement à la rigidification du siège-auto lors de sollicitations latérales.

(a) (b) (c)

Figure 82 – Architecture de la coque dos à la route : (a) vue de trois-quart ; (b) vue de face ; (c) détail de l'intérieur du siège-auto

3.2.2. Dispositif de retenue réversible :

Contrairement au dispositif de retenue précédent, celui présenté sur la figure 83 n'a pas été conçu en vue d'une utilisation multi-modale (voiture, poussette, portage), mais uniquement pour le transport des enfants dans les véhicules. Grâce à sa base équipée de pinces Isofix et sa sangle de fixation supérieure, ce siège-auto peut être installé au choix en position dos ou face à la route. Cette caractéristique lui permet alors de transporter des enfants dès la naissance, et ce, jusqu'à ce que leur masse soit de 18 kg (environ 4 ans). Suivant leur morphologie il est alors nécessaire de régler la position en hauteur de la têtière et du harnais 5 points par l'intermédiaire de la crémaillère visible à l'arrière du siège. A noter par ailleurs que la face interne des fourreaux du harnais est recouverte d'un matériau anti-dérapant assurant ainsi une meilleure retenue des épaules de l'enfant lors de chocs frontaux.

(a) (b) (c)

Figure 83 – Dispositif de retenue réversible en position dos à la route : (a) vue de trois-quart ; (b) vue de face ; (c) vue arrière

Après avoir retiré la housse de confort, nous pouvons voir sur les photos de la figure 84 que le siège-auto est constitué de deux parois latérales en polystyrène expansé de densité 25 g/l, et d'un insert multicouches au niveau de la têtière. Ce dernier est composé à la fois de polystyrène expansé et d'une

mousse viscoélastique de densité 96 g/l. Par ailleurs, il semble intéressant de noter l'absence de matériau d'absorption d'énergie sur l'ensemble de la zone du dispositif de retenue sur laquelle sont appuyés le dos et le bassin de l'enfant.

En étudiant plus en détail les parois latérales en polystyrène expansé, nous constatons que l'épaisseur de celles-ci est de 25 mm environ, sauf dans la partie haute où elle est de 30 mm. La têtière est quant à elle garnie d'une couche de polystyrène de 15 mm et recouverte d'une tranche de 17 mm de mousse viscoélastique pour absorber les chocs lors d'impacts latéraux.

(a) (b) (c)

Figure 84 – Matériaux d'absorption d'énergie du dispositif de retenue réversible en position dos à la route : (a) vue de trois-quart ; (b) vue de face ; (c) inserts latéraux en polystyrène expansé

Comme c'était le cas pour la coque dos à la route, la structure en polypropylène présentée en figure 85 est l'élément central de ce dispositif de retenue puisqu'elle se retrouve à l'intersection à la fois du châssis du véhicule, des matériaux d'absorption d'énergie, du harnais et de l'enfant. Par ailleurs, une analyse approfondie des photos ci-dessous nous permet de constater que la rigidité de cet ensemble est obtenue par la crémaillère servant au réglage de la têtière, et par la présence de nombreuses nervures de renfort le long des parois arrière et latérales.

(a) (b) (c)

Figure 85 – Architecture du dispositif de retenue réversible en position dos à la route : (a) vue de trois-quart ; (b) vue de face ; (c) détail de l'intérieur du siège-auto

3.3. Cas du choc frontal :

Après installation de la banquette d'essais, des dispositifs de retenue et des mannequins de *crash* suivant le protocole réglementaire présenté dans le paragraphe 5.5.2, la campagne d'évaluation expérimentale en choc frontal a pu commencer. Chaque configuration a par ailleurs systématiquement été testée à deux reprises. Pour chacun des cas, les positions en hauteur du harnais et de la têtière ont été réglées en fonction de la stature du mannequin (figure 86). Sur l'ensemble des essais, la vitesse moyenne du chariot au moment de l'impact était de $49 \pm 0{,}2\ km/h$.

Comme cela a précédemment été présenté, la conformité des dispositifs de retenue vis à vis de la nouvelle réglementation lors des chocs frontaux repose à la fois sur la cinématique du mannequin et sur les accélérations linéaires résultantes. De plus, nous avons vu que le groupe de travail sur la sécurité passive (GRSP) a également défini des critères relatifs aux moments mesurés dans la partie haute du cou, à la déflection thoracique et à la pression abdominale. Au cours de cette phase d'évaluation, nous ne nous contenterons pas d'observer simplement les résultats des essais, mais nous chercherons à comprendre les phénomènes qui y sont rattachés. En nous appuyant à la fois sur les enregistrements des caméras rapides et sur les mesures des capteurs intégrés aux mannequins, nous mènerons alors une analyse approfondie de chacune des configurations. L'ensemble des résultats sera ensuite regroupé puis présenté de telle sorte à évaluer la capacité des sièges-auto à satisfaire aux exigences de la nouvelle réglementation en choc frontal.

Figure 86 – Installation des mannequins dans les dispositifs de retenue avant la campagne de tests : (a) Q0 dans la coque dos à la route ; (b) Q1 dans la coque dos à la route ; (c) Q1.5 dans la coque dos à la route ; (d) Q1.5 dans le siège réversible face à la route ; (e) Q3 dans le siège réversible face à la route

3.3.1. Mannequin Q0 :

Au regard des rapports d'essais automatiquement générés après chacun des deux tests, nous constatons d'abord que l'ensemble des critères réglementaires relatifs au mannequin Q0 a été satisfait. Lors de l'analyse des enregistrements vidéo et des courbes présentées en figure 88, nous pouvons observer trois séquences successives :

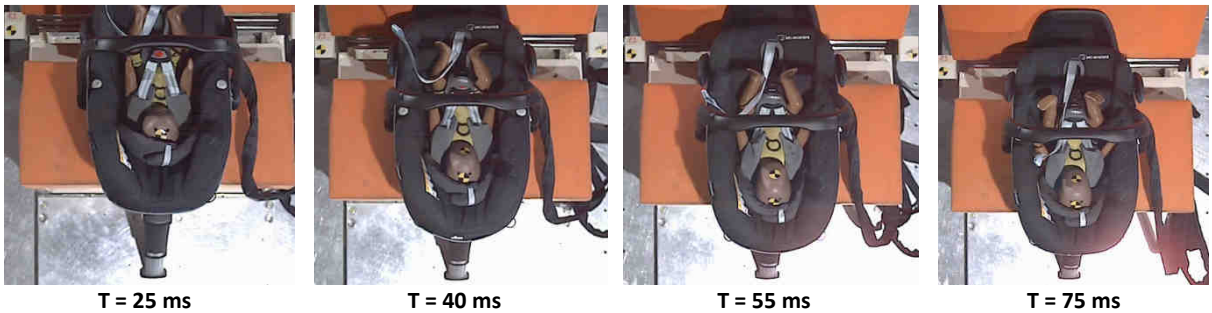
- Suppression des jeux : se déroulant sur les 30 premières millisecondes, cette séquence illustrée sur la figure 87 (a) correspond à un déplacement relatif du siège-auto par rapport à la base Isofix au cours duquel tous les jeux fonctionnels sont supprimés.

- Interaction entre le mannequin et le siège-auto : d'une durée de $40\ ms$ environ, la seconde séquence présente l'interaction durant laquelle les différents segments corporels du mannequin sont plaqués contre la paroi arrière du siège-auto. Lorsque nous nous référons aux courbes d'accélération de la tête et du thorax présentées en figure 88, nous constatons

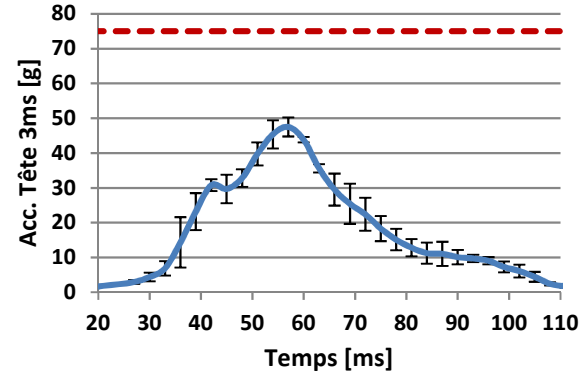
d'abord un fléchissement à $T = 42\ ms$ puis un pic à l'instant $T = 57\ ms$. Ce n'est qu'en analysant séparément les composantes suivant les axes X, Y et Z que nous pouvons comprendre les phénomènes auxquels ils sont rattachés. En effet, si le premier est directement engendré par l'interaction entre le mannequin et la paroi intérieure du siège, le second présente une forte sollicitation dans l'axe longitudinal, traduisant une excursion de l'ensemble du corps suivant la direction de l'impact. Une illustration de ces deux phases est donnée sur la figure 87 (b).

× Basculement du mannequin : illustrée en figure 87 (c), la dernière séquence se traduit quant à elle par un basculement du corps du mannequin entraîné par l'inertie de ses membres inférieurs, d'abord dans la direction de l'impact, puis dans l'autre sens jusqu'à retrouver un alignement « naturel ». Lorsque nous observons la courbe de flexion My mesurée dans la partie haute du cou, nous retrouvons bien ces sollicitations se traduisant alors par un palier délimité par l'intervalle compris entre 70 et 90 ms

Figure 87 – Représentation graphique des trois séquences : (a) suppression des jeux entre le siège-auto et la base ; (b) interaction entre le mannequin et le siège-auto se traduisant par un impact puis une excursion du corps ; (c) basculement du corps du mannequin dans le siège-auto dans un sens, puis dans l'autre



(a)



(b)

(c)

$$HPC_{R129\ criteria} = 600$$
$$HPC = 176 \pm 18$$

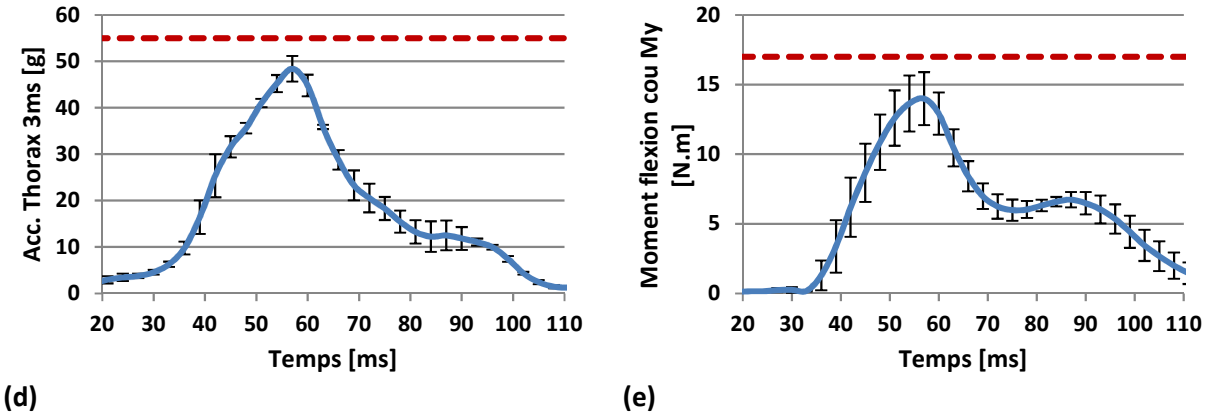


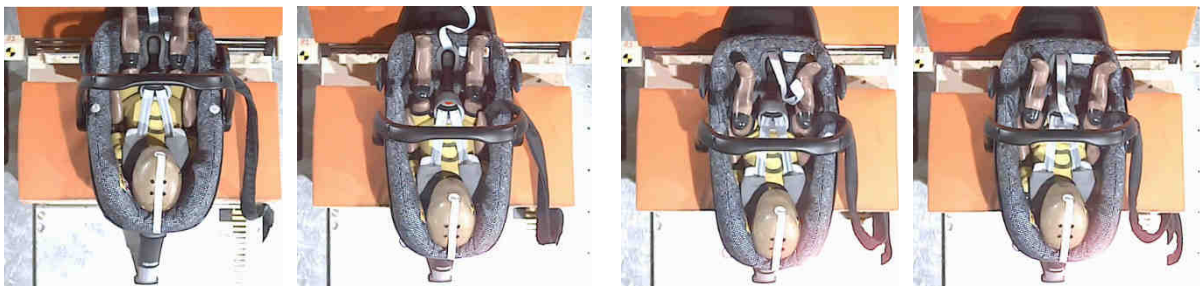
Figure 88 – Analyse des essais de choc frontal avec le mannequin Q0 : (a) cinématique au cours de l'essai (vue du dessus) ; (b) accélération linéaire résultante de la tête ; (c) Head Performance Criteria ; (d) accélération linéaire résultante du thorax ; (e) moment de flexion My du cou. Les limites réglementaires et celles proposées par le GRSP sont représentées sur les graphiques par une ligne en pointillé.

3.3.2. Mannequin Q1 :

D'une manière générale, les résultats de l'évaluation de la coque dos à la route avec le mannequin Q1 présentent des similitudes comparés à ceux avec le Q0, aussi bien en termes de conformité aux limites réglementaires que de cinématique. Sur ce dernier point, l'observation de l'enregistrement vidéo et des courbes présentés sur la figure 89 (a) nous permet à nouveau de retrouver les trois séquences que sont le positionnement du dispositif de retenue vis-à-vis de la base Isofix, l'impact entre le mannequin et le siège-auto, et enfin le basculement puis l'immobilisation du mannequin. Nous pouvons toutefois remarquer que, contrairement à la configuration précédente, la cinématique du mannequin est ici moins prononcée, et ce, en raison de sa masse plus importante et de la diminution de l'espace relatif entre son corps et l'assise du siège-auto.

Lorsque nous nous référons aux graphiques de la figure 89, nous retrouvons des courbes d'accélérations et de moments relativement proches de celles rencontrées précédemment. Les mesures des capteurs du mannequin traduisent ainsi la cinématique particulière de ce dernier d'abord plaqué au fond de l'assise avant d'être projeté vers l'avant. A partir de $51\ ms$ nous assistons à une diminution de l'accélération thoracique suivant l'axe longitudinal induite par l'action du harnais limitant alors l'excursion du corps du mannequin.

Sur le graphique de la figure 89 (e) présentant l'évolution de la flexion du cou au cours du temps, nous pouvons à nouveau noter la présence de deux pics. A l'image des essais avec le Q0, le premier intervient à l'instant où les accélérations de la tête et du thorax sont maximales alors que le second est directement engendré par le basculement du corps du mannequin suivant la direction de l'impact.



T = 30 ms | T = 50 ms | T = 70 ms | T = 90 ms

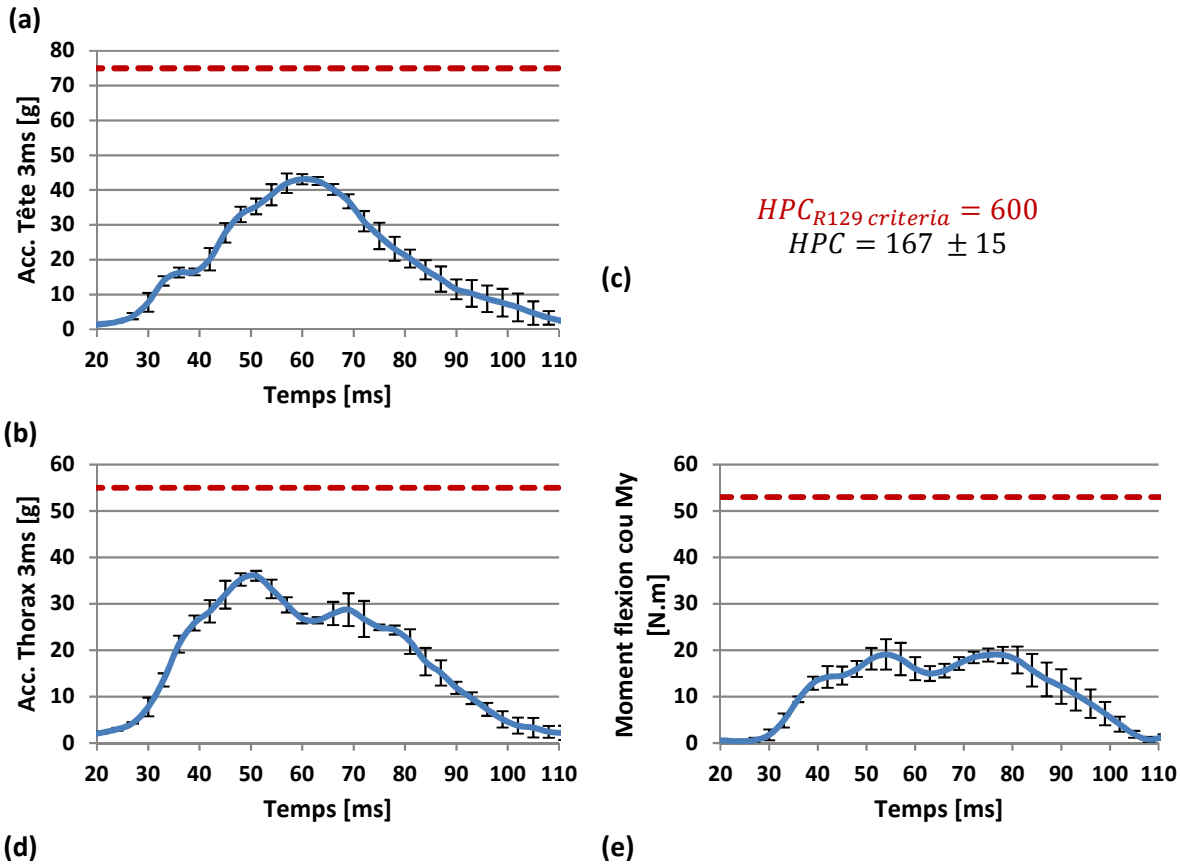


Figure 89 – Analyse des essais de choc frontal avec le mannequin Q1 : (a) cinématique au cours de l'essai (vue du dessus) ; (b) accélération linéaire résultante de la tête ; (c) Head Performance Criteria ; (d) accélération linéaire résultante du thorax ; (e) moment de flexion My du cou. Les limites réglementaires et celles proposées par le GRSP sont représentées sur les graphiques par une ligne en pointillé.

3.3.3. Mannequin Q1.5 :

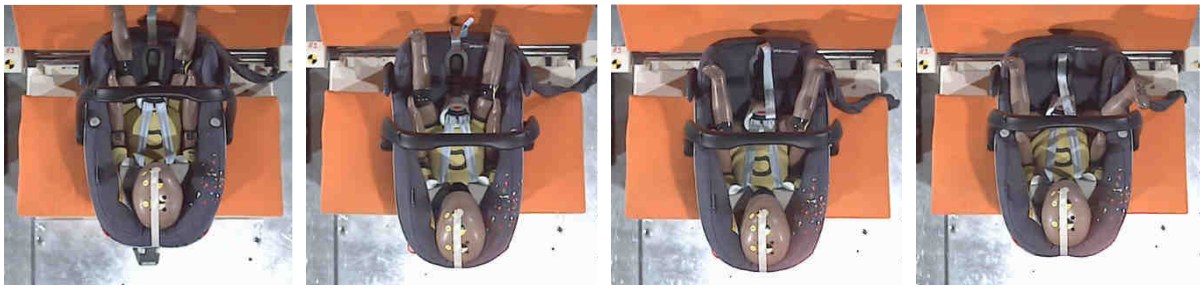
Tout comme cela a été expliqué précédemment, le mannequin Q1.5 peut au choix être transporté dans une coque dos à la route ou dans un dispositif de retenue réversible. Pour la séquence de tests avec le second siège-auto, nous avons opté pour la configuration la plus critique, à savoir une installation face à la route. En analysant les enregistrements vidéo et les courbes présentés sur la figure 90, nous constatons un comportement global assez différent suivant le type de siège-auto considéré.

- La coque dos-route : l'analyse des essais réalisés avec ce dispositif de retenue nous permet de constater de nombreuses similitudes comparées aux deux configurations précédentes, tant en termes de cinématique que de comportement dynamique. En effet, si l'accélération maximale mesurée dans la tête du mannequin est principalement due à son interaction avec l'intérieur de l'assise, les pics d'accélération thoracique sont dus à un déplacement relatif entre le mannequin et l'assise. Par ailleurs, l'évolution du moment de flexion mesuré dans la partie haute du cou est une fois encore induite par le basculement du corps du mannequin entraîné par l'inertie de ses jambes.

- Le siège-auto réversible : contrairement aux configurations précédentes, l'utilisation de ce dispositif de retenue engendre une forte excursion de la tête du mannequin vers l'avant avec une légère déviation angulaire vis-à-vis de l'orientation de l'impact. Cette singularité peut s'expliquer par le fait que l'ancrage sur lequel est fixée la sangle supérieure n'est pas centré avec l'axe du siège-auto, ce qui engendre alors une dissymétrie dans la retenue du mannequin.

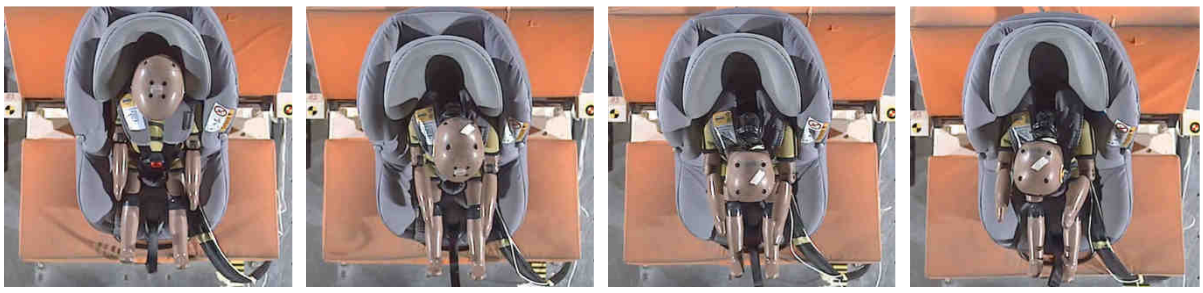
Lorsque nous nous référons à la courbe d'accélération mesurée dans la tête du mannequin, nous constatons que le pic est d'abord associé à une rotation du cou couplée à une excursion de la tête vers l'avant (axe Z) puis vers le bas (axe X) à partir $87\ ms$. De plus, nous pouvons voir sur les enregistrements vidéo que le tronc du mannequin est totalement retenu par le harnais au cours des essais, ce qui se traduit par une accélération thoracique constante.

Par ailleurs, en raison de la prédisposition des enfants installés face à la route à être sujets à des blessures au niveau du tronc lors d'impacts frontaux (*cf.* paragraphe 2.3.1), nous avons équipé le mannequin Q1.5 de capteurs de déflection thoracique et de pression abdominale pour les essais avec le siège-auto réversible. Ainsi, la forme de la courbe présentée sur la figure 90 (g) illustre parfaitement le phénomène expliqué par Visvikis dans le paragraphe 4.4.2 : le plateau d'effort compris entre 57 et $75\ ms$ correspond à la déflection liée à l'action du harnais, alors que le pic survenant à $T = 96\ ms$ est provoqué par l'impact du menton du mannequin sur le thorax. Bien que la pression mesurée par le capteur abdominal présente une légère dissymétrie entre les deux côtés, les mesures restent toutefois largement acceptables vis-à-vis de la limite proposée par le GRSP.



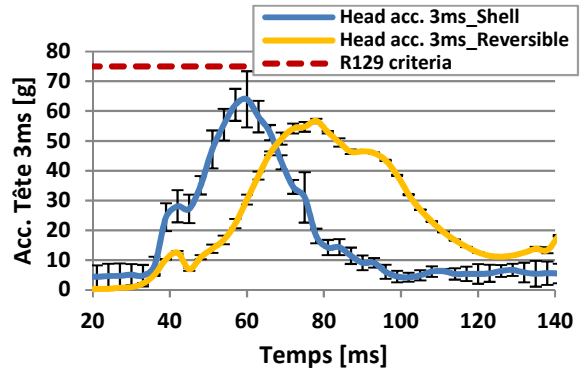
T = 35 ms T = 55 ms T = 75 ms T = 95 ms

(a)



T = 50 ms T = 70 ms T = 90 ms T = 110 ms

(b)



(c)

(d)

$$HPC_{R129\ criteria} = 600$$
$$HPC_{Shell} = 326 \pm 31$$
$$HPC_{Reversible} = 331 \pm 16$$

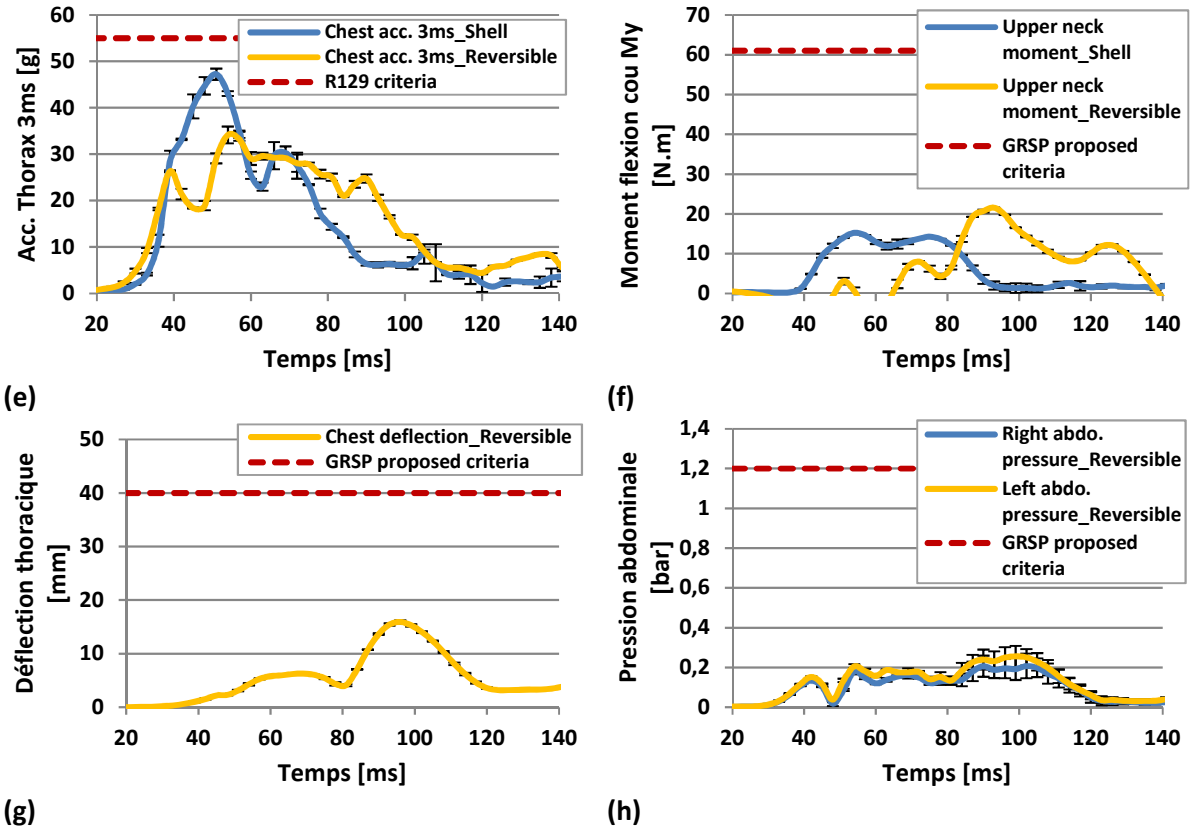


Figure 90 – Analyse des essais de choc frontal avec le mannequin Q1.5 : (a) cinématique de la coque au cours de l'essai (vue du dessus) ; (b) cinématique du siège réversible au cours de l'essai (vue du dessus) ; (c) accélération linéaire résultante de la tête ; (d) Head Performance Criteria ; (e) accélération linéaire résultante du thorax ; (f) moment de flexion My du cou ; (g) déflection thoracique ; (h) pression abdominale. Les limites réglementaires et celles proposées par le GRSP sont représentées sur les graphiques par une ligne en pointillé.

3.3.4. Mannequin Q3 :

Cette fois encore, l'ensemble des résultats des essais réalisés avec le mannequin Q3 installé dans un siège-auto réversible était inférieur non seulement aux critères réglementaires, mais aussi à ceux proposés par le GRSP. Par ailleurs, lorsque nous nous référons aux enregistrements vidéo présentés sur la figure 92, nous pouvons observer une cinématique particulière du dispositif de retenue. En effet, malgré l'action de la sangle de fixation supérieure, le siège-auto effectue une rotation autour des ancrages Isofix : celui-ci vient d'abord comprimer la mousse de la banquette avant d'être repoussé dans l'autre sens à partir de 75 ms (*cf.* figure 91).

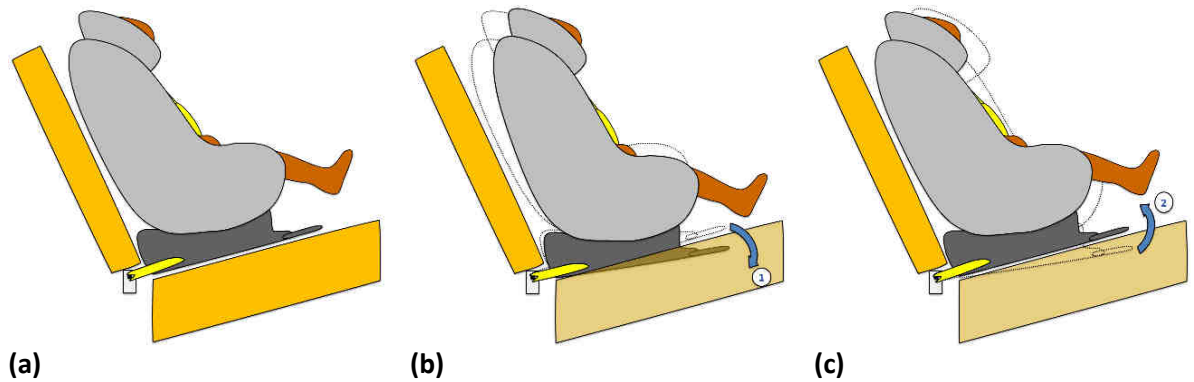
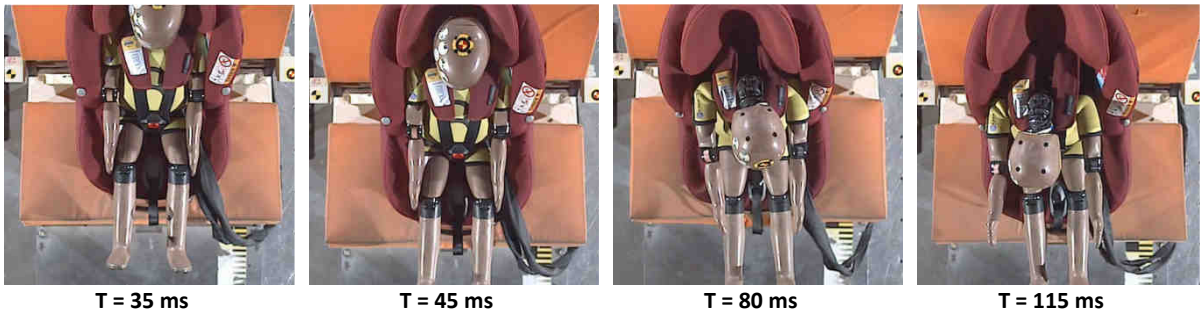


Figure 91 – Représentation graphique de la cinématique du siège-auto réversible : (a) état initial ; (b) compression de la mousse de la banquette ; (c) rebond du siège-auto à partir de 75 ms

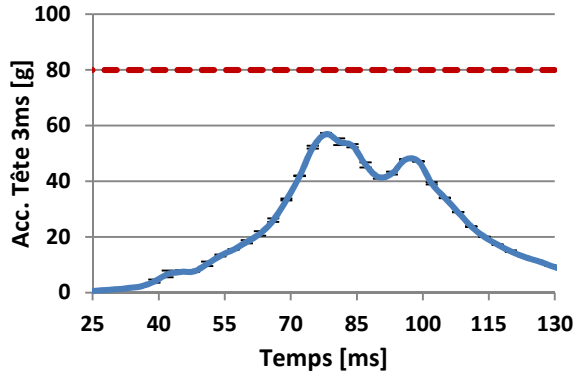
A l'image des essais de la configuration précédente, nous pouvons constater en figure 92 (a) que si le tronc du mannequin est parfaitement retenu par le harnais, sa tête et ses membres inférieurs et supérieurs sont éjectés vers l'avant au moment du choc. Cette forte excursion se traduit par une augmentation du moment de flexion du cou et par un pic d'accélération de la tête aux alentours de 78 ms. De plus, l'observation de la courbe présentée sur la figure 92 (b) nous permet de remarquer un second pic engendré par l'impact de la tête sur le sternum. Ce phénomène peut d'ailleurs être observé en termes de déflection thoracique.

Lorsque nous nous référons à la courbe d'accélération thoracique présentée sur la figure 92 (d), nous observons un plateau entre 42 et 99 ms ponctué par quelques oscillations. Ces dernières peuvent s'expliquer par un phénomène de frottements et de glissements successifs au niveau de l'interface entre le matériau anti-dérapant des fourreaux du harnais et le vêtement en néoprène du mannequin.

Par ailleurs, l'analyse des mesures de la pression abdominale nous permet d'identifier deux séquences. Si la première s'achevant vers 93 ms est due à l'interaction avec la boucle du harnais, l'explication de la seconde caractérisée par un pic de pression atteignant entre 0,2 et 0,3 bar est moins évidente. Une étude poussée des enregistrements vidéo est finalement nécessaire pour établir un lien entre ce phénomène et la cinématique du siège-auto illustrée sur la figure 91 : lors de sa rotation autour des ancrages Isofix, ce dernier entraîne le corps du mannequin dans sa course, engendrant ainsi une forte compression de l'abdomen.



(a)



(b)

(c)

$$HPC_{R129\ criteria} = 800$$
$$HPC = 312 \pm 12$$

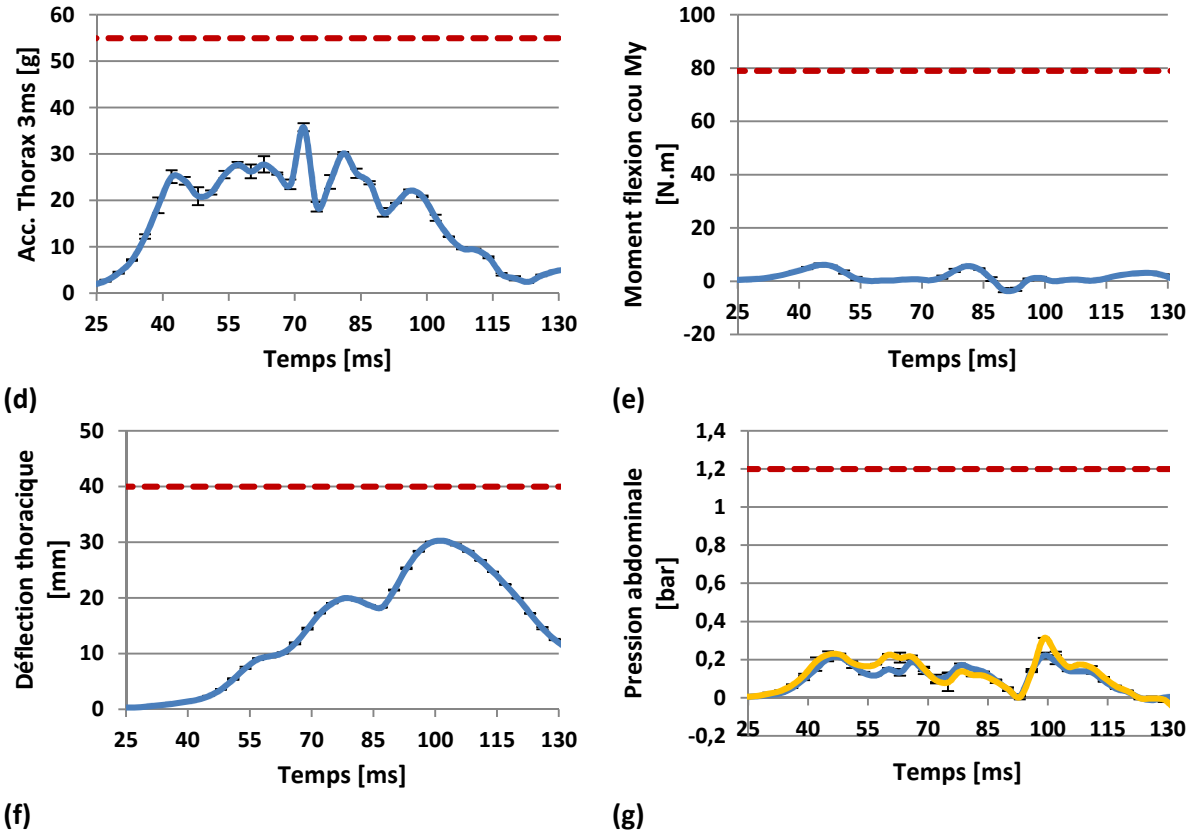


Figure 92 – Analyse des essais de choc frontal avec le mannequin Q3 : (a) cinématique au cours de l'essai (vue du dessus) ; (b) accélération linéaire résultante de la tête ; (c) Head Performance Criteria ; (d) accélération linéaire résultante du thorax ; (e) moment de flexion My du cou ; (f) déflection thoracique ; (g) pression abdominale. Les limites réglementaires et celles proposées par le GRSP sont représentées sur les graphiques par une ligne en pointillé.

3.3.5. Synthèse :

Quelle que soit la configuration considérée, nous pouvons d'abord constater qu'à l'issue de la campagne d'évaluation des dispositifs de retenue en choc frontal, l'ensemble des critères cinématiques et dynamiques sont conformes aux limites réglementaires. Pour une meilleure lisibilité des résultats, nous avons regroupé ces derniers sous forme d'histogramme après les avoir normalisés par rapport aux seuils imposés par la nouvelle réglementation et à ceux proposés par le GRSP.

Au regard du graphique présenté sur la figure 93, nous pouvons remarquer que le choix du modèle de siège-auto a une grande influence sur les résultats. Ainsi, comparé à la coque dos à la route, le siège-auto réversible présente des résultats plus faibles en termes de cinématique bien que l'excursion de la tête soit importante. Cette particularité s'explique alors par le fait que ce critère est défini par la position relative de la tête vis-à-vis du point Cr de la banquette, et non pas en fonction de l'excursion à proprement parler (*cf.* paragraphe 5.5.2). De plus, pour les deux séries d'essais réalisés avec le mannequin Q1.5, nous pouvons constater que les paramètres basés sur les mesures d'accélérations et de moment sont relativement similaires entre les deux configurations, alors que celles liées à la déflection thoracique et la pression abdominale sont directement influencées par la cinématique du corps du mannequin.

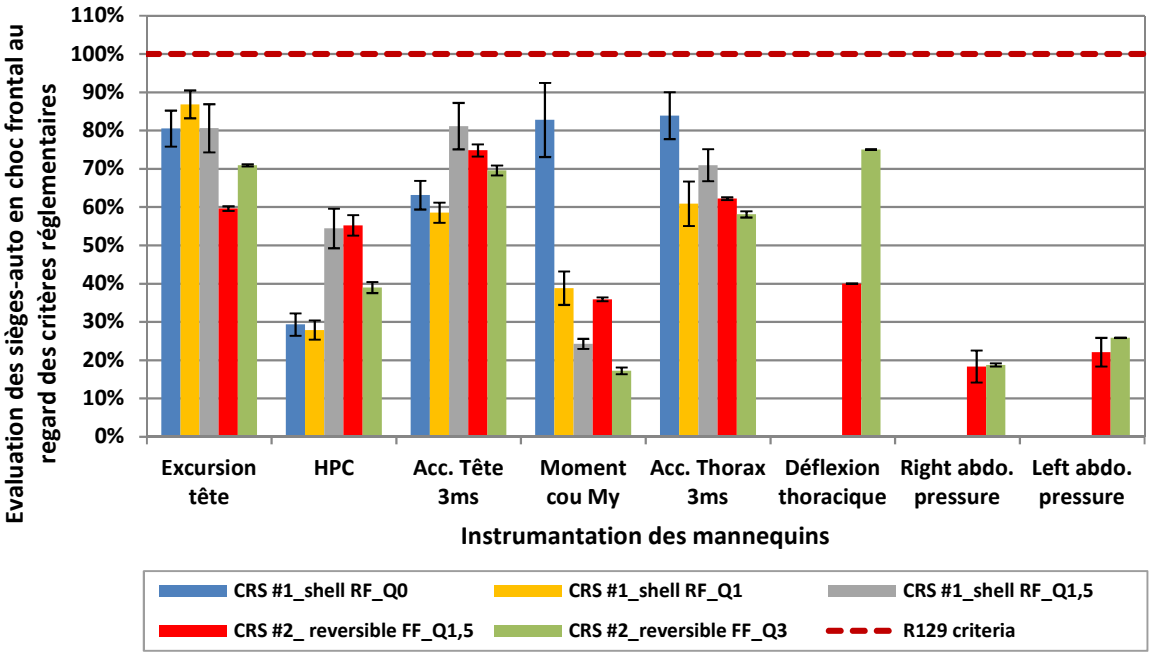


Figure 93 – Evaluation des dispositifs de retenue lors des essais réglementaires en choc frontal

3.4. Cas du choc arrière :

Comme nous avons pu le voir dans le paragraphe 5.5.2, le choc arrière est par définition moins sévère que le choc frontal, aussi bien en termes de vitesse d'impact que de profil de décélération. Du fait de l'orientation de la banquette, cette configuration est en quelque sorte l'inverse de celle étudiée précédemment : les mannequins installés dos à la route sont ainsi sujets à une excursion suivant la direction de l'impact, alors que ceux faisant face à la route sont plaqués à l'intérieur de l'assise. Cette dernière configuration ne sera toutefois pas étudiée puisqu'elle n'est pas considérée d'un point de vue réglementaire. Par conséquent le mannequin Q1.5 sera uniquement évalué dans le siège-auto réversible orienté dos à la route alors que le mannequin Q3 ne sera pas utilisé pour cette configuration d'impact. Une illustration de chacune des installations à la fois des dispositifs de retenue et des mannequins est présentée sur la figure 94.

A l'image de l'évaluation en choc frontal, chaque configuration a systématiquement été testée à deux reprises. Sur l'ensemble de ces essais, la vitesse moyenne du chariot mesurée au moment de l'impact était de $31 \pm 0{,}3\ km/h$. Conformément à la réglementation 129, les différents critères de conformité sont non seulement basés sur la cinématique de la tête du mannequin, mais aussi sur les mesures d'accélération de la tête et du thorax et sur les valeurs du moment de flexion enregistré dans la partie haute du cou.

(a) (b) (c) (d)

Figure 94 – Installation des mannequins dans les dispositifs de retenue avant la campagne de tests : (a) Q0 dans la coque dos à la route ; (b) Q1 dans la coque dos à la route ; (c) Q1.5 dans la coque dos à la route ; (d) Q1.5 dans le siège réversible dos à la route

3.4.1. Mannequin Q0 :

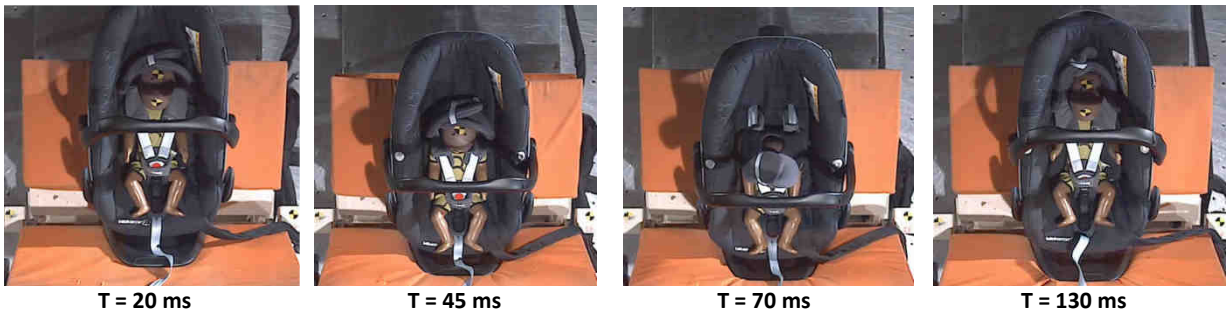
Que l'on se rapporte aux enregistrements vidéo ou aux courbes présentées sur la figure 96, nous pouvons remarquer que l'essai de choc arrière impliquant le mannequin Q0 installé dans une coque dos-route se décompose en trois séquences successives illustrées sur la figure 95 :

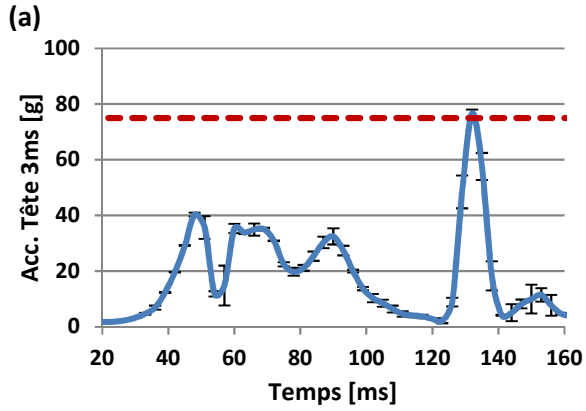
- Excursion vers l'avant : au cours de cette première séquence nous assistons à un basculement et une excursion vers l'avant à la fois du siège-auto et du mannequin. Une analyse plus poussée nous permet par ailleurs de constater que, si l'excursion du corps du mannequin est limitée par l'action du harnais, la rotation du dispositif de retenue est quant à elle contrôlée par l'effet de la barre anti-rebond de la base Isofix contre le dossier de la banquette. Compris entre 30 et 72 ms environ, ce déplacement du mannequin au fond de l'assise et vers l'avant illustré sur la figure 95 (a) se traduit non seulement par une augmentation de l'accélération de la tête suivant l'axe X, par un pic d'accélération longitudinale mesurée au niveau du thorax, mais aussi par une importante flexion du cou.

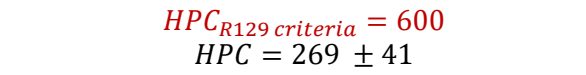
- Basculement du siège-auto vers l'arrière : au cours de la seconde séquence s'étalant jusque 105 ms, nous assistons à un basculement du dispositif de retenue vers l'arrière. Tout comme cela est illustré sur la figure 95 (b), l'action du harnais sur le corps du Q0 engendre un pic d'accélération de la tête et du thorax ainsi qu'une augmentation du moment de flexion du cou.

- Impact entre le mannequin et le siège-auto : s'inscrivant directement dans la continuité de la séquence précédente, cette phase correspond à l'impact entre le mannequin et l'intérieur de l'assise. Ce choc se traduit alors par une augmentation des accélérations sur le plan transversal, en particulier au niveau de la tête. Il est d'ailleurs important de noter que le critère réglementaire relatif à ce paramètre a été satisfait pour le premier essai mais pas pour le second.

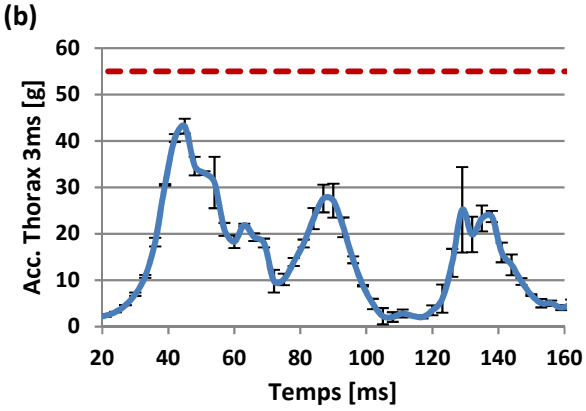
Figure 95 – Représentation graphique des trois séquences : (a) excursion du siège-auto et du mannequin vers l'avant ; (b) basculement du siège-auto vers l'arrière ; (c) impact du mannequin dans l'assise

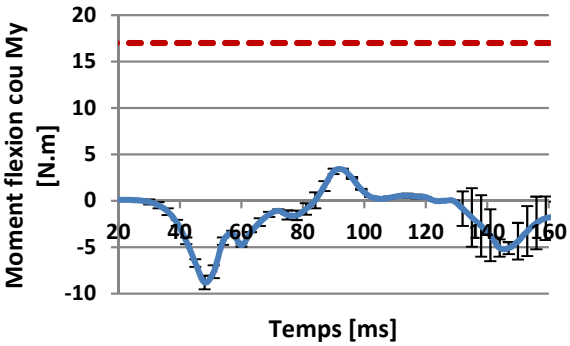






(c)





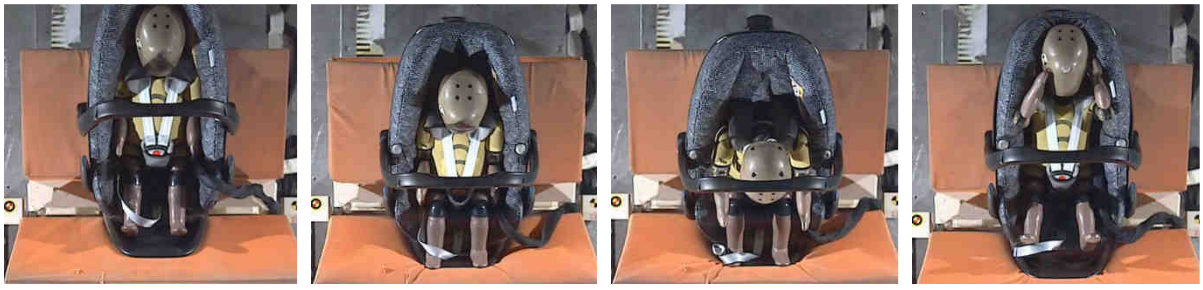
(d) (e)

Figure 96 – Analyse des essais de choc arrière avec le mannequin Q0 : (a) cinématique au cours de l'essai (vue du dessus) ; (b) accélération linéaire résultante de la tête ; (c) Head Performance Criteria ; (d) accélération linéaire résultante du thorax ; (e) moment de flexion My du cou. Les limites réglementaires et celles proposées par le GRSP sont représentées sur les graphiques par une ligne en pointillé.

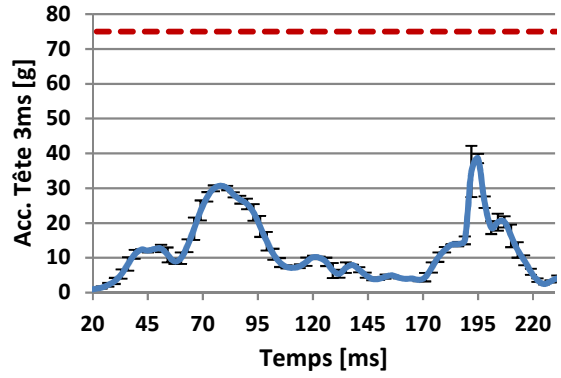
3.4.1. Mannequin Q1 :

Lorsque nous observons les enregistrements vidéo des essais de choc arrière avec le mannequin Q1 installé dans la coque dos à la route, nous retrouvons une cinématique globale analogue à celle rencontrée avec le Q0. En effet, du fait de leur orientation, le siège-auto et le mannequin sont d'abord projetés dans la direction de l'impact avant d'être ramenés en arrière. La séquence se poursuit alors par l'impact du corps du Q1 à l'intérieur de l'assise suivie d'une immobilisation de l'ensemble.

Comme précédemment, l'analyse des graphiques présentés sur la figure 97 nous permet de découper l'essai suivant trois séquences, chacune étant caractérisée par une augmentation des accélérations ou du moment de flexion mesurés par le mannequin. La première, dont le pic se situe aux alentours de $54\ ms$, est principalement portée par une sollicitation verticale pendant laquelle le mannequin vient s'enfoncer à l'intérieur de l'assise du siège-auto. Au cours de la seconde, le corps du Q1 est emporté par son inertie, ce qui engendre un découplage avec le dispositif de retenue identifié par une augmentation des accélérations longitudinales vers $90\ ms$. La dernière séquence se traduit principalement par un pic d'accélération de la tête à $195\ ms$, instant correspondant à l'interaction entre le corps du mannequin et l'intérieur du siège-auto. Contrairement à la configuration précédente, les résultats des essais d'évaluation de la coque dos-route avec le mannequin Q1 restent toutefois inférieurs aux limites réglementaires.



(a)



(b)

(c)

$$HPC_{R129\ criteria} = 600$$
$$HPC = 88 \pm 15$$

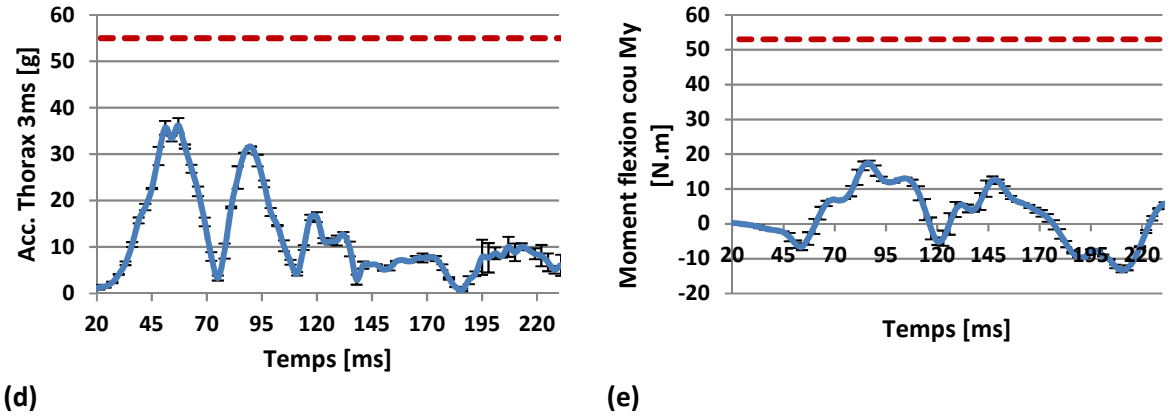


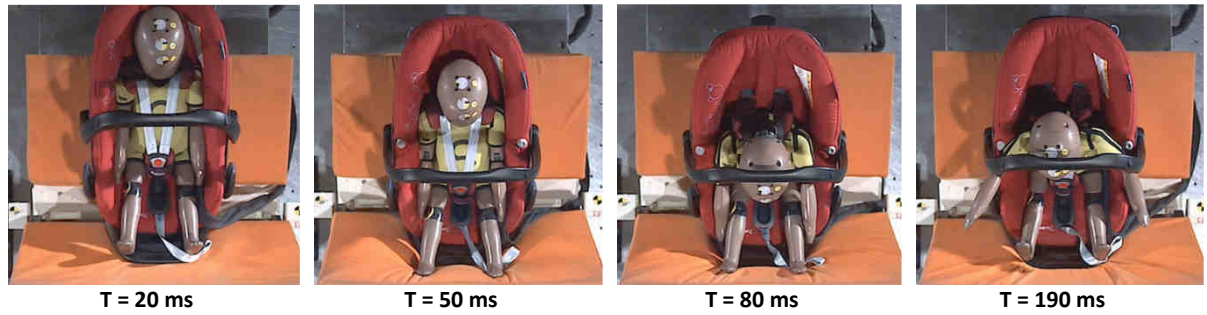
Figure 97 – Analyse des essais de choc arrière avec le mannequin Q1 : (a) cinématique au cours de l'essai (vue du dessus) ; (b) accélération linéaire résultante de la tête ; (c) Head Performance Criteria ; (d) accélération linéaire résultante du thorax ; (e) moment de flexion My du cou. Les limites réglementaires et celles proposées par le GRSP sont représentées sur les graphiques par une ligne en pointillé.

3.4.2. Mannequin Q1.5 :

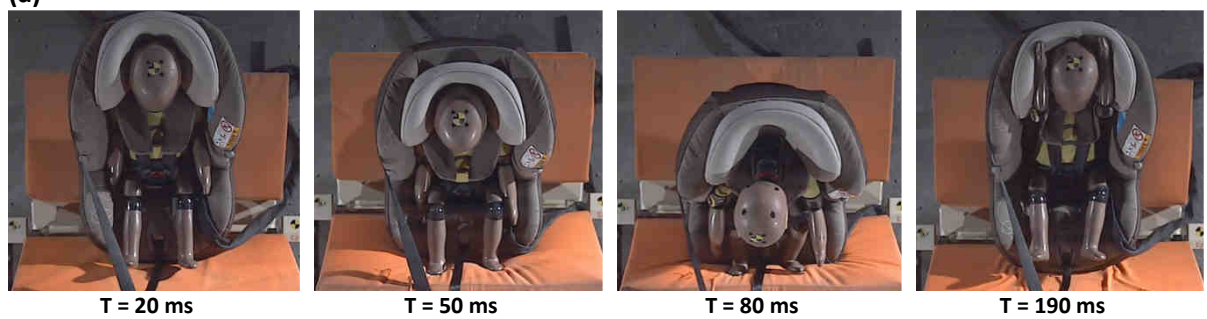
A l'image des autres essais de choc arrière où le dispositif de retenue est installé dos à la route, ceux réalisés avec le mannequin Q1.5 présentent une cinématique analogue, et ce, pour les deux modèles de siège-auto. Ainsi, après avoir été propulsés suivant la direction de l'impact, les deux modèles de siège-auto et le mannequin sont sujets à une rotation dans l'autre sens, ponctuée par un choc entre le corps du Q1.5 et l'assise.

Lorsque nous nous référons aux enregistrements vidéo présentés sur la figure 98, nous constatons que le comportement dynamique du mannequin est similaire pour les deux modèles de sièges-auto, et ce, jusqu'à l'instant $T = 80\ ms$ où l'excursion de la tête est maximale. La situation est en revanche très différente lors de la séquence de retour puisque le basculement du mannequin installé dans la coque dos à la route intervient beaucoup plus tard que pour les essais avec le siège-auto réversible. Par conséquent, l'interaction entre le mannequin Q1.5 et l'assise est décalée dans le temps : elle intervient respectivement après $300\ ms$ pour le premier et à $190\ ms$ pour le second dispositif de retenue.

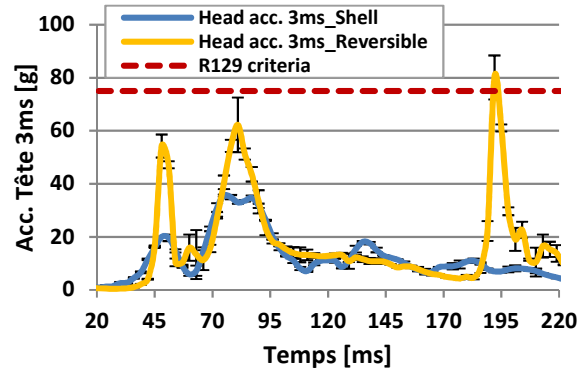
Lors de l'analyse plus poussée du comportement dynamique du mannequin, nous retrouvons bien des similitudes entre les deux modèles de dispositifs de retenue, mais uniquement pour la première séquence. En effet, malgré leur différence d'amplitude, les pics d'accélérations et de moment de flexion mesurés par le mannequin Q1.5 interviennent au même instant, et ce, quel que soit le siège-auto considéré. Le premier pic est ainsi lié à l'enfoncement du corps du mannequin à l'intérieur de l'assise, alors que le second reflète son excursion maximale dans la direction de l'impact. Il semble par ailleurs important de préciser que l'accélération thoracique mesurée à $50\ ms$ environ est supérieure à la limite réglementaire pour les essais avec le siège réversible. En ce qui concerne la phase de retour, notre étude ne peut être menée que sur les essais avec le dispositif de retenue réversible puisque l'interaction entre le mannequin et la coque dos à la route intervient après $300\ ms$, période alors non-considérée par la réglementation 129 (*cf.* paragraphe 5.5).



(a)



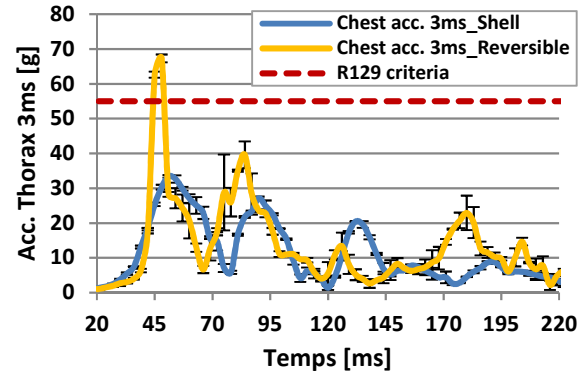
(b)



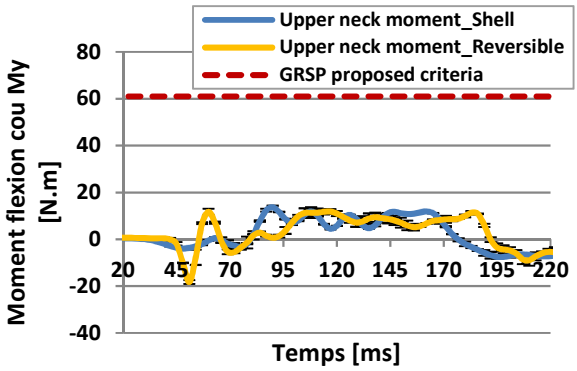
(c)

(d)

$$HPC_{R129\ criteria} = 600$$
$$HPC_{Shell} = 104 \pm 5$$
$$HPC_{Reversible} = 261 \pm 14$$



(e)



(f)

Figure 98 – Analyse des essais de choc arrière avec le mannequin Q1.5 : (a) cinématique de la coque au cours de l'essai (vue du dessus) ; (b) cinématique du siège réversible au cours de l'essai (vue du dessus) ; (c) accélération linéaire résultante de la tête ; (d) Head Performance Criteria ; (e) accélération linéaire résultante du thorax ; (f) moment de flexion My du cou. Les limites réglementaires et celles proposées par le GRSP sont représentées sur les graphiques par une ligne en pointillé.

3.4.3. Synthèse :

Après les avoir normalisés en fonction des limites réglementaires, les résultats issus de la campagne d'évaluation en choc arrière ont été regroupés puis présentés sous forme d'histogramme. Ainsi, lorsque nous nous référons au graphique de la figure 99, nous pouvons noter des disparités à deux

niveaux. D'abord, nous remarquons que les valeurs d'excursion de la tête, de HPC et de moment de flexion du cou sont systématiquement inférieures aux mesures d'accélérations. Ensuite, nous constatons que l'ensemble des critères lésionnels basés sur les accélérations linéaires résultantes du mannequin Q1.5 installé dans la coque dos à la route étaient bien plus faibles que ceux obtenus au cours des essais avec le siège-auto réversible. D'une manière générale, nous pouvons finalement conclure que ce dispositif de retenue ne satisfait pas aux exigences de la nouvelle réglementation pour les tests avec le mannequin Q1.5 installé dos à la route. Par ailleurs, les mesures d'accélération de la tête du mannequin Q0 étant trop limites, cette configuration ne peut donc pas être déclarée en conformité lors de choc arrière.

Quel que soit le modèle de dispositif de retenue, nous avons pu observer une cinématique similaire pour l'ensemble des essais. En effet, la première séquence correspond à l'excursion du mannequin suivant la direction de l'impact, ce qui se traduit par une augmentation des accélérations et du moment de flexion du cou. Dans un deuxième temps, nous assistons à une sollicitation dans le plan transverse liée à l'action du harnais sur le corps du mannequin lors du basculement du siège-auto vers l'arrière. La dernière phase correspond quant à elle à l'instant où le mannequin vient percuter l'intérieur de l'assise, ce qui engendre alors une augmentation de l'accélération de la tête en particulier.

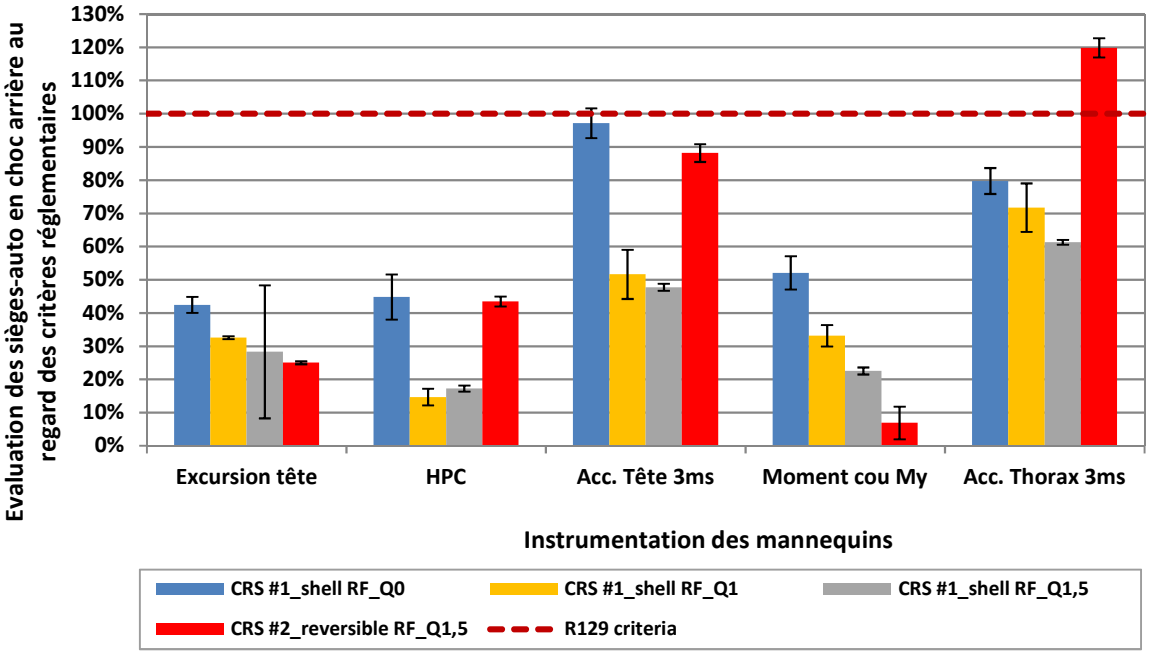


Figure 99 – Evaluation des dispositifs de retenue lors des essais réglementaires en choc arrière

3.5. Cas du choc latéral :

Au cours de notre synthèse bibliographique nous avons vu que la configuration de l'essai en choc latéral a été établie de telle sorte que sa sévérité soit similaire quelle que soit l'orientation du siège-auto. Nous avons donc décidé de manière arbitraire d'évaluer le dispositif de retenue réversible avec le mannequin Q1.5 installé face à la route. Une illustration de chacune des installations précédant les essais est présentée sur la figure 100.

A l'image des essais en choc frontal et arrière, l'ensemble des tests a été réalisé à deux reprises ; la vitesse moyenne enregistrée au moment du choc était de $24 \pm 0{,}3\ km/h$. Bien que la conformité réglementaire ne repose que sur les critères cinématiques et ceux liés à l'accélération de la tête, nous procéderons tout de même à une analyse détaillée des courbes d'accélération thoracique et de moment de flexion du cou.

Figure 100 – Installation des mannequins dans les dispositifs de retenue avant la campagne de tests : (a) Q0 dans la coque dos à la route ; (b) Q1 dans la coque dos à la route ; (c) Q1.5 dans la coque dos à la route ; (d) Q1.5 dans le siège réversible face à la route ; (e) Q3 dans le siège réversible face à la route

3.5.1. Mannequin Q0 :

Comparée aux configurations d'impact précédentes, nous pouvons voir que la durée du choc latéral impliquant le mannequin Q0 installé dans une coque dos-route est significativement inférieure. En effet, alors que les courbes d'accélérations et de moment de flexion s'étalaient sur 110 et $160\ ms$, respectivement pour le choc frontal et arrière, celles présentés sur la figure 102 ne durent que $60\ ms$. Par ailleurs, l'analyse détaillée des enregistrements vidéo et des courbes relatives à l'essai de choc latéral nous permet de constater une succession de quatre séquences :

- Contact puis déformation du siège-auto : comprise entre 23 et $30\ ms$, la première séquence correspond au contact puis à la déformation de la coque plastique du siège-auto contre la porte. Une illustration est présentée sur la figure 101 (a).

- Impact de l'épaule : la séquence suivante correspond à l'impact de l'épaule du mannequin avec les parois latérales du dispositif de retenue se traduisant alors par un pic d'accélération thoracique à $T = 36\ ms$.

- Impact de la tête : entrainée par son inertie, la tête du mannequin vient à son tour impacter l'intérieur du dispositif de retenue, engendrant ainsi une augmentation de l'accélération qui y est mesurée et de la flexion du cou à l'instant $T = 42\ ms$. Par ailleurs, le second pic d'accélération thoracique observé sur la figure 102 (b) est dû à la consolidation du matériau d'absorption d'énergie intégré aux parois latérales du siège-auto.

- Rebond : la dernière séquence est quant à elle associée au rebond puis à l'immobilisation du siège-auto et du mannequin.

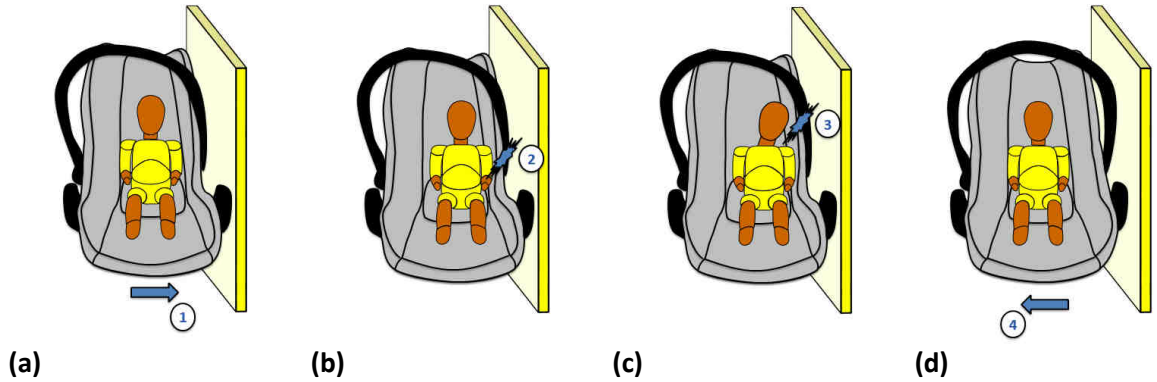
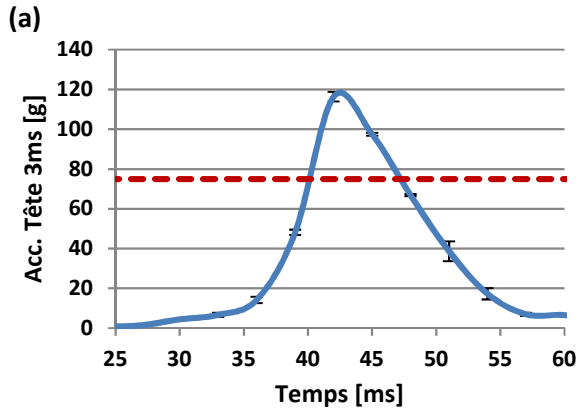
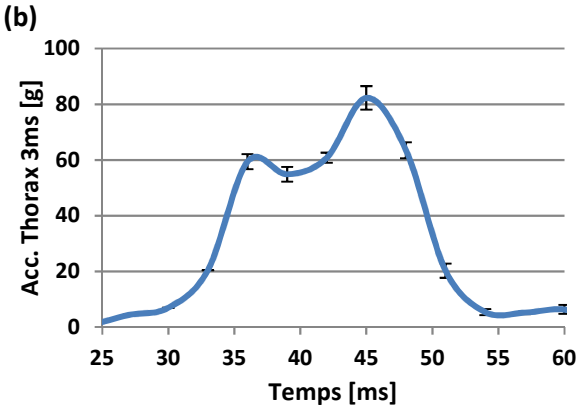


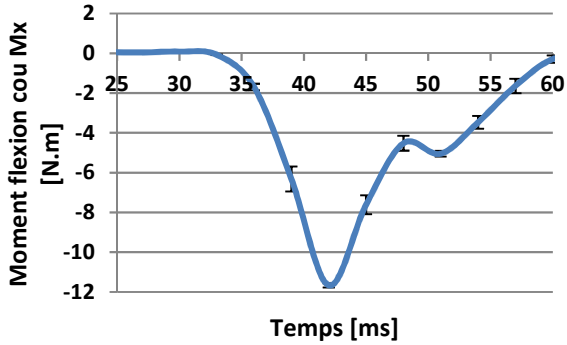
Figure 101 – Représentation graphique des quatre séquences : (a) déformation du siège-auto ; (b) impact de l'épaule du mannequin ; (c) impact de la tête du mannequin ; (d) rebond puis immobilisation du siège-auto et du mannequin



$$HPC_{R129\ criteria} = 600$$
$$HPC = 773 \pm 17$$

(c)





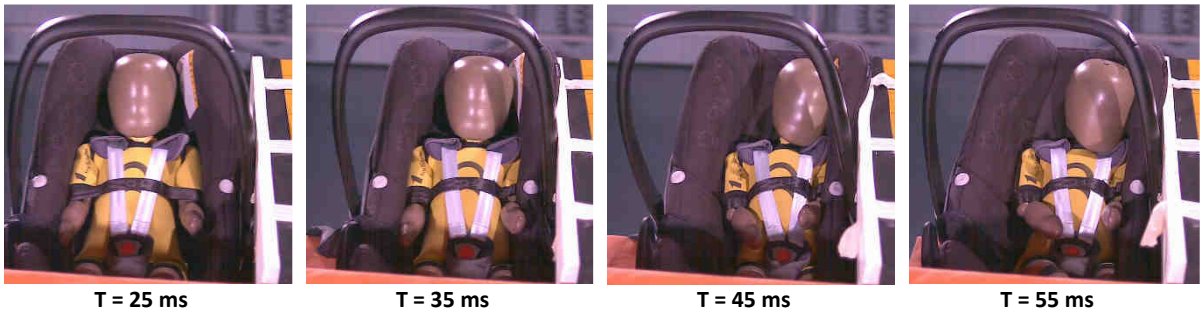
(c) (d)

Figure 102 – Analyse des essais de choc latéral avec le mannequin Q0 : (a) cinématique au cours de l'essai (vue de droite) ; (b) accélération linéaire résultante de la tête ; (c) Head Performance Criteria ; (d) accélération linéaire résultante du thorax ; (e) moment de flexion Mx du cou. La limite réglementaire est représentée par une ligne en pointillé.

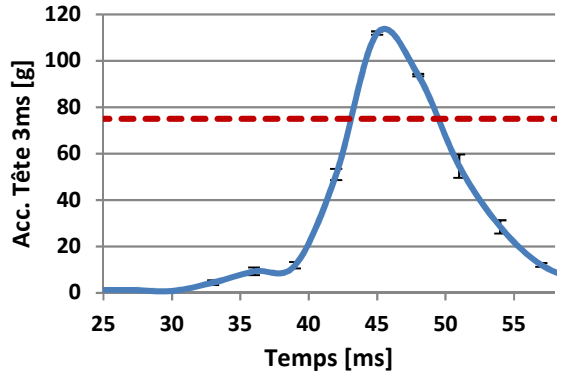
3.5.2. Mannequin Q1 :

Installé dans la coque dos à la route, le mannequin Q1 présente une cinématique similaire au Q0 lors de l'impact latéral. Lorsque nous nous référons aux enregistrements vidéo de la figure 103 (a), nous visualisons à nouveaux les quatre séquences que sont l'impact et la déformation du siège-auto contre la porte, l'interaction de l'épaule puis de la tête avec la paroi latérale du dispositif de retenue, et enfin le rebond puis l'immobilisation de l'ensemble.

L'analyse des signaux provenant des capteurs du mannequin Q1 nous permet de constater une augmentation de l'accélération thoracique liée à l'impact de l'épaule dans le siège-auto. Contrairement à la configuration précédente, cette interaction engendre également une flexion importante de la partie haute du cou aux alentours de $34\ ms$. Ce phénomène s'explique notamment par les différences de propriétés mécaniques et de masse du cou et de la tête entre les deux mannequins. Suite à l'impact de la tête avec la paroi latérale du dispositif de retenue, nous pouvons voir sur les graphiques ci-dessous que les courbes d'accélérations et de moment de flexion mesurée dans la partie haute du cou présentent un pic vers $45\ ms$.



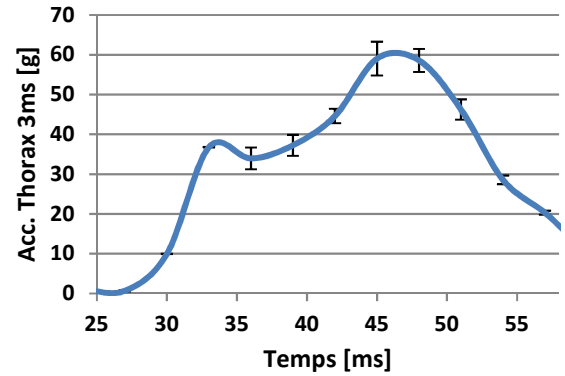
(a)



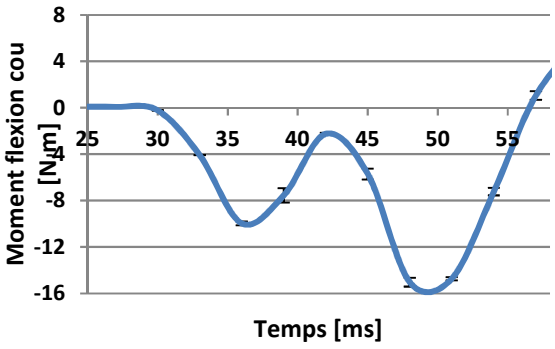
(b)

(c)

$$HPC_{R129\ criteria} = 600$$
$$HPC = 699 \pm 17$$



(d)



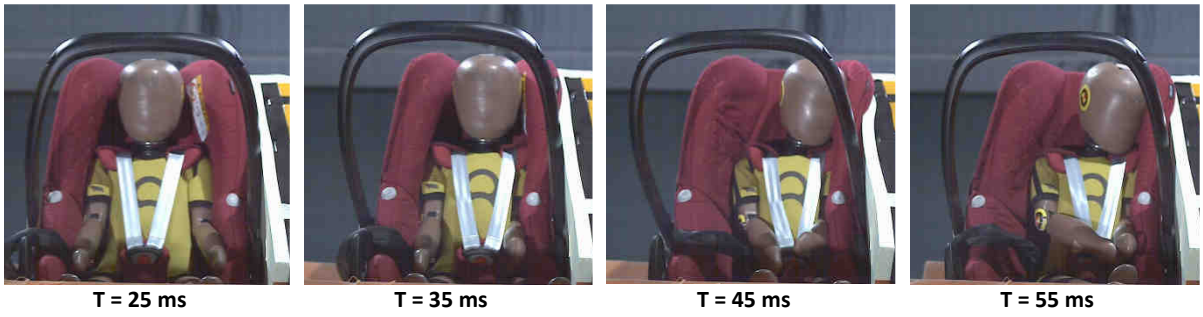
(e)

Figure 103 – Analyse des essais de choc latéral avec le mannequin Q1 : (a) cinématique au cours de l'essai (vue de droite) ; (b) accélération linéaire résultante de la tête ; (c) Head Performance Criteria ; (d) accélération linéaire résultante du thorax ; (e) moment de flexion Mx du cou. La limite réglementaire est représentée par une ligne en pointillé.

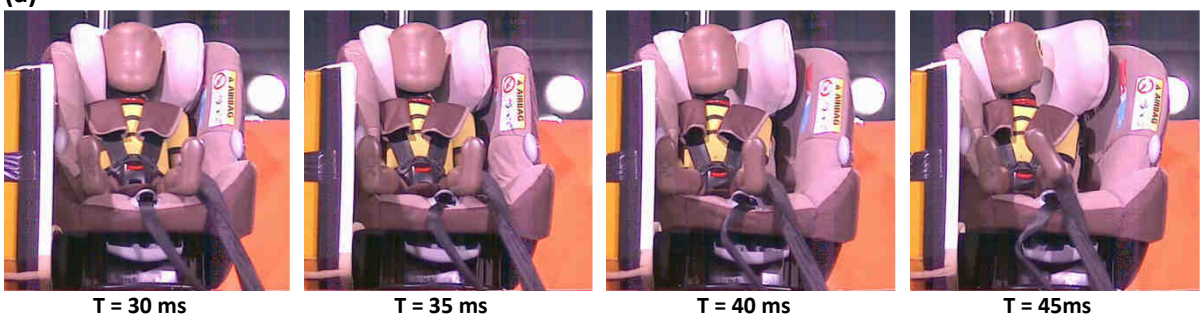
3.5.3. Mannequin Q1.5 :

Lorsque nous comparons les enregistrements vidéo de la figure 104 (a) et (b) correspondant aux essais avec le Q1.5, nous pouvons constater une cinématique globale similaire, et ce, quel que soit le dispositif de retenue considéré. A l'image des évaluations précédentes, nous retrouvons bien les quatre séquences que sont : la déformation du siège-auto, l'impact de l'épaule puis de la tête du mannequin, et enfin le rebond puis l'immobilisation de l'ensemble. Nous pouvons toutefois noter l'influence de l'architecture du dispositif de retenue sur le comportement dynamique du mannequin. Lors des essais avec le siège-auto réversible, le déplacement relatif entre la têtière et le mannequin Q1.5 a pour effet de significativement limiter la rotation de sa tête.

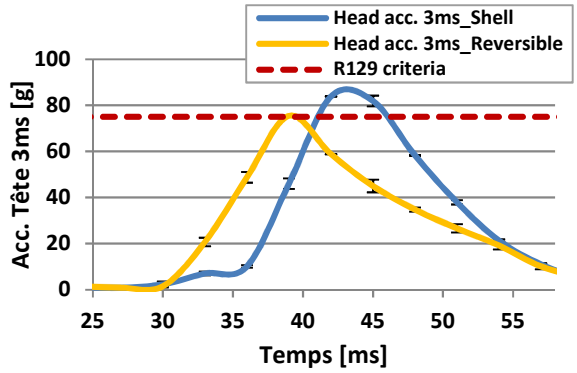
Comme précédemment, l'analyse des courbes d'accélérations et de moment de flexion relatives au mannequin Q1.5 nous permet de retrouver précisément chacune des interactions entre l'épaule, la tête et les parois internes des sièges-auto. Les différences d'architectures et de matériaux d'absorption d'énergie ont toutefois une influence sur la durée et l'amplitude des pics. Ainsi, lorsque nous nous focalisons uniquement sur le segment tête-cou, nous remarquons sur la figure 104 (c), (d) et (f) que la capacité de protection offerte par le dispositif de retenue réversible est supérieure à celle de la coque dos à la route.



(a)



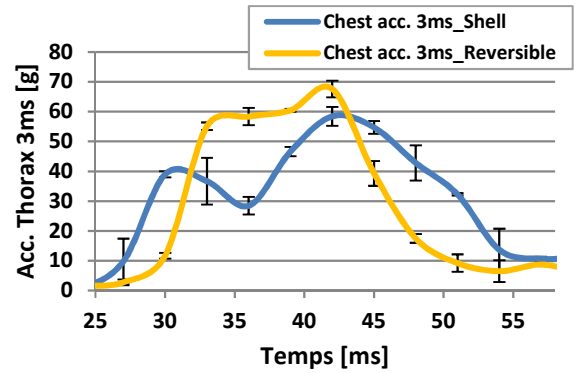
(b)



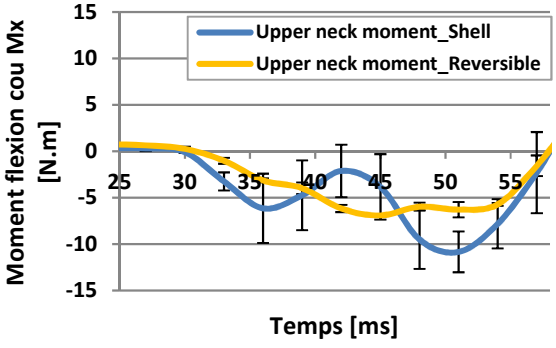
(c)

$$HPC_{R129\ criteria} = 600$$
$$HPC_{Shell} = 504 \pm 47$$
$$HPC_{Reversible} = 321 \pm 18$$

(d)



(e)



(f)

Figure 104 – Analyse des essais de choc latéral avec le mannequin Q1.5 : (a) cinématique de la coque au cours de l'essai (vue de droite) ; (b) cinématique du siège réversible au cours de l'essai (vue de gauche) ; (c) accélération linéaire résultante de la tête ; (d) Head Performance Criteria ; (e) accélération linéaire résultante du thorax ; (f) moment de flexion Mx du cou. La limite réglementaire est représentée par une ligne en pointillé.

3.5.4. Mannequin Q3 :

Les enregistrements vidéo de la figure 105 (a) présentent une fois encore une cinématique du mannequin et du dispositif de retenue similaire à celle des configurations précédentes. En plus de la

déformation de la structure combinée au déplacement relatif de la têtière vis-à-vis du mannequin, nous retrouvons les séquences successives correspondant à l'impact de l'épaule et de la tête du Q3 contre les parois internes du siège-auto, suivies du rebond et de l'immobilisation de l'ensemble.

En ce qui concerne les mesures du mannequin, nous pouvons voir en figure 105 que les courbes d'accélérations et de moment de flexion présentent les mêmes allures que celles étudiées précédemment. Alors que l'impact de l'épaule contre la paroi interne du siège-auto ne se ressent qu'au niveau des capteurs du thorax et du cou, celui de la tête engendre une augmentation de l'ensemble des signaux aux alentours de $37\ ms$. A noter toutefois que l'augmentation du moment de flexion visible à $54\ ms$ s'explique par le fait que le rebond du corps du mannequin Q1.5 démarre avant celui de sa tête.

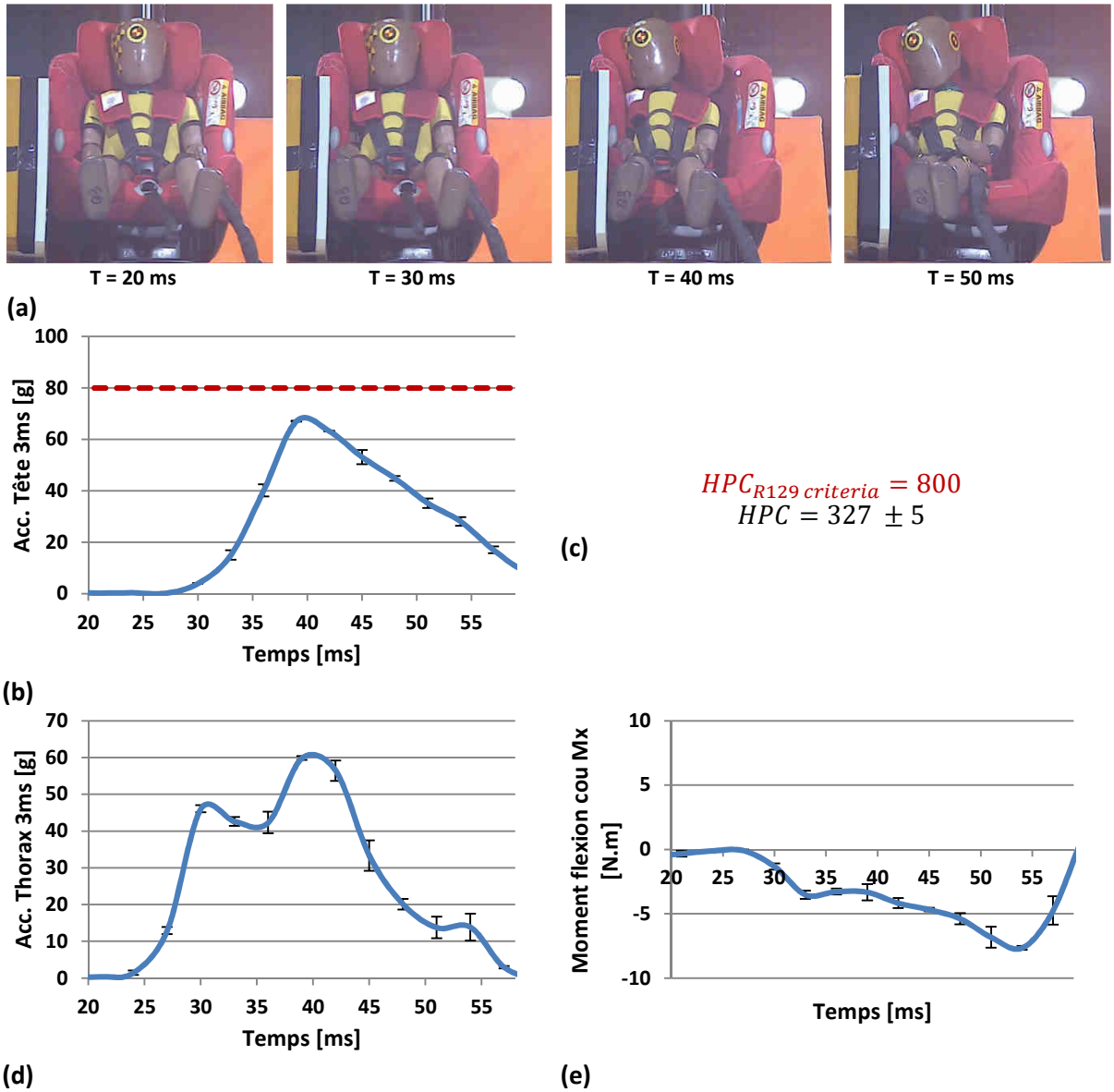


Figure 105 – Analyse des essais de choc latéral avec le mannequin Q3 : (a) cinématique au cours de l'essai (vue de gauche) ; (b) accélération linéaire résultante de la tête ; (c) Head Performance Criteria ; (d) accélération linéaire résultante du thorax ; (e) moment de flexion Mx du cou. La limite réglementaire est représentée par une ligne en pointillé.

3.5.5. Synthèse :

A l'image des deux premières campagnes d'évaluation des dispositifs de retenue, les résultats des critères d'accélération de la tête et de HPC ont été normalisés en fonction des limites réglementaires. N'étant pas considérés par la réglementation 129, ceux relatifs à l'accélération thoracique et de flexion du cou avaient néanmoins été étudiés pour bien comprendre les différentes séquences associées à un essai de choc latéral.

Lorsque nous nous référons au diagramme de la figure 106, nous constatons dans un premier temps que les résultats des configurations avec les mannequins Q0 et Q1 installés dans la coque dos à la route sont systématiquement au-delà des exigences réglementaires.

Bien que le critère de performance de la tête (HPC) relatif aux essais avec le mannequin Q1.5 installé dans la coque dos à la route soit respecté, nous remarquons dans un second temps que les valeurs d'accélération résultante linéaire de la tête sont supérieures aux seuils imposés par la réglementation.

Quel que soit le critère lésionnel considéré, notre campagne d'évaluation en choc latéral nous permet de conclure que le siège-auto réversible est conforme aux exigences réglementaires, et ce, aussi bien avec le mannequin Q1.5 que le Q3 installés face à la route.

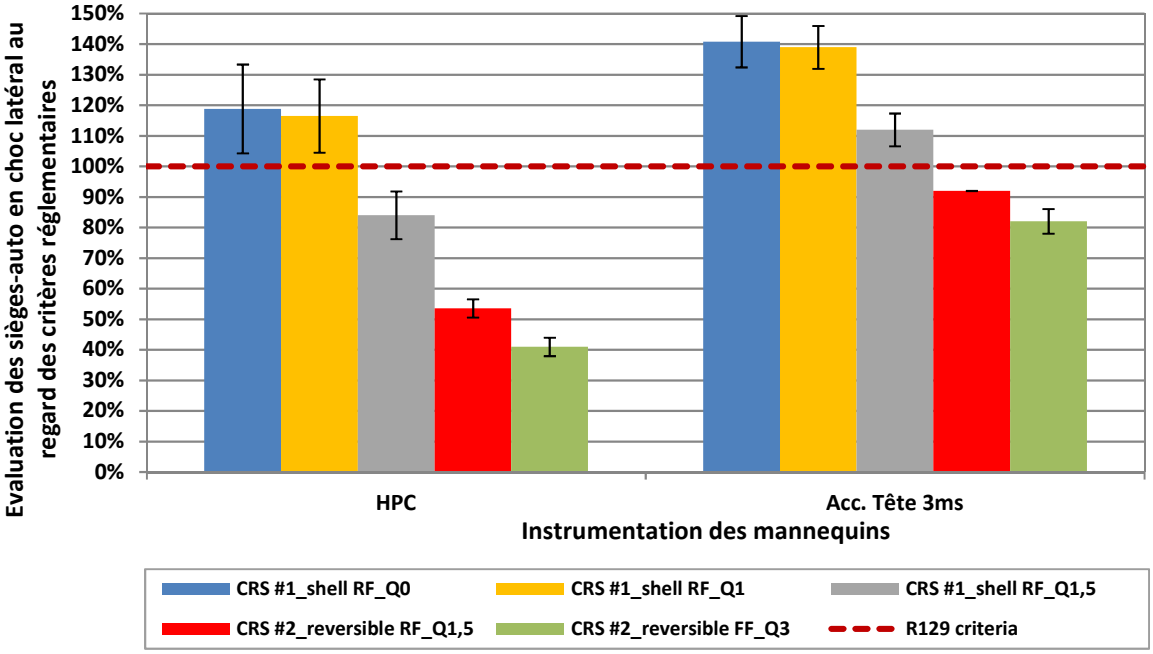


Figure 106 – Evaluation des dispositifs de retenue lors des essais réglementaires en choc latéral

3.6. Conclusion :

Entrée en vigueur en juillet 2013, la nouvelle réglementation relative aux dispositifs de retenue pour enfants vise à améliorer leur sécurité lors d'accidents de la circulation. Parmi les principales évolutions réglementaires, les sièges-auto doivent en particulier satisfaire à des essais dynamiques réalisés avec les mannequins de la famille Q, et ce, pour l'ensemble des directions d'impact. Après avoir sélectionné deux dispositifs de retenue représentatifs du marché actuel, nous avons mené une campagne d'essais afin de les évaluer au regard des exigences réglementaires.

Qu'il s'agisse de la coque dos à la route ou du siège-auto réversible, nous avons constaté à l'issue des tests de choc frontal que tous les critères réglementaires étaient satisfaits, et ce, pour l'ensemble des mannequins du Q0 au Q3. A noter par ailleurs que les installations face à la route présentent une importante excursion de la tête vers l'avant, le reste du corps étant parfaitement maintenu par le harnais.

La deuxième phase de notre campagne d'évaluation s'est focalisée sur les dispositifs de retenue orientés dos à la route lors de choc arrière. Ainsi, nous avons pu voir dans le paragraphe 3.4 une cinématique globale en trois temps : après avoir été propulsé suivant la direction de l'impact puis ramené en arrière, le corps du mannequin vient finalement heurter l'intérieur de l'assise. Cette interaction se traduit alors par un pic d'accélération de la tête et du thorax dont l'amplitude est supérieure aux exigences réglementaires pour les mannequins Q0 et Q1.5 installés respectivement dans la coque et dans le siège-auto réversible.

La dernière configuration d'impact est la plus critique puisque la totalité des essais avec les mannequins Q0, Q1 et Q1.5 installés dans la coque dos à la route n'a pas satisfait les exigences réglementaires. Le constat est d'ailleurs particulièrement préoccupant pour les deux plus petits mannequins puisque le critère relatif à l'accélération de la tête est respectivement de l'ordre de 141% et 139% comparé à la limite de la réglementation.

4. CONCLUSION :

Au cours de la première partie de ce chapitre, nous avons souhaité connaître l'environnement de travail dans lequel s'inscriront l'ensemble de nos campagnes d'essais dynamiques. Ainsi, nous avons vu que la catapulte de *crash* du laboratoire DESC peut être utilisée pour reproduire n'importe quel profil de décélération souhaité, et ce, pour une vitesse d'impact maximale de 77 km/h. Par ailleurs, les différents équipements disposés autour de la catapulte permettent d'enregistrer à la fois les mesures des mannequins et leur cinématique. Dans un second temps, notre analyse des résultats des essais de certification des mannequins Q0, Q1, Q1.5 et Q3 disponibles au DESC nous a permis de nous assurer que leur comportement dynamique est non seulement conforme aux exigences réglementaires, mais qu'il est aussi stable et répétable. Après avoir étudié la base de données du laboratoire, nous avons finalement complété notre connaissance du moyen d'essai par une analyse de sa répétabilité lors de tests réglementaires. Ainsi, nous avons constaté que les mesures d'excursion et d'accélération de la tête des mannequins étaient proches d'un essai à l'autre, alors que celles liées aux efforts et moments du cou et celles relatives à la déflection thoracique étaient moins stables.

La deuxième partie de ce chapitre avait pour objectif de déterminer précisément notre besoin, aussi bien en termes de stature d'enfants particulièrement vulnérables, que de direction d'impact critique. Pour cela, nous avons dans un premier temps sélectionné puis décrit deux modèles de dispositifs de retenue représentatifs du marché actuel avant de les évaluer vis-à-vis de la réglementation 129. Ainsi, nous avons vu que tous les essais de choc frontal ont présenté des résultats satisfaisant, et ce, quel que soit le mannequin et le critère réglementaire considérés. Dans le cas du choc arrière, nous avons non seulement constaté que les mesures des essais avec le mannequin Q0 étaient relativement proches des seuils de la réglementation, mais aussi qu'il était préférable d'installer le Q1.5 dans la coque dos à la route plutôt que dans le siège-auto réversible. Enfin, la campagne de tests en choc latéral était particulièrement critique pour les mannequins Q0 et Q1 puisque les valeurs du critère d'accélération de la tête étaient de l'ordre de 140% comparées aux seuils réglementaires.

Pour conclure, nous avons vu que le moyen d'essai du laboratoire DESC présentait un environnement idéal en termes d'instrumentation et de comportement dynamique. De plus, la campagne d'évaluation des dispositifs de retenue nous a permis de pointer du doigt les résultats des essais pour lesquels les mannequins Q0 et Q1 sont soumis à une sollicitation latérale. Pour la suite de notre travail de thèse, nous considérerons donc cette configuration dans le but d'améliorer cette situation, et pour cela nous nous baserons à la fois sur des essais dynamiques et sur des simulations numériques.

Chapitre 3 : Méthodologie d'optimisation des dispositifs de retenue

1. INTRODUCTION :

Au cours du chapitre précédent, nous avons vu que le niveau de protection des dispositifs de retenue lors de chocs latéraux était critique d'un point de vue réglementaire, en particulier pour les mannequins Q0 et Q1 installés dans une coque dos à la route. Pour y remédier, des actions peuvent être menées soit au niveau de la structure plastique du siège-auto (modifier sa forme), soit au niveau des matériaux d'absorption d'énergie (remplacer les inserts en polystyrène expansé). Pour la suite de nos travaux, nous avons décidé de nous focaliser sur la seconde approche. Toute la difficulté consiste alors à dimensionner ces nouveaux absorbeurs. Pour répondre à cette problématique, nous avons développé une méthodologie originale visant à optimiser l'efficacité des sièges-auto non seulement vis-à-vis des exigences réglementaires, mais aussi des critères biomécaniques.

Au cours de la première partie de ce chapitre, nous commencerons par présenter puis valider le concept sur lequel sera basé l'ensemble de nos études. Cette démarche consiste à piloter la retenue des mannequins Q0 et Q1 au niveau de la tête, de l'épaule et du bassin. Basée sur une approche à la fois expérimentale et numérique, nos travaux visent alors à dimensionner les matériaux d'absorption d'énergie intégrés aux parois latérales des sièges-auto. Ainsi, l'objectif de notre démarche consiste à trouver la configuration optimale permettant de minimiser les critères réglementaires (accélération de la tête et HPC), et ce, pour les deux mannequins considérés.

La deuxième partie de ce chapitre débutera par une présentation du modèle par éléments finis du système tête-cou d'un enfant de 6 semaines développé à l'Université de Strasbourg. Par la suite, nous avons poursuivi la démarche entamée précédemment afin de dimensionner les matériaux d'absorption d'énergie non plus au regard de critères réglementaires, mais vis-à-vis de critères biomécaniques.

2. ETUDE EXPERIMENTALE ET NUMERIQUE AVEC LES MANNEQUINS Q0 ET Q1 :

2.1. Introduction :

Au cours de la campagne d'évaluation des dispositifs de retenue présentée dans le chapitre 2, nous avons vu que la situation des plus jeunes impactés en choc latéral était particulièrement critique vis à vis des critères réglementaires. Pour y remédier, nous avons donc développé une méthodologie pour laquelle nous avons discrétisé la paroi latérale du dispositif de retenue. Chacune de ces zones d'impact est ainsi rendue indépendante, ce qui nous permet alors de parfaitement piloter la retenue des mannequins. Dans le cadre de notre étude menée par une double approche expérimentale et numérique avec les mannequins Q0 et Q1, nous chercherons donc à dimensionner des absorbeurs d'énergie « idéaux » à intégrer dans les parois latérales des sièges-auto de type coque dos à la route.

Bien qu'une méthodologie analogue ait déjà fait ses preuves à de nombreuses reprises pour les adultes, il semblerait qu'aucune étude approfondie n'ai considéré le cas des jeunes enfants impliqués dans une collision latérale. Publiés en 1981 par Kallieris *et al.* [144], les premiers travaux scientifiques relatifs à cette direction de choc avaient pour objectif d'étudier le comportement dynamique de cadavres adultes projetés contre une paroi verticale. Après avoir adapté la catapulte de l'Université de Heidelber de telle sorte que l'impact soit uniquement localisé au niveau du thorax et du bassin, l'auteur a non seulement analysé les efforts de contact avec la porte instrumentée, mais aussi les blessures engendrées sur les cadavres aux cours des essais. Directement inspirés des travaux de Kallieris, de nombreux programmes de recherche sont aujourd'hui encore régulièrement menés, tant pour améliorer la protection des adultes dans les véhicules, que pour évaluer la biofidélité de mannequins de *crash* [145] [146] [147] et [148]. Outre la sévérité du choc, ces publications scientifiques se distinguent notamment par les différences relatives aux surfaces d'impact de la porte instrumentée en termes de géométrie, de garnissage et/ou d'orientation. Sur la figure 107 nous pouvons d'ailleurs voir la configuration adoptée à l'université de la Wayne State.

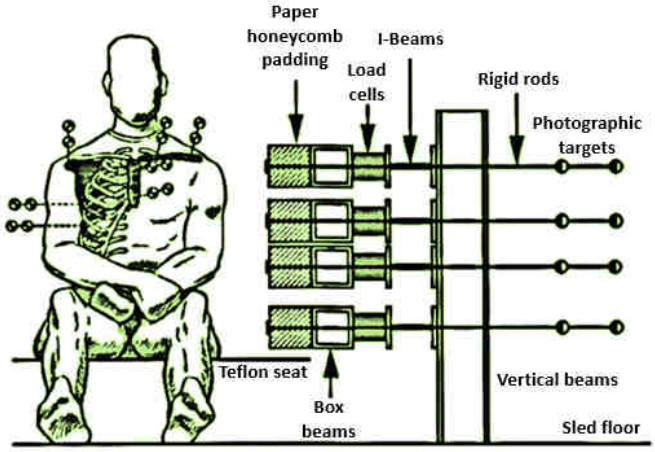


Figure 107 – Dispositif expérimental utilisé à l'université de la Wayne State. Cavanaugh *et al.*, 1990 [145]

2.2. Développement et validation du concept appliqué aux mannequins Q0 et Q1 :

2.2.1. Développement du concept avec le dispositif à colonnes :

Quelle que soit l'approche considérée dans ce chapitre, l'objectif que nous nous sommes fixé consiste à optimiser l'efficacité des dispositifs de retenue pour jeunes enfants impliqués dans une collision latérale. En ce sens, nous avons fait le choix de nous positionner dans un contexte réglementaire, tant pour ce qui relève des conditions initiales (vitesse d'impact, intrusion de la porte et installation des mannequins), qu'en termes de critères d'évaluation (accélération de la tête et HPC).

Pour mener à bien les campagnes de tests, il nous a été nécessaire d'apporter quelques modifications à la catapulte du DESC. Bien que la méthodologie utilisée dans ce chapitre puisse s'appliquer en discrétisant les parois latérales du siège-auto suivant un grand nombre de zones de contact, nous avons décidé de limiter l'impact à trois niveaux : la tête, l'épaule et le bassin des mannequins. Ce choix des zones de contact s'appuie notamment sur les travaux de Bendjellal *et al.* qui a montré qu'un impact latéral engendre un chargement de chacun de ces segments corporels [149].

Comme nous pouvons le voir sur la figure 108, nous avons conçu un dispositif spécifique constitué d'un caisson support (5) fixé à la porte (6) et de colonnes instrumentées (4). Chaque colonne comprend : un piston guidé en translation (4a), un nid d'abeille aluminium (4c), un capteur d'effort (4d) et des entretoises calibrées en longueur (4e). De plus, des cibles (4b) ont également été ajoutées afin de mesurer l'écrasement des nids d'abeille par trajectographie. Par ailleurs, un prototype de siège-auto (2) est utilisé en guise d'interface entre la banquette (1) et le mannequin (3).

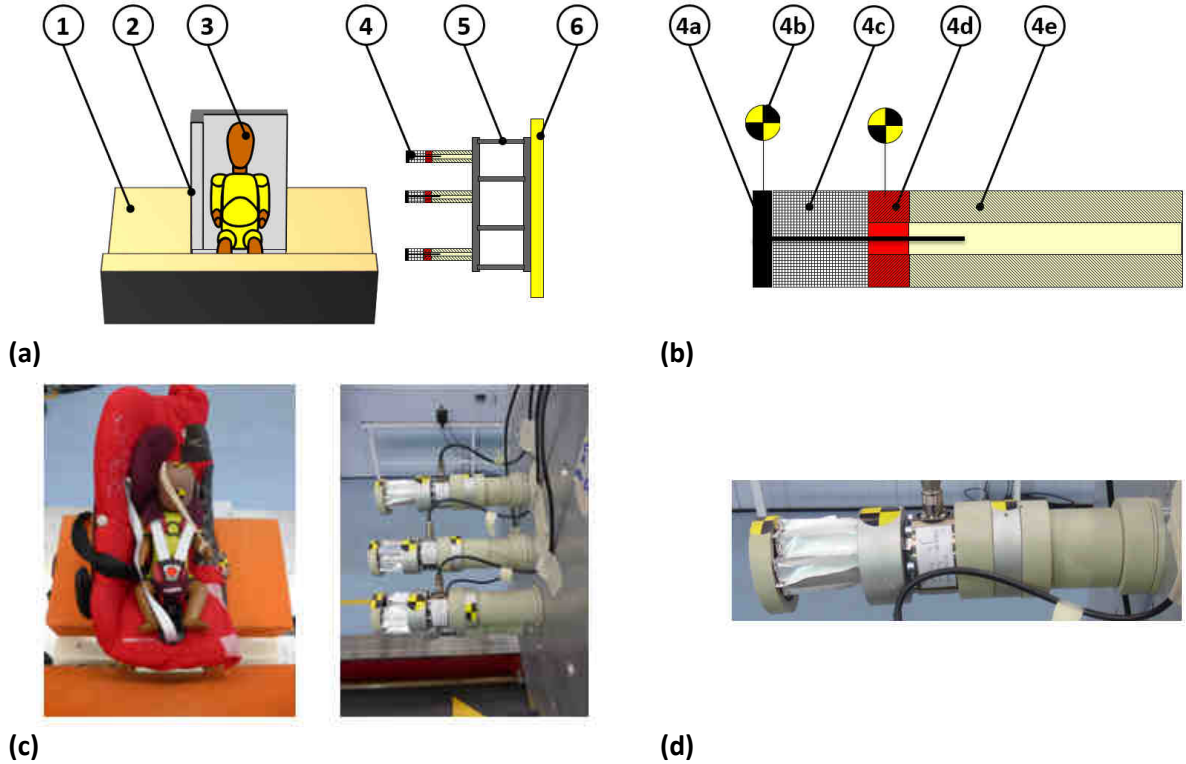


Figure 108 – Shéma de principe et illustration : (a) et (c) du dispositif expérimental, ainsi que (b) et (d) du détail d'une colonne. L'ensemble est constitué de : (1) banquette ; (2) prototype de dispositif de retenue ; (3) mannequin de *crash* ; (4) colonne instrumentée ; (5) caisson support ; (6) panneau de porte d'intrusion ; (4a) piston ; (4b) cible ; (4c) nid d'abeille aluminium ; (4d) capteur d'effort ; (4e) entretoises

Du fait de sa structure particulière, le nid d'abeille aluminium bénéficie non seulement d'une faible densité et d'une capacité de déformation élevée (jusqu'à 70-80%), mais aussi d'un comportement mécanique très intéressant en termes d'absorption d'énergie [150] [151] et [152]. En effet, sachant que l'énergie absorbée par un échantillon lors d'un essai de compression correspond à l'aire sous la courbe Force=f(Ecrasement), nous pouvons voir sur la figure 109 (b) qu'une structure en nid d'abeille présente un plateau d'effort constant analogue à celui de la courbe de comportement d'un matériau « idéal » (figure 109 (a)).

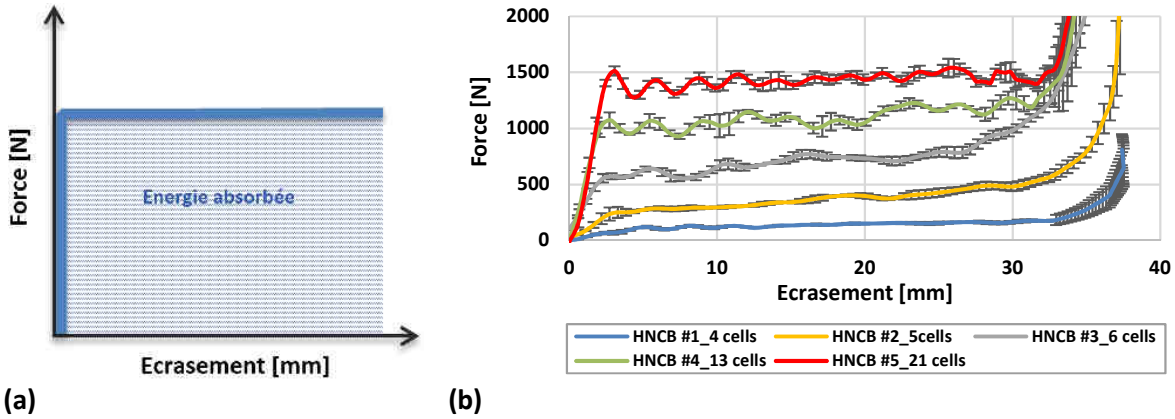


Figure 109 – Courbe de comportement dynamique : (a) d'un matériau d'absorption d'énergie « idéal » ; (b) d'échantillons de nids d'abeille aluminium impactés à $6,2 \pm 0,2\ m/s$ avec une masse de $2,89\ kg$ avec le puits de chute du DESC

2.2.2. Validation du concept avec le dispositif à colonnes :

Souhaitant valider le concept précédent pour les mannequins Q0 et Q1, nous avons cherché à définir une configuration du dispositif à colonnes permettant de retrouver un comportement dynamique global équivalent à celui d'essais de référence avec la coque dos-route décrite dans le paragraphe 3.2.1 du chapitre 2. Pour ce faire, nous avons d'abord dimensionné les nids d'abeille des trois colonnes de telle sorte que leurs courbes Force=f(Déplacement) soient comparables à celles du polystyrène expansé intégré aux parois latérales du siège-auto. L'ensemble des résultats de cette démarche réalisée en trois temps est synthétisé dans le tableau 24 :

× Estimation des surfaces d'impact : après avoir recouvert de peinture les mannequins Q0 et Q1, nous avons réalisé des essais de choc latéral réglementaire avec le siège-auto considéré. Les surfaces de contact relatives à chacun des segments corporels ont alors été estimées en mesurant les empreintes colorées laissées sur l'insert en polystyrène expansé (figure 110).

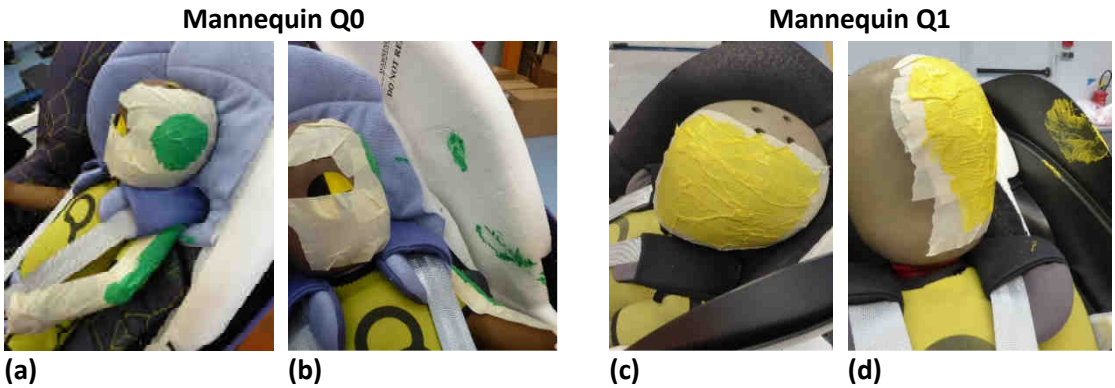


Figure 110 – Détermination de la surface d'impact des mannequins Q0 et Q1 en choc latéral : (a) et (c) mannequins recouverts de peinture ; (b) et (d) empreintes laissées par la peinture sur les sièges-auto

× Calcul des efforts de compression : la deuxième étape consiste à utiliser la relation ci-dessous afin de calculer les efforts de compression du polystyrène expansé ramenés aux surfaces d'impact avec la tête, l'épaule et le bassin, et ce, pour un écrasement de l'ordre de 30%. Comme nous pouvons le voir sur la courbe de comportement de la figure 111, une déformation de l'ordre de 30% correspond à peu près à la valeur moyenne du plateau de contrainte du polystyrène expansé 30 g/l.

$$F_{EPS_30\%_i} = S_{contact_i}\, x\, \sigma_{EPS} \qquad \textbf{(Eq. 13)}$$

Où : F_{EPS_i} correspond aux efforts de compression du polystyrène expansé [N],
$S_{contact_i}$ correspond aux surfaces de contact estimées entre les mannequins et le siège-auto [mm²],
σ_{EPS} correspond à la contrainte du polystyrène expansé de densité 30 g/l.

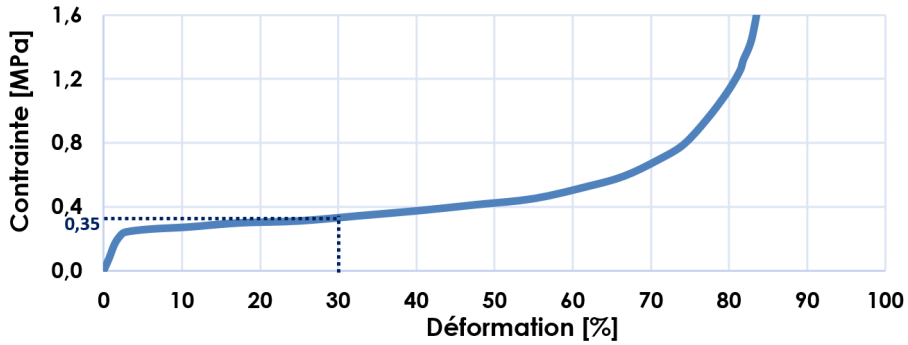


Figure 111 – Caractérisation dynamique du polystyrène expansé densité 30 g/l. De Sousa *et al.*, 2011 [153]

× Détermination des nids d'abeille équivalents : la dernière étape vise à déterminer des nids d'abeille présentant un plateau d'effort comparables aux seuils de compression calculés précédemment, et ce, pour chacun des segments corporels des mannequins Q0 et Q1. Des structures alvéolaires équivalentes au polystyrène expansé ont ainsi été définies en adaptant le nombre de cellules des échantillons disponibles.

Tableau 24 – Désignation des échantillons de nids d'abeille aluminium et leur caractéristique mécanique principale définis à partir des surfaces de contact entre l'insert en EPS 30 g/l et les différents segments corporels des mannequins Q0 et Q1 mesurés lors d'essais de choc latéral avec le siège-auto de référence

Mannequin	Segment corporel	Surface de contact $S_{contact_i}$ [mm²]	Effort de compression $F_{EPS-30\%_i}$ [N]	Désignation nids d'abeille équivalents	Plateau d'effort nids d'abeille équivalents [N]
Q0	Tête	707	247	HNCB #1_5 cells	220
	Epaule	1 265	443	HNCB #2_6 cells	435
	Bassin	875	306	HNCB #2_5 cells	325
Q1	Tête	1 810	633	HNCB #3_6 cells	700
	Epaule	4 400	1 540	HNCB #4_20 cells	1 600
	Bassin	4 000	1 400	HNCB #5_11 cells	1 480

Une fois les nids d'abeille dimensionnés, la dernière étape du processus de validation du concept consiste à réaliser les essais avec le dispositif à colonnes. Tout comme cela est illustré sur la figure 112, le protocole expérimental nécessite d'abord de préparer les structures alvéolaires conformément aux préconisations précédentes, ensuite d'adapter la longueur des colonnes suivant la géométrie du siège-auto de référence, et enfin de découper la paroi latérale du prototype de dispositif de retenue située du côté de l'impact.

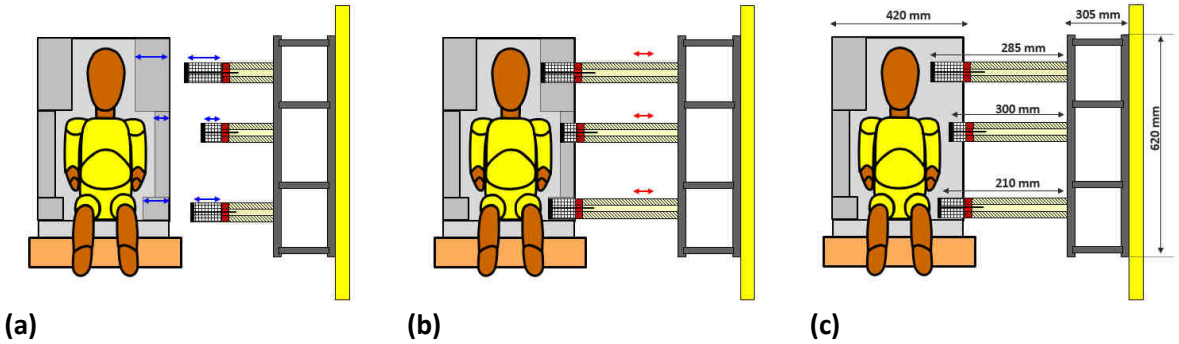


Figure 112 – Mise en place des essais avec le dispositif à colonnes : (a) préparation des structures en nid d'abeille ; (b) réglage des longueurs des colonnes ; (c) découpe de la paroi latérale du siège-auto ; les dimensions du dispositif ont été ajoutées à titre indicatif.

Pour chacun des tests réalisés avec le dispositif à colonnes, nous avons non seulement enregistré les mesures des capteurs intégrés aux mannequins Q0 et Q1 et leur cinématique, mais aussi les efforts de contact avec les nids d'abeille. En dépit de difficultés techniques ne nous permettant pas de connaître l'évolution dynamique de l'écrasement des structures alvéolaires, nous avons néanmoins mesuré leurs épaisseurs résiduelles. A l'issue des essais avec le dispositif à colonnes, chacun des résultats tant cinématique que dynamique a été comparé avec ceux issus des tests de référence impliquant les mannequins Q0 et Q1 installés dans la coque dos-route (figure 113 à figure 116).

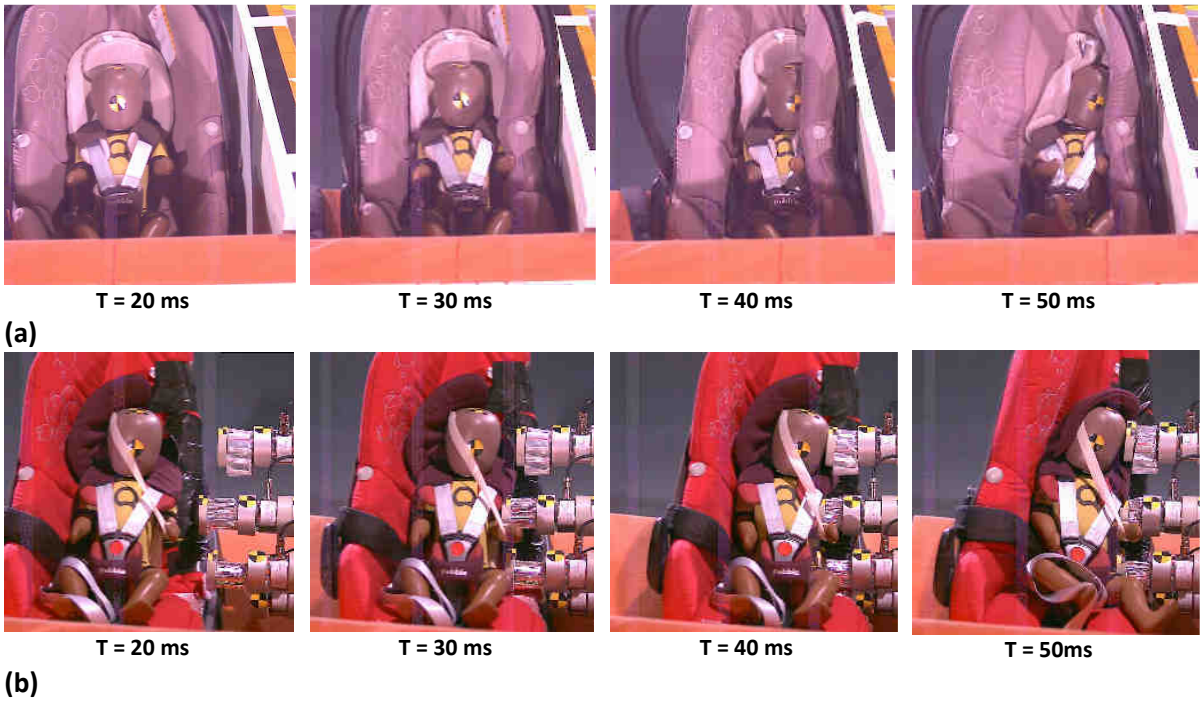


Figure 113 – Analyse des essais de référence avec le mannequin Q0 : (a) cinématique de l'essai avec le dispositif de retenue (vue de droite) ; (b) cinématique de l'essai avec le système à colonnes (vue de droite)

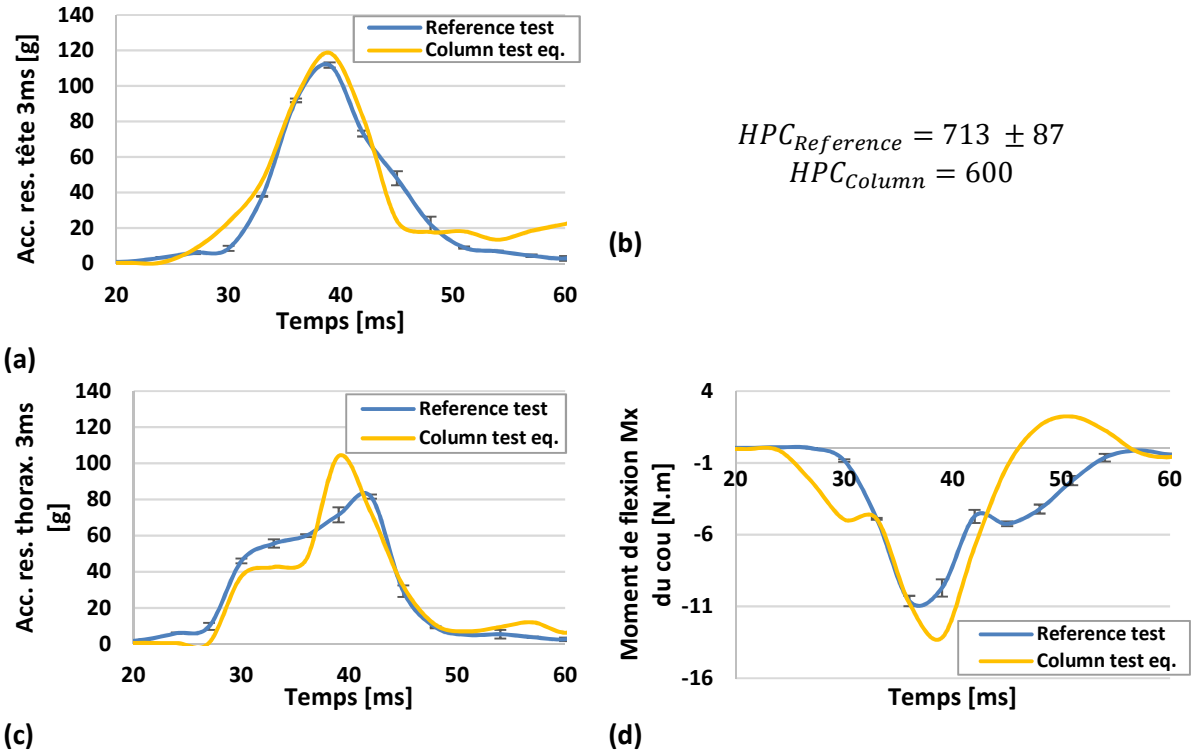


Figure 114 – Analyse des essais de référence avec le mannequin Q0 : (a) accélération linéaire résultante de la tête ; (b) Head Performance Criteria ; (c) accélération linéaire résultante du thorax ; (d) moment de flexion Mx du cou

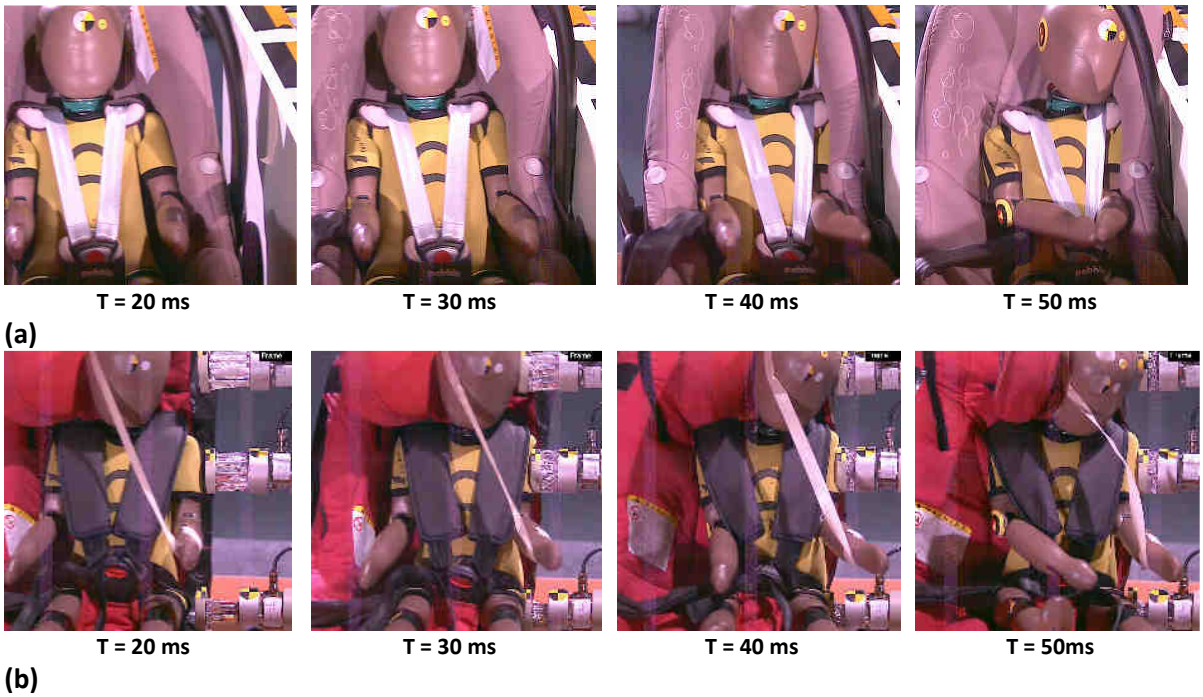


Figure 115 – Analyse des essais de référence avec le mannequin Q1 : (a) cinématique de l'essai avec le dispositif de retenue (vue de droite) ; (b) cinématique de l'essai avec le système à colonnes (vue de droite)

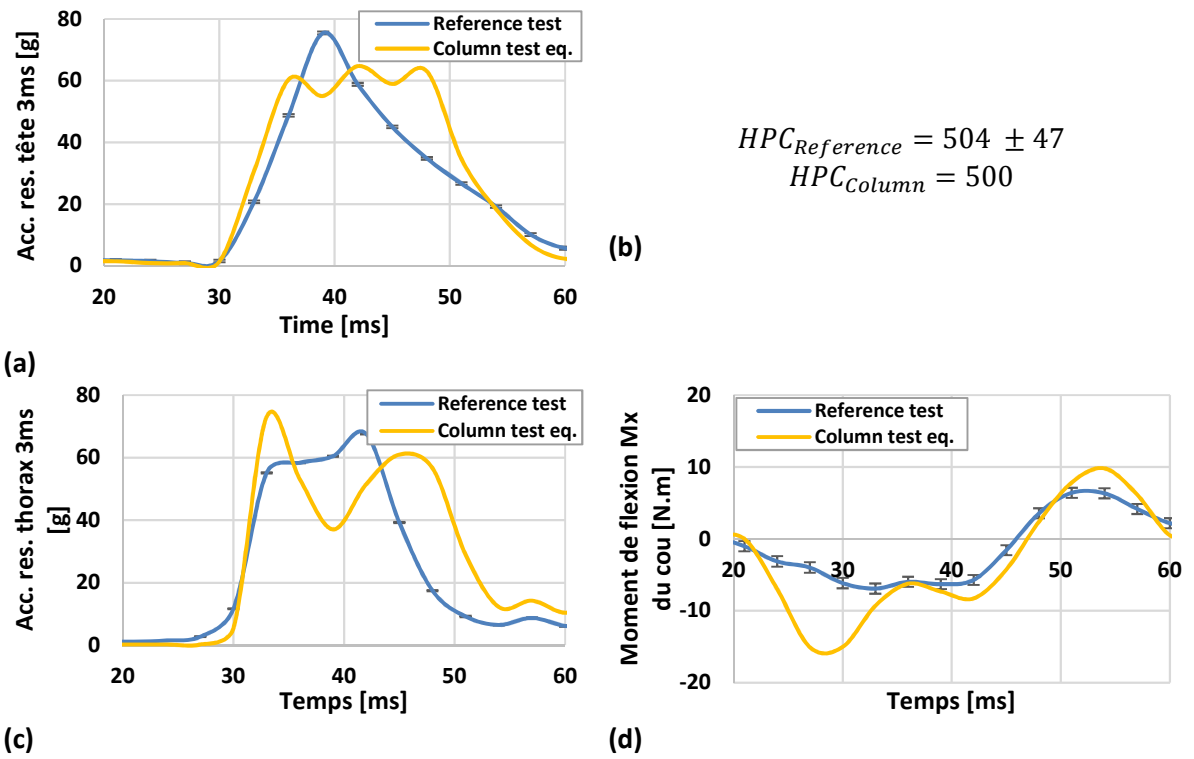


Figure 116 – Analyse des essais de référence avec le mannequin Q1 : (a) accélération linéaire résultante de la tête ; (b) Head Performance Criteria ; (c) accélération linéaire résultante du thorax ; (d) moment de flexion Mx du cou

Lorsque nous nous référons aux résultats ci-dessus, nous remarquons parfois des différences en termes d'allure de courbe ou d'amplitude. Ces dernières s'expliquent par le fait que le dispositif étudié est une simplification d'un siège-auto. Pour y remédier, il serait possible d'augmenter le nombre de colonnes afin de présenter une meilleure discrétisation des surfaces d'impact avec les mannequins Q0 et Q1. Par ailleurs, lorsque nous analysons le graphique de la figure 117 où l'ensemble des résultats a été synthétisé, nous remarquons que les critères de la tête sont en phases pour les deux mannequins, alors que ceux liés à la flexion du cou et à l'accélération thoracique sont légèrement surévalués lors des essais à impacts localisés. En dépit de ces faibles écarts pouvant être expliqués par des différences de comportement du siège-auto (déformation de la coque) et des matériaux d'absorption d'énergie (caractéristiques mécaniques), la bonne adéquation des critères réglementaires nous permet de valider ce concept de choc latéral avec le dispositif à colonnes pour les mannequins Q0 et Q1.

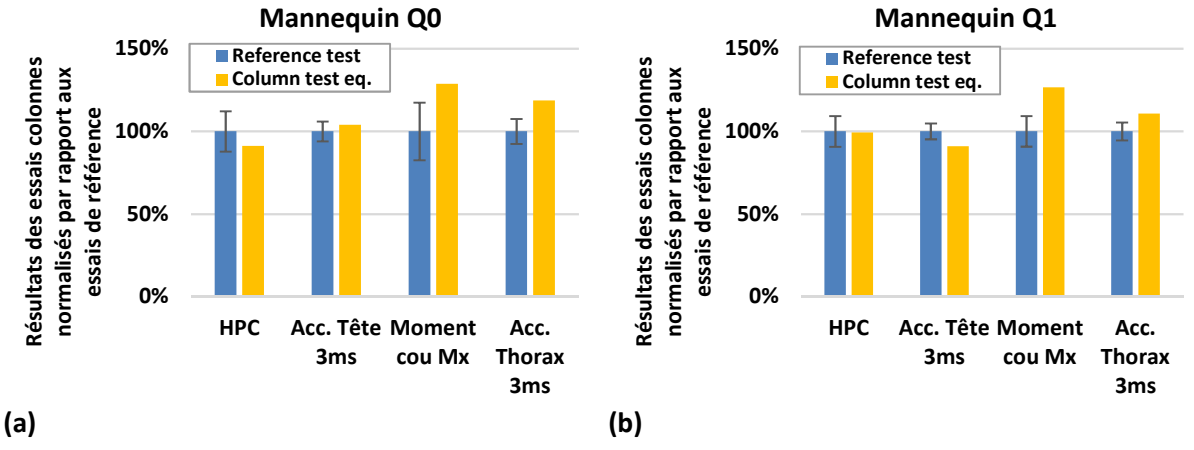


Figure 117 – Comparaison des critères lésionnels entre des essais de référence avec un dispositif de retenue et avec le système à colonnes pour : (a) le mannequin Q0. Les valeurs de normalisation sont de 713, 106 g, 10 N.m et 72 g ; (b) le mannequin Q1. Les valeurs de normalisation sont de 504, 84 g, 13 N.m et 61 g.

Du fait de l'applicabilité du concept d'impacts localisés aux mannequins Q0 et Q1, nous souhaitons à présent remédier au manque d'efficacité des sièges-auto en choc latéral. Pour cela, nous conduirons d'abord une campagne expérimentale au cours de laquelle nous chercherons non seulement à mieux comprendre les interactions entre les mannequins et les colonnes, mais aussi à orienter la suite de nos travaux. Construite à partir des conclusions précédentes, une étude numérique, plus poussée, aura ensuite pour but de dimensionner les matériaux d'absorption d'énergie situés dans les parois latérales des dispositifs de retenue.

2.3. Essais « colonnes » avec les mannequins Q0 et Q1 :

2.3.1. Construction des plans d'expériences et réalisation des essais :

Quel que soit le mannequin considéré, notre démarche expérimentale a consisté à faire varier le niveau d'effort des colonnes de la tête et de l'épaule dans le but de minimiser les critères réglementaires. En nous appuyant sur la méthode des plans d'expériences, nous avons donc construit une matrice d'essais pour laquelle nous avons défini deux ou trois structures alvéolaires pour chacune des colonnes du dispositif à impacts localisés. Que ce soit pour le mannequin Q0 ou le Q1, les configurations testées dans le paragraphe 2.2.2 ont servi de point de départ aux expérimentations en termes de résistance des colonnes. Le choix des autres niveaux de plateau d'effort résulte à la fois de la disponibilité des types de nids d'abeille présentés précédemment, et de notre expertise en choc latéral. L'ensemble des paramètres définissant la matrice d'essais est synthétisé dans le tableau 25 et sur la figure 118.

Tableau 25 – Récapitulatif des niveaux d'efforts appliqués à la tête, à l'épaule et au bassin des mannequins Q0 et Q1 lors des essais avec le dispositif à colonnes. Les nids d'abeille écrits en gras correspondent aux niveaux d'efforts équivalents à ceux obtenus lors des essais de choc latéral avec le siège-auto de référence.

Mannequin	Segment corporel	Niveau des facteurs	Désignation des nids d'abeille	Effort $F_{plateau}$ [N]
Q0	**Tête**	Tête #1	HNCB #1_4 cells	155
		Tête #2	**HNCB #1_5 cells**	220
	Epaule	Epaule #1	**HNCB #2_6 cells**	435
		Epaule #2	HNCB #4_13 cells	1 000
		Epaule #3	HNCB #4_15 cells	1 300
	Bassin	Bassin #1	**HNCB #2_5 cells**	325
Q1	**Tête**	Tête #1	**HNCB #3_6 cells**	700
		Tête #2	HNCB #4_20 cells	1 600
	Epaule	Epaule #1	**HNCB #4_20 cells**	1 600
		Epaule #2	HNCB #5_28 cells	1 940
	Bassin	Bassin #1	**HNCB #5_21 cells**	1 480

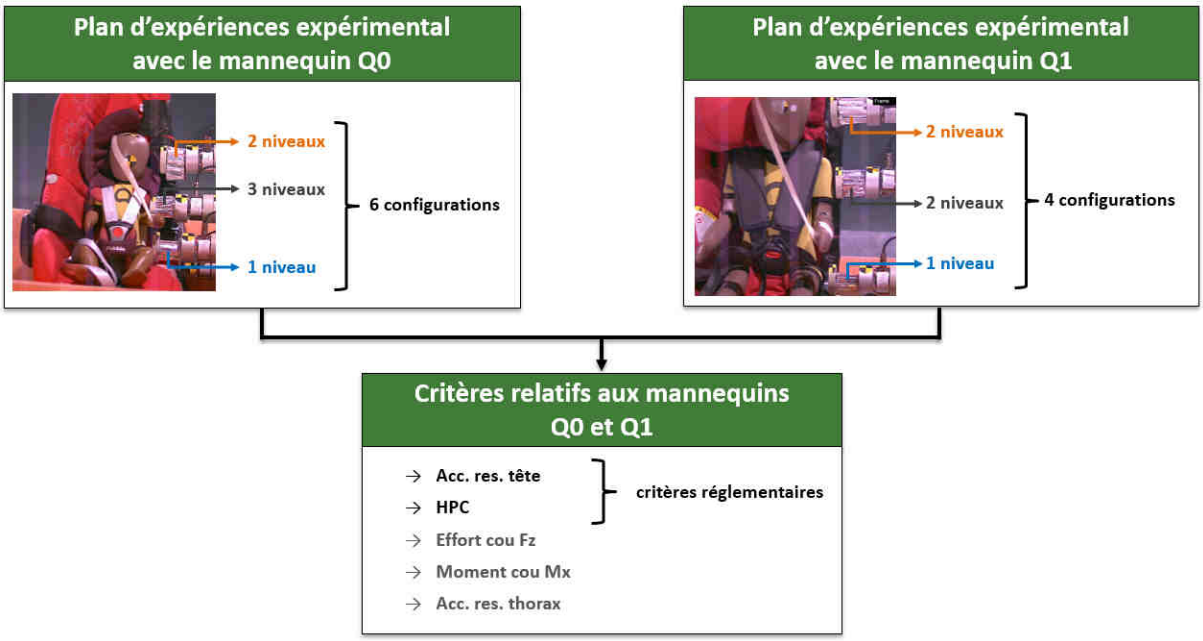


Figure 118 – Représentation schématique des plans d'expériences expérimentaux avec les mannequins Q0 et Q1

2.3.2. Analyse des résultats du plan d'expériences avec le mannequin Q0 :

A l'image des expérimentations présentées précédemment, nous avons systématiquement enregistré la cinématique et les mesures des capteurs intégrés au mannequin Q0 pour chacun des 6 essais définissant le plan d'expériences. Après avoir regroupé l'ensemble des résultats obtenus, nous avons d'abord calculé les effets des différents facteurs et de leurs interactions à partir des relations ci-dessous.

$$Effet(A_i) = Y_{moy}(A_i) - Y_{moy}$$

$$Effet(B_j) = Y_{moy}(B_j) - Y_{moy} \qquad \textbf{(Eq. 14)}$$

$$Effet(A_iB_j) = Y_{moy}(A_iB_j) - Y_{moy} - Effet(A_i) - Effet(B_j)$$

Où :

- $Effet(A_i)$ correspond à l'effet du facteur A au niveau i,
- $Effet(A_iB_j)$ correspond à l'effet de l'interaction entre les facteurs A au niveau i et B au niveau j,
- $Y_{moy}(A_i)$ correspond à la réponse moyenne du facteur A au niveau i,
- $Y_{moy}(B_j)$ correspond à la réponse moyenne du facteur B au niveau j,
- $Y_{moy}(A_iB_j)$ correspond à la réponse moyenne du facteur A au niveau i et du facteur B au niveau j,
- Y_{moy} correspond à la moyenne des réponses issues de la matrice d'expériences.

Pour avoir une meilleure vue d'ensemble des résultats, nous avons ensuite calculé l'influence des effets et de leurs interactions, et ce, aussi bien pour les critères de blessures basés sur les accélérations de la tête et du thorax du mannequin Q0, que pour ceux liés à l'effort et au moment de flexion du cou. En ce sens, nous avons donc réalisé une étude de la variance suivant la méthodologie proposée par Laine [154]. Ainsi, pour l'ensemble des facteurs et des interactions, nous avons au préalable calculé :

× le nombre de degrés de liberté $\boldsymbol{ddl}$ des facteurs A et B et de leur interaction :

$$ddl_A = n_A - 1$$
$$ddl_B = n_B - 1 \quad \textbf{(Eq. 15)}$$
$$ddl_{AB} = (n_A - 1)(n_B - 1)$$

Où : n_A correspond au nombre de niveaux du paramètre A,
n_B correspond au nombre de niveaux du paramètre B.

× la somme des carrés $\boldsymbol{SS}$ des facteurs A et B et de leur interaction :

$$SS_A = n_B \sum_{i=1}^{n_A} \left(Effet(A_i) - Effet_{moy}\right)^2$$
$$SS_B = n_A \sum_{j=1}^{n_B} \left(Effet(B_j) - Effet_{moy}\right)^2 \quad \textbf{(Eq. 16)}$$
$$SS_{AB} = \sum_{i=1}^{n_A}\sum_{j=1}^{n_B} \left(Effet(A_iB_j) + Effet_{moy} - Effet(A_i) - Effet(A_j)\right)^2$$

×

Où : $Effet_{moy}$ correspond à l'effet moyen de l'ensemble des facteurs et des interactions.

× les carrés moyens $\boldsymbol{MS}$ des facteurs A et B et de leur interaction :

$$MS_A = {SS_A}/{ddl_A}$$
$$MS_B = {SS_B}/{ddl_B} \quad \textbf{(Eq. 17)}$$
$$MS_{AB} = {SS_{AB}}/{(ddl_A ddl_B)}$$

L'influence des effets des facteurs A et B et de leur interaction est alors calculé à partir de la relation :

$$I_A = {MS_A}/{MS_{total}}$$
$$I_B = {MS_B}/{MS_{total}} \quad \textbf{(Eq. 18)}$$
$$I_{AB} = {MS_{AB}}/{MS_{total}}$$

Où : MS_{total} correspond à la somme des carrés moyens des facteurs A et B et de leur interaction.

L'ensemble des résultats a ensuite été synthétisé sous forme d'histogramme. Comme nous pouvons le voir sur la figure 119, le facteur lié à la colonne de la tête présente une faible influence pour l'ensemble des critères de blessure, alors que celui de la colonne de l'épaule a une influence directe sur la mesure d'accélération de la tête. De ce fait, nous en concluons que le mannequin Q0 présente un effet de couplage important au niveau du cou. Cette particularité est particulièrement intéressante puisqu'elle nous apprend que pour minimiser les critères réglementaires, il est nécessaire d'adapter les matériaux d'absorption d'énergie situés sur l'ensemble de la paroi latérale, et pas uniquement ceux de la têtière du siège-auto.

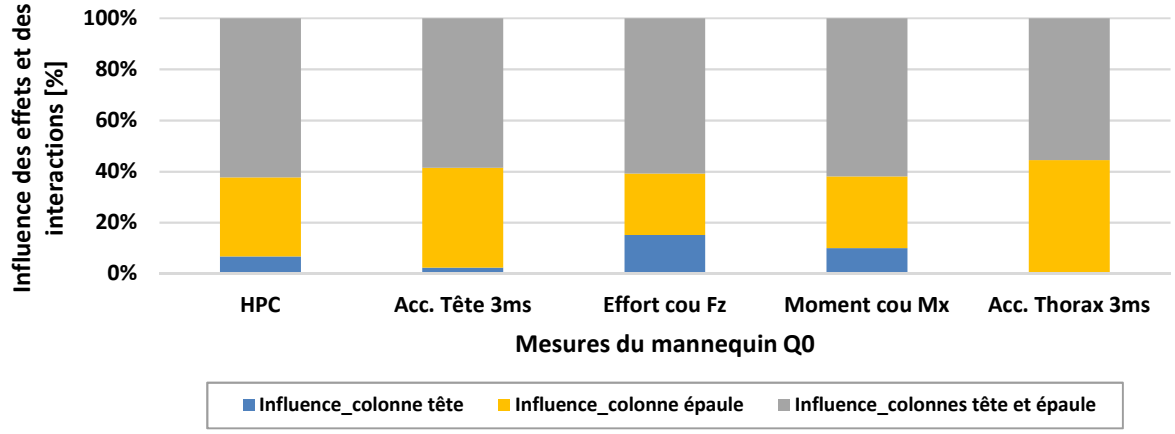


Figure 119 – Représentation de l'influence des effets des facteurs et de leur interaction pour l'ensemble des critères de blessures relatifs au mannequin Q0

Souhaitant à présent approfondir notre analyse vis-à-vis des critères réglementaires, nous avons étudié en détails l'influence des effets en fonction des niveaux des facteurs du HPC, de l'accélération résultante de la tête et de leur interaction. Après avoir normé l'amplitude des effets vis-à-vis des valeurs moyennes des critères de blessure associés (HPC ou accélération de la tête), nous avons présenté les résultats sur la figure 120 et la figure 121. Pour faciliter l'analyse des graphiques ci-dessous, nous avons représenté en arrière-plan les niveaux des facteurs (plateau d'effort des colonnes) sous forme d'histogrammes.

Pour chacun des plans d'expériences étudiés dans ce chapitre, nous avons défini la fonction « coût » de telle sorte que la configuration la plus appropriée corresponde à celle où les effets sur les critères réglementaires (HPC et accélération de la tête) sont minimisés. Ainsi, comme nous pouvons voir sur les graphiques ci-dessous, il est préférable d'utiliser le nid d'abeille le moins rigide et celui intermédiaire, respectivement au niveau des colonnes de la tête et de l'épaule. Pour la suite de nos travaux nous devrons donc explorer des configurations présentant un plateau proche de 155 N pour la colonne tête (Tête #1) et autour de 1 000 N pour celle de l'épaule (Epaule #2).

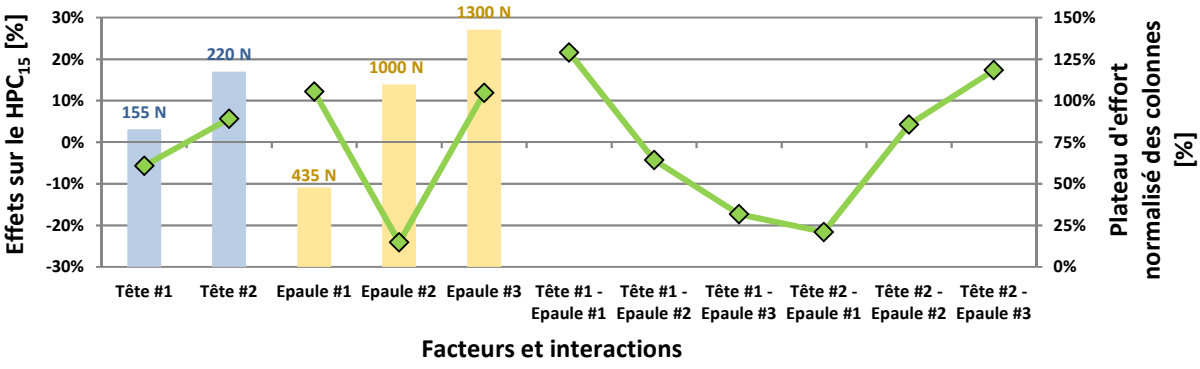


Figure 120 – Représentation détaillée de l'effet relatif au critère HPC_{15} donné en fonction des facteurs (les différents niveaux sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes) et de leurs interactions

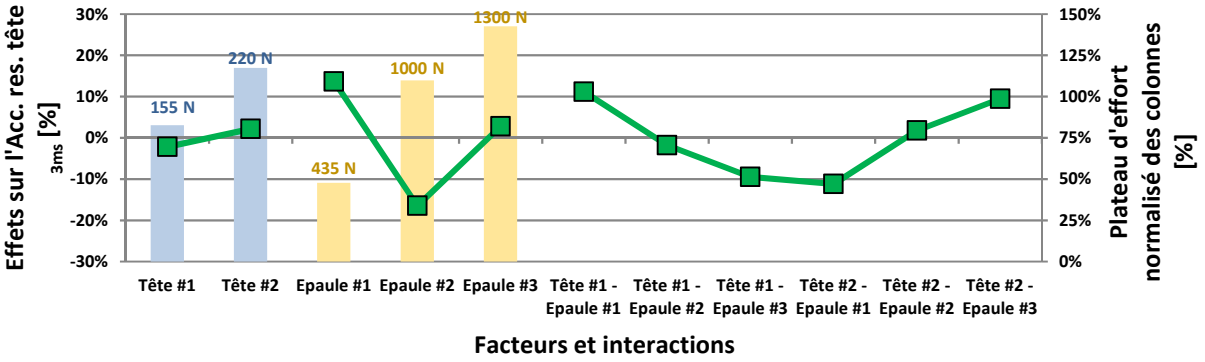


Figure 121 – Représentation détaillée de l'effet relatif au critère d'accélération résultante de la tête donné en fonction des facteurs (les différents niveaux sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes) et de leurs interactions

2.3.3. Analyse des résultats du plan d'expériences avec le mannequin Q1 :

A l'image de l'analyse précédente, nous avons d'abord calculé les effets de chacun des facteurs intervenant dans le plan d'expérience expérimental avec le mannequin Q1 avant d'en calculer leur influence. Présentés sur l'histogramme de la figure 122, les résultats montrent ici un faible impact du facteur de la colonne épaule vis-à-vis de l'ensemble des critères de blessure. En revanche, nous constatons une grande influence liée à l'interaction entre les colonnes ; ce qui nous permet alors de confirmer la nécessité d'adapter l'ensemble des matériaux d'absorption d'énergie des sièges-auto pour améliorer leur efficacité en choc latéral.

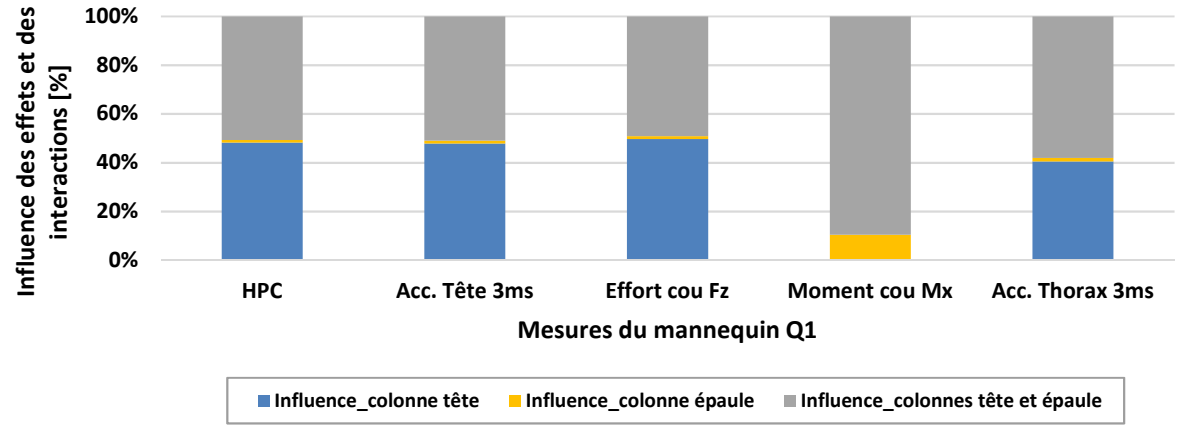


Figure 122 – Représentation de l'influence des effets des facteurs et de leur interaction pour l'ensemble des critères de blessures relatifs au mannequin Q1

Cette fois encore, nous avons représenté les effets normés des critères réglementaires en fonction des niveaux des facteurs et des interactions de chaque colonne. Présentés sur la figure 123 et la figure 124, les résultats montrent l'influence bénéfique de l'utilisation de nids d'abeille de faible résistance, et ce, pour les deux colonnes considérées. A noter par ailleurs que l'effet lié au facteur de la colonne de la tête du mannequin est bien supérieure à celui de l'autre colonne. Au cours de notre étude par l'approche numérique, nous explorerons donc des configurations pour lesquelles le plateau d'effort des deux colonnes est respectivement inférieur à 700 N (Tête #1) et à 1 600 N (Epaule #1).

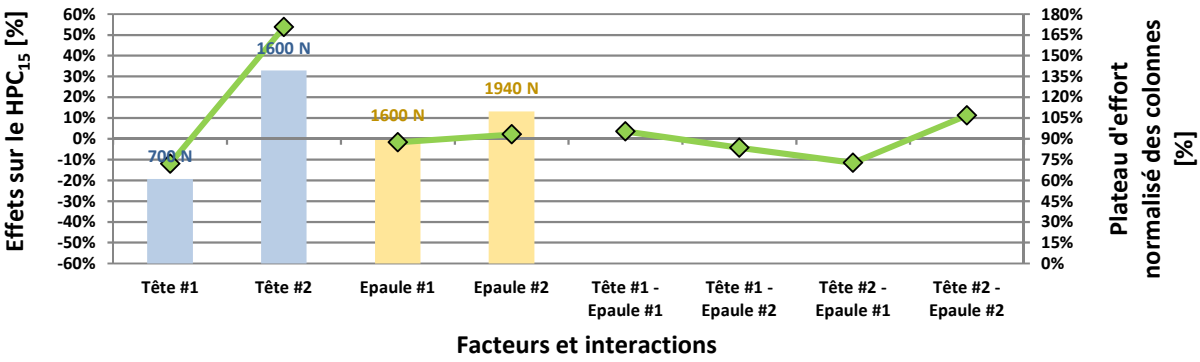


Figure 123 – Représentation détaillée de l'effet relatif au critère HPC_{15} donné en fonction des facteurs (les différents niveaux sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes) et de leurs interactions

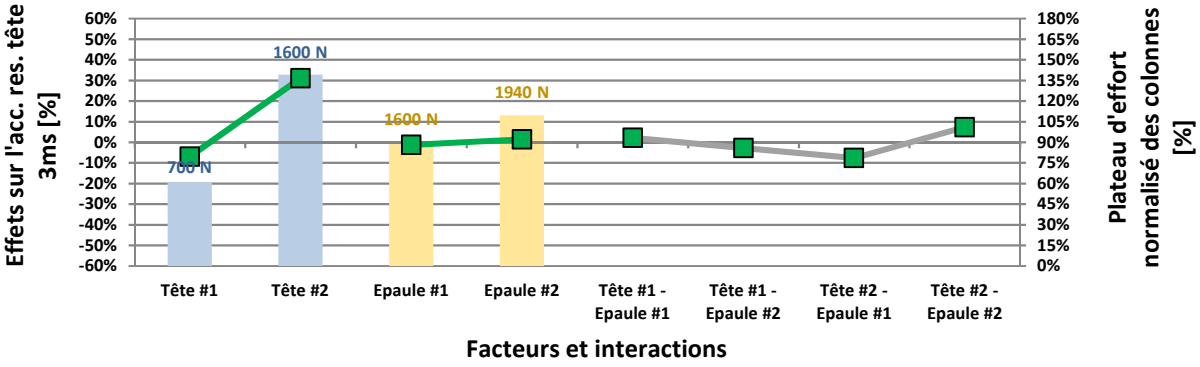


Figure 124 – Représentation détaillée de l'effet relatif au critère d'accélération résultante de la tête donné en fonction des facteurs (les différents niveaux sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes) et de leurs interactions

Quel que soit le mannequin considéré lors de ces expérimentations, nous avons vu que l'efficacité des sièges-auto pouvait être améliorée en adaptant les matériaux d'absorption d'énergie de l'ensemble des parois latérales. A présent il est donc nécessaire de poursuivre notre étude d'optimisation suivant une approche numérique. Comparée aux expérimentations précédentes, cette nouvelle approche bénéficie de nombreux avantages tant d'un point de vue opérationnel (rapidité, répétabilité…), que du champ d'exploration des configurations (plateaux d'efforts de colonnes, épaisseur des matériaux…).

2.4. Simulations numériques de type « colonnes » avec les mannequins Q0 et Q1 :

Dans la continuité des travaux menés précédemment, l'étude numérique qui suit consiste à définir plus finement les configurations permettant de minimiser les critères réglementaires des mannequins Q0 et Q1. En ce sens, nous procèderons d'abord à la préparation puis la validation des modèles par éléments finis, puis construirons un plan d'expérience pour lequel nous ferons varier la valeur des plateaux d'efforts des trois colonnes.

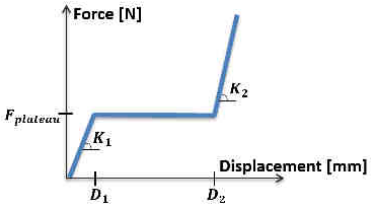
2.4.1. Validation du modèle numérique :

Dans un premier temps il nous est d'abord nécessaire de construire les modèles sur lesquels sera basée notre étude numérique. Pour cela, nous avons procédé une nouvelle fois à l'installation de la configuration expérimentale optimale afin de mesurer la position relative entre les mannequins Q0 et Q1 et les trois colonnes. Ces informations ont ensuite été utilisées pour développer les modèles sous le code de calcul Radioss®.

× Les mannequins Q0 et Q1 : développés et validés par la société Humanetics®, ces modèles ont directement été importés sans apporter aucune modification en dehors de la position angulaire de leurs bras et de leurs jambes.

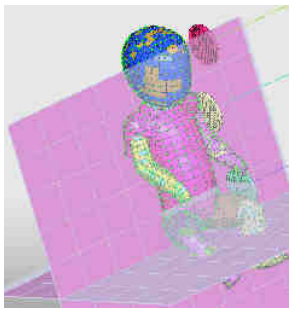
× Le dispositif à colonnes : à ce niveau nous n'avons modélisé que les nids d'abeille surmontés du piston permettant de répartir les efforts sur les différents segments corporels des mannequins. Modélisé par un cylindre de 70 mm de diamètre, le piston est rattaché sur sa face intérieure à un ressort élastique-plastique non-linéaire de type SPR_GENE défini à partir des caractéristiques mécaniques des nids d'abeille présentées dans le tableau 26.

Tableau 26 – Propriétés mécaniques d'échantillons de nid d'abeille aluminium caractérisés avec le puits de chute du DESC à une vitesse d'impact de $6,2 \pm 0,2\ m/s$ avec une masse de $2,89\ kg$

Courbe de comportement dynamique simplifiée	Désignation nid d'abeille	Raideur K_1 [N/mm]	Effort $F_{plateau}$ [N]	Raideur K_2 [N/mm]
	HNCB #1_4 cells	24	155	42
	HNCB #1_5 cells	30	220	57
	HNCB #2_5 cells	87	325	157
	HNCB #2_6 cells	104	435	189
	HNCB #3_6 cells	266	700	617
	HNCB #4_13 cells	485	1 000	1 005
	HNCB #4_15 cells	563	1 300	1 160
	HNCB #4_20 cells	751	1 600	1 547
	HNCB #5_21 cells	521	1 480	1 330
	HNCB #5_28 cells	695	1 940	1 773

× Le prototype de siège-auto : il s'agit d'un modèle simplifié pour lequel nous avons utilisé deux plans rigides pour représenter l'assise et le dossier du siège-auto (figure 125 (b)).

(a)



(b)

Figure 125 – Configurations de choc latéral à impacts localisés avec le mannequin Q0 : (a) dispositif expérimental ; (b) modèle numérique simplifié avec deux plans rigides pour représenter l'assise et le dossier du dispositif de retenue

Nous avons ensuite cherché à valider le modèle EF vis-à-vis de la meilleure configuration obtenue lors de notre campagne de tests (*cf.* paragraphe 2.3), et ce, tant en termes de cinématique que de mesure des capteurs intégrés aux mannequins. A noter que la vitesse initiale relevée lors des essais de référence à été assignée aux modèles numériques des mannequins Q0 et Q1.

Obtenus après 3 minutes de calcul sur un processeur de 5 cœurs, les résultats de la simulation avec le Q0 sont présentés sur la figure 126 et la figure 127. Ainsi, nous constatons que la cinématique du mannequin est analogue entre l'essai de référence et la simulation sauf à partir de 50 ms, moment à partir duquel le modèle de mannequin numérique présente une flexion du cou plus importante. En ce qui concerne les mesures d'accélérations de la tête et du thorax, nous remarquons un comportement dynamique global similaire, aussi bien en termes d'amplitude que de durée.

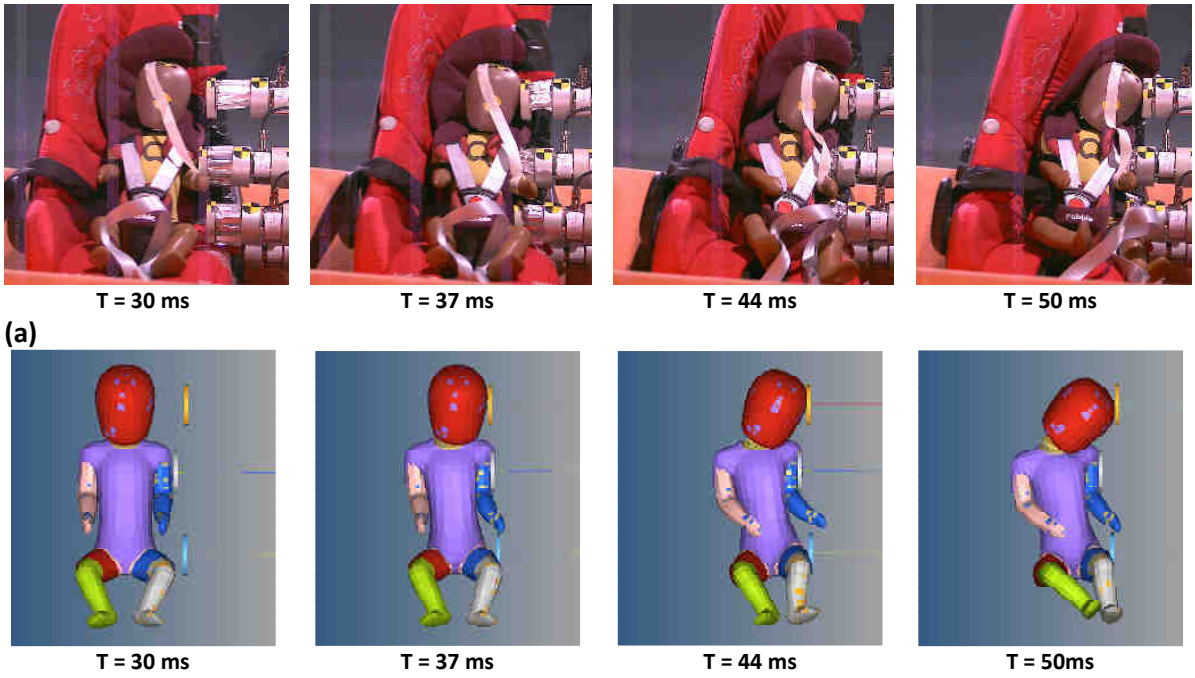


Figure 126 – Comparaison de la cinématique du mannequin Q0 : (a) l'essai de référence avec le système à colonnes (vue de droite) ; (b) simulation numérique avec le modèle (vue de droite)

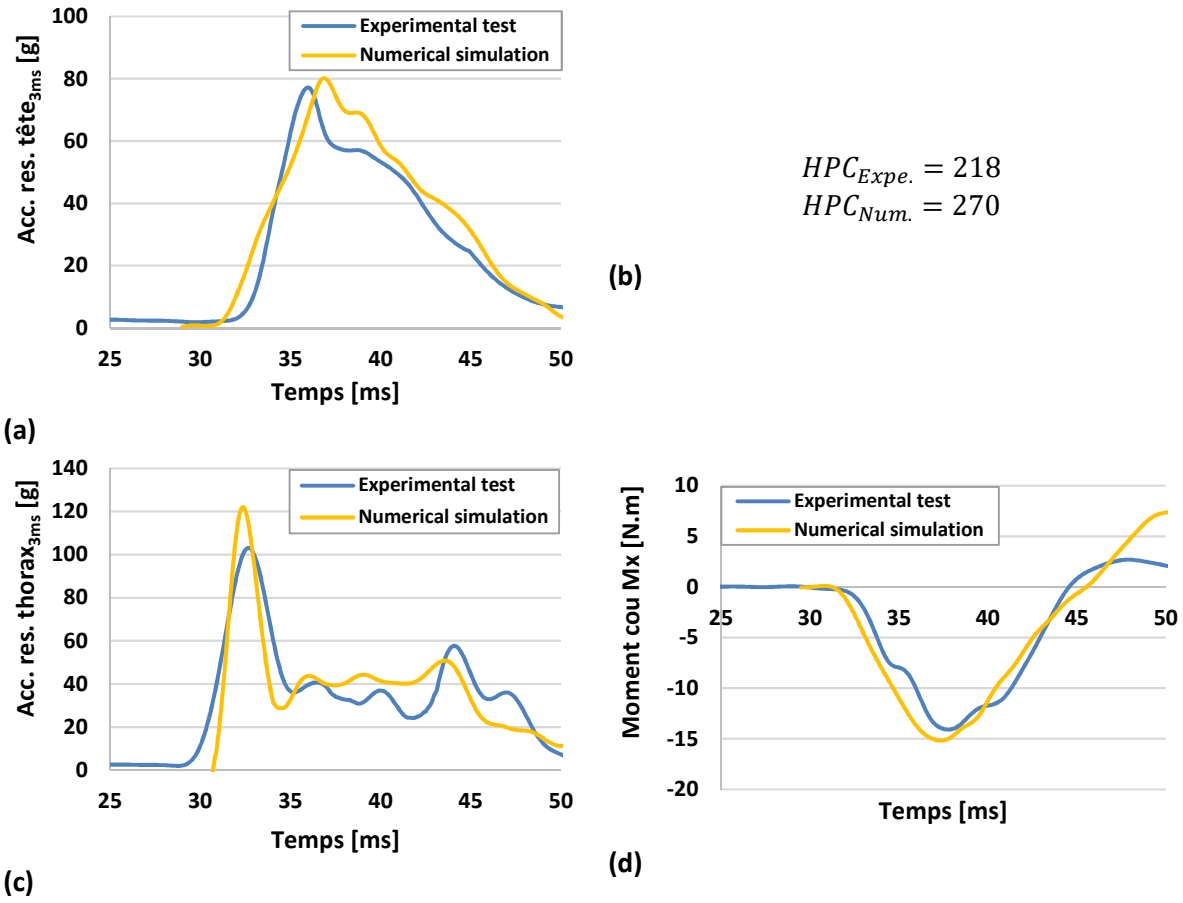


Figure 127 – Comparaison des critères de blessure du mannequin Q0 entre l'essai de référence avec le système à colonnes et la simulation numérique avec le modèle simplifié : (a) accélération linéaire résultante de la tête ; (b) Head Performance Criteria ; (c) accélération linéaire résultante du thorax ; (d) moment de flexion Mx du cou

En ce qui concerne la phase de validation avec le mannequin Q1, les enregistrements vidéo et les courbes obtenues à partir des mesures des capteurs sont rapportés sur la figure 128 et la figure 129. Ainsi, nous remarquons que le modèle numérique présente des résultats cohérents vis-à-vis de l'essai de référence aussi bien en termes de cinématique que d'accélération de la tête et du thorax. En revanche, la courbe de moment de flexion du cou présente une allure différente. Cela est probablement dû à un écart dans le positionnement relatif entre la tête du mannequin et la colonne qui s'y rapporte, entre l'essai et la simulation numérique. Pour y remédier il aurait été nécessaire d'utiliser un bras de mesure 3D afin de relever la position exacte du mannequin. Etant donné la bonne cohérence des autres résultats, nous pouvons tout de même conclure que le modèle numérique est bien validé vis-à-vis du dispositif expérimental.

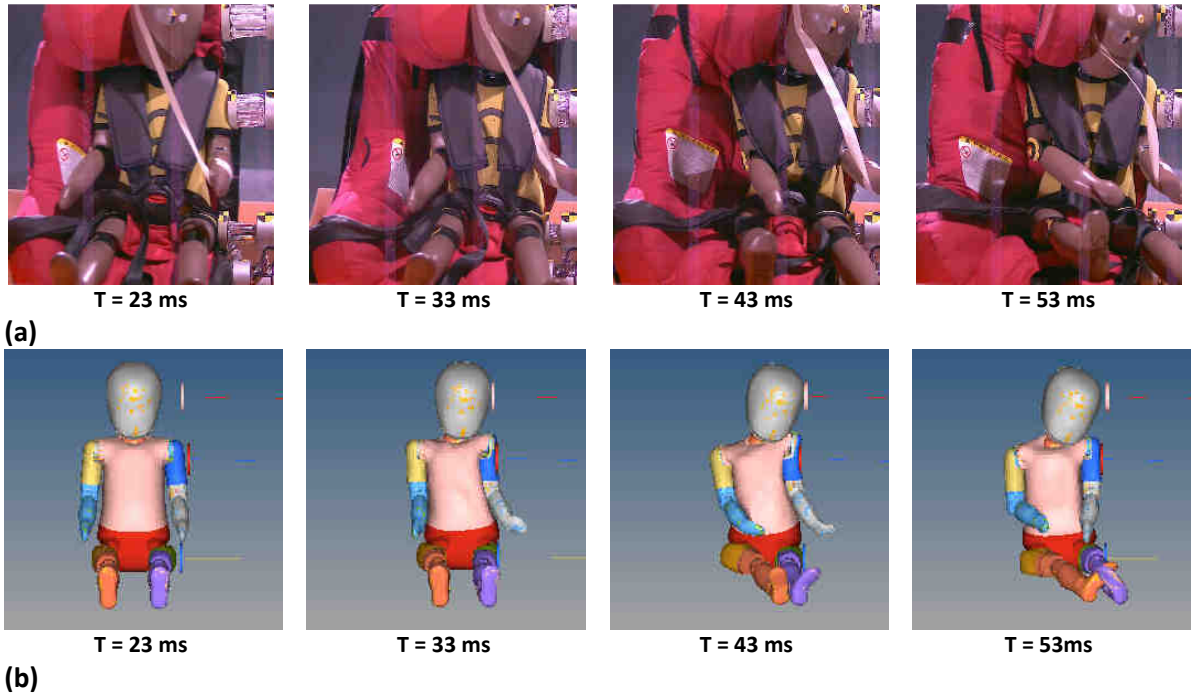


Figure 128 – Comparaison de la cinématique du mannequin Q1 : (a) l'essai de référence avec le système à colonnes (vue de droite) ; (b) simulation numérique avec le modèle (vue de droite)

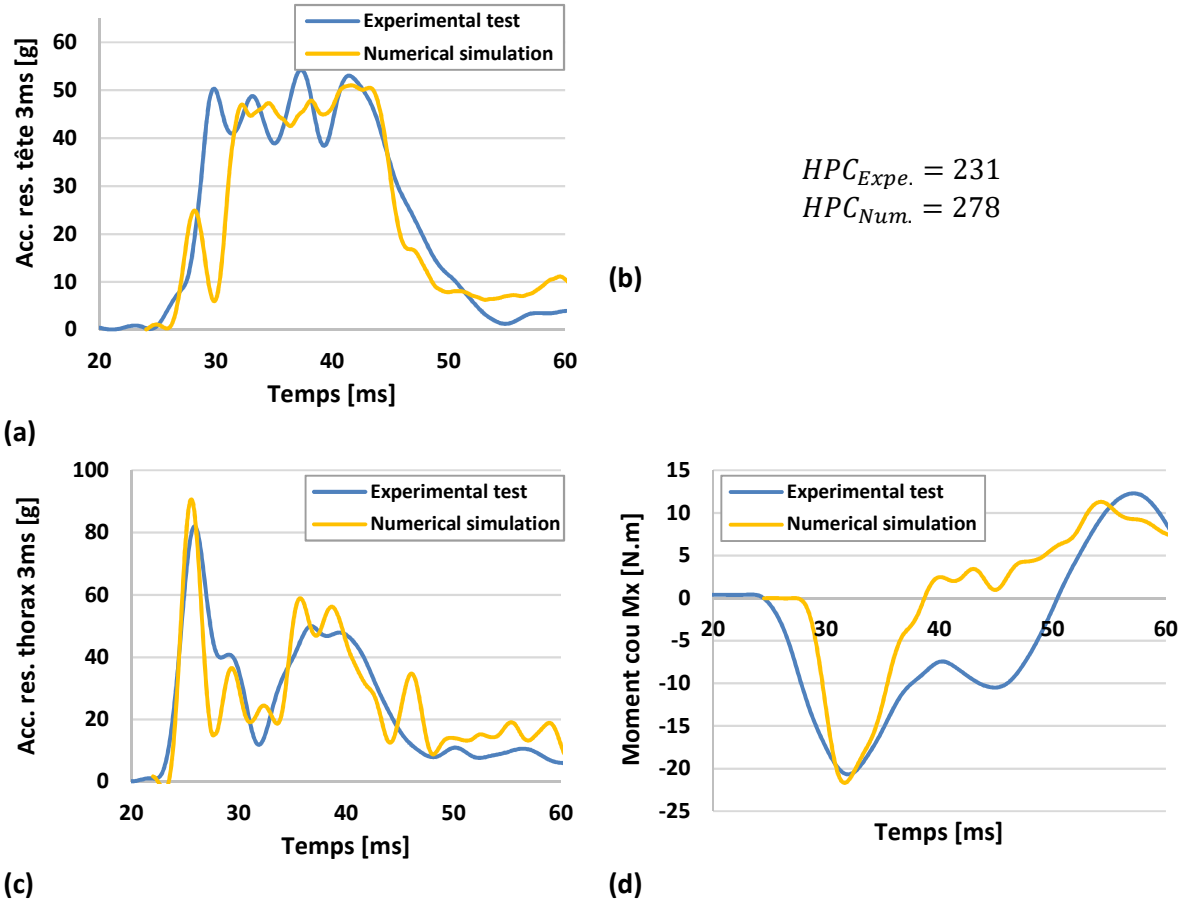


Figure 129 – Comparaison des critères de blessure du mannequin Q1 entre l'essai de référence avec le système à colonnes et la simulation numérique avec le modèle simplifié : (a) accélération linéaire résultante de la tête ; (b) Head Performance Criteria ; (c) accélération linéaire résultante du thorax ; (d) moment de flexion Mx du cou

2.4.2. Construction des plans d'expériences par l'approche numérique :

Dans la continuité de la campagne de tests réalisée précédemment, l'étude numérique consiste à faire varier la résistance des colonnes dans le but de dimensionner les absorbeurs d'énergie à intégrer dans les sièges-auto. *In fine*, l'idéal serait de trouver une configuration optimum à la fois pour le mannequin Q0 et le Q1. En ce sens, nous nous sommes basés sur les résultats des travaux rapportés dans le paragraphe 2.3 pour construire un plan d'expériences.

Pour ce qui est de la colonne de la tête, nous avons vu que les configurations présentant les meilleurs résultats d'un point de vue réglementaire étaient celles dont le plateau d'effort des nids d'abeille était de 155 N et 700 N, respectivement pour le mannequin Q0 et le Q1. Pour notre étude numérique, nous avons donc décidé d'investiguer 5 niveaux d'efforts compris entre les deux optimums expérimentaux. Pour une meilleure compréhension du plan d'expériences numérique, nous avons illustré les différents seuils considérés au cours de nos travaux sur la figure 130.

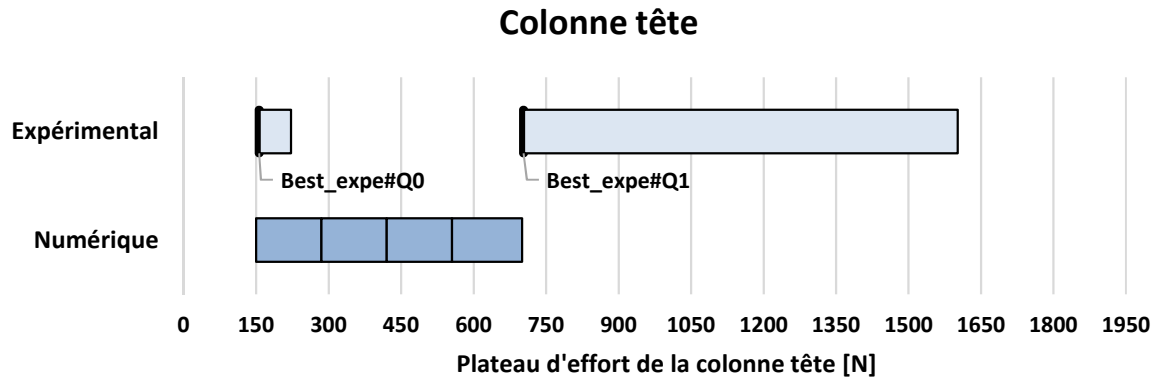


Figure 130 – Représentation schématique des niveaux d'efforts appliqués à la tête pour l'approche expérimentale et l'approche numérique. Les bordures en trait épais correspondent aux niveaux d'efforts des configurations du plan d'expérience expérimental présentant les meilleurs résultats vis-à-vis des critères réglementaires.

Au cours de notre synthèse bibliographique, nous avons vu que les dispositifs de retenue conformes à la réglementation 129 devaient tenir compte de contraintes dimensionnelles extérieures (encombrement) et intérieures (assise). Pour ce type de siège-auto, le gabarit de la première est de $440\ mm$ alors que celui de la seconde, lié à la stature du mannequin utilisé, est de $181\ mm$ pour le Q0 et de $241\ mm$ pour le Q1. De ce fait, une des solutions techniques permettant de répondre à cette différence de gabarit intérieur consiste à développer un coussin réducteur qui ne serait intégré au siège-auto que lors d'une utilisation avec un nouveau-né (figure 131). Un autre avantage de cet équipement amovible vient du fait que nous avons alors deux couches de matériaux d'absorption d'énergie, l'une dimensionnée vis-à-vis du mannequin Q1, alors que la seconde peut être optimisée vis-à-vis du Q0.

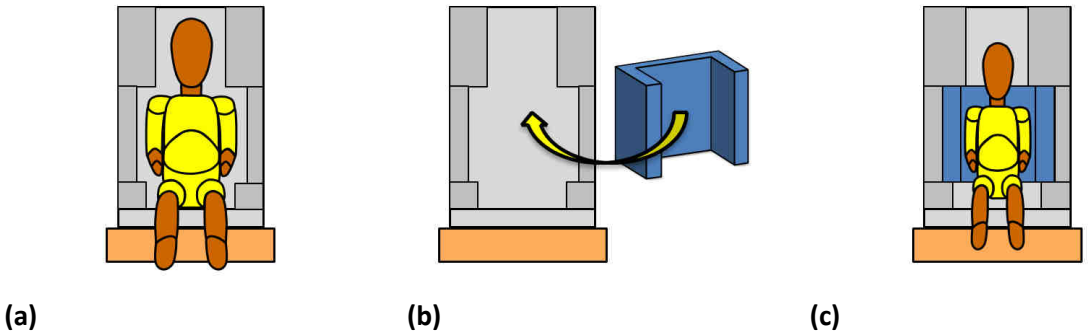


Figure 131 – Configurations pour un dispositif de retenue de type coque dos-route : (a) installation du mannequin Q1 ; (b) intégration d'un coussin réducteur dans le siège-auto pour une utilisation avec le mannequin Q0 ; (c) installation du mannequin Q0 avec le coussin réducteur

Partant du principe ci-dessus, nous avons donc décidé de construire notre plan d'expérience numérique en considérant deux ressorts en série au niveau de l'épaule, le premier étant commun aux deux mannequins, alors que le second (réducteur) n'est considéré que pour le Q0.

Au cours de l'approche expérimentale, nous avons vu que les meilleures configurations étaient celles où le plateau d'effort des nids d'abeille était proche de 1 000 N pour le Q0 et inférieure à 1 600 N pour le Q1. Comme nous pouvons le voir sur la figure 132, l'approche numérique consistera à explorer les configurations pour lesquelles la résistance du ressort de l'épaule est comprise entre 600 et 1 600 N, et ce, pour les deux mannequins. En ce qui concerne le réducteur adapté au Q0, nous avons fait le choix d'investiguer des configurations présentant un plateau d'effort de faible amplitude (435 et 600 N), ainsi que celles centrées sur la valeur médiane du premier ressort (1 100 ± 110 N).

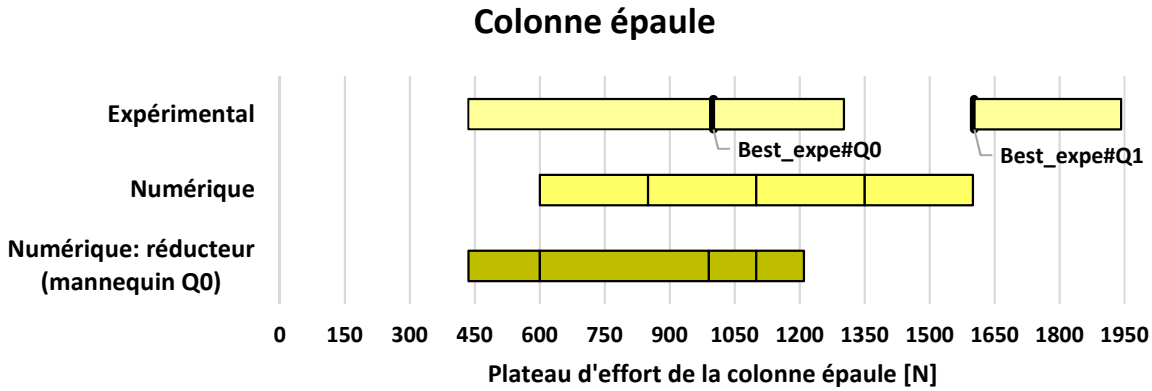


Figure 132 – Représentation schématique des niveaux d'efforts appliqués à l'épaule pour l'approche expérimentale et l'approche numérique. Les bordures en trait épais correspondent aux niveaux d'efforts des configurations du plan d'expérience expérimental présentant les meilleurs résultats vis-à-vis des critères réglementaires.

Contrairement à l'approche expérimentale, nous ferons varier le plateau d'effort de la colonne impactant le bassin au cours de l'étude numérique, mais uniquement sur deux niveaux. En ce sens, nous investiguerons les configurations de 325 et 1 100 N pour le mannequin Q0 et 1 100 et 1 480 N pour le Q1 (figure 133). Le choix de ce seuil intermédiaire a été fait de telle sorte à ce qu'il corresponde à la valeur médiane du premier ressort de la colonne impactant l'épaule.

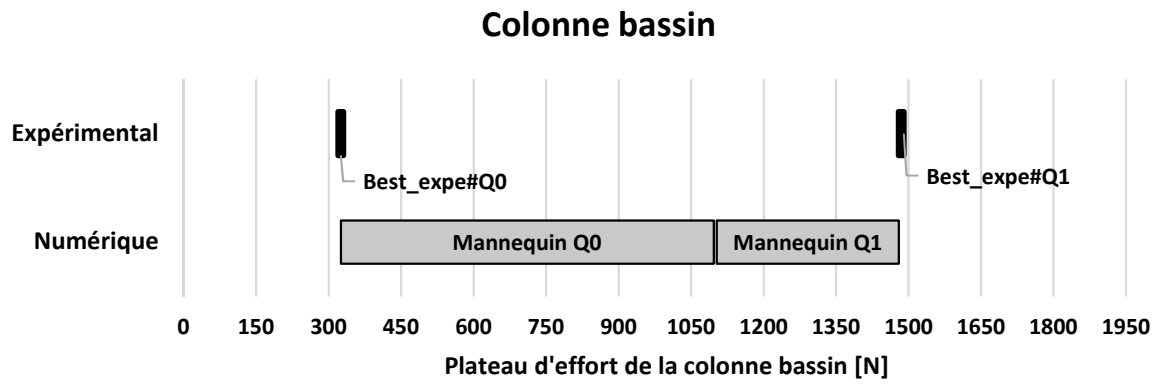


Figure 133 – Représentation schématique des niveaux d'efforts appliqués au bassin pour l'approche expérimentale et l'approche numérique. Les bordures en trait épais correspondent aux niveaux d'efforts des configurations du plan d'expérience expérimental présentant les meilleurs résultats vis-à-vis des critères réglementaires.

Comme nous pouvons voir sur la figure 134 les plans d'expériences investigués comprennent 250 configurations différentes pour le mannequin Q0 et 50 pour le Q1. Bien qu'ils ne soient pas considérés dans le cadre de cette étude, les critères basés sur l'accélération thoracique et sur l'effort de tension et le moment de flexion du cou ont tout de même été mesurés pour l'ensemble des simulations.

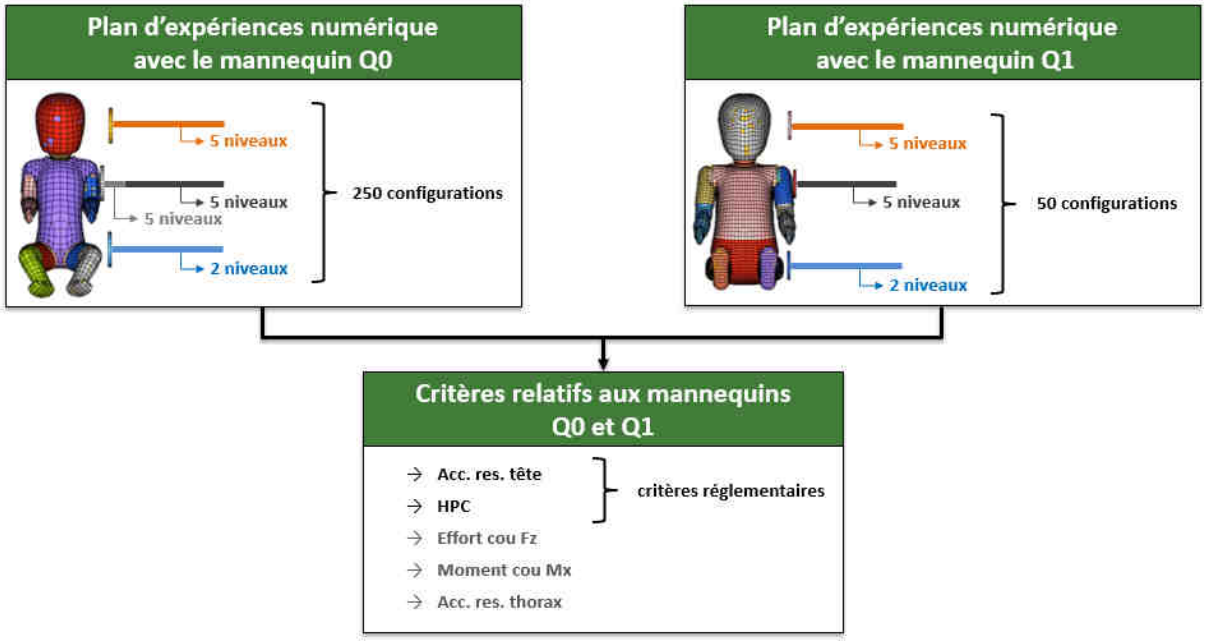


Figure 134 – Représentation schématique des plans d'expériences numériques avec les modèles de mannequins Q0 et Q1

2.4.3. Analyse des résultats du plan d'expériences de l'approche numérique avec le mannequin Q0 :

La première étape réalisée à l'issue des simulations avec le mannequin Q0 a consisté à calculer les effets de chacun des niveaux des 4 facteurs considérés (ressorts tête, épaule, réducteur et bassin). Dans un second temps, nous avons déterminé puis synthétisé sur la figure 135 leur influence vis-à-vis de l'ensemble des critères de blessure. Ainsi, l'analyse du diagramme ci-dessous nous permet d'abord de constater que les critères de la tête (HPC et accélération) dépendent principalement des ressorts

de la tête et de l'épaule. Ce résultat vient alors confirmer la conclusion établie dans le paragraphe 2.3.2 suivant laquelle le mannequin Q0 présente un effet de couplage au niveau du cou.

Pour ce qui est des résultats en termes de tension et flexion du cou ainsi que d'accélération thoracique, nous remarquons ensuite qu'ils sont directement liés au choix du plateau d'effort du ressort de l'épaule pour les premiers, et du ressort du bassin pour le dernier. A noter par ailleurs que les effets relatifs au ressort du coussin réducteur et aux interactions entre les facteurs est négligeable, et ce, pour l'ensemble des critères.

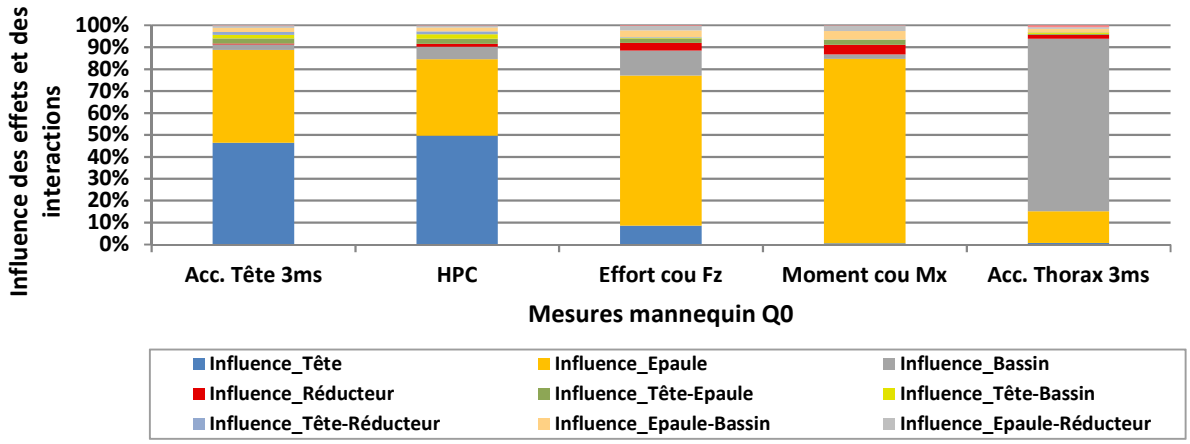


Figure 135 – Représentation de l'influence des effets des facteurs et de leurs interactions pour l'ensemble des critères de blessures relatifs au mannequin Q0 lors de l'approche numérique

Dans la continuité de notre analyse, nous nous sommes ensuite focalisés sur les critères réglementaires pour lesquels les résultats sont présentés sur la figure 136 et la figure 137. Pour chacun des cas, les effets ont été normés par les niveaux des facteurs. Quel que soit le critère considéré, la fonction « coût » présentée précédemment nous permet de conclure que les meilleurs résultats correspondent aux configurations où les ressorts de la tête et de l'épaule présentent une faible résistance ; l'influence des deux autres ressorts étant minime.

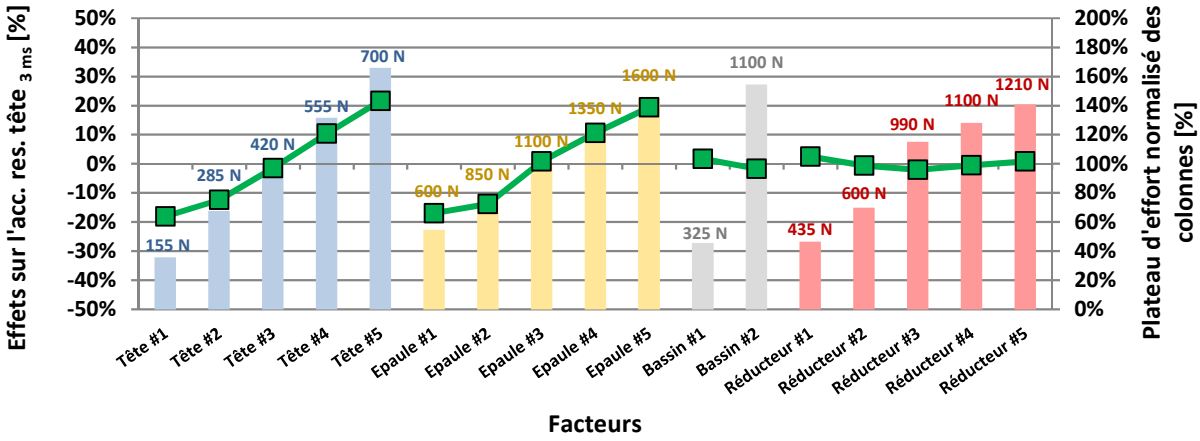


Figure 136 – Représentation détaillée de l'effet relatif au critère d'accélération résultante de la tête donné en fonction des facteurs (les différents niveaux sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes)

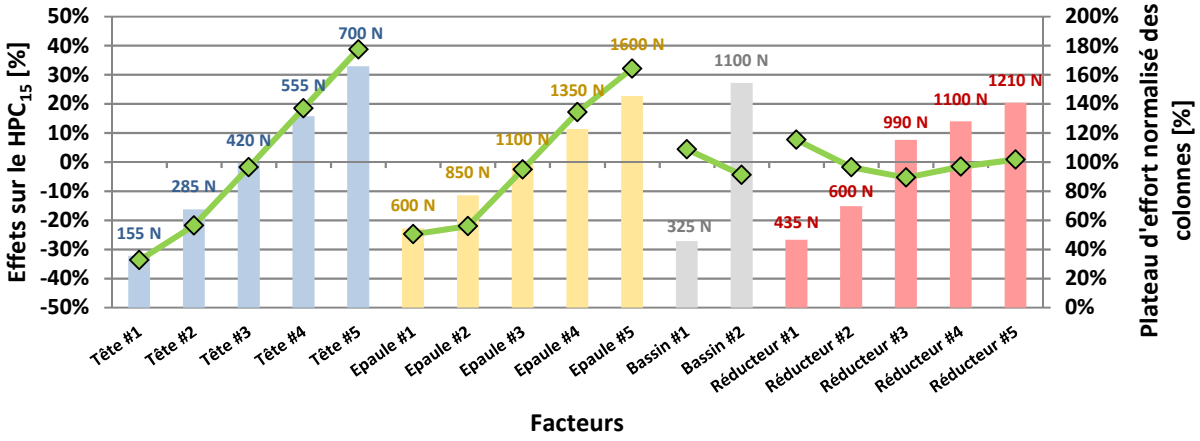


Figure 137 – Représentation détaillée de l'effet relatif au critère HPC_{15} donné en fonction des facteurs (les différents niveaux sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes)

2.4.4. Analyse des résultats du plan d'expériences de l'approche numérique avec le mannequin Q1 :

Cette fois encore nous avons calculé les effets correspondant aux trois facteurs que sont les ressorts impactant la tête, l'épaule et le bassin du mannequin Q1. Synthétisés sur la figure 138, les résultats montrent une forte influence de la colonne tête sur les critères de blessure correspondant à ce segment corporel. En revanche, les critères relatifs à l'effort et au moment du cou ainsi qu'à l'accélération thoracique se rapportent principalement au ressort de l'épaule. L'analyse des résultats nous permet par ailleurs de noter que, contrairement au Q0, le mannequin Q1 ne présente pas particulièrement d'effet de couplage au niveau du cou.

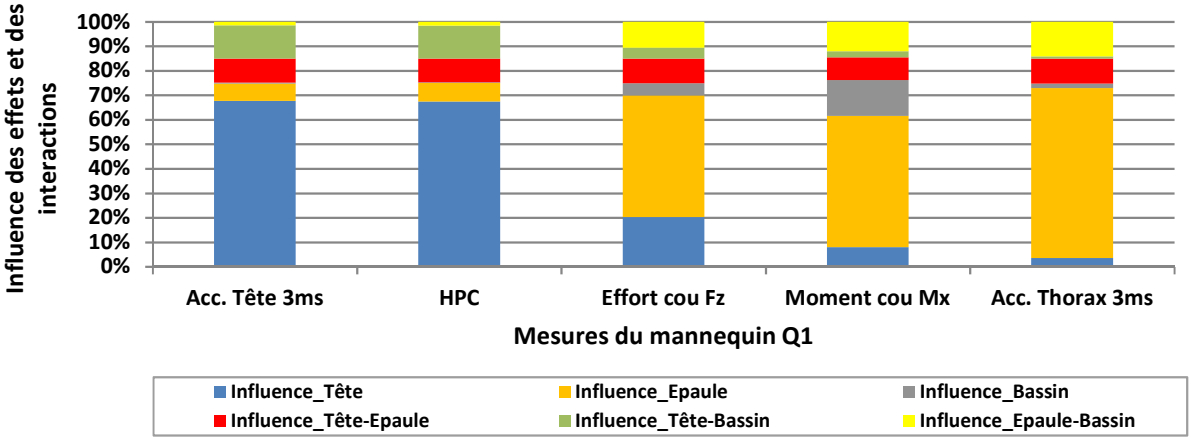


Figure 138 - Représentation de l'influence des effets des facteurs et de leurs interactions pour l'ensemble des critères de blessures relatifs au mannequin Q1 lors de l'approche numérique

L'analyse des effets des critères réglementaires donnés en fonction des niveaux des facteurs présentés sur la figure 139 et la figure 140 montrent des résultats opposés à ceux de l'étude avec le mannequin Q0. En effet, lorsque nous observons les graphiques ci-dessous, nous remarquons que le fait de retenir le mannequin Q1 au niveau de la tête et de l'épaule par des ressorts rigides a tendance à minimiser à la fois l'accélération de la tête et le HPC associé. En revanche, le ressort situé au niveau du bassin semble avoir une faible influence sur le résultat.

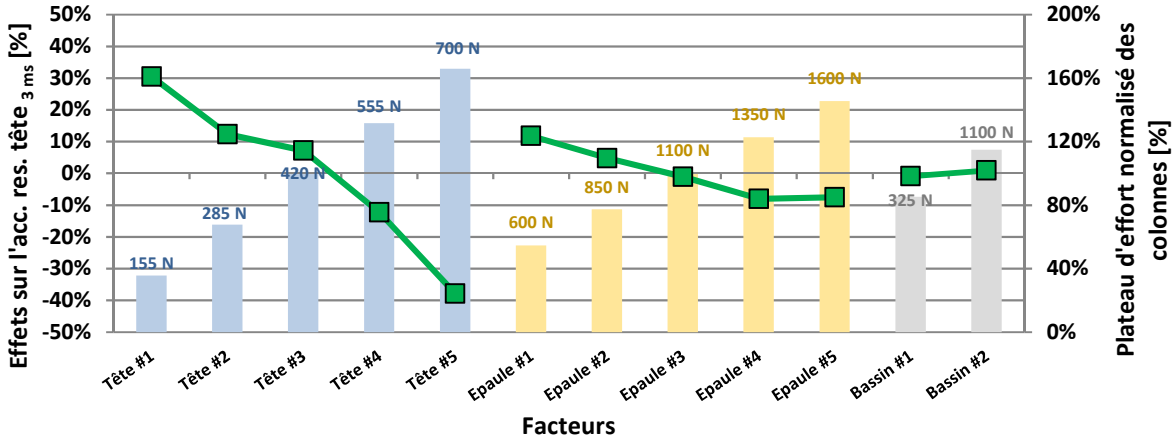


Figure 139 – Représentation détaillée de l'effet relatif au critère d'accélération résultante de la tête donné en fonction des facteurs (les différents niveaux sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes)

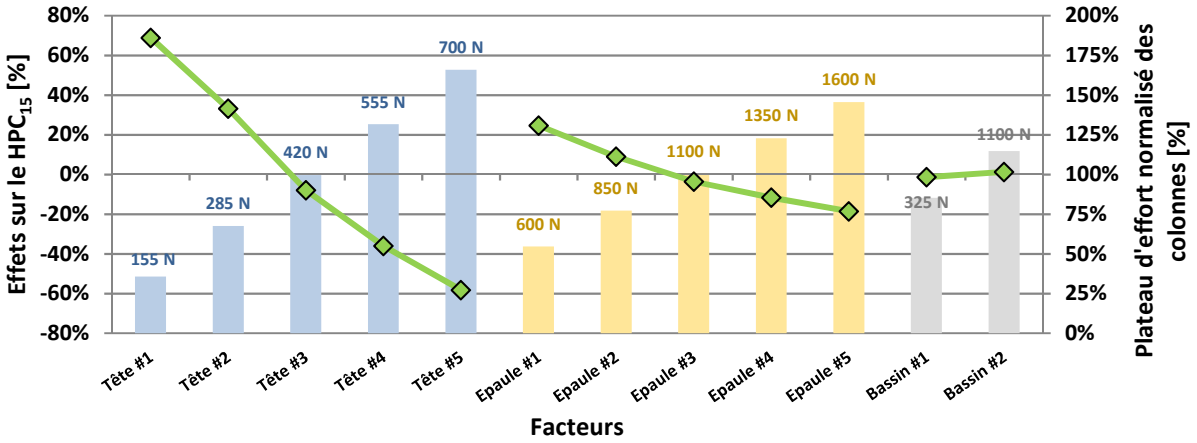


Figure 140 – Représentation détaillée de l'effet relatif au critère HPC_{15} donné en fonction des facteurs (les différents niveaux sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes)

2.5. Conclusion :

A l'issue des études expérimentales et numériques réalisées avec les mannequins Q0 et Q1, nous avons déterminé des tendances visant à optimiser l'efficacité des dispositifs de retenue impactés en choc latéral. Toutefois, l'analyse des résultats nous a permis de constater que la configuration optimale en termes d'effort de retenue était différente suivant le mannequin considéré. Il est par conséquent nécessaire de trouver un compromis afin de développer un siège-auto qui soit sécuritaire à la fois pour le Q0 et pour le Q1. En ce sens, nous avons superposé les résultats issus des simulations avec les deux mannequins sur la figure 141 et la figure 142. Sachant que l'effet des ressorts du coussin réducteur et du bassin était minime, nous n'avons représenté sur ces graphiques que les configurations pour lesquelles le plateau d'effort est respectivement de 435 et 1 100 N.

L'analyse des graphiques ci-dessous nous permet de constater que la configuration #21 est la seule présentant à la fois une accélération résultante de la tête et une valeur de HPC inférieures aux seuils réglementaires. En utilisant des matériaux présentant un plateau d'effort de 700 N au niveau de la tête et de 600 N à l'épaule, nous optimisons ainsi la sécurité des plus jeunes en choc latéral. A noter toutefois que, au cours de notre campagne d'évaluation des dispositifs de retenue rapportés dans le paragraphe 3.5, nous avons vu que l'absorption de l'énergie du choc résultait à la fois de l'action des

matériaux garnissant les parois latérales du siège-auto, mais aussi de la déformation de sa structure. Par conséquent, les résultats présentés ci-dessous ne doivent pas être considérés de manière stricte, mais plutôt comme des tendances à respecter lors du dimensionnement des matériaux d'absorption d'énergie intégrés aux siège-auto.

Avant de mettre en applications les recommandations précédentes, nous avons d'abord mené une nouvelle analyse numérique dans le but de dimensionner les absorbeurs d'énergie non plus vis-à-vis des critères réglementaires, mais au regard de critères biomécaniques.

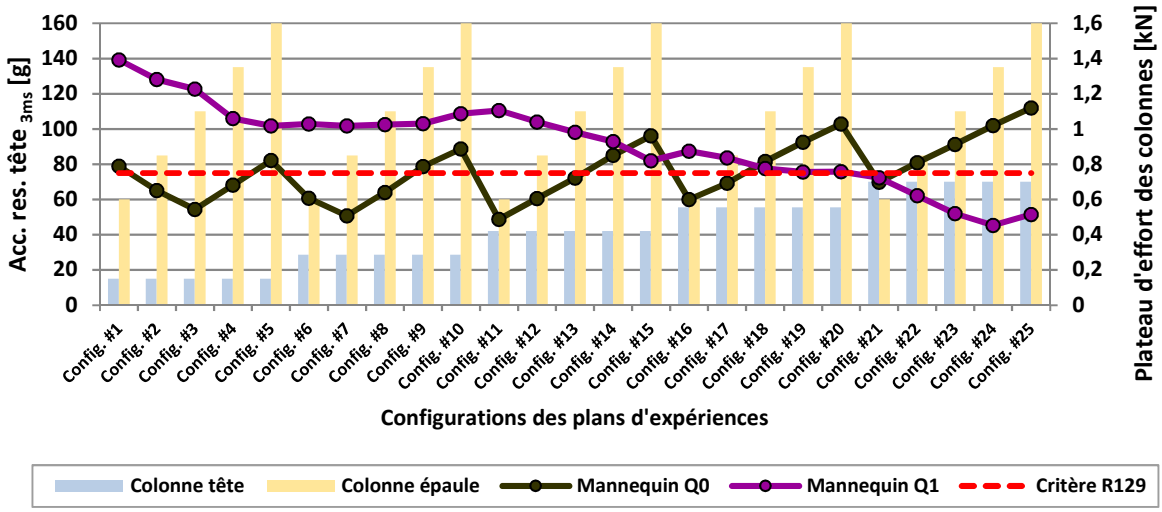


Figure 141 – Représentation graphique de l'accélération résultante de la tête des mannequins Q0 et Q1 donné en fonction des configurations du plan d'expérience. Les seuils d'efforts des colonnes de la tête et du thorax sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes alors que ceux relatifs au coussin réducteur et au bassin sont respectivement de 0,4 kN et de 1,1 kN

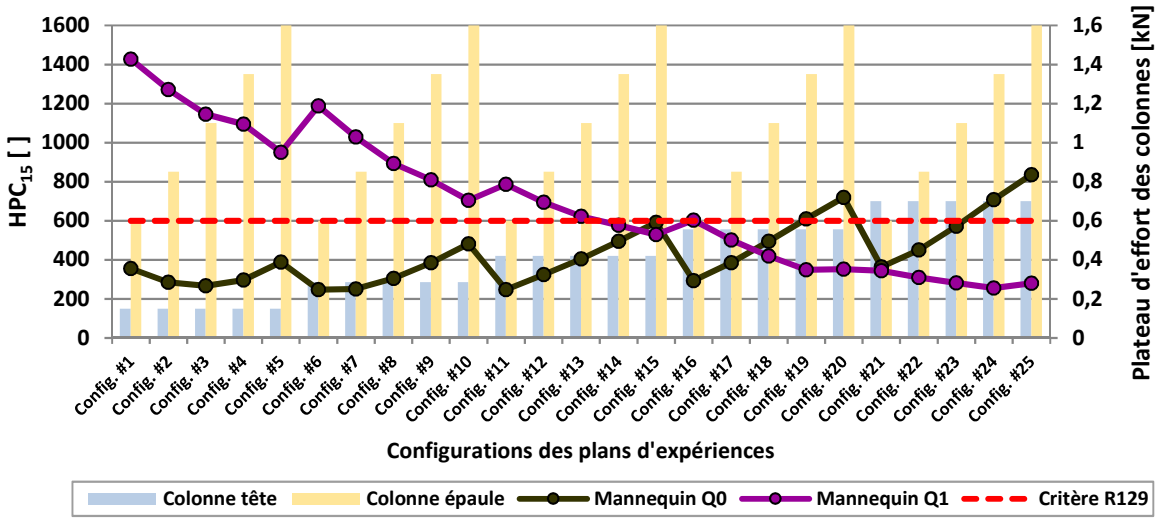


Figure 142 – Représentation graphique du HPC_{15} des mannequins Q0 et Q1 donné en fonction des configurations du plan d'expérience. Les seuils d'efforts des colonnes de la tête et du thorax sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes alors que ceux relatifs au coussin réducteur et au bassin sont respectivement de 0,4 kN et de 1,1 kN

3. ETUDE NUMERIQUE AVEC UN MODELE HYBRIDE MANNEQUIN Q-HUMAIN :

3.1. Introduction :

Quelle que soit l'approche considérée en début de chapitre, nos travaux ont consisté à dimensionner les matériaux d'absorption d'énergie des sièges-auto vis-à-vis de critères basés sur les mannequins Q0 et Q1. Bien qu'ils soient considérés d'un point de vue réglementaire, nous avons vu que ces dispositifs anthropomorphes présentent un comportement dynamique peu représentatif de celui d'un être humain, en particulier au niveau de la cage thoracique (*cf.* paragraphe 5.3 du chapitre 1). En ce sens, nous avons décidé de poursuivre notre étude d'optimisation avec un modèle numérique de meilleure biofidélité que les mannequins de *crash*.

En effet, au cours de notre synthèse bibliographique, nous avons vu qu'il existait des modèles par éléments finis anatomiques présentant un comportement dynamique plus précis que celui des mannequins Q. Parmi-ceux-ci, des modèles tête-cou relatifs aux enfants de la naissance à 6 ans ont été développés par l'équipe de Biomécanique de l'Université de Strasbourg. Par la suite, nous considèrerons donc le modèle correspondant à un enfant de 6 semaines et chercherons à dimensionner les matériaux d'absorption d'énergie des sièges-auto au regard des critères biomécaniques associés.

3.2. Modèle hybride Q0-6WOC :

Comme nous l'avons vu précédemment, la tête d'un enfant se distingue de celle de l'adulte de par sa forme (notamment à la base du crâne), l'ossification des sutures, l'épaisseur et la structure du crâne ainsi que la structure du cerveau. L'ensemble de ces points a donc été considéré lors du développement du modèle par éléments finis du système tête-cou du nouveau-né 6WOC.

La géométrie de ce modèle est le résultat d'une reconstruction volumique tridimensionnelle obtenue à partir de 230 images scanner de la tête d'un enfant de 6 semaines (figure 143 (a)). La création semi-automatique du maillage a ensuite été réalisée avec le logiciel Hypermesh® en partant du centre de la tête (cerveau et cervelet) avant d'être étendue au fluide cérébrospinal, aux membranes, au crâne, à la face puis au scalp (figure 143 (b)). Considéré dans sa globalité, le modèle de tête est constitué de 62 694 nœuds et 67 156 éléments répartis en 57 794 éléments briques et 9 362 éléments coques.

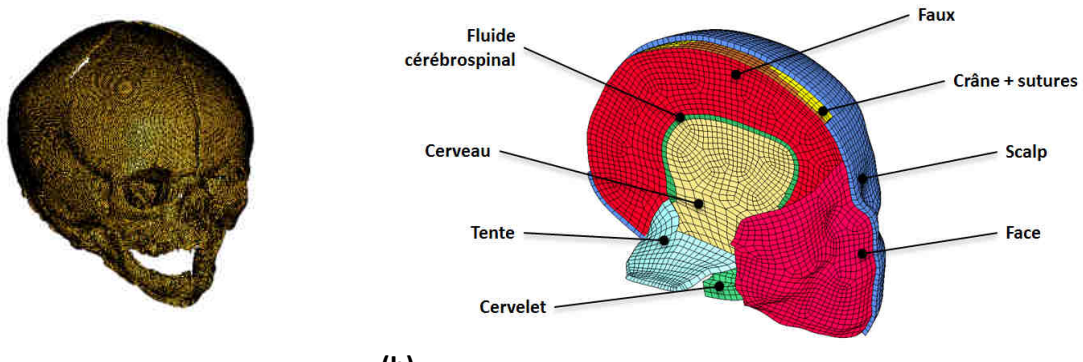
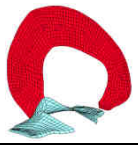
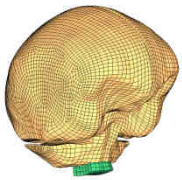
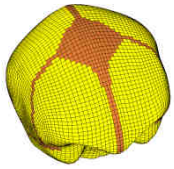


Figure 143 – Tête d'un enfant de 6 semaines : (a) géométrie obtenue par reconstruction volumique tridimentionnelle basée sur 230 images scanner ; (b) modèle éléments finis développé à l'Université de Strasbourg

Pour ce qui est du cou, le processus d'ossification des vertèbres du nouveau-né n'étant pas encore terminé, les images scanner ne permettaient donc pas de distinguer les éléments osseux du cartilage. Pour cette raison, il a été décidé de le modéliser par une simple colonne d'éléments briques dont les dimensions, la masse et la rigidité assurent un comportement global représentatif du cou du nouveau-né en termes de cinématique de la tête [75].

L'ensemble des propriétés mécaniques relatives à chacune des parties constituant le modèle par éléments finis de la tête et du cou d'un enfant de 6 semaines est donné dans le tableau 27.

Tableau 27 - Caractéristiques mécaniques des parties constituant le modèle par éléments finis de la tête et du cou d'un enfant de 6 semaines implémentés sous RADIOSS®

Segment	Illustration	Maillage	Comportement mécanique	Caractéristiques mécaniques
Faux du cerveau et tente du cervelet		1 440 éléments coque	Elastique linéaire	$e = 1\ mm$ $\rho = 1140\ kg/m^3$ $E = 31{,}5\ MPa$ $\nu = 0{,}45$
Cerveau et cervelet		42 590 éléments brique	Elastique visqueux	$\rho = 1040\ kg/m^3$ $K = 2110\ MPa$ $G_0 = 5{,}99\ kPa$ $G_\infty = 2{,}32\ kPa$ $\beta = 0{,}0924\ s^{-1}$
Fluide cérébrospinal		9 060 éléments brique	Elastique linéaire	$\rho = 1040\ kg/m^3$ $E = 0{,}012\ MPa$ $\nu = 0{,}49$
Crâne		6 502 éléments coque	Elastique plastique	$e = 1{,}8\ mm$ $\rho = 2150\ kg/m^3$ $E = 400\ MPa$ $\nu = 0{,}22$ $\sigma_{yield\ plast.} = 120\ MPa$ $Hard._{param.} = 9{,}6\ MPa$ $Hard._{exponent} = 0{,}6$ $\varepsilon_{max} = 0{,}06$
Sutures			Elastique linéaire	$e = 1{,}8\ mm$ $\rho = 1130\ kg/m^3$ $E = 8\ MPa$ $\nu = 0{,}22$
Face		1 420 éléments coque	Elastique linéaire	$e = 1{,}8\ mm$ $\rho = 2150\ kg/m^3$ $E = 500\ MPa$ $\nu = 0{,}22$
Scalp		6 144 éléments brique	Elastique linéaire	$\rho = 1200\ kg/m^3$ $E = 16{,}7\ MPa$ $\nu = 0{,}42$
Cou		6 000 éléments brique	Hyper-élastique	$\rho = 1720\ kg/m^3$ $\nu = 0{,}49$

Disponible sous les codes de calcul RADIOSS® et LS-DYNA®, le modèle par éléments finis 6WOC a été validé vis-à-vis des tests réalisés sur des cadavres par Prange *et al.* en 2004 [155] :

× Raideur de la tête : un effort de compression quasi-statique a été appliqué au modèle numérique dans les directions antérieure-postérieure et droite-gauche, pour une vitesse de $10\ mm/\mathrm{sec}$ (figure 144 (a)). A noter qu'à l'image des essais de Prange *et al.*, la plaque mobile n'a été translatée que de 5 mm, distance correspondant à une déformation de l'ordre de 5% de la longueur de la tête. Les résultats sont présentés sur la figure 145.

× Accélération de la tête : des simulations correspondant à une chute de la tête de 15 et 30 cm de haut ont été réalisées (figure 144 (b)), et ce, pour chacune des quatre zones d'impact de la tête : l'occiput, l'os pariétal, le vertex et le front (figure 144 (c)). Les résultats sont présentés sur la figure 146.

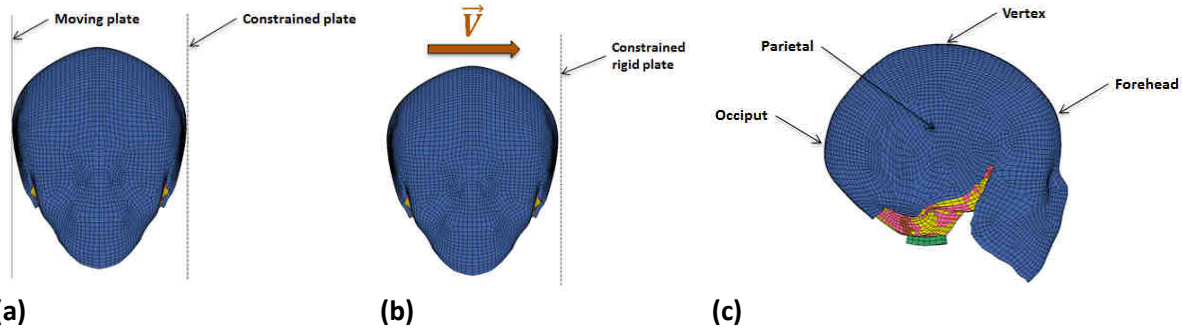


Figure 144 – Protocole de validation du modèle par éléments finis de la tête du 6WOC basé sur les expérimentations de Prange *et al.*[155] : (a) compression quasi-statique latérale ; (b) impact en région pariétale ; (c) zones d'impact

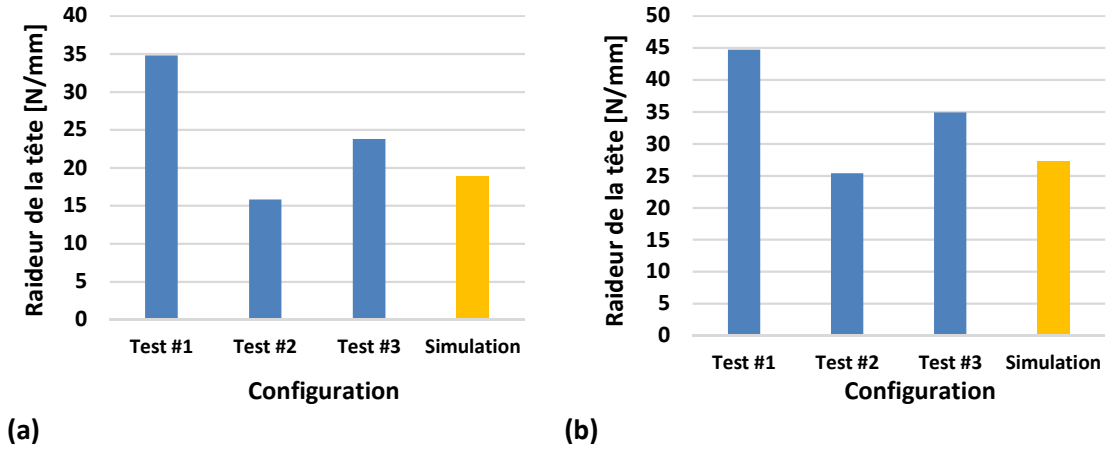


Figure 145 – Comparaison de la raideur de la tête entre les essais sur cadavres et la simulation numérique avec le modèle 6WOC : (a) direction antérieure-postérieure ; (b) direction droite-gauche

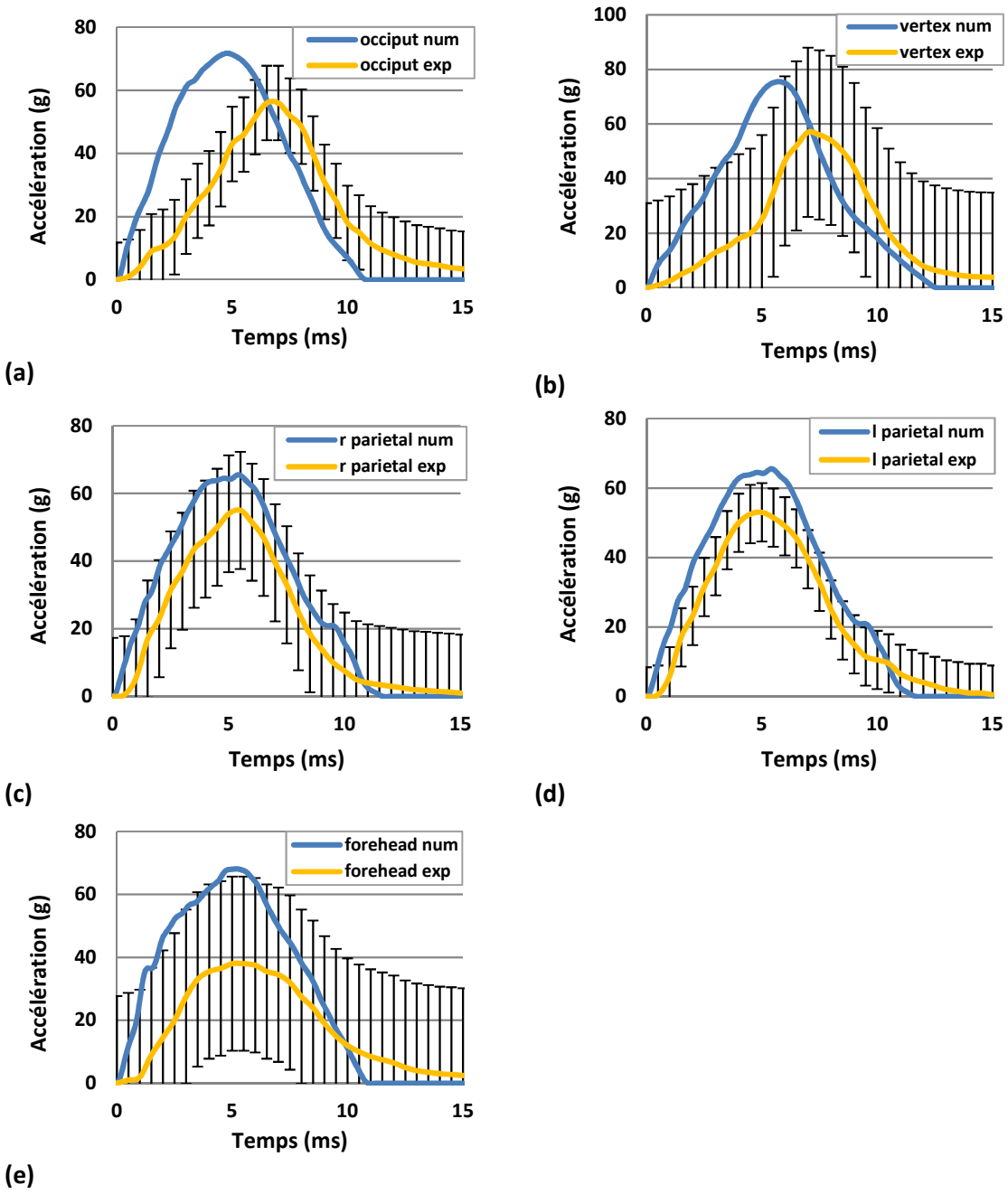


Figure 146 – Comparaison de l'accélération de la tête entre les essais sur cadavres et la simulation numérique avec le modèle 6WOC : (a) occiput ; (b) vertex ; (c) pariétal droit ; (d) pariétal gauche) ; (e) front

Malgré certains écarts relatifs à la forme des courbes d'accélération (figure 146), le modèle numérique du 6WOC a montré une bonne corrélation vis-à-vis des essais réalisés par Prange *et al.* en termes de raideur et de pic d'accélération, notamment pour les impacts pariétaux. Sachant que cette zone est particulièrement sollicitée lors de chocs latéraux, il était donc primordial que le comportement dynamique du MEF de la tête humaine soit bien représentatif pour la suite de nos travaux. Les résultats des simulations confirment donc la validité du modèle par éléments finis de la tête du nouveau-né développé à l'Université de Strasbourg. A noter par ailleurs que les travaux réalisés par Prange *et al.* n'étaient pas suffisants pour pouvoir modéliser le phénomène de fracture du crâne.

Avant de procéder à notre analyse par impacts localisés, nous avons d'abord procédé au couplage de l'ensemble tête-cou humain avec le corps du mannequin Q0 (figure 147). Un élément de type « corps rigide » a alors été utilisé pour assembler les deux sous-ensembles du modèle hybride Q0-6WOC.

Figure 147 – Modèles par éléments finis de : (a) la tête et du cou d'un enfant de 6 semaines ; (b) corps du mannequin Q0 ; (c) l'ensemble constitué par la tête anatomique et du corps de mannequin Q0

3.3. Simulations numériques de type « colonnes » avec le modèle hybride Q0-6WOC :

3.3.1. Construction du plan d'expériences par l'approche numérique :

Au cours de notre analyse relative au plan d'expérience numérique avec le modèle de mannequin Q0 (figure 135), nous avons montré que l'influence des effets des ressorts du coussin réducteur et du bassin était minime comparée aux deux autres facteurs. De plus, les résultats rapportés sur la figure 141 nous ont permis de constater que les configurations pour lesquelles les ressorts de l'épaule étaient très rigides présentaient systématiquement une accélération de la tête supérieure au seuil réglementaire. Face à ces constats, nous avons décidé d'adapter le plan d'expérience numérique utilisé dans le paragraphe 2.4.2 en considérant 5 niveaux pour le ressort de la tête (tête#1 à tête#5), 3 pour l'épaule (épaule#1 à épaule#3), 2 pour le coussin réducteur (réducteur#1 et réducteur#2) et 1 pour le bassin (bassin#2). Comme nous pouvons le voir sur la figure 148 et la figure 149, ce plan d'expérience numérique comprend 30 configurations nécessitant chacune 25 minutes de calcul sur 5 cœurs.

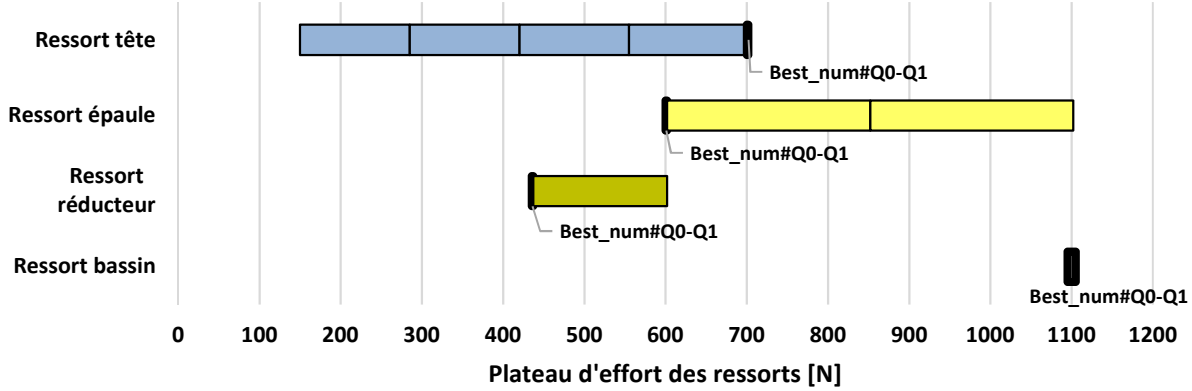


Figure 148 – Représentation schématique des niveaux d'efforts appliqués à la tête pour l'approche numérique avec le modèle Q0-6WOC. Les bordures en trait épais correspondent aux niveaux d'efforts des configurations du plan d'expérience numérique présentant les meilleurs résultats vis-à-vis des critères réglementaires pour le Q0 et le Q1.

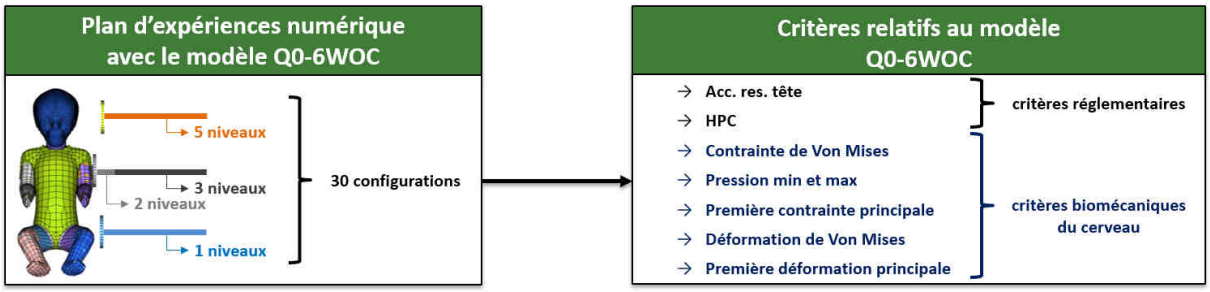


Figure 149 – Représentation schématique du plan d'expériences numérique avec le modèle hybride Q0-6WOC

3.3.1. Analyse des résultats du plan d'expériences de l'approche numérique avec le modèle hybride Q0-6WOC :

Lorsque nous nous référons au paragraphe 4.2.3 du chapitre 1, nous remarquons que les travaux de Meyer *et al.* réalisés dans le cadre du projet CASPER ont uniquement permis de définir des limites de tolérances pour les modèles tête-cou représentant des enfants de 1 an, 3 ans et 6 ans. Pour rappel, l'auteur a précisé que la fracture du crâne des modèles 1YOC et 3YOC correspondait à des énergies de déformation respectivement supérieures ou égales à 5 J et 7 J, alors que les lésions neurologiques apparaissaient pour des contraintes de Von Mises mesurées dans le cerveau des modèle 3YOC et 6YOC voisines de 20 kPa et 45 kPa. En ce qui concerne le modèle 6WOC, aucune limite de tolérance relative aux lésions neurologiques n'a pu être définie par manque de données de cas d'accidents. Il est néanmoins supposé que le risque d'apparition de lésions axonales diffuses (DAI) est lié au même paramètre mécanique que pour les modèles 3YOC et 6YOC, à savoir la contrainte intracérébrale.

Pour chacune des configurations investiguées lors de notre étude paramétrique, nous avons non seulement relevé les valeurs de contraintes (Von Mises et principale) et de pression (min et max), mais aussi les déformations (Von Mises et principale) mesurées dans le cerveau du modèle hybride Q0-6WOC.

A l'issue des simulations numériques, nous avons d'abord calculé les effets des quatre ressorts venant impacter le modèle Q0-6WOC, et ce, pour les critères liés aux accélérations de la tête et du thorax, à la tension et la flexion du cou, et aux paramètres mécaniques du cerveau cités précédemment. Lorsque nous nous référons aux résultats présentés sur la figure 150, nous remarquons que le ressort situé au niveau de la tête a une grande influence sur l'ensemble des critères. Par ailleurs, nous notons également que, contrairement aux simulations avec le mannequin Q0, l'effet du ressort de l'épaule est négligeable. Nous en concluons donc que le cou développé par l'Université de Strasbourg ne présente pas le même effet de couplage que celui du mannequin Q0.

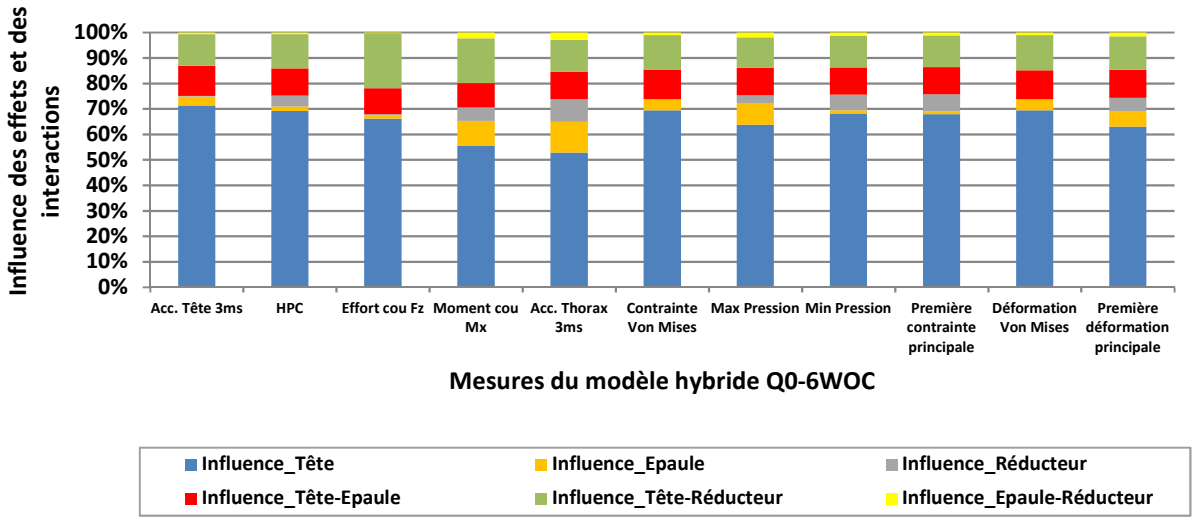


Figure 150 – Représentation de l'influence des effets des facteurs et de leurs interactions pour l'ensemble des critères de blessures relatifs au modèle hybride Q0-6WOC lors de l'approche numérique

Dans un second temps, nous avons poursuivi notre analyse en représentant les effets normés des critères associés au modèle hybride Q0-6WOC en fonction des niveaux des facteurs. Rapportés sur les graphiques ci-dessous, les résultats confirment d'abord la faible influence des ressorts de l'épaule et du réducteur comparée à celui de la tête. Ensuite, nous constatons que suivant le critère considéré, il est préférable d'avoir un effort de retenue de l'ordre de 155 N (tête#1) ou de 285 N (tête#2) au niveau du ressort de la tête. Dans tous les cas, lorsque le plateau d'effort est supérieur ou égal à 555 N (tête#4), l'ensemble des critères réglementaires et biomécaniques sont systématiquement dégradés.

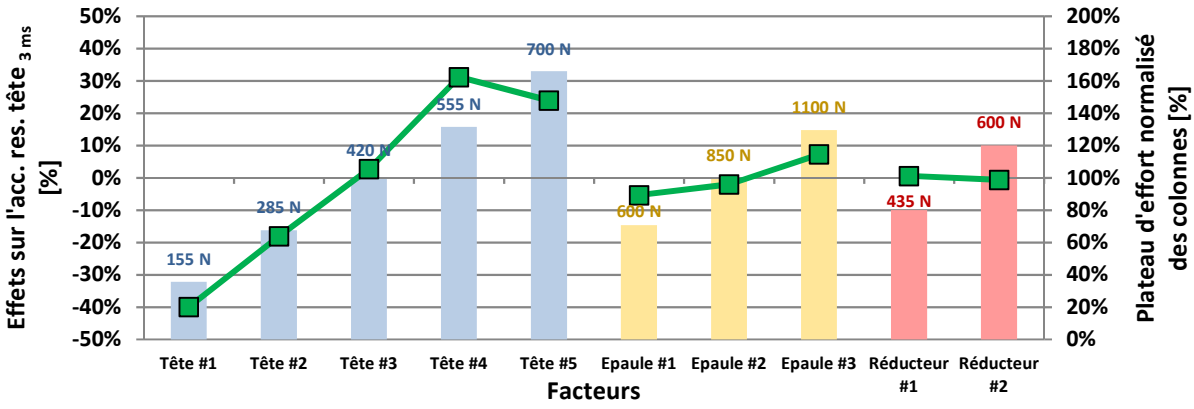


Figure 151 – Représentation détaillée de l'effet relatif au critère d'accélération résultante de la tête donné en fonction des facteurs (les différents niveaux sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes)

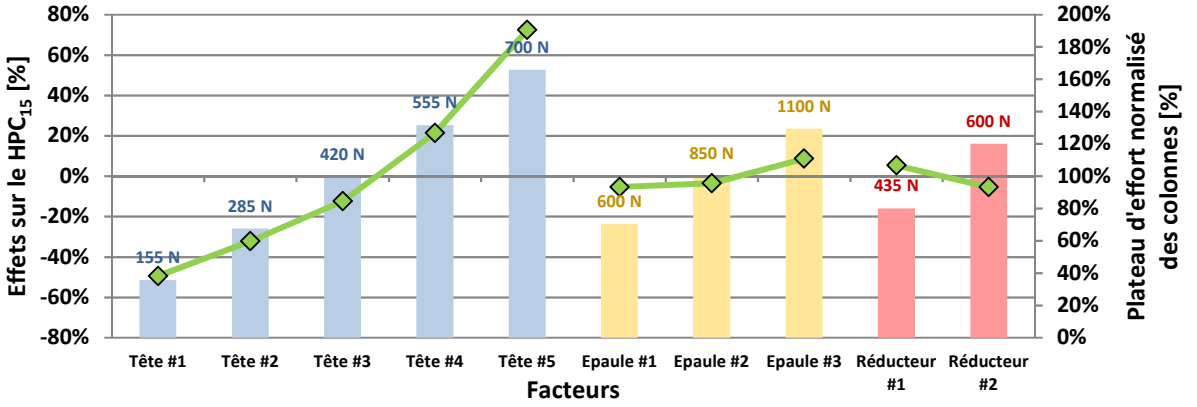


Figure 152 – Représentation détaillée de l'effet relatif au critère HPC15 donné en fonction des facteurs (les différents niveaux sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes)

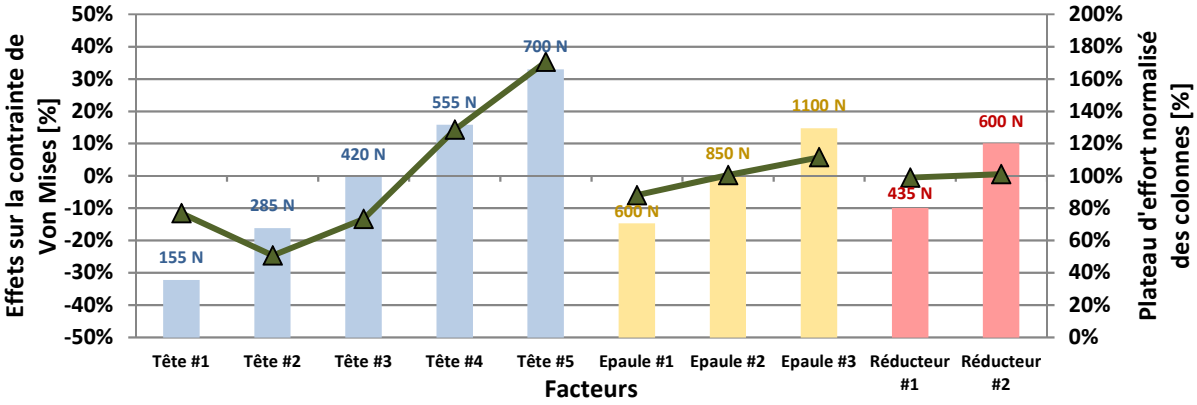


Figure 153 – Représentation détaillée de l'effet relatif au critère de contrainte de Von Mises du cerveau donné en fonction des facteurs (les différents niveaux sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes)

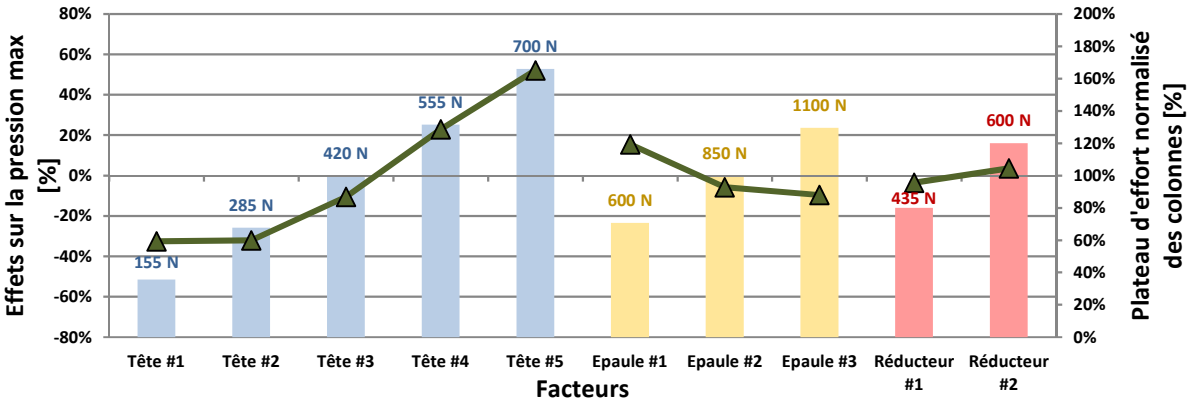


Figure 154 – Représentation détaillée de l'effet relatif au critère de pression maximale du cerveau donné en fonction des facteurs (les différents niveaux sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes)

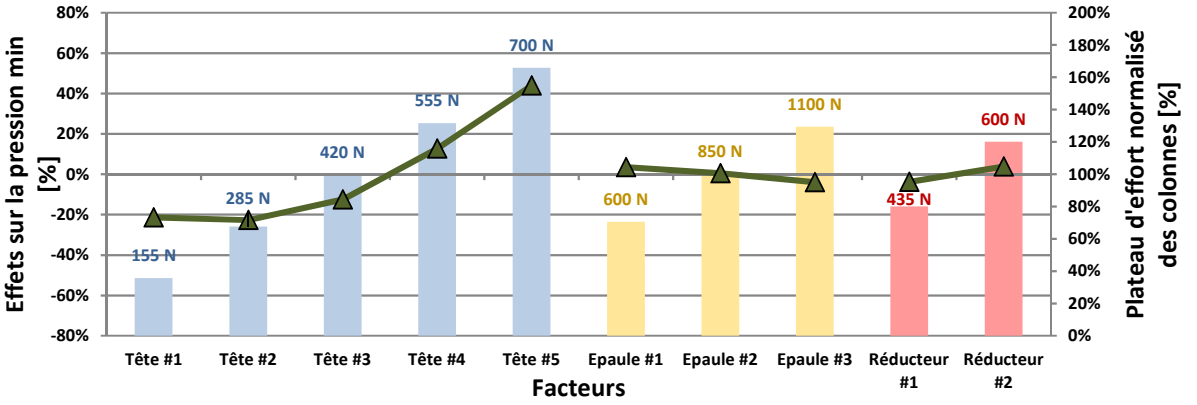


Figure 155 – Représentation détaillée de l'effet relatif au critère de pression minimale du cerveau donné en fonction des facteurs (les différents niveaux sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes)

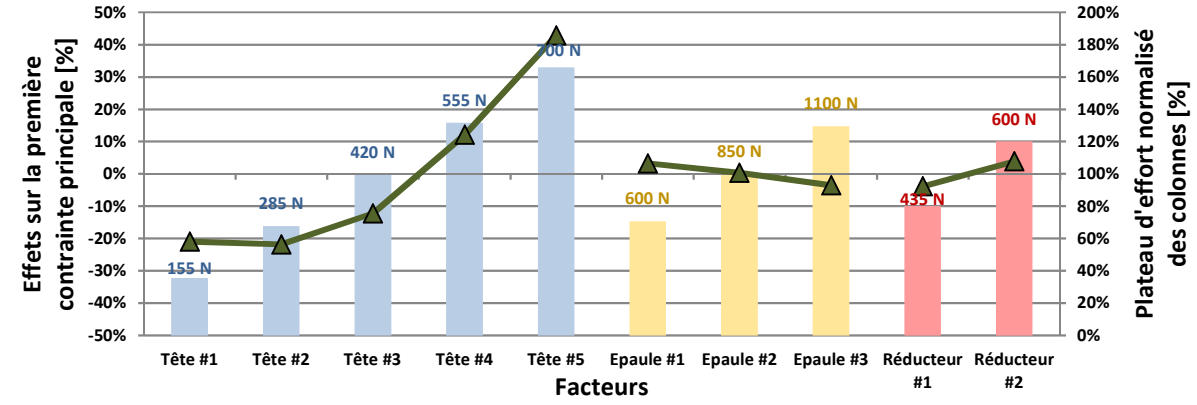


Figure 156 – Représentation détaillée de l'effet relatif au critère de première contrainte principale du cerveau donné en fonction des facteurs (les différents niveaux sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes)

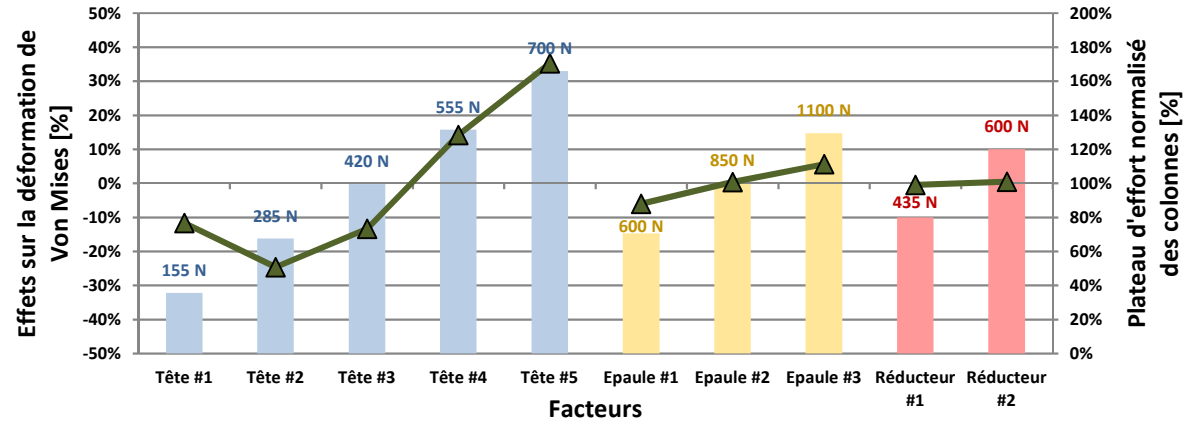


Figure 157 – Représentation détaillée de l'effet relatif au critère de déformation de Von Mises du cerveau donné en fonction des facteurs (les différents niveaux sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes)

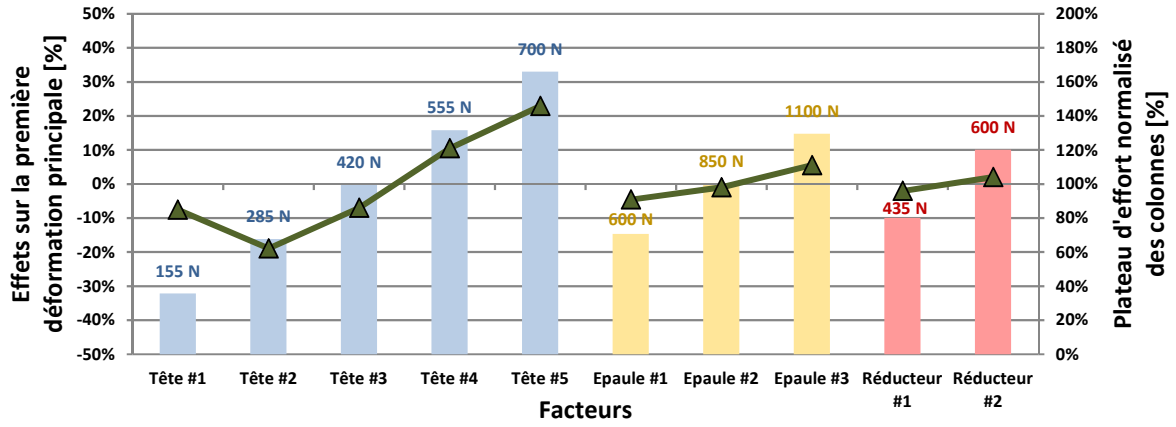


Figure 158 – Représentation détaillée de l'effet relatif au critère de première déformation principale du cerveau donné en fonction des facteurs (les différents niveaux sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes)

3.4. Conclusion :

A l'image des analyses précédentes, nous avons présenté les résultats des critères réglementaires et biomécaniques sur les graphiques ci-dessous. Sachant que l'effet du ressort du coussin réducteur était minime, nous n'avons représenté que les configurations pour lesquelles le plateau d'effort était de 435 N (réducteur#1). A titre de comparaison, les valeurs d'accélérations de la tête et de HPC obtenues lors des études numériques avec les mannequins Q0 et Q1 ont été superposées avec celles associées au modèle hybride Q0-6WOC.

Lorsque nous nous référons aux deux premiers graphiques (figure 159 et figure 160), nous remarquons dans un premier temps que les valeurs d'accélération résultante de la tête et de HPC associé sont différentes suivant que l'on considère le modèle de mannequin Q0 ou celui de l'hybride Q0-6WOC. En effet, pour une même configuration, nous constatons que le mannequin Q0 présente parfois des résultats inférieurs aux seuils réglementaires alors que ceux du modèle hybride sont supérieurs.

Pour ce qui est des résultats présentés sur la figure 161, nous constatons que la contrainte de Von Mises mesurée dans le cerveau du modèle hybride est de 7,3 kPa pour la configuration optimale, alors qu'elle est de 16,4 kPa dans la situation la plus critique. Par ailleurs, définie comme étant le meilleur compromis pour les mannequins Q0 et Q1 (*cf.* paragraphe 2.5), la configuration #13 présente une contrainte du cerveau de 14,7 kPa.

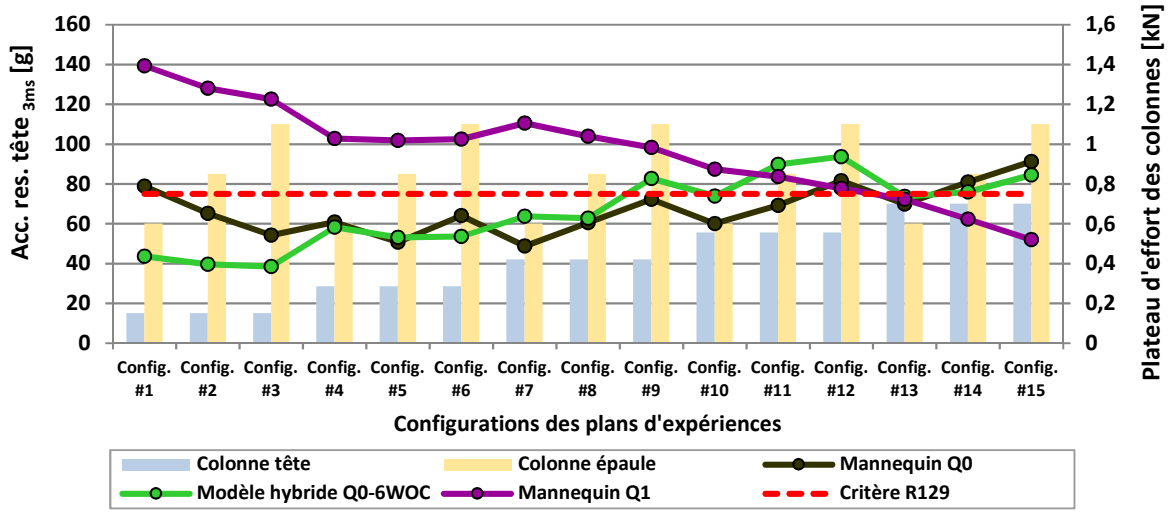


Figure 159 – Représentation graphique de l'accélération résultante de la tête (Q0, Q0-6WOC et Q1) donnée en fonction des configurations du plan d'expériences. Les seuils d'efforts des colonnes de la tête et du thorax sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes alors que ceux relatifs au coussin réducteur et au bassin sont respectivement de 0,4 kN et de 1,1 kN

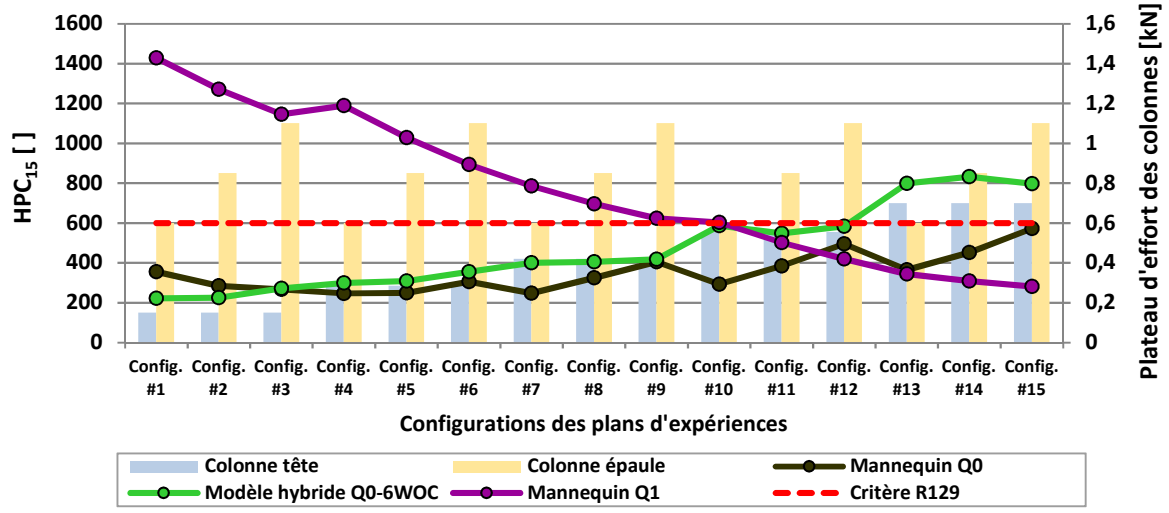


Figure 160 – Représentation graphique du HPC_{15} (Q0, Q0-6WOC et Q1) donné en fonction des configurations du plan d'expériences. Les seuils d'efforts des colonnes de la tête et du thorax sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes alors que ceux relatifs au coussin réducteur et au bassin sont respectivement de 0,4 kN et de 1,1 kN

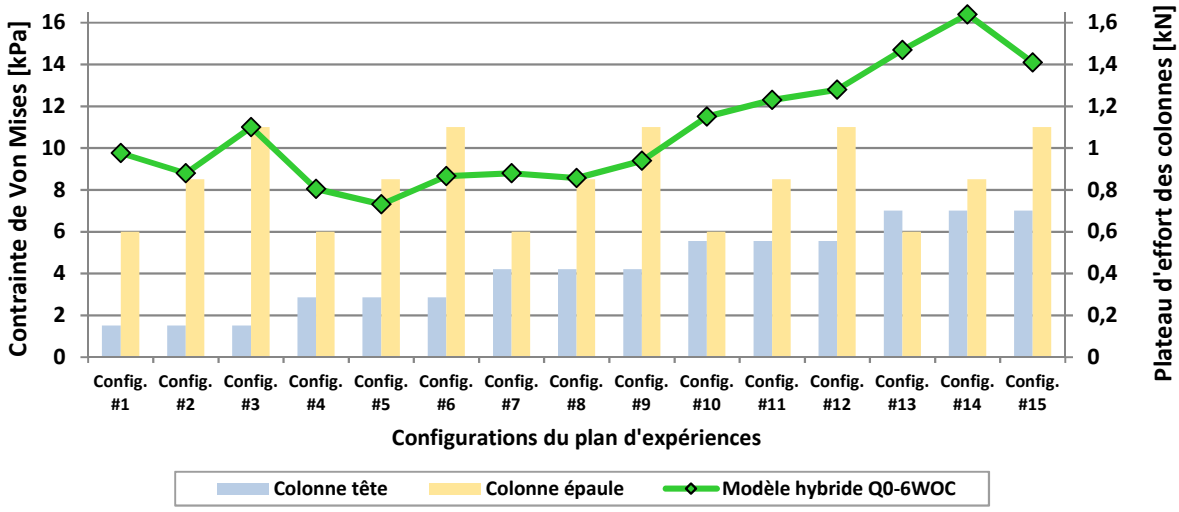


Figure 161 – Représentation graphique de la contrainte de Von Mises du cerveau (Q0-6WOC) donnée en fonction des configurations du plan d'expérience. Les seuils d'efforts des colonnes de la tête et du thorax sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes alors que ceux relatifs au coussin réducteur et au bassin sont respectivement de 0,4 kN et de 1,1 kN

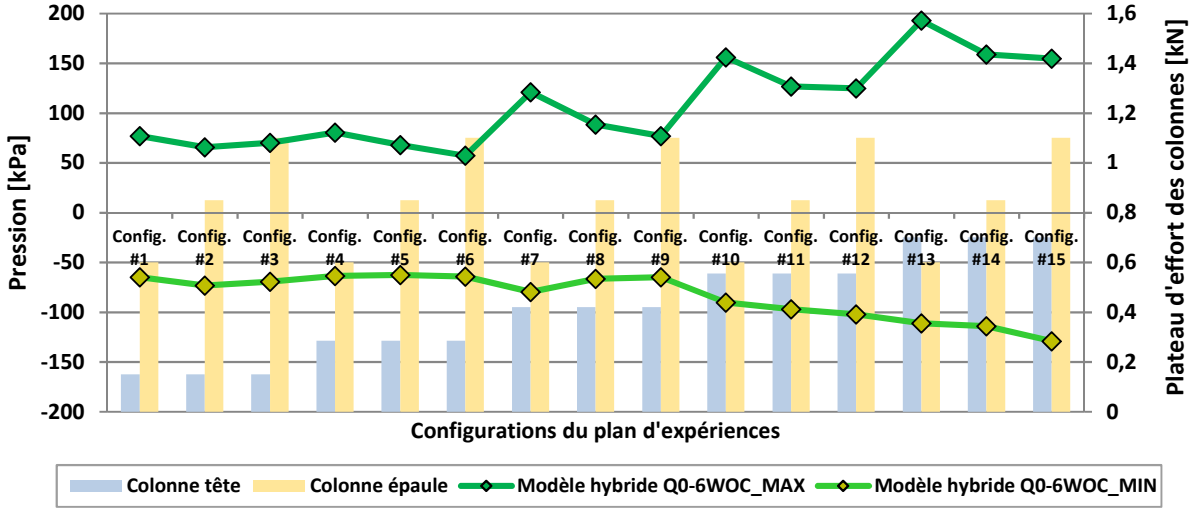


Figure 162 – Représentation graphique de la pression minimale et maximale du cerveau (Q0-6WOC) données en fonction des configurations du plan d'expériences. Les seuils d'efforts des colonnes de la tête et du thorax sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes alors que ceux relatifs au coussin réducteur et au bassin sont respectivement de 0,4 kN et de 1,1 kN

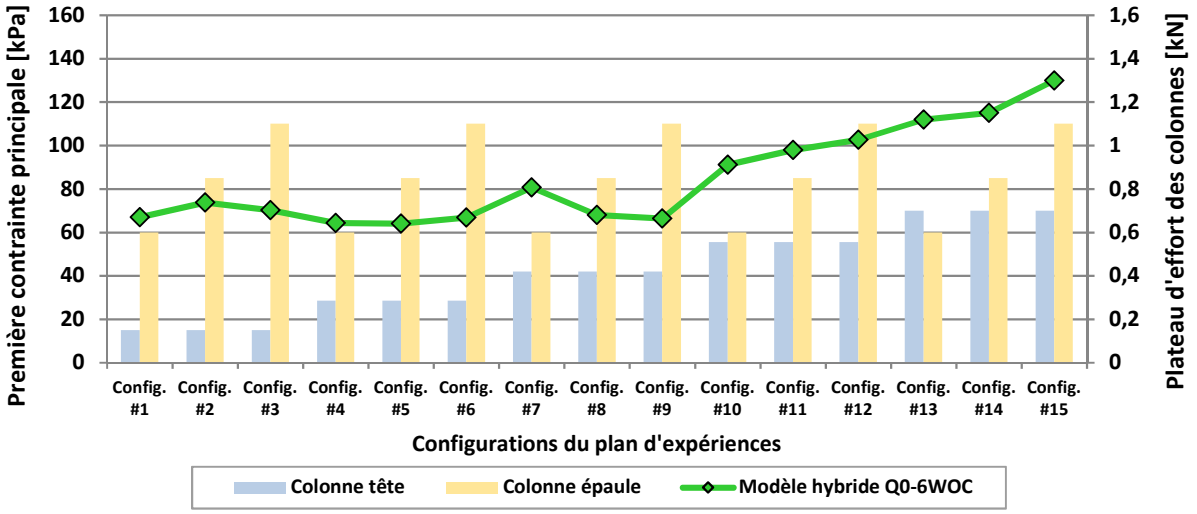


Figure 163 – Représentation graphique de la première contrainte principale du cerveau (Q0-6WOC) donnée en fonction des configurations du plan d'expériences. Les seuils d'efforts des colonnes de la tête et du thorax sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes alors que ceux relatifs au coussin réducteur et au bassin sont respectivement de 0,4 kN et de 1,1 kN

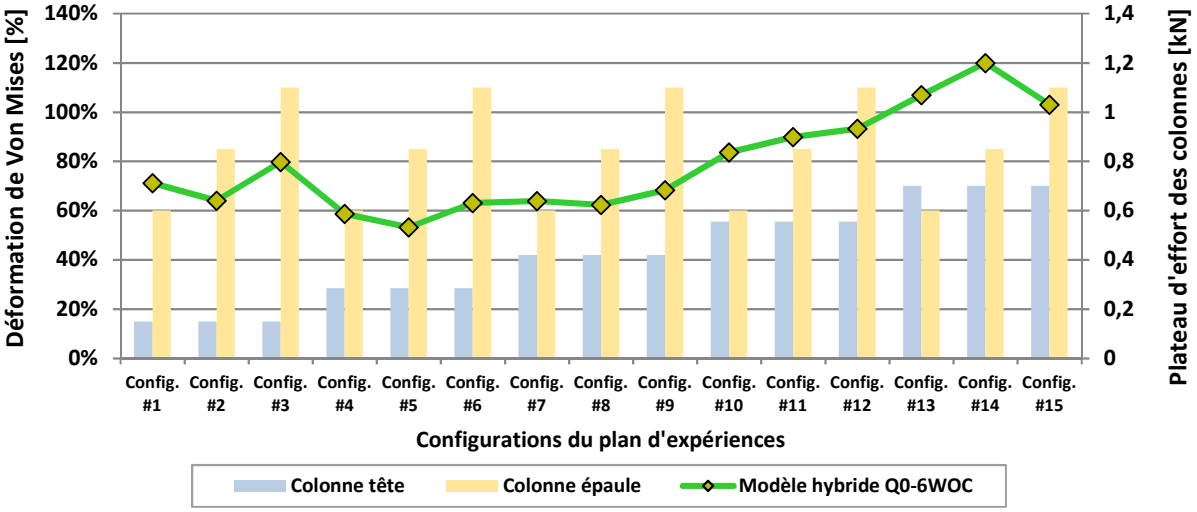


Figure 164 – Représentation graphique de la déformation de Von Mises du cerveau (Q0-6WOC) donnée en fonction des configurations du plan d'expériences. Les seuils d'efforts des colonnes de la tête et du thorax sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes alors que ceux relatifs au coussin réducteur et au bassin sont respectivement de 0,4 kN et de 1,1 kN

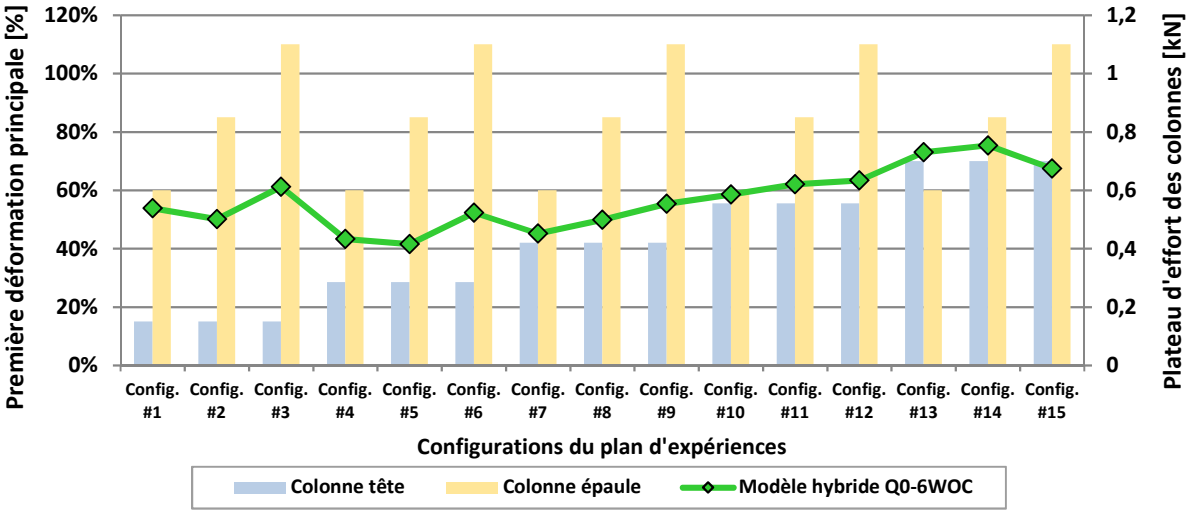


Figure 165 – Représentation graphique de la première déformation principale du cerveau (Q0-6WOC) donnée en fonction des configurations du plan d'expériences. Les seuils d'efforts des colonnes de la tête et du thorax sont présentés en arrière plan sous forme d'histogrammes alors que ceux relatifs au coussin réducteur et au bassin sont respectivement de 0,4 kN et de 1,1 kN

4. CONCLUSION :

Au cours de ce chapitre, nous avons cherché à dimensionner les matériaux d'absorption d'énergie idéaux à intégrer aux parois latérales des dispositifs de retenue dans le but d'optimiser leur efficacité lors de choc latéraux. Pour y parvenir, nous avons développé une méthodologie consistant à localiser l'impact au niveau de la tête, l'épaule et le bassin des mannequins Q et du modèle hybride Q0-6WOC. Pour chacun des cas étudiés, nous avons alors procédé à une étude paramétrique pour laquelle nous avons fait varier la résistance des colonnes impactant les différents segments corporels.

Après la validation du concept, nous avons mené une double étude expérimentale et numérique au cours de laquelle nous avons cherché à minimiser les critères réglementaires des mannequins Q0 et Q1. Ainsi, nous avons d'abord montré que, contrairement à l'adulte, le choix du niveau d'effort de la colonne impactant le bassin avait peu d'influence sur les résultats obtenus. Ce constat s'explique notamment par le fait que la protection des adultes dans les véhicules est réalisée par différents composants indépendants les uns par rapport aux autres, alors que pour les enfants, il faut considérer le siège-auto dans sa globalité et prendre en compte la déformation importante de la coque plastique en choc latéral. Par ailleurs, nous avons mis en évidence l'effet de couplage du mannequin Q0 au niveau du cou. Cette particularité implique alors la nécessité d'adapter l'ensemble des matériaux intégrés aux parois latérales des sièges-auto afin d'en optimiser leur efficacité, et pas uniquement ceux de la têtière. Par ailleurs, nos travaux ont permis de constater que s'il est préférable d'utiliser des matériaux de faible résistance pour le mannequin Q0 (155 N à la tête et 600 N à l'épaule), la tendance est diamétralement opposée pour le Q1 (700 N à la tête et 1 600 N à l'épaule). Souhaitant développer un siège-auto optimisé vis-à-vis des contraintes réglementaires à la fois pour le Q0 et le Q1, nous avons donc opté pour un compromis consistant à choisir des matériaux présentant un plateau d'effort de 700 N et 600 N, respectivement pour les colonnes de la tête et de l'épaule.

Sachant que les mannequins Q présentent une biofidélité limitée en termes de comportement dynamique (*cf.* paragraphe 5.3 du chapitre 1), nous avons donc utilisé un modèle hybride constitué du corps du mannequin Q0 et de la tête humaine d'un enfant de 6 semaines développé à l'Université de Strasbourg afin de dimensionner les matériaux d'absorption d'énergie « idéaux » au regard de critères biomécaniques supposés, ces derniers n'étant pas encore vérifiés pour le FEM du nouveau-né. Au cours de notre étude numérique, nous avons constaté la faible influence de la colonne du bassin sur les résultats alors que, contrairement au mannequin Q0, le cou du modèle hybride ne présente pas d'effet de couplage. De plus, nos travaux nous ont permis de démontrer que la meilleure configuration vis-à-vis des critères biomécaniques consistait à utiliser des matériaux de faible résistance aussi bien au niveau de la tête (285 N) que de l'épaule (850 N). Par ailleurs, bien que le modèle hybride Q0-6WOC ne nous permette pas encore d'estimer le risque de lésion neurologique, nous savons toutefois qu'il est préférable d'avoir des valeurs de contrainte du cerveau les plus faibles possibles. Ainsi, nous avons montré que la configuration correspondant au compromis adopté pour les mannequins Q0 et Q1 présente une contrainte de Von Mises deux fois plus importante que celle optimisée vis-à-vis du modèle hybride Q0-6WOC.

Pour conclure, les travaux menés au cours de ce chapitre nous ont permis de dimensionner les matériaux d'absorption d'énergie les plus adaptés afin d'améliorer l'efficacité des sièges-auto en choc latéral. Etant donné la divergence des résultats suivant que l'on considère les critères réglementaires ou biomécaniques, il est donc nécessaire de privilégier une des configurations. Pour la suite de notre travail nous avons alors décidé d'appliquer les préconisations ci-dessus afin de développer un dispositif de retenue optimisé vis-à-vis des mannequins Q0 et Q1.

Chapitre 4 : Application à un modèle de dispositif de retenue

1. INTRODUCTION :

Au cours de notre campagne d'évaluation réglementaire de dispositifs de retenue, nous avons vu que ces derniers étaient peu efficaces lors d'impacts latéraux, en particulier pour les mannequins enfants Q0 et Q1. Pour y remédier, nous avons procédé à une étude expérimentale et numérique visant à dimensionner les absorbeurs d'énergie « idéaux » à intégrer aux parois des siège-auto. Par la suite, nous chercherons d'abord à optimiser un dispositif de retenue existant (siège-auto de référence) en nous basant sur les recommandations précédentes, puis nous procèderons à son évaluation au regard de critères biomécaniques associés au modèle hybride Q0-6WOC.

S'inscrivant dans la continuité de l'étude menée avec les modèles simplifiés de type « colonnes », la première partie de ce chapitre vise à développer un dispositif de retenue optimisé vis-à-vis des exigences réglementaires. En ce sens, nous vérifierons d'abord qu'une fois transposées à un modèle réaliste de coque dos-route, les lois de comportement« idéales » permettent bien de minimiser les critères d'accélération de la tête et de HPC associés aux mannequins Q0 et Q1. Nous chercherons ensuite des matériaux d'absorption d'énergie présentant une courbe de comportement analogue aux lois « idéales » afin de développer un siège-auto industrialisable conforme à la réglementation 129. Pour finir, les résultats d'essais de choc latéral du siège-auto optimisé avec les mannequins Q0 et Q1 seront comparés vis-à-vis de ceux obtenus avec le dispositif de retenue de référence.

Au cours de la seconde partie de ce chapitre, nous préparerons d'abord un modèle par éléments finis de la coque dos-route optimisée. Pour cela, nous nous appuierons à la fois sur la géométrie du siège-auto et sur les résultats d'essais de caractérisation des matériaux qui le constituent. Par la suite, nous nous assurerons que le modèle numérique présente un comportement dynamique analogue à celui du dispositif de retenue physique par l'intermédiaire de 3 phases de validation. Après couplage du modèle hybride Q0-6WOC avec chacun des deux modèles de coque dos-route (celui de référence et celui optimisé vis-à-vis de la réglementation 129), nous confronterons les résultats des critères biomécaniques obtenus en choc latéral.

2. OPTIMISATION D'UN DISPOSITIF DE RETENUE POUR LES MANNEQUINS Q0 ET Q1 :

2.1. Introduction :

Déterminés à optimiser la protection des plus jeunes installés dans les dispositifs de retenue lors de chocs latéraux, nous avons précédemment mené une double étude expérimentale et numérique avec les mannequins Q0 et Q1 ainsi qu'avec le modèle hybride Q0-6WOC. Bien que l'approche considérée soit simplifiée, elle nous a permis de dimensionner les absorbeurs d'énergie à intégrer aux parois latérales des sièges-auto en termes d'efforts de retenue. A présent, nous allons nous appuyer sur ces recommandations afin d'optimiser une coque dos à la route existante, à la fois pour les mannequins Q0 et Q1. Ainsi, après avoir transposé les lois « idéales » dans le modèle EF du siège-auto étudié, nous procèderons à son évaluation en choc latéral. Nous poursuivrons ensuite notre démarche afin de trouver des solutions techniques concrètes pour lesquelles les lois de comportement sont voisines des lois « idéales ».

2.2. Application des recommandations issues des études à impacts localisés :

2.2.1. Préparation du modèle :

Au cours du chapitre précédent nous avons vu que la meilleure configuration en termes de retenue des mannequins Q0 et Q1 lors de choc latéraux consistait à utiliser des ressorts présentant un plateau d'effort de l'ordre de 700 N au niveau de la tête, 600 N à l'épaule, 1 100 N au bassin et 435 N pour le coussin réducteur du nouveau-né. A présent, nous souhaitons évaluer cette configuration optimale non plus avec le modèle simplifié à colonnes, mais avec un modèle réaliste de coque dos-route. Pour mener à bien notre étude nous avons décidé d'utiliser le modèle EF du dispositif de retenue décrit dans le paragraphe 3.2.1 du chapitre 2 en tant que support de référence. A noter que ce dernier avait précédemment été développé et validé par Dorel. Deux étapes préalables à l'exécution des simulations de choc latéral doivent être menées :

× Définition des zones d'impact : l'insert en polystyrène expansé du modèle de référence a été découpé en fonction des zones d'impact définies précédemment. Etant donné la faible influence de la zone du bassin (*cf.* paragraphe 2.4), nous avons toutefois décidé de la regrouper avec celle de l'épaule. Par ailleurs, comme nous pouvons le voir sur la figure 166 (c), le coussin-réducteur adapté au nouveau-né a été modélisé par un bloc de $85x85x20\ mm$.

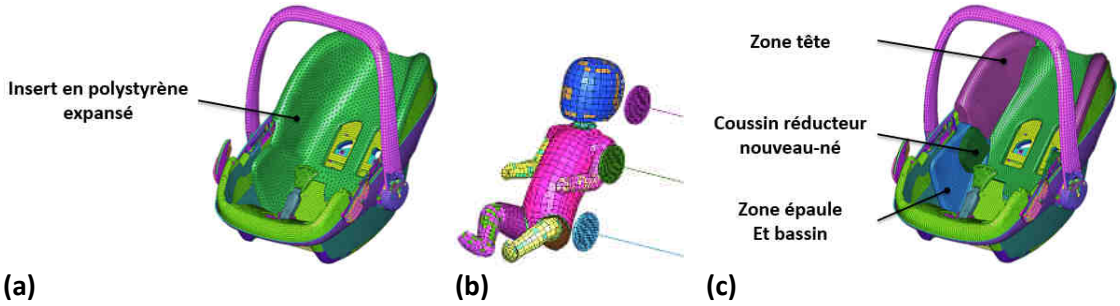


Figure 166 – Définition des zones d'impact : (a) modèle du dispositif de retenue de référence ; (b) modèle à impacts localisés avec le mannequin Q0 ; (c) modèle du dispositif de retenue après découpage des différentes zones d'impact et ajout du coussin réducteur pour le nouveau-né

× Implémentation des lois matériaux : le modèle EF a ensuite été implémenté avec les lois correspondant à la configuration « idéale » issue de notre étude du chapitre précédent. Pour cela, les lois des ressorts ont été converties en courbes de comportement applicables aux matériaux d'absorption d'énergie du siège-auto suivant la méthodologie illustrée en figure 167 et détaillée par la suite.

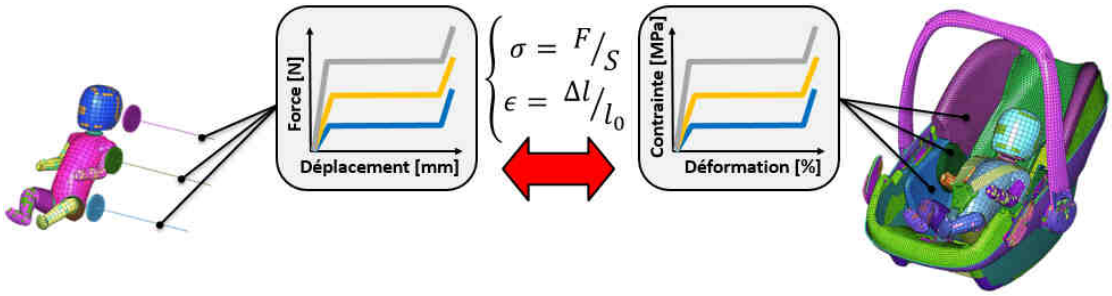


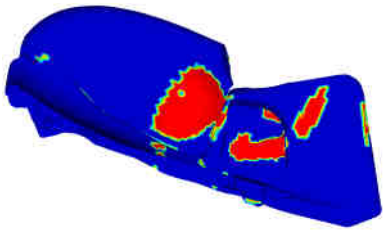
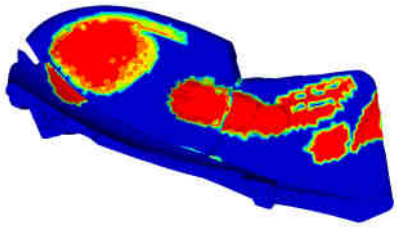
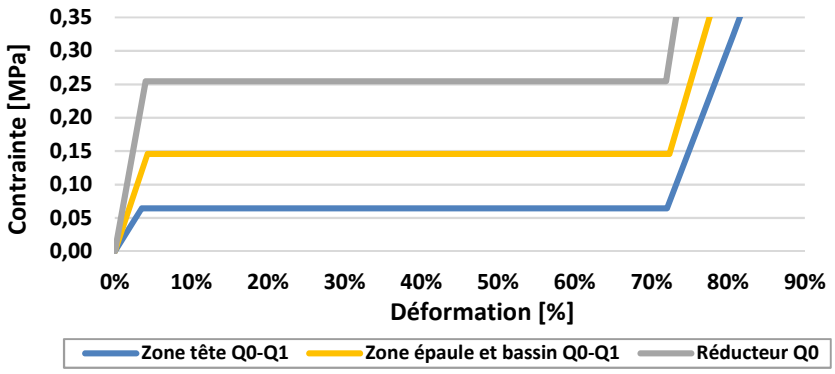
Figure 167 – Conversion des lois Force = f(Déplacement) des ressorts du modèle à colonnes en lois Contrainte = f(Déformation) des matériaux du modèle de siège-auto

Dans le but de déterminer les surfaces de contact nécessaires à la conversion de la courbe de d'effort F en contrainte σ, nous avons procédé à un calcul itératif avec le modèle EF du siège-auto. Trois boucles d'itérations ont été nécessaires :

- Boucle 1 : les valeurs des contraintes σ_1 ont été calculées à partir des surfaces mesurées lors d'essais de choc latéral avec le siège-auto de référence (*cf.* paragraphe 2.2.2 du chapitre 3).
- Boucle 2 : les valeurs de contraintes σ_2 ont été calculées à partir des surfaces mesurées numériquement à l'issue de la première boucle d'itération.
- Boucle 3 : les valeurs de contraintes σ_3 ont été calculées à partir des surfaces mesurées numériquement à l'issue de la seconde boucle d'itération. Le calcul itératif s'est finalement arrêté à ce niveau étant donné que les empreintes laissées par les mannequins Q0 et Q1 étaient très proches pour les deux dernières boucles.

Les lois de comportement des matériaux « idéaux » correspondant aux zones d'impact de la tête, de l'épaule et du coussin réducteur lors de la troisième boucle d'itération sont présentées dans le tableau 28.

Tableau 28 – Mesure des surfaces d'impact entre les matériaux d'absorption d'énergie du siège-auto et les mannequins Q0 et Q1 en choc latéral, et illustration des lois de comportement des matériaux présentant la configuration « idéale » lors de l'étude à impact localisé

	Mannequin Q0	Mannequin Q1
Empreintes et mesure des surfaces d'impact :		
- zone tête	10 950 mm²	10 750 mm²
- zone épaule	1 710 mm²	5 770 mm²
- Zone bassin	2 306 mm²	4 280 mm²
Lois de comportement des matériaux « idéaux »		

2.2.2. Evaluation du modèle en choc latéral réglementaire :

Suite à la segmentation des surfaces d'impact du modèle de dispositif de retenue et implémentation des lois matériaux « idéales » associées, nous souhaitons à présent nous assurer que la transposition des lois « idéales » du modèle simplifié de type « colonnes » vers un modèle de siège-auto réaliste n'influe pas sur les résultats. Pour mener à bien cette étude, nous avons au préalable couplé le modèle de dispositif de retenue optimisé à la fois avec les modèles de mannequins Q0 et Q1, de banquette et de porte d'intrusion. Une illustration de ces modèles est présentée sur la figure 168. De plus amples informations relatives à cette étape de couplage seront données dans le paragraphe 3.3.3.

(a) **(b)** **(c)**

Figure 168 – Modèles du siège-auto de référence pour lequel nous avons implémenté les lois de comportement des matériaux présentant la configuration « idéale » lors de l'étude à impact localisé avec les mannequins (a) Q0 et (b) Q1 ; (c) couplage avec la banquette et la porte d'intrusion dans un contexte de choc latéral réglementaire

A l'issue des simulations, les résultats ont été comparés à ceux obtenus avec le modèle à impacts localisés présentant les mêmes caractéristiques en termes d'absorption d'énergie (*cf.* paragraphe 3.3.1 du chapitre 3). D'une manière générale, nous pouvons voir sur les histogrammes de la figure 170 que les critères réglementaires sont sensiblement égaux entre les deux modèles, et ce, quel que soit le mannequin considéré. Les résultats relatifs au modèle de siège-auto sont même légèrement inférieurs à ceux du modèle à impacts localisés, et ceci, pour deux raisons. D'une part, la structure du dispositif de retenue absorbe également une partie de l'énergie du choc, et d'autre part, l'orientation des surfaces d'impact au niveau de la tête est différente entre les deux configurations. Une exception est toutefois à noter en termes de flexion du cou du Q0 : du fait du couplage entre le corps du mannequin et le siège-auto, l'inertie de la tête engendre une importante flexion du cou (figure 169 (b)). N'étant pas retenu par le harnais, le mannequin du modèle à impacts localisés ne présente quant à lui pas une telle cinématique (figure 169 (a)).

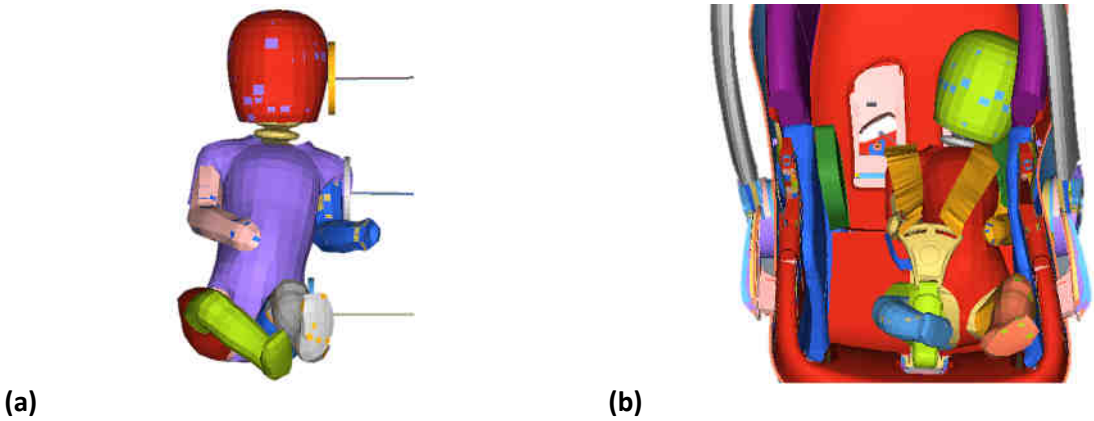


Figure 169 – Cinématique du mannequin Q0 : (a) avec le modèle à impacts localisés ; (b) avec le modèle de siège-auto

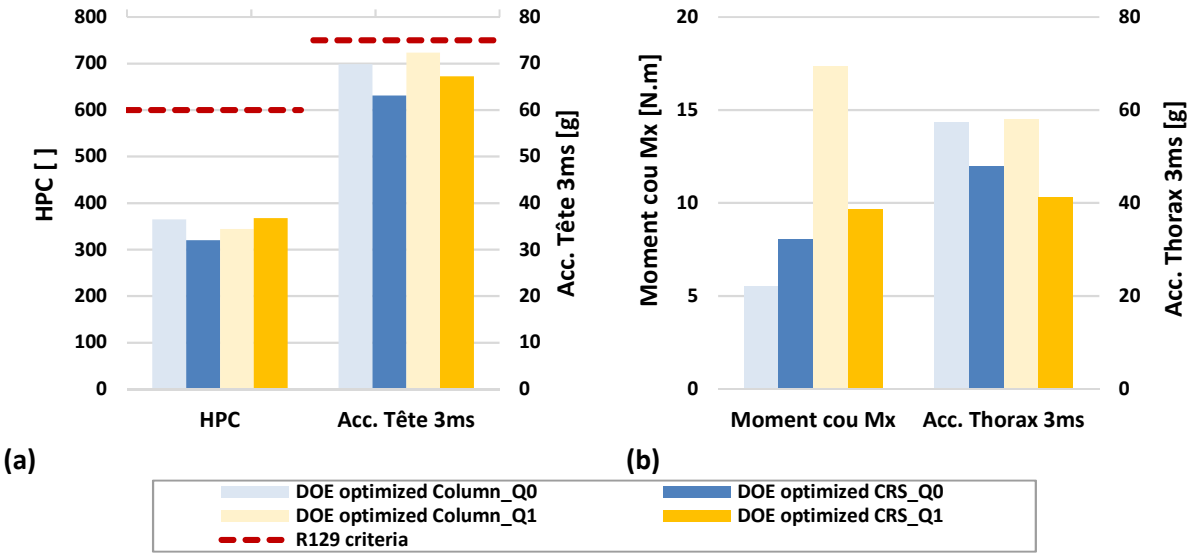


Figure 170 – Résultats des simulations numériques de chocs latéraux avec le modèle à impacts localisés (*column*) et avec le modèle de siège-auto (*CRS*) optimisés vis-à-vis des lois matériaux issues des plans d'expériences numériques pour les mannequins Q0 et Q1 : (a) critères réglementaires, les limites étant représentées par une ligne en pointillé ; (b) moment de flexion du cou et accélération thoracique

2.3. Développement du dispositif de retenue optimisé :

Au cours des paragraphes précédents nous avons mis en application les recommandations de l'étude du chapitre 3 en vue de développer un dispositif de retenue optimisé en choc latéral pour les mannequins Q0 et Q1. Menée suivant une approche numérique, notre démarche a consisté à implémenter les lois matériaux « idéales » dans le modèle par éléments finis d'un siège-auto existant. Dans la continuité de ces travaux, nous souhaitons à présent trouver des solutions techniques concrètes directement applicables au dispositif de retenue de référence. En ce sens nous chercherons à remplacer l'insert en polystyrène expansé actuellement utilisé, par des matériaux d'absorption d'énergie présentant des courbes de comportement voisines de celles des matériaux « idéaux ».

2.3.1. Recherche de solutions techniques :

Dans le but de déterminer les solutions techniques les plus appropriées, nous avons d'abord superposé les courbes de comportement « idéales » définies dans le paragraphe 2.2.1 avec celles de la base de données de matériaux de Dorel. Découpés en échantillons de dimensions $50x50x30\ mm$ (ou $80x80x50\ mm$ pour la mousse PU), chacun des matériaux présentés sur la figure 171 a été caractérisé pour une vitesse d'impact de $3{,}0\ m/s$ avec un impacteur de $2{,}9\ kg$ et de $150\ mm$ de diamètre. Les courbes de comportement dynamique $contrainte = f(déformation)$ ont ensuite été obtenues à partir de l'effort de compression mesuré sous l'enclume et de l'écrasement des échantillons enregistré avec une caméra rapide.

Lorsque nous nous référons au graphique ci-dessous, nous remarquons qu'un bloc de polypropylène expansé de densité 30 g/l semble approprié pour le coussin-réducteur du nouveau-né, alors qu'il est préférable d'utiliser une mousse PU et un polystyrène expansé de densité 20 g/l respectivement au niveau des zones d'impact de la tête et de l'épaule.

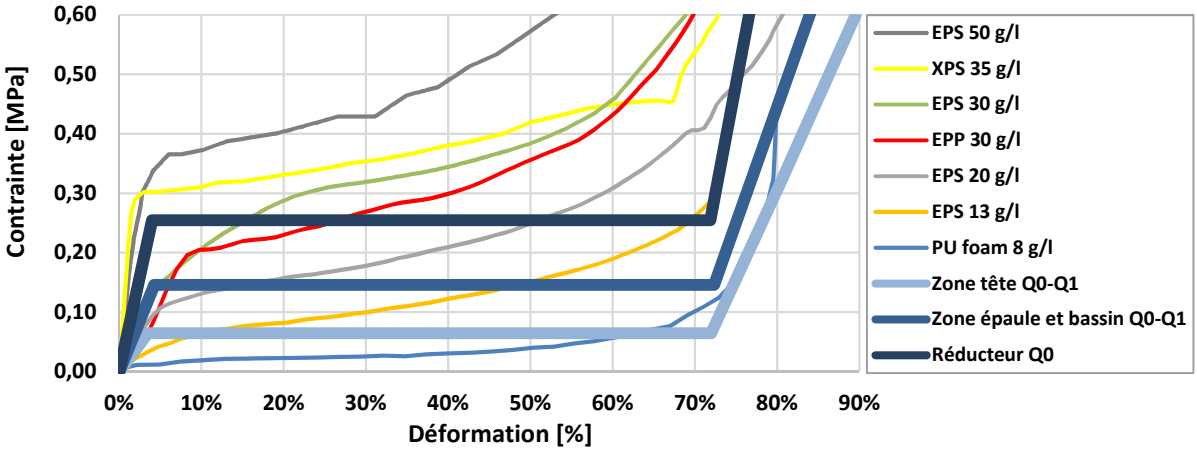


Figure 171 – Courbes Contrainte = f(Déformation) des lois de comportement des matériaux présentant la configuration « idéale » lors de l'étude à impacts localisés avec les mannequins Q0 et Q1 (traits épais) superposées avec celles de la base de données de matériaux d'absorption d'énergie de Dorel (traits fins)

En plus des préconisations précédentes, d'autres solutions techniques pour lesquelles nous ne disposions pas encore de courbe de comportement dynamique ont été investiguées au cours de la phase de développement. Ainsi, comme nous pouvons le voir sur la figure 172, un certain nombre de matériaux a été découpé puis intégré à la structure du siège-auto étudié afin de les évaluer lors d'essais

de choc latéral réglementaire avec les mannequins Q0 et Q1. A noter par ailleurs que les prototypes présentant les meilleurs résultats ont également été testés en choc frontal et arrière afin de s'assurer que ces solutions techniques ne venaient pas dégrader les performances du siège-auto pour ces autres directions d'impact.

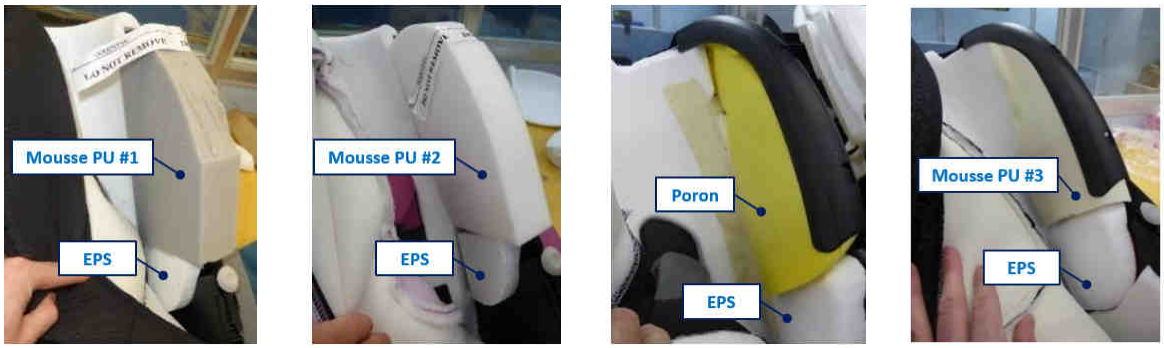


Figure 172 – Exemples de solutions techniques investiguées lors de la phase de développement du dispositif de retenue

Sur l'ensemble des solutions investiguées, l'équipe de développement de Dorel a finalement retenu l'utilisation d'une mousse PU, de polystyrène expansé 20 g/l et de polypropylène expansé 30 g/l, respectivement pour les zones d'impact de la tête, de l'épaule et pour le coussin-réducteur. Ces choix s'appuient notamment sur des contraintes technico-économiques. Comme nous pouvons voir sur la figure 173, certains ajustements (délimitation des zones d'impact, ajout d'un carénage, intégration du bloc de PPE dans la confection du coussin-réducteur…) ont par ailleurs été nécessaires afin de passer d'un prototype de dispositif de retenue à une solution industrialisable.

Figure 173 – Dispositif de retenue optimisé vis-à-vis de la réglementation 129 : (a) coque et matériaux d'absorption d'énergie ; (b) avec la mousse de confort ; (c) avec la mousse de confort et le coussin réducteur

2.3.2. Evaluation expérimentale de la solution technique retenue :

Suite au développement du dispositif de retenue pour l'ensemble des directions d'impact, nous avons procédé à l'évaluation réglementaire de la solution finale en choc latéral avec les mannequins Q0 et Q1. A noter que les résultats obtenus avec le dispositif de retenue optimisé ont été comparés avec ceux du siège-auto de référence, ceci, afin de bien souligner l'influence des modifications apportées. Les enregistrements vidéo sont ainsi présentés respectivement en figure 174 et en figure 176 et les mesures des capteurs des mannequins sont rapportés en figure 175 et en figure 177. Quel que soit le mannequin considéré, l'analyse des vidéos et des courbes permet de retrouver 4 séquences successives :

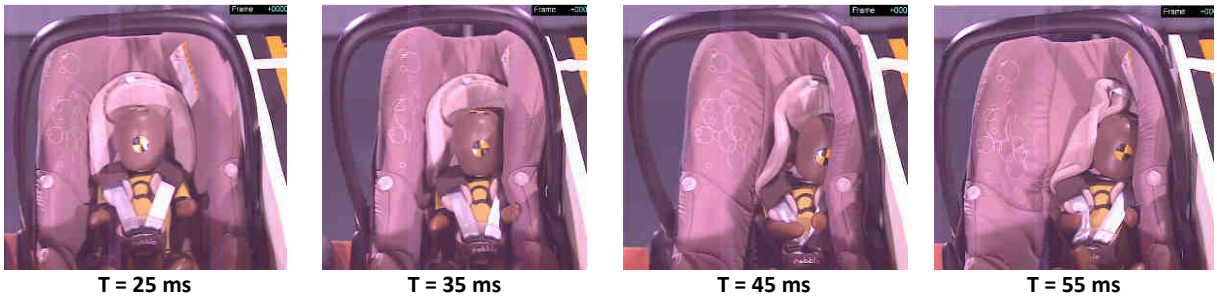
× Contact puis déformation du siège-auto : comprise entre 20 et 27 ms, la première séquence correspond au contact puis à la déformation de la coque plastique du siège-auto.

× Impact de l'épaule : la séquence suivante correspond à l'impact de l'épaule des mannequins Q0 et Q1 avec les parois latérales du dispositif de retenue, se traduisant alors par un pic d'accélération thoracique vers $T = 31\ ms$.

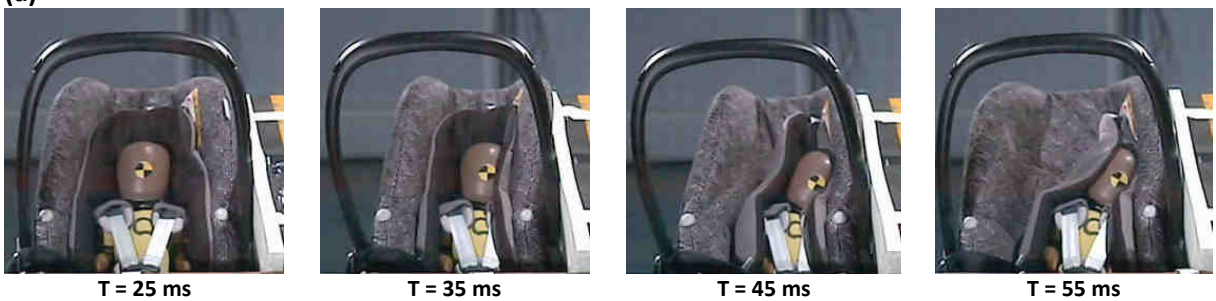
× Impact de la tête : entrainée par son inertie, la tête des mannequins vient à son tour impacter l'intérieur du dispositif de retenue, engendrant une augmentation à la fois de l'accélération qui y est mesurée, et de la flexion du cou aux instants $T = 42\ ms$ et $T = 48\ ms$, respectivement pour le Q0 et le Q1. Le second pic d'accélération thoracique est quant à lui dû à la consolidation des matériaux d'absorption d'énergie intégrés au siège-auto.

× Rebond : la dernière séquence est quant à elle associée au rebond puis à l'immobilisation du siège-auto et des mannequins.

A noter que l'ajout du coussin réducteur dans le siège-auto optimisé entraine une évolution de la cinématique du mannequin Q0, ce qui se traduit alors par un décalage temporel et une modification de la forme des courbes d'accélération et de moment de flexion. Par ailleurs, contrairement au dispositif de retenue de référence, nous constatons que tous les résultats du siège-auto optimisé sont inférieurs aux seuils imposés par la réglementation 129, et ce, pour les deux mannequins considérés.



(a)



(b)

Figure 174 – Cinématique du mannequin Q0 lors des essais de choc latéral pour : (a) le siège-auto de référence ; (b) le siège-auto optimisé (vue de droite)

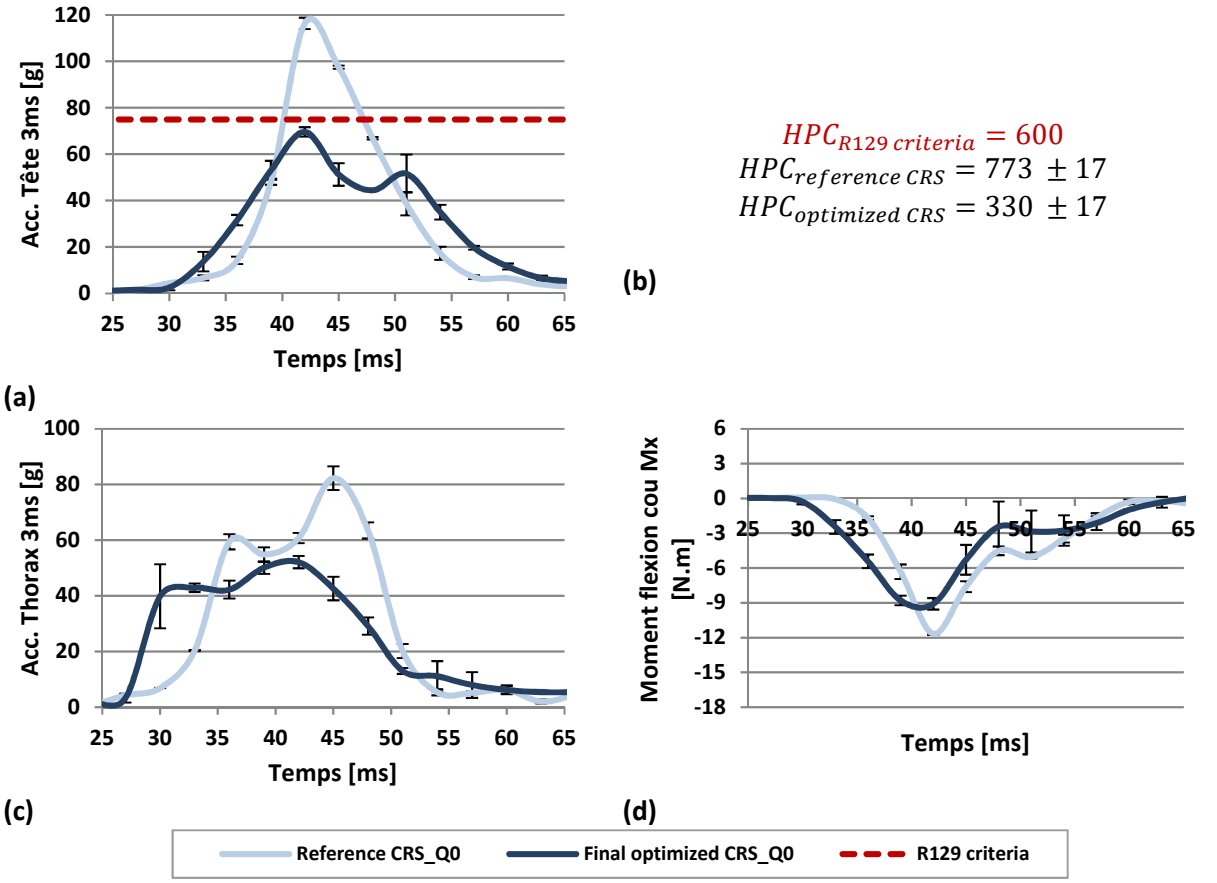


Figure 175 – Essais de choc latéral avec le mannequin Q0 pour le siège-auto de référence et celui optimisé : (a) accélération linéaire résultante de la tête ; (b) Head Performance Criteria ; (c) accélération linéaire résultante du thorax ; d) moment de flexion Mx du cou. La limite réglementaire est représentée par une ligne en pointillé.

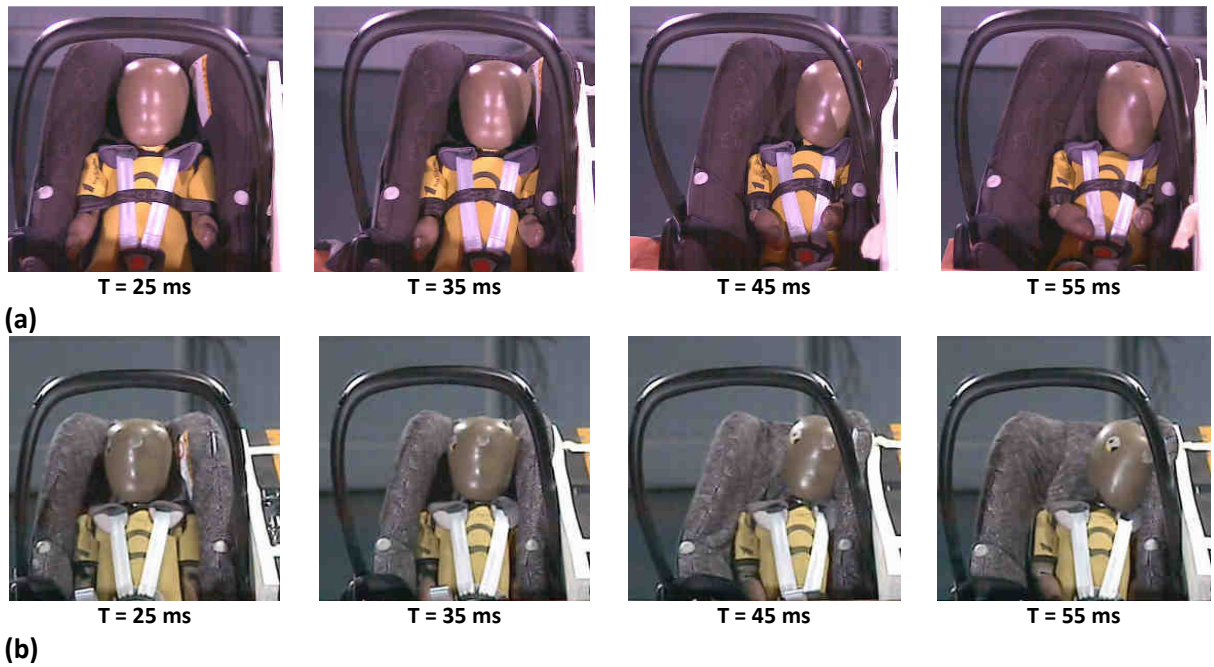


Figure 176 – Cinématique du mannequin Q1 lors des essais de choc latéral pour : (a) le siège-auto de référence ; (b) le siège-auto optimisé (vue de droite)

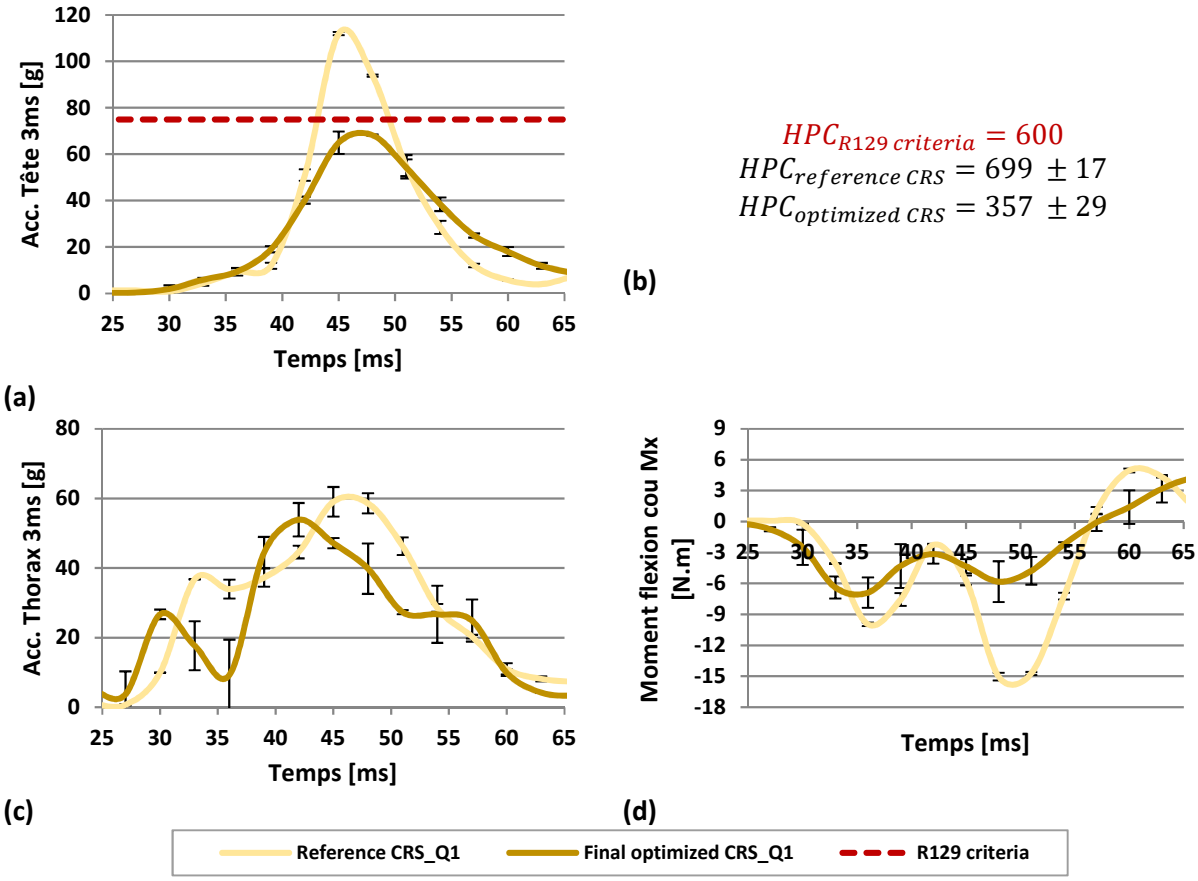
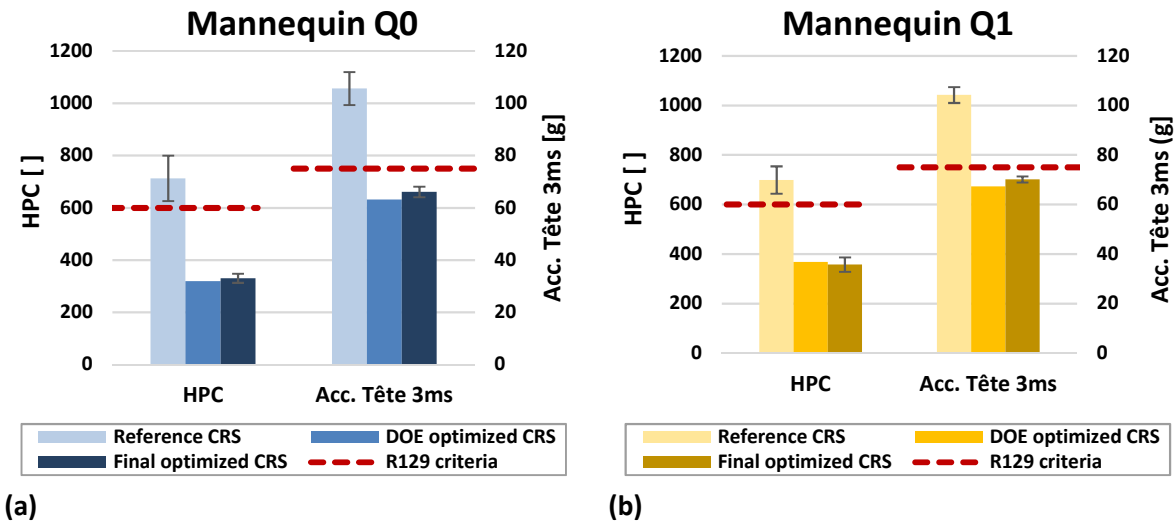


Figure 177 – Essais de choc latéral avec le mannequin Q1 pour le siège-auto de référence et celui optimisé : (a) accélération linéaire résultante de la tête ; (b) Head Performance Criteria ; (c) accélération linéaire résultante du thorax ; (d) moment de flexion Mx du cou. La limite réglementaire est représentée par une ligne en pointillé.

2.4. Conclusion :

Au cours de cette section nous avons souhaité mettre à profit les résultats de l'étude du chapitre 3 afin d'optimiser l'efficacité d'un siège-auto existant pour les mannequins Q0 et Q1. Menée dans un premier temps avec le modèle EF du dispositif de retenue de référence pour lequel nous avons implémenté les lois matériaux « idéales », notre démarche a permis de vérifier que le fait de transposer les lois « idéales » du modèle simplifié de type « colonnes » vers un modèle de siège-auto réaliste n'influait pas sur les résultats obtenus. Par la suite, nous avons poursuivi notre étude suivant une approche expérimentale afin de trouver des solutions techniques concrètes utilisables avec le siège-auto considéré. Ces travaux nous ont alors conduits vers l'utilisation de mousse PU et de polystyrène expansé, respectivement pour les zones d'impact de la tête et de l'épaule-bassin. Un bloc de polypropylène expansé a par ailleurs été intégré au coussin-réducteur adapté au nouveau-né.

Contrairement aux essais réalisés avec le dispositif de retenue de référence, nous pouvons voir sur les histogrammes de la figure 178 que les simulations de choc latéral réalisées avec les modèles optimisés (lois « idéales » *vs.* matériaux réels) présentent systématiquement des résultats inférieurs aux seuils réglementaires, et ce, aussi bien pour le mannequin Q0 que le Q1.



(a) (b)

Figure 178 – Résultats d'essais ou de simulations numériques de chocs latéraux réglementaires relatifs au siège-auto de référence, celui optimisé avec les lois matériaux « idéales » issues des plans d'expériences numériques (DOE), et celui optimisé vis-à-vis de la réglementation 129 : (a) pour le mannequin Q0 ; (b) pour le mannequin Q1. Les limites réglementaires sont représentées par une ligne en pointillé.

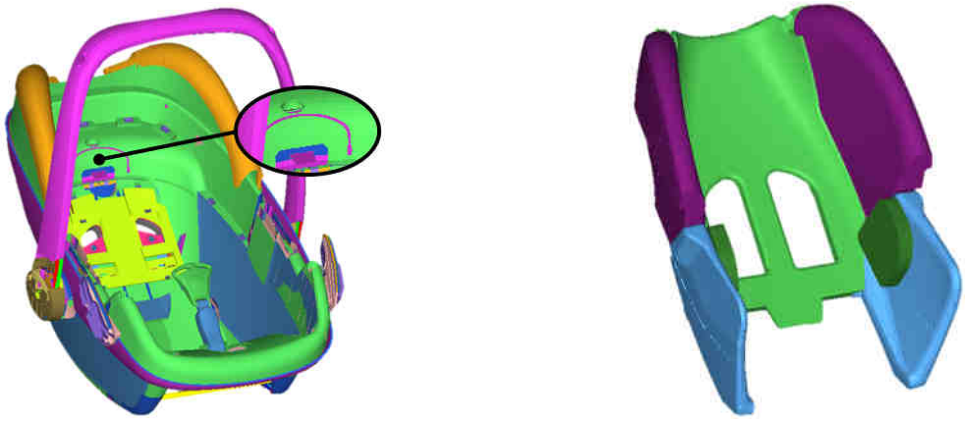
3. EVALUATION BIOMECANIQUE DU DISPOSITIF DE RETENUE OPTIMISE :

3.1. Introduction :

Au cours de cette section nous chercherons à évaluer le siège-auto optimisé non plus vis-à-vis des critères réglementaires relatifs aux mannequins Q0 et Q1, mais en fonction des critères biomécaniques associés au modèle hybride Q0-6WOC. En ce sens, la première étape consiste à préparer un modèle par éléments finis du dispositif de retenue optimisé à partir de sa CAO. Chaque constituant sera alors maillé puis implémenté avec les lois matériaux s'y rapportant. Dans un second temps, nous procéderons à la validation du modèle EF du siège-auto optimisé en choc latéral : nous nous assurerons non seulement que le modèle numérique et le dispositif de retenue physique présentent une déformation structurelle similaire, mais aussi que les mesures des mannequins Q0 et Q1 sont analogues entre les simulations et les essais. La dernière partie de ce chapitre consistera à comparer les critères biomécaniques associés au modèle hybride Q0-6WOC lors de simulations de choc latéral avec le siège-auto de référence et avec celui optimisé.

3.2. Modélisation du dispositif de retenue optimisé :

Comme cela a été précisé lors de notre campagne d'évaluation du chapitre 2, le dispositif de retenue de référence présentait des résultats non-conformes aux limites réglementaires en choc arrière et en choc latéral (paragraphes 3.4.3 et 3.5.5). Pour remédier à la problématique d'impact de la tête du mannequin Q0 rencontrée en choc arrière dos route, l'équipe de développement de Dorel a ajouté une rainure à l'arrière de la structure du siège-auto (figure 179 (a)). En ce qui concerne les chocs latéraux, nos travaux d'optimisation nous ont conduit à remplacer l'insert en polystyrène expansé par d'autres matériaux plus performants et à ajouter un carénage au niveau de la mousse PU (figure 179 (b)). Par la suite nous présenterons les différentes étapes ayant permis d'obtenir le modèle par éléments finis du dispositif de retenu optimisé.



(a) **(b)**

Figure 179 – Géométrie du dispositif de retenue optimisé : (a) coque plastique surmontée du carénage de mousse PU et détail de la rainure à l'arrière de la structure : (b) matériaux d'absorption d'énergie

3.2.1. Maillage du modèle par éléments finis du dispositif de retenue optimisé :

A l'image des systèmes mécaniques, un modèle numérique est qualifié de « stable » si de petites variations du système initial engendrent des petits changements dans la solution numérique. Ayant

une influence directe sur le temps de calcul des simulations, la notion de stabilité, exprimée en pas de temps de calcul, dépend à la fois de la qualité du maillage (taille et distorsion des éléments) et des propriétés mécaniques des matériaux. Dans sa publication de 1928 [156], Courant *et al.* avait ainsi montré la nécessité d'avoir un pas de temps suffisamment petit de telle sorte qu'une onde de choc puisse se propager à travers chaque nœud du maillage. Pour les algorithmes de résolution explicite tel que celui utilisé dans Radioss®, cette condition est donnée par la relation :

$$\Delta t \leq \frac{l_c}{c} \qquad \textbf{(Eq. 19)}$$

Où : Δt correspond au pas de temps du calcul,
l_c correspond à la longueur caractéristique de l'élément ; pour les éléments coque, cette longueur est la plus petite des diagonales des éléments,
c correspond à la vitesse de propagation du son dans le matériau dépendant à la fois du module d'Young, de la masse volumique, du coefficient de poisson.

Quel que soit le composant du siège-auto optimisé, le maillage a été réalisé sous Hypermesh®. En ce qui concerne la structure 2D, nous nous sommes appuyés sur le modèle par éléments finis du siège-auto de référence (figure 166 (a)) auquel nous avons ajouté la rainure et les carénages de mousse. Maillé avec des éléments coques quadrilatéraux de 5 mm de longueur moyenne, le modèle EF du dispositif de retenue optimisé présenté sur la figure 180 (a) compte 47 278 éléments. Les carénages de mousse ont quant à eux été maillés avec des éléments triangulaires afin d'être plus fidèles à la géométrie du composant.

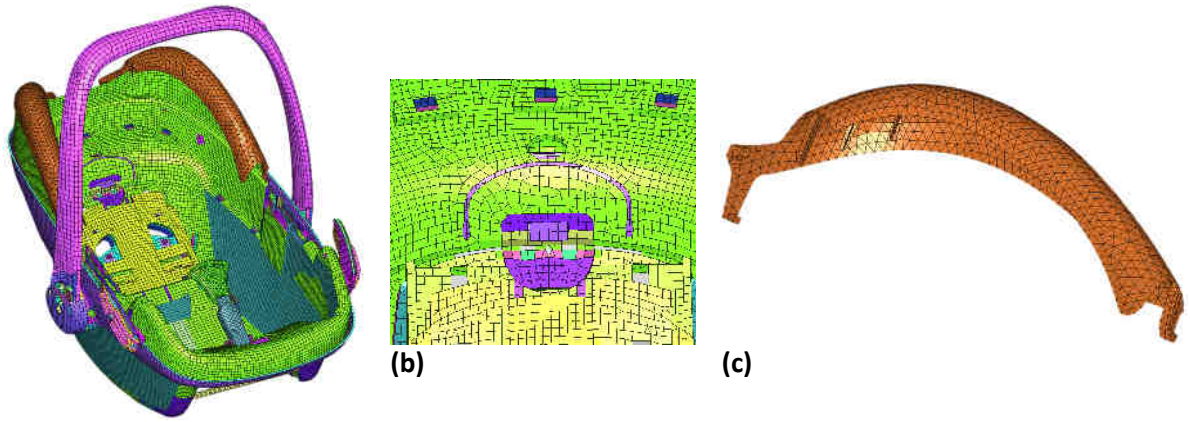


Figure 180 – Maillage de la coque du dispositif de retenue constitué de 47 278 éléments coque : (a) vue isométrique ; (b) détail du maillage au niveau de la rainure ; (c) détail du maillage d'un carénage de mousse

Après avoir défini des seuils d'acceptabilité relatifs à chacune des caractéristiques du maillage de la structure 2D du siège-auto optimisé, nous avons évalué sa qualité en termes de pourcentage d'erreur :

$$Erreur = \frac{Nombre\ d'éléments\ ne\ respectant\ pas\ le\ seuil\ d'acceptabilité}{Nombre\ total\ d'éléments} \qquad \textbf{(Eq. 20)}$$

Comme nous pouvons le voir dans le tableau ci-dessous, l'erreur relative à chacune des caractéristiques du maillage est satisfaisante. L'analyse des résultats sous Hypermesh® nous permet par ailleurs de constater que les éléments ne respectant pas les critères de taille minimale et taille

maximale correspondent respectivement à ceux de la boucle du harnais, et ceux de la poignée de portage.

Tableau 29 – Pourcentage d'erreur du maillage surfacique de la coque du siège-auto

Caractéristiques du maillage	Seuil d'acceptabilité définissant un « bon maillage » surfacique	Erreur
Taille minimale	2,5 mm	6 %
Taille maximale	7,5 mm	9 %
Distorsion	6°	2 %
Max angle éléments quad	135°	0 %
Min angle éléments quad	45°	0 %
Max angle éléments triangle	100°	2 %
Min angle éléments triangle	30°	4 %
Jacobien	0,7	2 %
% de triangles	10%	3 %

Pour ce qui est des éléments d'absorption d'énergie du dispositif de retenue optimisé, le maillage a été réalisé à partir de leur CAO présentée sur la figure 179 (b). Comme nous pouvons le voir sur la figure 181, l'ensemble des composants a été maillé avec des éléments tétraèdriques de 6 mm, sauf le bloc de polypropylène expansé pour lequel la longueur moyenne des éléments a été réduite à 3,5 mm. Bien qu'un maillage tétraèdrique génère une augmentation de masse et de rigidité du modèle comparé à un maillage cubique, il permet néanmoins de respecter davantage la géométrie initiale des composants. Une étude comparative entre ces deux types de maillages lors d'un choc latéral réglementaire a montré que les différences de résultats relatifs aux mannequins Q0 et Q1 étaient négligeables.

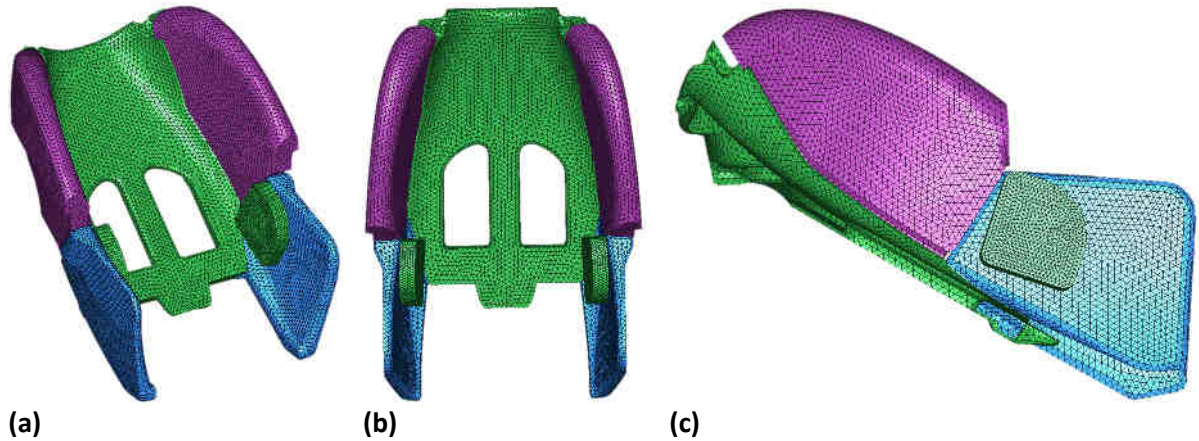


Figure 181 – Maillage des matériaux d'absorption d'énergie du dispositif de retenue constitué de 201 153 éléments tétraèdriques : (a) vue isométrique ; (b) vue de face ; (c) vue de côté

Comme précédemment, la qualité du maillage des éléments volumiques a été évaluée sous Hypermesh® en termes de taille, de distortion, d'angle et de Jacobien. Les résultats présentés dans le tableau 30 nous permettent d'apprécier la bonne qualité du maillage.

Tableau 30 – Pourcentage d'erreur du maillage volumique du siège-auto

Caractéristiques du maillage	Seuil d'acceptabilité définissant un « bon maillage » volumique	Erreur
Taille minimale	3 mm	4 %
Taille maximale	10 mm	6 %
Distorsion	6°	0 %
Max angle éléments tétraèdre	100°	5 %
Min angle éléments tétraèdre	30°	3 %
Jacobien	0,7	0 %

Illustré sur la figure 182, le modèle par éléments finis du siège-auto optimisé comprend 42 278 éléments coques et 201 153 éléments tétraèdriques. A noter que des interfaces de contact multi-usage de Type 7 ont été ajoutées non seulement entre les matériaux d'absorption d'énergie, mais aussi avec la structure 2D du siège-auto. Une interface de Type 2 a également été ajoutée afin de représenter la condition cinématique entre le bloc EPP du coussin-réducteur et la paroi latérale de polystyrène expansé. Par ailleurs, les sangles du harnais de retenue ont été modélisées par 1 020 éléments coque de 5 mm de longueur moyenne reliés d'une part à la boucle du siège-auto, et d'autre part au bloqueur de sangle. Pour plus de clarté, le harnais n'a pas été présenté sur la figure ci-dessous.

Figure 182 – Maillage du dispositif de retenue constitué de 42 278 éléments coques et 201 153 éléments tétraédriques : (a) vue isométrique ; (b) vue de face ; (c) vue de côté en coupe

3.2.2. Propriétés mécaniques du modèle par éléments finis du siège-auto optimisé :

La dernière phase de la modélisation consiste à implémenter les lois matériaux relatives à chacun des composants du dispositif de retenue optimisé avec le logiciel Hypercrash®. Pour ce qui est de la coque en polypropylène et du harnais, nous avons conservé les lois élastiques-plastiques utilisées dans le modèle EF du siège-auto de référence. En ce qui concerne le carénage de mousse ajouté suite à nos travaux d'optimisation en choc latéral, nous avons utilisé une loi élastique pour laquelle la densité ρ est de $50\ g/l$, le module d'Young E de $450\ MPa$ et le coefficient de poisson ν de $0{,}1$. L'ensemble des matériaux d'absorption d'énergie a été implémenté avec des lois visco-élastiques tabulées (law70/FOAM_TAB) dont les paramètres ont été définis suite à des essais de caractérisation quasi-statiques et dynamiques d'échantillons découpés dans le siège-auto optimisé. Pour chacun des cas, nous nous sommes assurés que le maillage et la formulation des lois matériaux étaient similaires entre le MEF sous-système (échantillons) et le MEF global (siège-auto optimisé).

Conçue pour être utilisée suivant une plage de vitesse comprise entre $0{,}01$ et $2\,032\ mm/min$, la machine de traction-compression mono-colonne présentée sur la figure 183 (a) permet de mesurer des efforts de 200 à $1\,000\ N$. Utilisé avec un impacteur cylindrique de $150\ mm$ de diamètre et pesant $2{,}9\ kg$, le puits de chute illustré sur la figure 183 (b) permet de caractériser des matériaux pour des vitesses comprises entre $1{,}5$ et $7\ m/s$. L'effort de compression est alors mesuré sous l'enclume alors que l'écrasement des échantillons est défini à partir des enregistrements vidéo de la caméra rapide.

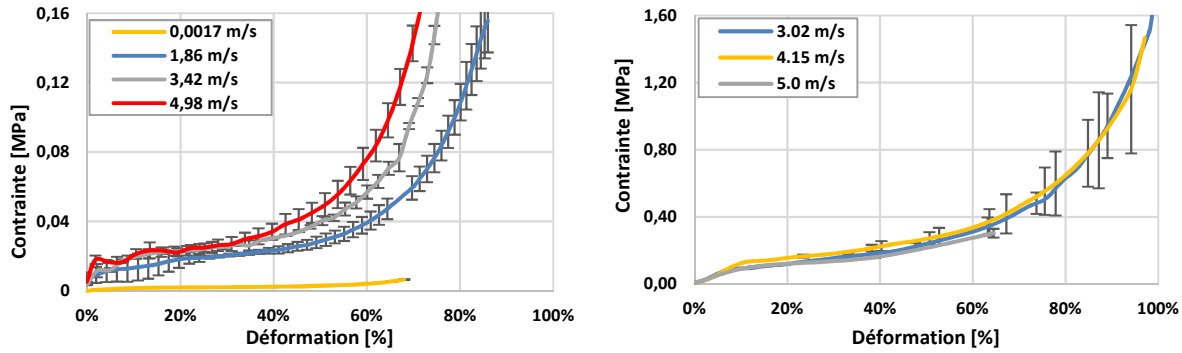
(a) (b)

Figure 183 – Machines de caractérisations de matériaux : (a) mono-colonne NS1 utilisée en quasi-statique ; (b) puits de chute utilisé en dynamique

× Polystyrène expansé : étant un matériau couramment utilisé dans les dispositifs de retenue, le polystyrène expansé a déjà été caractérisé par Dorel aussi bien en quasi-statique qu'en dynamique. De ce fait, la loi matériau qui en résulte a directement été implémentée dans notre modèle EF du siège-auto optimisé.

× Mousse de polyuréthane : particulièrement sensible à la vitesse de déformation, ce matériau a donc été caractérisé avec la machine de compression mono-colonne NS1 et avec le puits de chute. Pour chacun des cas, des échantillons de $80x80x50\ mm$ ont été découpés puis testés à trois reprises. Les courbes de comportement sont présentées sur la figure 184 (a).

× Polypropylène expansé : caractérisé en dynamique avec des échantillons de $50x50x30\ mm$, ce matériau présente une faible sensibilité à la vitesse de déformation (figure 184 (b)).

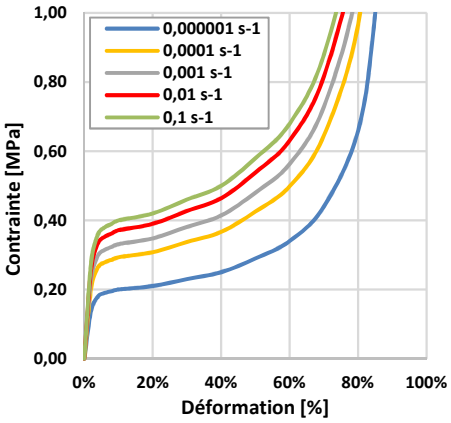
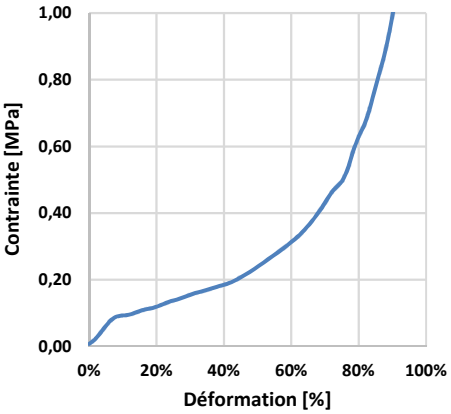
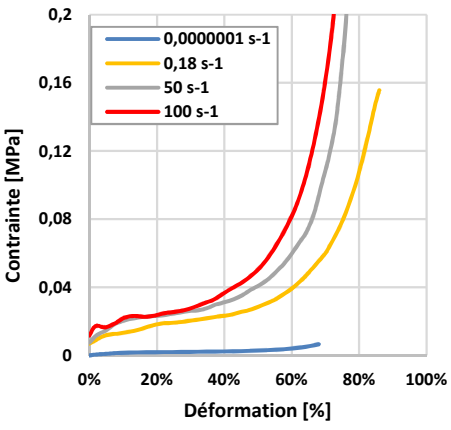


(a) (b)

Figure 184 – Courbes de comportement : (a) de la mousse de polyuréthane ; (b) du polypropylène expansé

L'ensemble des courbes de comportement des matériaux d'absorption d'énergie a ensuite été implémenté dans le modèle EF du siège-auto optimisé. Les différentes caractéristiques mécaniques s'y rapportant sont synthétisées dans le tableau 31.

Tableau 31 – Propriétés mécaniques des différents composants du modèle EF du dispositif de retenue.

Composant	Matériau	Propriétés mécaniques			
		ρ $[g/l]$	E $[MPa]$	ν [ ]	Remarques
Coque	Polypropylène	880	1 350	0,34	Loi élastique-plastique (données constructeur)
Carénage de la mousse PU	Polyéthylène à basse densité linéaire	50	450	0,10	Loi élastique (données constructeur)
Harnais	Tissu	1 300	10	0,10	Loi élastique-plastique (données constructeur)
Matériaux d'absorption d'énergie	Polystyrène expansé	20	7	0,20	
	Polypropylène expansé	30	11,6	0,10	
	Mousse polyuréthane	8	1,2	0,10	

A l'issue de la phase de modélisation, la masse du modèle par éléments finis du dispositif de retenue optimisé était de $4{,}09\ kg$, valeur qui est très proche de celle du siège-auto physique ($4{,}55\ kg$, mousse de confort comprise).

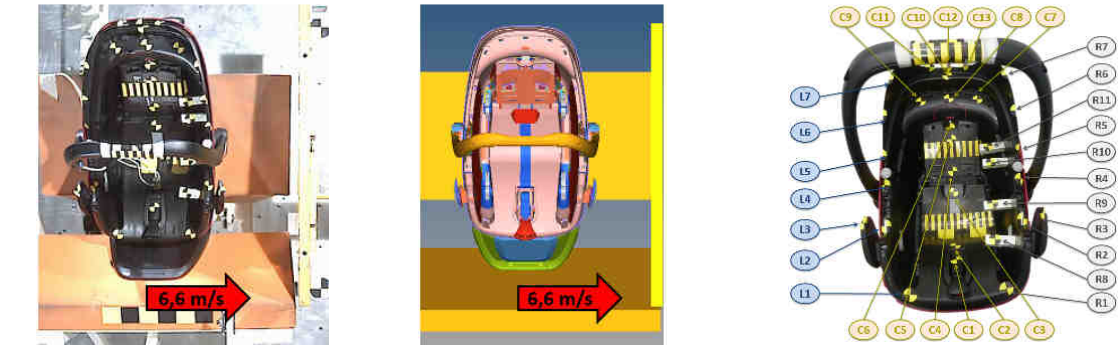
3.3. Validation du modèle par éléments finis du dispositif de retenue optimisé :

Avant d'évaluer le siège-auto optimisé au regard de critères biomécaniques, il est nécessaire de s'assurer que le comportement dynamique du modèle EF est analogue à celui du dispositif de retenue physique. Menée en trois temps, la phase de validation a consisté à confronter les résultats d'essais et de simulations lors de chocs latéraux. Ainsi, nous nous sommes dans un premier temps focalisé sur l'évolution de la déformée de la structure plastique au cours de l'impact. Par la suite, nous avons analysé la déformée de l'ensemble du siège-auto (coque plastique + absorbeurs d'énergie). Pour finir, nous avons comparé les mesures des capteurs des mannequins Q0 et Q1 soumis à un choc latéral réglementaire. Quelle que soit la configuration considérée, deux essais ont systématiquement été réalisés pour des raisons de répétabilité.

3.3.1. Compression dynamique de la structure du dispositif de retenue optimisé :

Menée avec le siège-auto optimisé pour lequel nous avions retiré la mousse de confort et les matériaux d'absorption d'énergie, la première phase de validation du modèle EF s'est principalement focalisée sur la déformée de la coque plastique. En ce sens, nous avons d'abord réalisé deux essais de choc latéral avant de reproduire cette sollicitation avec le modèle numérique (figure 185 (a) et (b)). A noter par ailleurs que le garnissage de porte utilisé lors des essais réglementaires avait été remplacé par une plaque métallique rigide de sorte à nous affranchir de phénomènes non-étudiés.

En plus de la vitesse d'impact $(6{,}62\ \pm 0{,}01\ m/s\ )$ et la décélération de la banquette $(17{,}3\ \pm 0{,}1\ g\ )$, nous avons non seulement enregistré la cinématique de l'ensemble avec les 6 caméras rapides (fréquence de 1 000 images par seconde), mais aussi l'accélération triaxiale du siège-auto au niveau de la cible C2 (fréquence d'échantillonnage de $10\ kHz$). Les deux premières mesures ont ensuite été implémentées dans le modèle EF, alors que les deux dernières ont servi de points de comparaison entre essais et simulation. Ainsi, comme nous pouvons le voir sur la figure 185 (c), 31 cibles avaient préalablement été placées à différents endroits de la structure du siège-auto afin de déterminer leur déformée par trajectographie.



(a) **(b)** **(c)**

Figure 185 – Validation du modèle EF de la structure du siège-auto : (a) protocole expérimental ; (b) protocole numérique ; (c) référencement des cibles de la structure du siège-auto

Après avoir rapporté la position des cibles du siège-auto physique sur le modèle EF associé, nous avons implémenté les conditions initiales en termes de vitesse d'impact et de décélération de la banquette. Comme nous pouvons voir sur la figure 186, la cinématique et la déformée résultant de la simulation numérique ont été superposées avec celles issues de la phase expérimentale. A noter toutefois que la trajectographie de toutes les cibles n'a pas pu être réalisée, certaines d'entre elles étant cachées par la poignée de portage du siège-auto. Par ailleurs, les mesures d'accélérations au niveau de la cible C2 étaient trop bruitées pour pouvoir établir une corrélation entre les essais et la simulation.

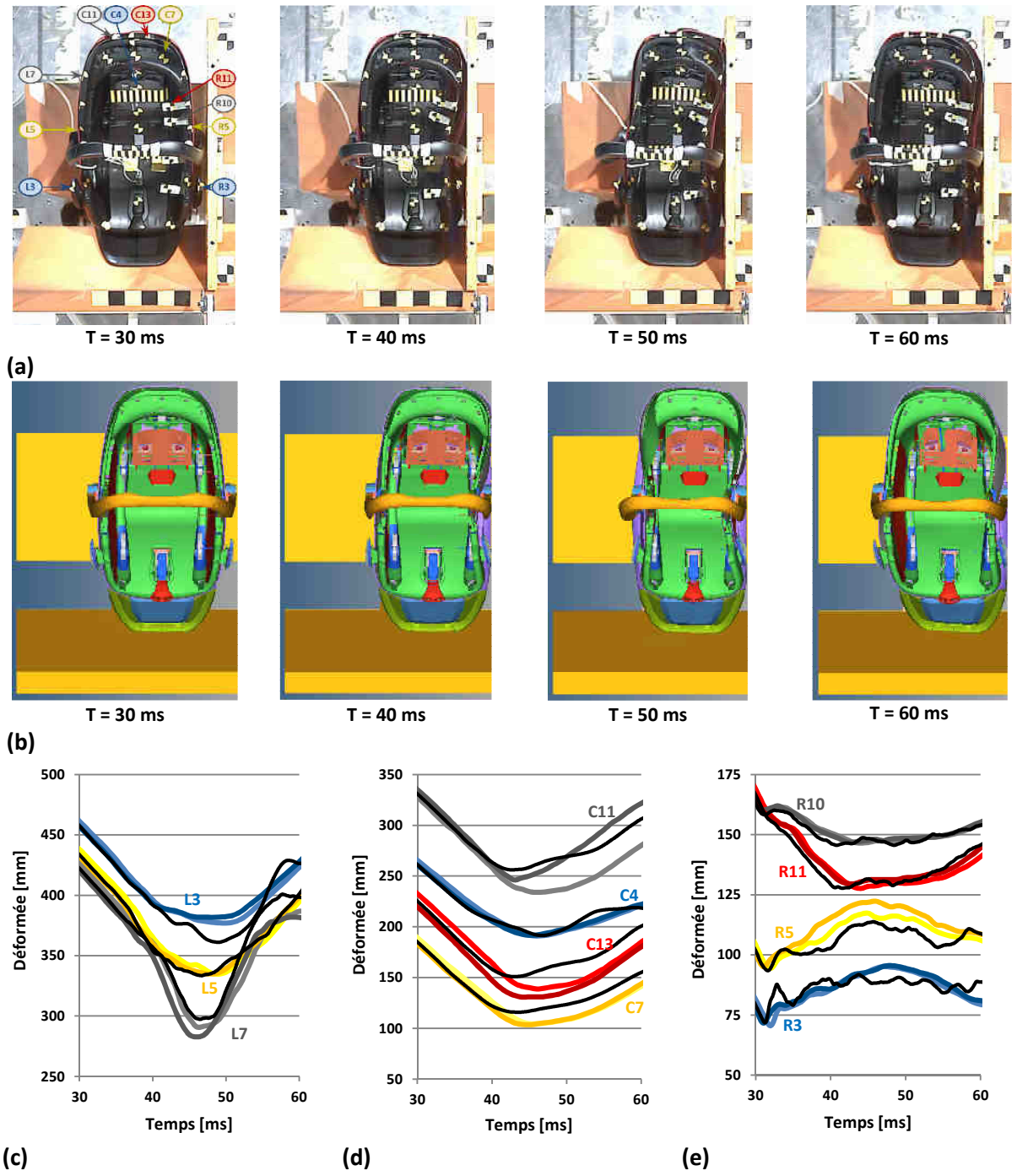


Figure 186 – Cinématique en vue du dessus et déformée de la structure du siège-auto : (a) essai ; (b) simulation ; (c) cibles du côté gauche ; (d) cibles centrales ; (e) cibles du côté droit. Les courbes — — — et — correspondent aux essais alors que les courbes — correspondent à la simulation. A noter que les déformées de toutes les cibles n'ont pas été représentées sur les graphiques pour plus de lisibilité.

Lorsque nous nous référons aux graphiques ci-dessous, nous remarquons que les profils des déformées obtenus à l'issue de la simulation numérique sont très proches de ceux mesurés expérimentalement. Ainsi, nous avons souhaité poursuivre notre analyse en comparant les valeurs de déformée maximale entre les deux approches. Pour chacune des cibles, l'erreur a été calculée à partir de la relation ci-dessous.

$$Erreur = \frac{(déformée_{Essais} - déformée_{Simulation})}{déformée_{Essais}} \quad \textbf{(Eq. 21)}$$

Où : $déformée_{Essais}$ correspond à la valeur moyenne de la déformée maximale de la cible étudiée pour chacun des deux essais,
$déformée_{Simulation}$ correspond à la valeur de la déformée maximale de la cible étudiée lors de la simulation

Compte tenu de la précision des mesures par trajectographie, nous avons fixé le seuil d'acceptabilité de l'erreur à 10 %. Lorsque nous nous observons les résultats de la figure 187, nous constatons que le modèle EF de la structure du siège-auto optimisé présente une bonne corrélation vis-à-vis du dispositif de retenue physique puisque la moyenne des erreurs calculées est de 5%. Seules les cibles C7, C13 et R1 présentent respectivement une erreur de l'ordre de 11, 12 et 13%, ce qui reste tout de même acceptable.

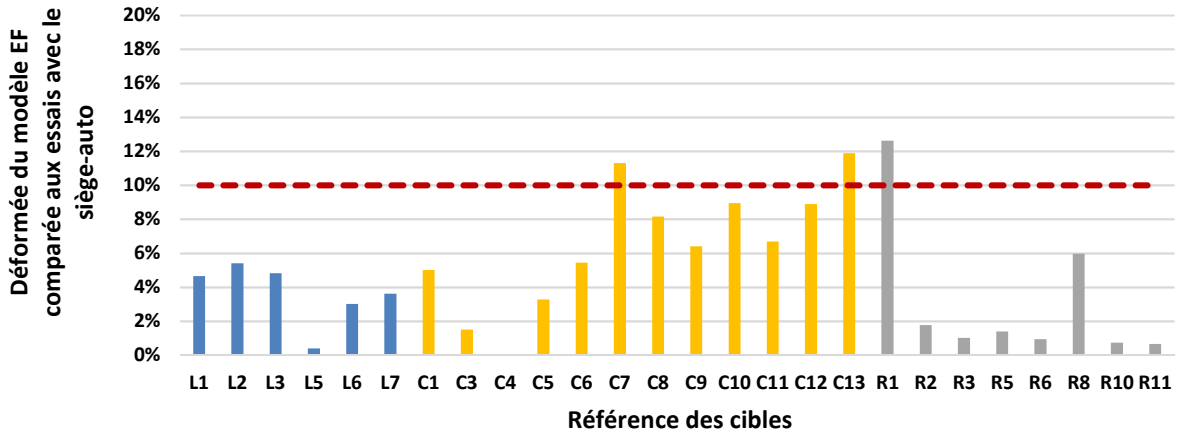
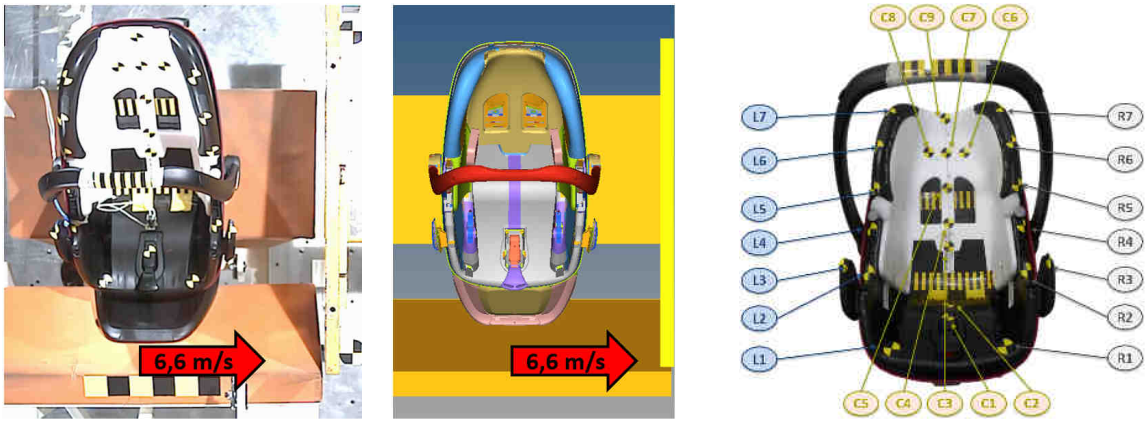


Figure 187 – Représentation de l'erreur entre la valeur de déformée maximale mesurée expérimentalement et celle obtenue par simulation numérique. Le seuil d'acceptabilité est représenté par une ligne en pointillé.

3.3.2. Compression dynamique du dispositif de retenue optimisé :

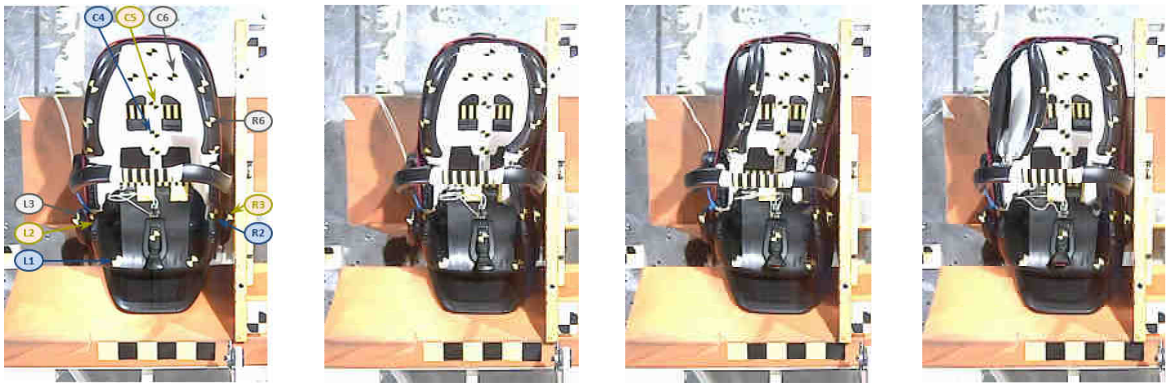
La deuxième phase de validation du modèle EF a été menée avec le siège-auto optimisé dans sa globalité (coque structurelle et matériaux d'absorption d'énergie). Ainsi, comme nous pouvons voir sur la figure 188, nous avons d'abord réalisé deux essais de choc latéral à une vitesse d'impact de $6{,}61 \pm 0{,}03\ m/s$ et une décélération de la banquette de $17{,}2 \pm 0{,}3\ g$. Ces conditions initiales ont ensuite été implémentées dans le modèle numérique. Comme précédemment, 23 cibles avaient préalablement été placées en différents endroits du siège-auto, et un accéléromètre triaxial avait été fixé au niveau de la cible C2.



(a) (b) (c)

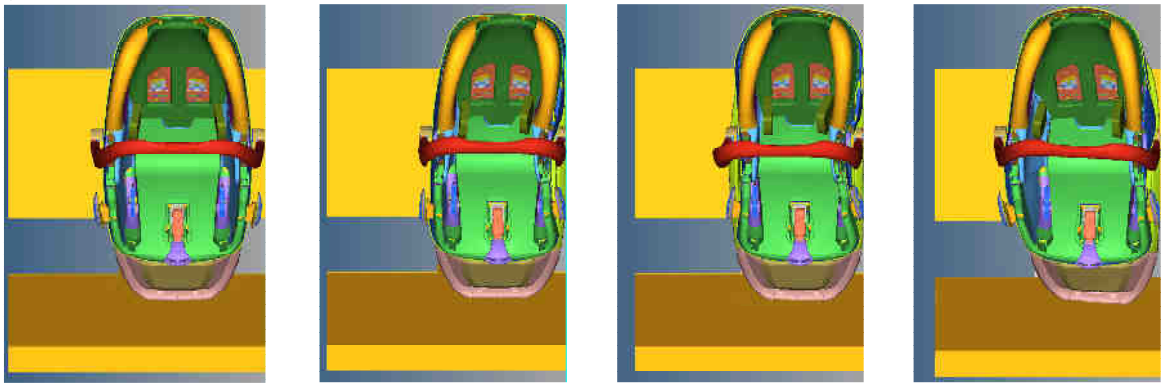
Figure 188 – Validation du modèle EF du siège-auto : (a) protocole expérimental ; (b) protocole numérique ; (c) référencement des cibles du siège-auto

L'ensemble des résultats tant en termes de cinématique, de déformée que d'accélération a été comparé. Lorsque nous observons les résultats de la figure 189 nous constatons que la principale différence entre les deux approches vient du fait qu'un carénage de mousse s'est dissocié de la structure du siège-auto au cours de la phase expérimentale. La trajectographie des cibles associées n'a donc pas pu être réalisée. Comparés aux résultats du paragraphe 3.3.1, ceux de la figure 190 mettent en évidence l'influence des matériaux d'absorption d'énergie sur la rigidité globale du siège-auto. Bien que les résultats présentent une moins bonne corrélation, ils restent tout de même acceptables. Cette fois encore, les mesures d'accélérations de la cible C2 étaient trop bruitées pour être comparées.



T = 30 ms T = 40 ms T = 50 ms T = 60 ms

(a)



T = 30 ms T = 40 ms T = 50 ms T = 60 ms

(b)

Figure 189 – Cinématique du siège-auto en vue du dessus pour : (a) l'essai; (b) la simulation

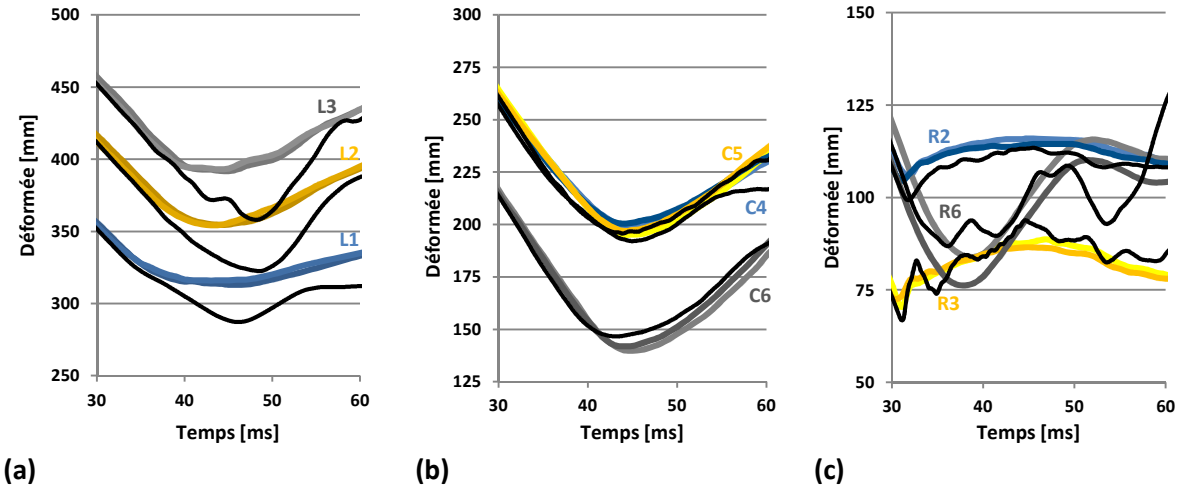


Figure 190 – Déformée du siège-auto : (a) cibles du côté gauche ; (b) cibles centrales ; (c) cibles du côté droit. Les courbes — — — et — correspondent aux essais alors que les courbes — correspondent à la simulation. A noter que les déformées de toutes les cibles n'ont pas été représentées sur les graphiques pour plus de lisibilité.

La déformée maximale de chacune des cibles a ensuite été comparée entre les essais et la simulation associée. Lorsque les mesures obtenues par trajectographies étaient disponibles, nous avons à nouveau calculé l'erreur entre les deux approches puis les avons synthétisées sur la figure 191. Bien que les résultats soient globalement moins bons que lors de la première phase de validation (moyenne des erreurs de 7%), ils respectent néanmoins le critère d'acceptabilité fixé à 10%, sauf pour la cible R7.

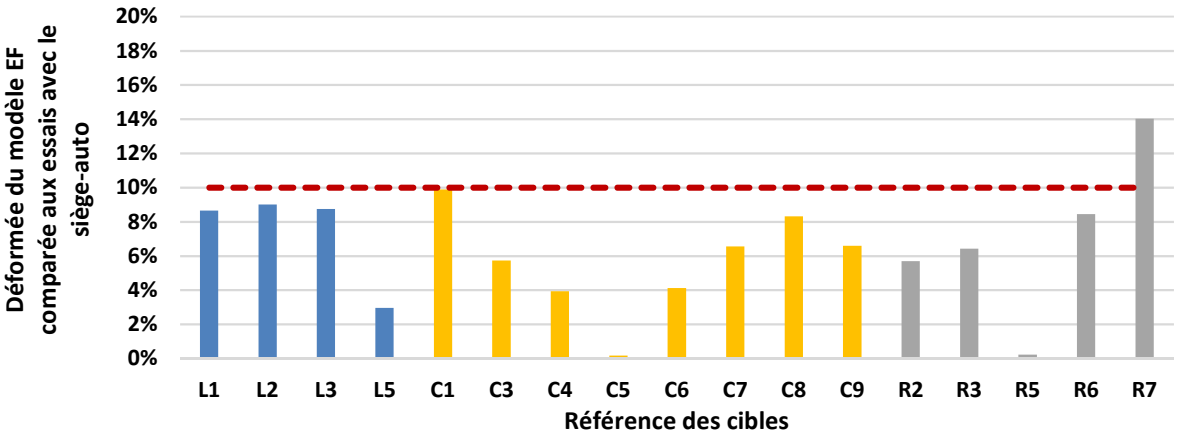


Figure 191 – Représentation de l'erreur entre la valeur de déformée maximale mesurée expérimentalement et celle obtenue par simulation numérique. Le seuil d'acceptabilité est représenté par une ligne en pointillé.

3.3.3. Choc latéral réglementaire avec les mannequins Q0 et Q1 :

La troisième et dernière phase de validation du modèle EF correspond au choc latéral réglementaire avec les mannequins Q0 et Q1 installés dans le dispositif de retenue optimisé. En ce sens, nous avons d'abord réalisé deux essais au cours desquels nous avons enregistré les conditions initiales (vitesse d'impact et décélération de la banquette), la cinématique de l'ensemble, et les mesures des capteurs intégrés aux mannequins.

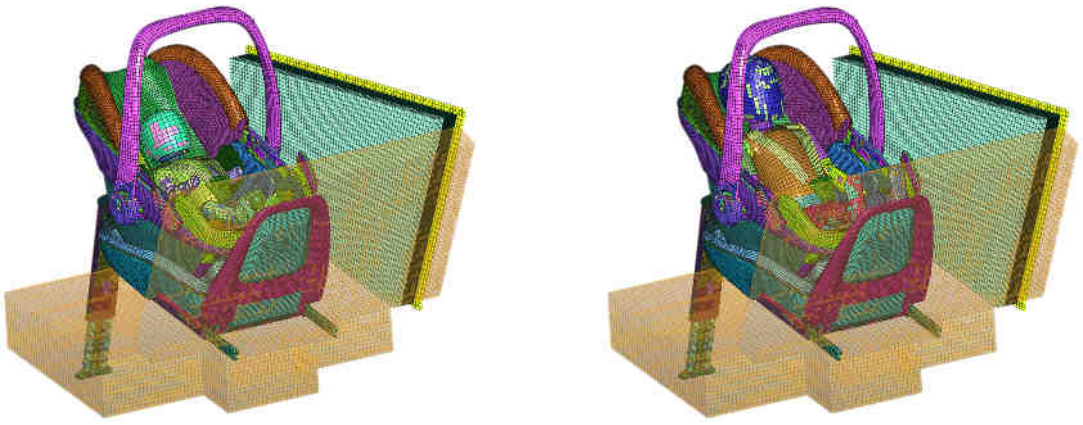
Avant de procéder aux simulations numériques, il était au préalable nécessaire de coupler le modèle EF du siège-auto optimisé avec celui des mannequins Q0 et Q1. Cette démarche comprend trois étapes :

- Positionnement des mannequins : ayant constaté que ce paramètre avait une influence directe sur les résultats, nous avons réalisé cette étape avec une attention toute particulière. Ainsi, pour chacun des mannequins, nous avons méticuleusement relevé leur position relative vis-à-vis du dispositif de retenue physique, puis avons couplé les modèles EF associés.

- Ajout des interfaces de contact : quel que soit le composant du siège-auto (matériaux d'absorption d'énergie et coque plastique), nous avons ajouté des interfaces de contact multi-usage de Type 7 avec les modèles EF des mannequins Q0 et Q1. Un coefficient de friction de l'ordre de 0,2 a été considéré afin de prendre en considération les frottements entre les mannequins avec le tissu de la mousse de confort (non modélisée).

- Intégration du harnais : au cours de notre revue bibliographique, nous avons vu que la procédure d'installation réglementaire des mannequins nécessitait une étape de prétention du harnais. En ce sens, un effort de tension de $250\ N$ de la sangle de réglage du harnais a été ajouté aux modèles EF de siège-auto optimisé avec les mannequins Q0 et Q1. Un coefficient de friction de 0,2 a également été ajouté à l'interface entre le harnais et le corps des mannequins.

A l'image des deux premières phases de validation du modèle EF, nous avons également ajouté la base Isofix du siège-auto, la banquette et le panneau de porte d'intrusion, puis avons implémenté les conditions initiales de vitesse d'impact et de décélération de la banquette. Comme nous pouvons le voir sur la figure 192, le modèle avec le mannequin Q0 est constitué de 298 201 éléments coque et 309 830 éléments 3D, alors que le modèle avec le Q1 comprend 294 715 éléments 2D et 294 269 éléments tridimensionnels. Les simulations se sont ensuite déroulées en deux temps : d'abord la phase de prétention du harnais sur 10 millisecondes, puis la phase de choc latéral sur 50 millisecondes.

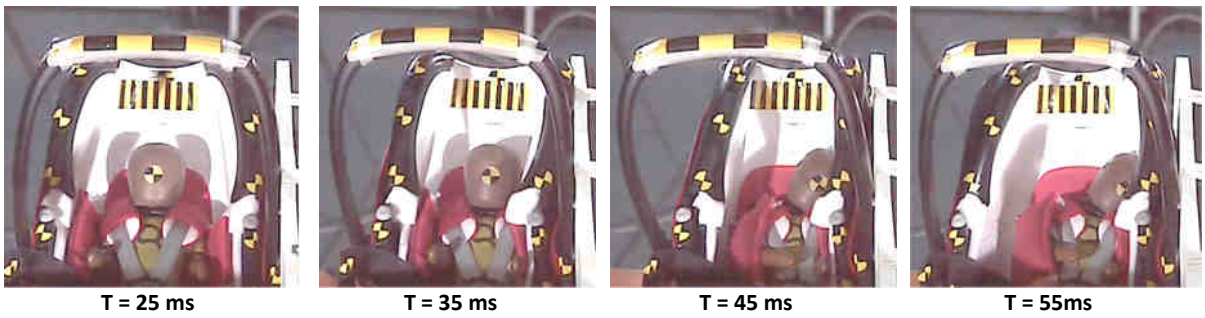


(a) **(b)**

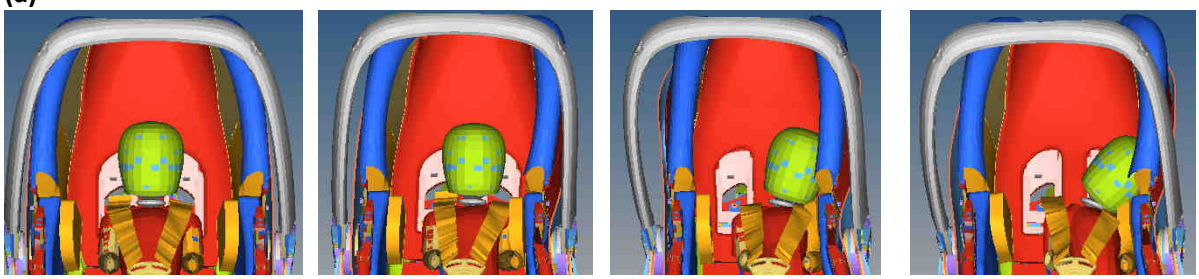
Figure 192 – Modèles complets considérés pour la phase de validation du modèle EF du siège-auto optimisé en choc latéral : (a) avec le mannequin Q0, consitué de 298 201 éléments 2D et 309 830 éléments 3D ; (b) avec le mannequin Q1, constitué de 294 715 éléments 2D et 294 269 éléments 3D

Exécutée sur un processeur de 20 cœurs, la simulation relative au mannequin Q0 a duré 40 minutes pour la phase de prétention et 19h30 pour la phase de choc latéral. Rapporté sur la figure 193, l'ensemble des résultats de la simulation a été superposé avec ceux obtenus lors des essais.

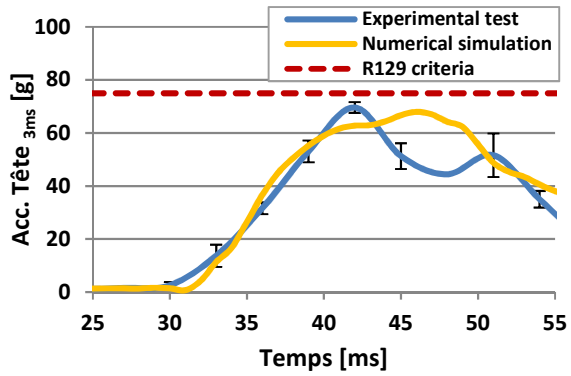
Lorsque nous observons aussi bien la cinématique que les mesures du mannequin Q0, nous constatons une bonne adéquation entre les essais et la simulation jusqu'à $45\ ms$ environ, instant à partir duquel nous assistons au rebond du siège-auto. Au-delà, nous remarquons un écart sur les courbes d'accélération de la tête. Ce phénomène s'explique par le fait que le Q0 numérique est mieux retenu par le harnais que le mannequin physique, ce qui se traduit alors par une plus grande flexion du cou. N'intervenant qu'à la phase de rebond du siège-auto, cette différence est tout de même acceptable.



(a)



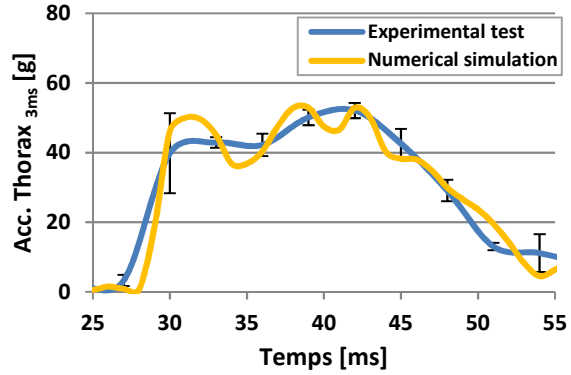
(b)



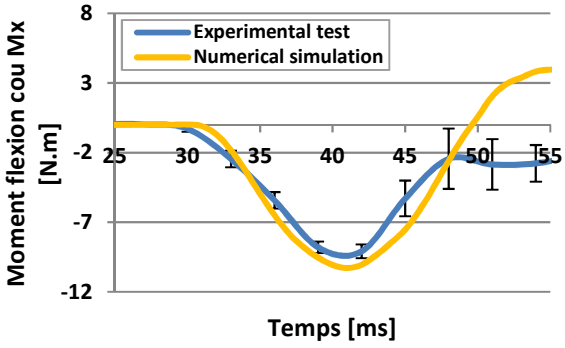
(c)

$$HPC_{R129\ criteria} = 600$$
$$HPC_{Expe} = 330 \pm 17$$
$$HPC_{Num.} = 275$$

(d)



(e)



(f)

Figure 193 – Comparaison des critères de blessure avec le mannequin Q0 : (a) cinématique de l'essai (vue de droite) ; (b) cinématique de la simulation (vue de droite) ; (c) accélération linéaire résultante de la tête ; (d) Head Performance Criteria ; (e) accélération linéaire résultante du thorax ; (f) moment de flexion Mx du cou

Réalisée sur deux processeurs de 20 cœurs chacun, la simulation avec le mannequin Q1 a nécessité 20 minutes de calcul pour la phase de prétention, et 6h50 pour la phase de choc latéral.

Présentée sur la figure 194, la cinématique du mannequin issue de la simulation est proche de celle enregistrée au cours de l'essai associé. A l'instant $T = 35\ ms$ nous pouvons toutefois noter une différence entre les deux approches : le mannequin numérique s'est davantage décalé latéralement à l'intérieur de l'assise du siège-auto. Pour y remédier il aurait été nécessaire d'adapter la phase de prétention du harnais. Comme nous pouvons le voir sur la figure 195, ce phénomène se retrouve également en termes d'accélération thoracique et de moment de flexion du cou sur l'intervalle de temps compris entre 30 et $40\ ms$.

Lorsque nous nous focalisons sur les critères basés sur l'accélération de la tête du mannequin, nous remarquons que les résultats sont en parfaite adéquation entre les essais et la simulation numérique qui s'y rapporte.

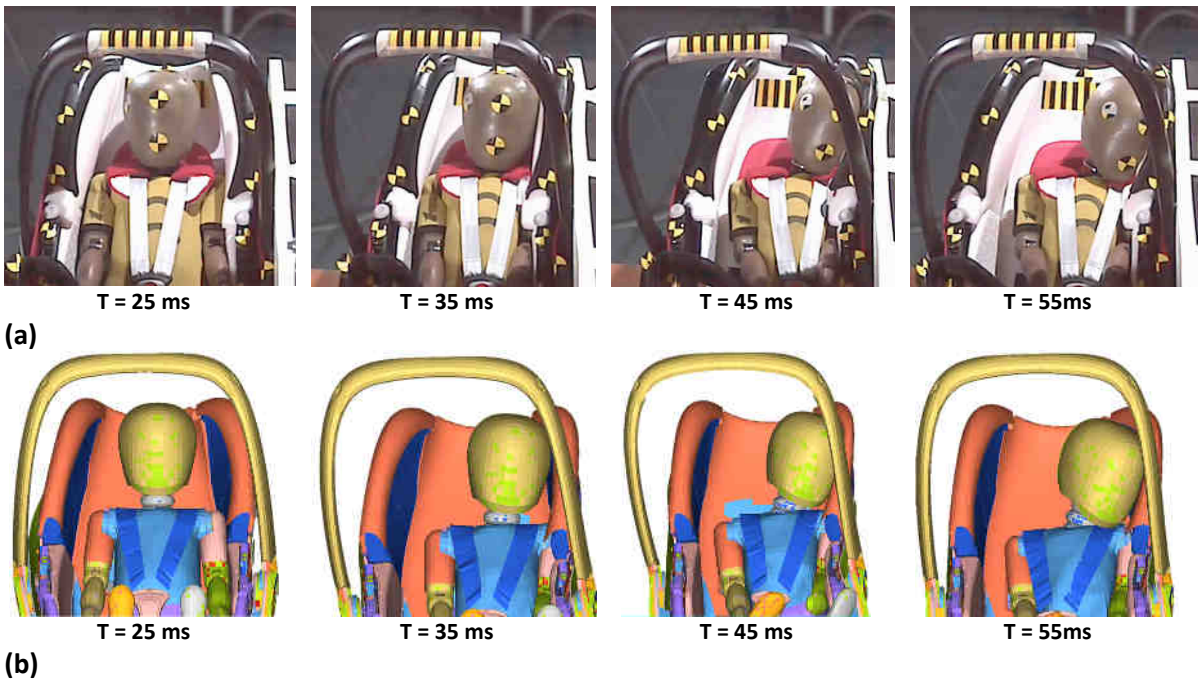
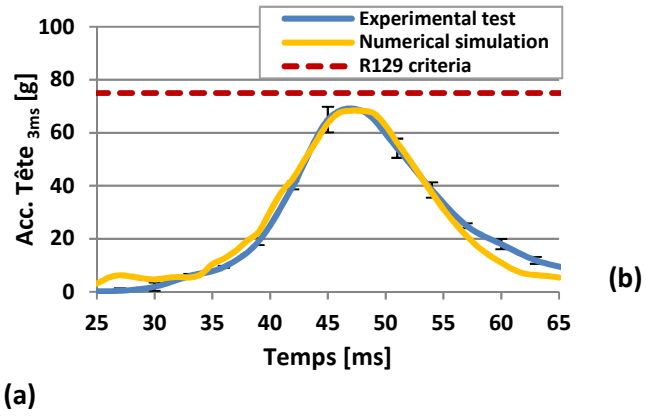


Figure 194 – Cinématique en vue de droite avec le mannequin Q1 : (a) essai ; (b) simulation



$$HPC_{R129\ criteria} = 600$$
$$HPC_{Expe} = 357 \pm 29$$
$$HPC_{Num.} = 341$$

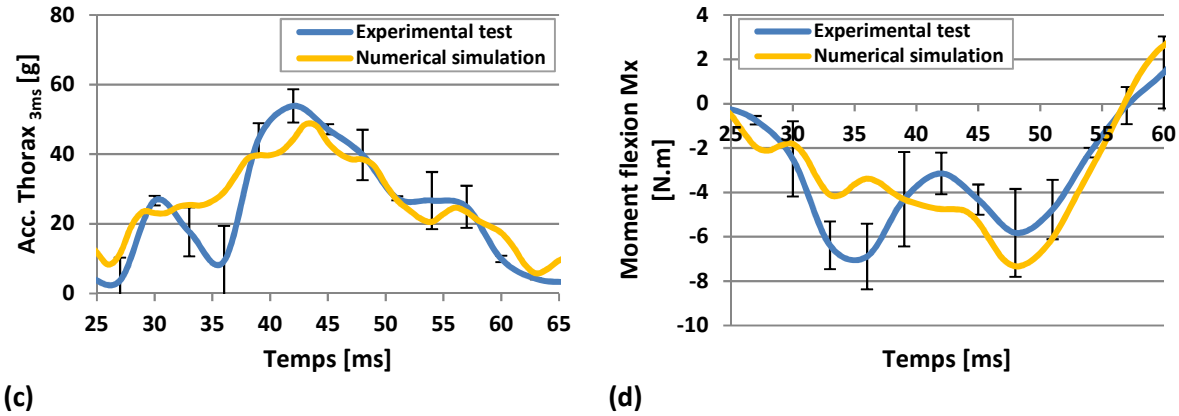


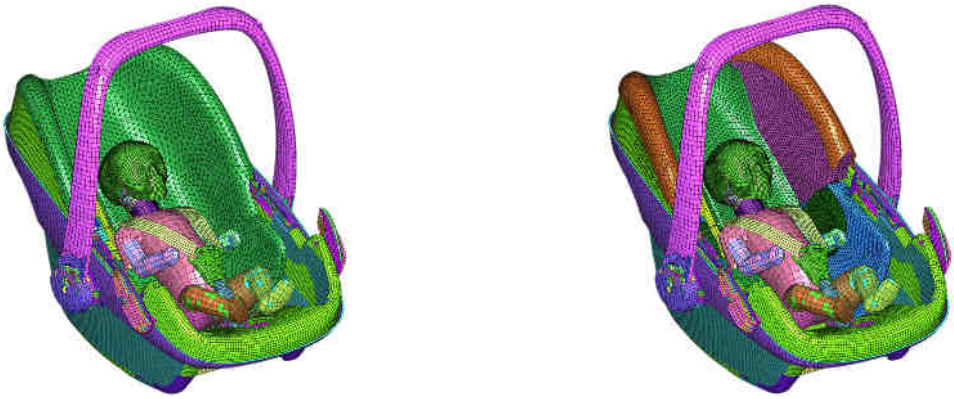
Figure 195 – Comparaison des critères de blessure avec le mannequin Q1 : (a) accélération linéaire résultante de la tête ; (b) Head Performance Criteria ; (c) accélération linéaire résultante du thorax ; (d) moment de flexion Mx du cou

Pour l'ensemble des phases de validation, nous avons montré que le modèle EF du siège-auto optimisé présente une bonne corrélation vis-à-vis des essais de référence. Ainsi, pour la suite de notre étude nous procéderons à son évaluation en choc latéral au regard des critères biomécaniques associés au modèle hybride Q0-6WOC.

3.4. Evaluation des risques lésionnels avec le modèle hybride Q0-6WOC :

Au cours des sections précédentes, notre travail d'optimisation en choc latéral a permis d'abaisser les valeurs d'accélération résultante de la tête et de HPC des mannequins Q0 et Q1 en dessous des seuils réglementaires. A présent, nous souhaitons vérifier que les évolutions techniques apportées au siège-auto optimisé sont également bénéfiques vis-à-vis des critères biomécaniques associés au modèle hybride Q0-6WOC. Bien que les limites de tolérances permettant de quantifier le risque de blessure ne soient pas encore établies, ce modèle peut toutefois être utilisé afin de comparer les résultats d'une simulation à l'autre. Par la suite, nous avons donc décidé de confronter les valeurs des critères lésionnels du siège-auto optimisé avec celles obtenues avec le dispositif de retenue de référence.

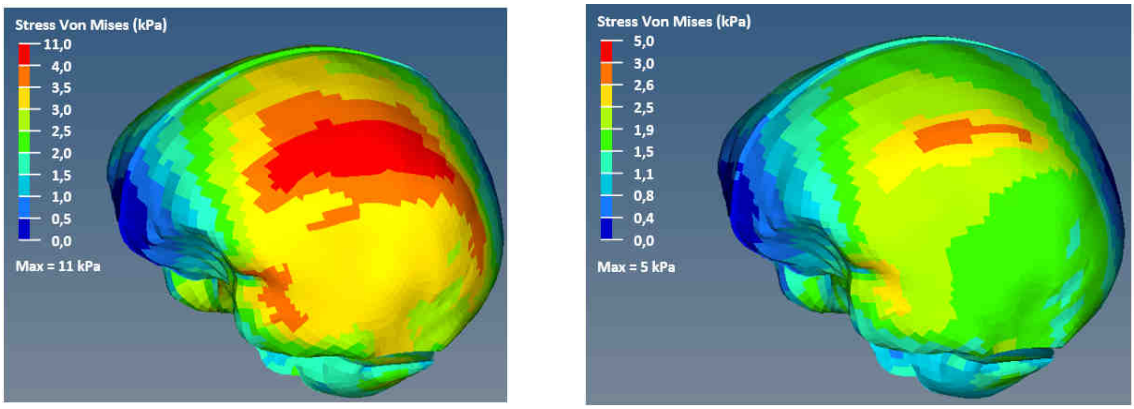
Après couplage du modèle hybride Q0-6WOC avec les deux modèles de sièges-auto (figure 196), nous avons paramétré la phase de prétention du harnais sur 10 millisecondes, ainsi que la mise en vitesse ($6{,}59\ m/s$) et en accélération ($16{,}5\ g$) de la banquette. Toutes deux exécutées sur un processeur de 20 cœurs, les simulations ont nécessité 4h25 (dont 30 minutes de prétention) pour le dispositif de retenue de référence, et 21h50 (dont 45 minutes de prétention) pour le siège-auto optimisé.



(a) (b)

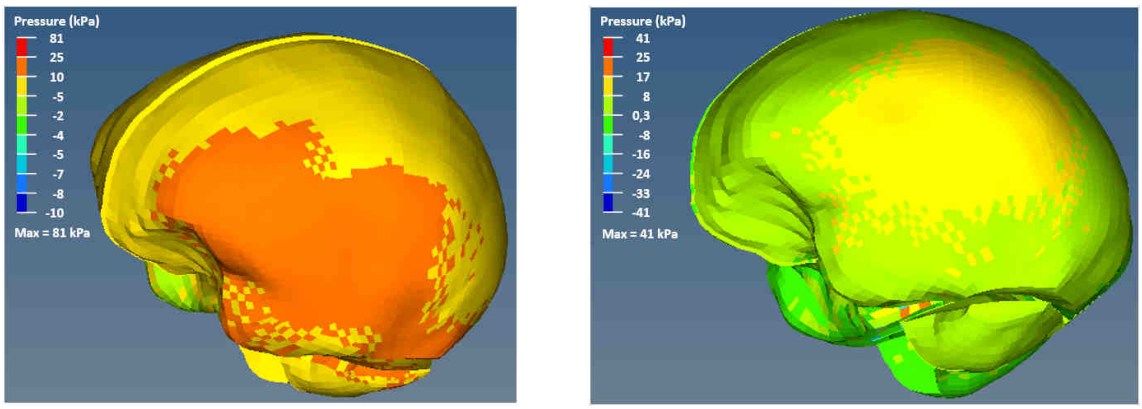
Figure 196 – Couplage du modèle hybride Q0-6WOC avec : (a) le siège-auto de référence ; (b) le siège-auto optimisé

Nous avons vu dans le chapitre précédent (paragraphe 3.3) que le risque de lésions neurologiques était lié aux niveaux de contrainte (Von Mises, pression, première contrainte principale) et de déformation (Von Mises et première déformation principale) mesurés dans le cerveau du modèle hybride Q0-6WOC. Ainsi, pour chacun des deux modèles de sièges-auto illustrés sur la figure 196, nous avons analysé la répartition des champs de contrainte et de déformation lorsque ces dernières étaient maximales. Les résultats obtenus pour l'ensemble de ces critères biomécaniques sont présentés sur les figures ci-dessous.



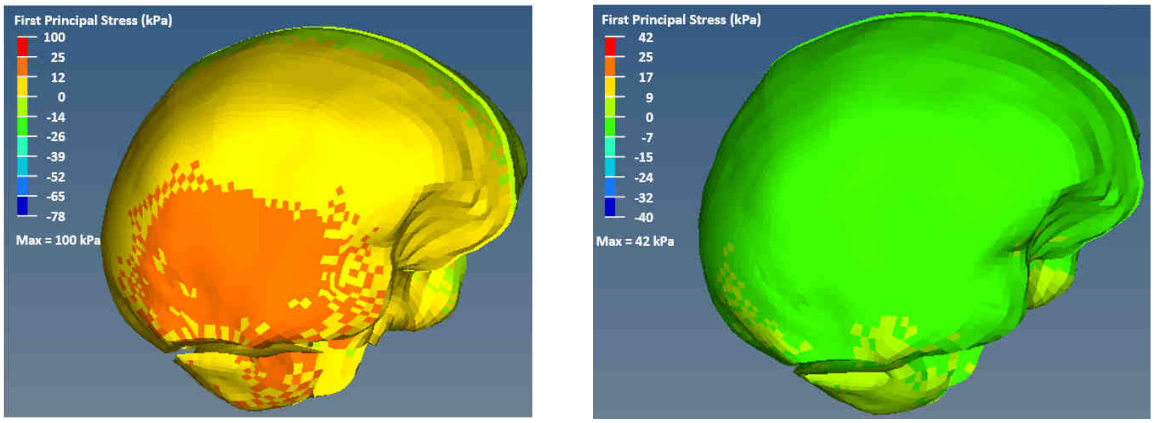
(a) (b)

Figure 197 – Maximum du champs de contrainte de Von Mises du cerveau pour : (a) le siège-auto de référence ; (b) le siège-auto optimisé



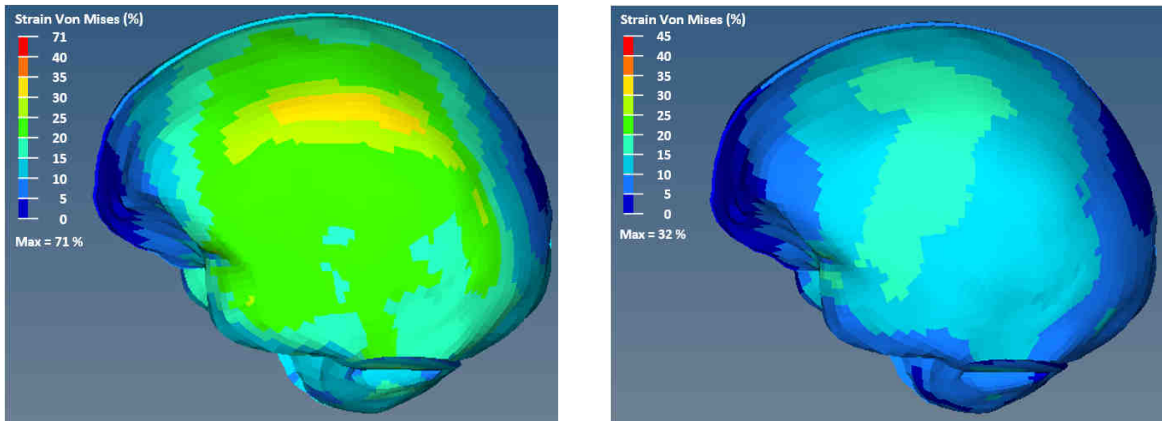
(a) (b)

Figure 198 – Maximum de la pression du cerveau pour : (a) le siège-auto de référence ; (b) le siège-auto optimisé



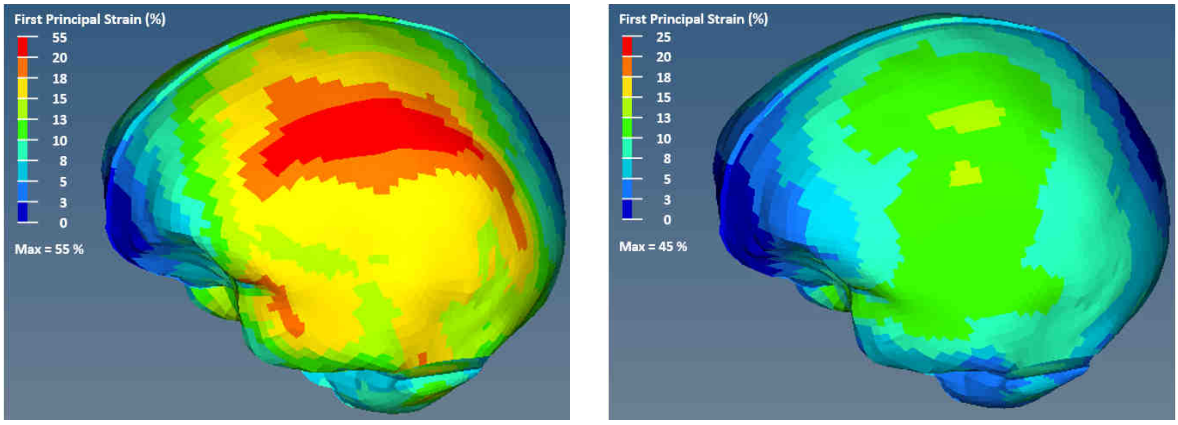
(a) **(b)**

Figure 199 – Maximum du champs de la première contrainte principale du cerveau pour : (a) le siège-auto de référence ; (b) le siège-auto optimisé



(a) **(b)**

Figure 200 – Maximum de la déformation de Von Mises du cerveau pour : (a) le siège-auto de référence ; (b) le siège-auto optimisé



(a) **(b)**

Figure 201 – Maximum de la première déformation principale du cerveau pour : (a) le siège-auto de référence ; (b) le siège-auto optimisé

Bien que les champs de contrainte et de déformation du cerveau soient systématiquement centrés sur la zone d'impact de la tête, l'amplitude de chacun des critères biomécaniques est très différente d'un modèle de siège-auto à l'autre. En effet, lorsque nous analysons les valeurs des *maxima* synthétisés sur le graphique de la figure 202, nous constatons que les résultats de la simulation avec le siège-auto optimisé sont environ deux fois plus faibles que ceux issus du calcul avec le dispositif de retenue de référence. Par conséquent, nous pouvons conclure que le siège-auto optimisé offre un niveau de protection du nouveau-né supérieur à celui du siège-auto de référence.

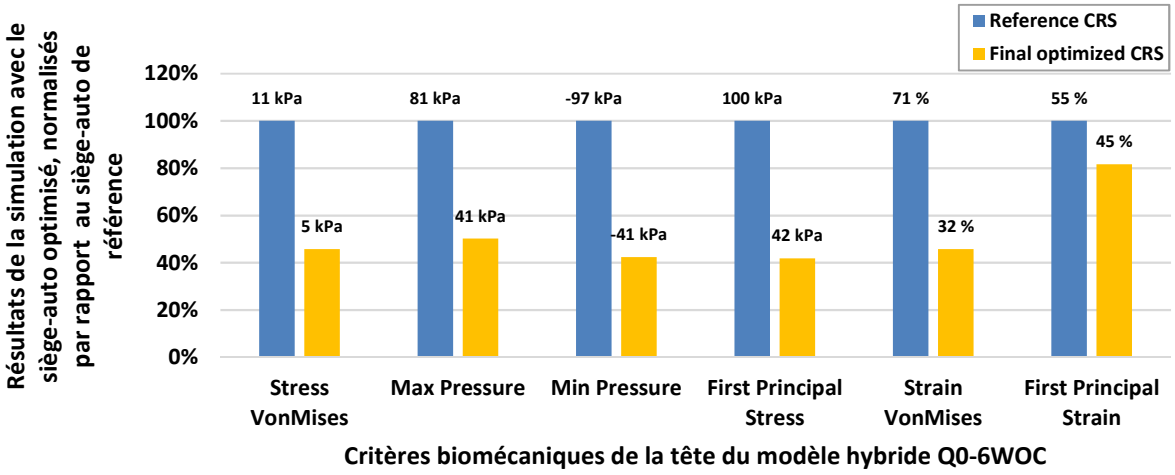


Figure 202 – Comparaison des critères biomécaniques entre la simulation avec le siège-auto de référence et celle avec le siège-auto optimisé. Les valeurs de normalisation sont de 11 kPa, 81 kPa, -97 kPa, 100 kPa, 71% et 55 %.

3.5. Conclusion :

S'inscrivant dans la continuité de notre étude d'optimisation, les travaux menés dans cette section visaient à évaluer ledit siège-auto optimisé vis-à-vis des critères biomécaniques associés au modèle hybride Q0-6WOC. Pour y parvenir, nous avons procédé en deux temps.

La première étape a consisté à modéliser le dispositif de retenue optimisé avec les logiciels Hymermesh® et Hypercrash®, puis à valider son comportement dynamique vis-à-vis du siège-auto physique. En ce sens, trois niveaux de validation ont été considérés :

- × impact latéral de la structure plastique contre une paroi rigide,
- × impact latéral du siège-auto complet (coque plastique + absorbeurs d'énergie) contre une paroi rigide,
- × essai de choc latéral réglementaire avec les mannequins Q0 et Q1.

Pour chacun des cas, nous avons vu que les résultats des essais et des simulations numériques s'y rapportant présentaient une bonne corrélation.

Dans une seconde étape, le modèle EF de ce siège-auto a été évalué vis-à-vis des critères biomécaniques associés au système tête-cou du nouveau-né. Bien que le modèle hybride Q0-6WOC ne dispose pas encore de limites de tolérance permettant de quantifier le risque de blessure neurologique, il peut néanmoins être utilisé pour comparer un modèle de siège-auto par rapport à un autre. Ainsi, pour l'ensemble des critères biomécaniques considérés, nous avons vu que les valeurs de contrainte et de déformation du cerveau obtenues avec le siège-auto optimisé étaient deux fois plus

faibles que celles issues du calcul avec le dispositif de retenue de référence. De ce fait, nous pouvons conclure que les évolutions techniques apportées à la coque dos-route sont particulièrement bénéfiques vis-à-vis des critères biomécaniques associés à la tête du nouveau-né.

4. CONCLUSION :

Sur l'ensemble des travaux menés au cours de ce chapitre, nous avons souhaité remédier à une situation problématique : la faible efficacité des dispositifs de retenue actuellement sur le marché lors de chocs latéraux, en particulier pour les mannequins Q0 et Q1. Après avoir optimisé une coque dos-route à partir des recommandations de l'étude du chapitre 3, nous avons ensuite vérifié que ces évolutions techniques étaient également bénéfiques vis-à-vis des critères biomécaniques du modèle hybride Q0-6WOC.

L'étude d'optimisation menée dans le chapitre 3 avec des modèles simplifiés pour lesquels la retenue des mannequins Q0 et Q1 était réalisée par des colonnes calibrées en effort avait permis de dimensionner les absorbeurs d'énergie « idéaux » à intégrer aux dispositifs de retenue lors de chocs latéraux. Au cours de ce chapitre, nous avons d'abord vérifié que ces recommandations permettaient bien de retrouver des résultats analogues, et ce, que l'on considère le modèle simplifié du chapitre 3 (de type « colonnes ») ou réaliste (siège-auto). Par la suite, nous avons cherché des solutions techniques concrètes présentant un comportement dynamique proche de celui des absorbeurs d'énergie « idéaux ». Sur l'ensemble des matériaux investigués, il a finalement été décidé d'utiliser une mousse de polyuréthane et du polystyrène expansé 20 g/l, respectivement pour les zones d'impact de la tête et de l'épaule-bassin. Un bloc de polypropylène expansé 30 g/l a quant à lui été intégré au coussin réducteur adapté au nouveau-né. En dernier lieu, nous avons confronté les résultats d'essais de choc latéral obtenus avec cette coque dos-route optimisée, et avec le siège-auto de référence. Nous avons alors vu que nos travaux d'optimisation avaient permis d'abaisser les valeurs des critères d'accélération de la tête et HPC en dessous des seuils imposés par la réglementation 129. A noter par ailleurs que les résultats des critères liés à l'accélération thoracique et la flexion du cou avaient également été améliorés.

Bien que les mannequins de *crash* soient couramment utilisés par les réglementations, nous avons vu que leur biofidélité était limitée comparée à celle des modèles par éléments finis tels que ceux développés à l'Université de Strasbourg. L'objectif de la deuxième partie de ce chapitre consistait donc à évaluer les deux sièges-auto vis-à-vis des critères biomécaniques associés au modèle hybride Q0-6WOC. Pour ce faire, nous avons d'abord maillé le modèle par éléments finis de la coque dos-route optimisée, puis l'avons implémenté des lois de comportement des matériaux s'y rapportant. Les trois phases de validation qui ont suivi ont non seulement permis de montrer que le modèle EF présentait bien un comportement dynamique similaire à celui du siège-auto physique, mais aussi que les résultats de chocs latéraux réglementaires étaient analogues d'une approche à l'autre. Ce modèle, ainsi que celui du dispositif de retenue de référence ont par conséquent été évalués en choc latéral avec le modèle hybride Q0-6WOC. Quel que soit le critère de contrainte (Von Mises, pression et première contrainte principale) ou de déformation (Von Mises et première déformation principale) du cerveau considéré, nous avons vu que les résultats de la simulation avec le siège-auto optimisé étaient deux fois plus faibles que ceux du dispositif de retenue de référence.

Dans les chapitres précédents, nous avons vu que les dispositifs de retenue du marché étaient peu performants lors de choc latéraux réglementaires. Pour y remédier, nous avons mené une étude visant à dimensionner les matériaux d'absorption d'énergie « idéaux » à intégrer aux sièges-auto. Au cours de ce chapitre, nous avons finalement montré que nos travaux d'optimisation permettaient d'améliorer leur efficacité non seulement au regard des critères réglementaires (accélération de la tête et HPC associés aux mannequins Q0 et Q1), mais aussi vis-à-vis des critères biomécaniques (contraintes et déformations du cerveau du modèle hybride Q0-6WOC).

Conclusions et perspectives

Missionnée par l'ONU pour traiter l'ensemble des sujets relevant de la santé publique, l'Organisation Mondiale pour la Santé a notamment montré que les accidents de la circulation sont l'une des principales causes de mortalité dans le monde. Bien que les enfants ne soient pas les plus représentés, ces derniers sont considérés comme étant particulièrement vulnérables du fait de leur morphologie en pleine évolution. Ainsi, sur les dizaines de milliers d'accidents comptabilisés en France en 2014, ce ne sont pas moins de 44 décès et 1 503 blessés qui ont été recensés parmi les enfants de moins de 9 ans. S'inscrivant dans une démarche d'amélioration de la sécurité routière, cette thèse de doctorat a permis d'établir un pont entre un établissement de recherche académique (Université de Strasbourg) et un acteur industriel (Dorel). Alors que le premier est spécialisé dans le domaine de la biomécanique des chocs, le second développe des produits de puériculture. Bénéficiant des connaissances et compétences complémentaires de chacun, nous avons donc proposé une méthode d'évaluation des dispositifs de retenue pour enfants dans un environnement automobile.

Entrée en vigueur en juillet 2013, la réglementation 129 décrit l'ensemble des exigences auxquelles doit répondre la nouvelle génération de dispositifs de retenue pour enfants identifiée par l'appellation « i-Size ». S'appuyant notamment sur les conclusions des projets européens CHILD et CASPER, cette évolution réglementaire vise à améliorer la sécurité des plus jeunes en agissant sur trois leviers principaux : faciliter l'utilisation des sièges-auto, augmenter leur compatibilité avec les véhicules et améliorer la protection des enfants lors d'impacts latéraux. Venant s'ajouter aux essais de choc frontal et arrière déjà considérés par la réglementation précédente, ce dernier point consiste à reproduire l'intrusion de la portière du véhicule dans l'habitacle. Impactés à une vitesse de $25\ km/h$, les dispositifs de retenue sont déclarés conformes à cet essai dynamique si les trois critères suivants sont respectés :

- × la tête des mannequins n'entre pas en contact avec la portière,
- × l'accélération linéaire résultante de la tête sur 3 millisecondes est inférieure à $75\ g$ (mannequins Q0, Q1 et Q1.5) ou à $80\ g$ (mannequins Q3 et Q6),
- × le HPC_{15} calculé à partir de l'accélération linéaire résultante de la tête est inférieur à 600 (mannequins Q0, Q1 et Q1.5) ou à 800 (mannequins Q3 et Q6).

Par ailleurs, bien qu'ils ne soient pas encore intégrés à la réglementation, d'autres critères ont été proposés par le Groupe de Recherche en Sécurité Passive (GRSP) pour les essais de choc frontal et arrière. Egalement évalués avec les mannequins de la famille Q, ces critères sont basés sur les mesures de moment de flexion du cou, de déflection thoracique (sauf pour le Q0) et de pression abdominale (sauf pour le Q0 et le Q1).

Conscients de l'impact engendré par l'entrée en vigueur de la réglementation 129 et par la prise en compte des critères proposés par le GRSP sur les dispositifs de retenue nouvelle génération, nous avons, dans un premier temps, cherché à cibler les configurations d'homologation les plus critiques ; l'objectif final étant alors d'améliorer la situation en proposant une solution concrète optimisée vis-à-vis des critères réglementaires. En ce sens, nous avons mené une campagne d'évaluation en choc frontal, arrière et latéral de deux sièges-auto représentatifs du marché actuel (une coque dos-route et un siège-auto réversible).

Menés à une vitesse d'impact de $49 \pm 0{,}2\ km/h$, les essais de choc frontal ont consisté à évaluer la coque dos-route avec les mannequins Q0, Q1 et Q1.5 et le siège-auto réversible positionné face à la route avec les mannequins Q1.5 et Q3. A l'issue de cette campagne expérimentale, nous avons vu que tous les dispositifs de retenue étaient conformes, non seulement aux critères réglementaires, mais aussi à ceux proposés par le GRSP.

Applicables uniquement pour les dispositifs de retenue installés dos à la route, les essais de choc arrière réglementaire ont été menés avec les mannequins Q0, Q1 et Q1.5 installés dans la coque dos-route et avec le mannequin Q1.5 dans le siège-auto réversible. Bien que cette direction d'impact soit moins sévère que la précédente $\left(V_{impact} = 31 \pm 0{,}3\ km/h\right)$, nous avons vu que seules les configurations avec les mannequins Q1 et Q1.5 dans la coque dos-route ont présenté des résultats inférieurs aux seuils fixés par la réglementation 129 et par le GRSP.

La troisième campagne d'évaluation a permis d'évaluer la coque dos-route (mannequins Q0, Q1 et Q1.5) et le siège-auto réversible orienté face à la route (mannequins Q1.5 et Q3) en choc latéral $\left(V_{impact} = 24 \pm 0{,}3\ km/h\right)$. Nous avons alors montré que la coque dos à la route présentait des résultats non-conformes aux exigences réglementaires. La situation des mannequins Q0 et Q1 est d'ailleurs particulièrement préoccupante puisque l'accélération maximale de la tête est de l'ordre de $105\ g$ dans les deux cas alors que le seuil réglementaire est de $75\ g$.

Finalement, nous avons montré que la coque dos-route et le siège-auto réversible étaient parfaitement appropriés lors de chocs frontaux. Ces dispositifs de retenue sont en revanche moins efficaces pour les sollicitations arrières et latérales, en particulier pour les mannequins Q0 et Q1. Souhaitant remédier à cette problématique, nous avons donc développé une méthodologie d'optimisation des sièges-auto en choc latéral.

D'une manière générale, les mannequins impliqués dans une sollicitation latérale sont impactés simultanément au niveau de l'épaule, du bassin et de la tête. Un des moyens efficaces permettant d'optimiser leur retenue consiste à utiliser des matériaux d'absorption d'énergie spécifiques à chacune de ces zones de contact. En ce sens, nous avons mené deux études paramétriques visant à dimensionner les matériaux « idéaux » non seulement vis-à-vis des critères réglementaires relatifs aux mannequins Q0 et Q1, mais aussi au regard des critères biomécaniques associés au modèle hybride « mannequin-humain » Q0-6WOC.

Menée suivant une double approche expérimentale puis numérique, la première étude paramétrique a consisté à piloter l'effort de retenue des mannequins Q0 et Q1 au niveau de la tête, de l'épaule et du bassin, et ce, de manière indépendante pour chacun des segments corporels considérés. A l'issue des 250 simulations réalisées avec le mannequin Q0 et des 50 autres associées au Q1, nous avons ainsi constaté que les valeurs d'accélération de la tête et de HPC étaient principalement liées à la résistance des absorbeurs d'énergie de la tête et de l'épaule, en particulier pour le Q0. Aussi, pour minimiser les critères réglementaires, les efforts de retenue pour ces deux segments corporels doivent être respectivement de l'ordre de $155\ N$ et $600\ N$ pour le mannequin Q0 et de $700\ N$ et $1350\ N$ pour le Q1. De plus, nous avons montré que la meilleure configuration optimisée, à la fois pour le Q0 et pour le Q1, consistait à utiliser des matériaux présentant un plateau d'effort de $700\ N$ au niveau de la tête et de $600\ N$ à l'épaule.

Basée sur le même concept d'impacts localisés au niveau de la tête, de l'épaule et du bassin, la seconde étude paramétrique a été réalisée avec le modèle hybride « mannequin-humain » Q0-6WOC. Constitué du corps du mannequin Q0 et de l'ensemble tête-cou 6WOC représentatif d'un enfant de 6 semaines, ce MEF a ainsi permis de dimensionner les matériaux « idéaux » non plus vis-à-vis de critères réglementaires, mais au regard de critères biomécaniques. Bien que le risque d'apparition de lésions axonales diffuses (DAI) ne puisse pas encore être estimé pour le nouveau-né, nous avons supposé que, à l'image des modèles enfants 3YOC et 6YOC, ce type de lésions neurologiques était directement lié à la contrainte intracérébrale. Ainsi, sur l'ensemble des 30 simulations réalisées avec le modèle hybride, nous avons d'abord constaté que l'élément d'absorption d'énergie situé au niveau de la tête était le seul à avoir une influence significative sur les résultats obtenus. Ensuite, nous avons vu que la meilleure configuration consistait à retenir la tête et l'épaule respectivement avec un effort de l'ordre de $285\ N$ et $850\ N$.

A l'issue de ces deux études paramétriques nous avons par ailleurs montré que la contrainte de Von Mises mesurée dans le cerveau du modèle hybride Q0-6WOC était de $7{,}3\ kPa$ pour la configuration optimisée vis-à-vis de critères biomécaniques (modèle hybride « mannequin-humain »), alors qu'elle était de $14{,}7\ kPa$ pour la configuration optimisée vis-à-vis des critères réglementaires (mannequins Q0 et Q1).

En nous basant sur les résultats des études paramétriques précédentes, nous avons décidé d'adapter un dispositif de retenue existant afin de l'optimiser à la fois pour le mannequin Q0 et le Q1. En ce sens, des matériaux présentant un comportement dynamique analogue aux lois « idéales » ont été sélectionnés avant d'être intégrés aux parois latérales du dispositif de retenue de référence. Après avoir vérifié que le siège-auto optimisé était plus sécuritaire que le siège-auto de référence au regard des critères réglementaires (accélération de la tête des mannequins Q0 et Q1, HPC), ces deux dispositifs de retenue ont été évalués vis-à-vis des critères biomécaniques associés au modèle hybride Q0-6WOC.

Bien que la limite de tolérance ne soit pas encore identifiée pour le modèle hybride Q0-6WOC, nous avons précédemment supposé que le risque d'apparition de lésions neurologiques était corrélé avec des paramètres mécaniques mesurés dans le cerveau. Ainsi, pour chacune des simulations, nous avons analysé les valeurs de contraintes et de déformations intracérébrales du modèle hybride « mannequin-humain ». Deux conclusions ont alors pu être établies. D'abord, nous avons constaté que les champs de contraintes et de déformations du cerveau étaient systématiquement centrés sur la zone d'impact de la tête avec le siège-auto. Ensuite, nous avons vu que les critères biomécaniques étaient deux fois plus faibles pour le siège-auto optimisé comparés à ceux du dispositif de retenue de référence. A titre d'exemple, la valeur de la contrainte de Von Mises était de $5\ kPa$ pour le premier dispositif de retenue (siège optimisé) alors qu'elle était de l'ordre de $11\ kPa$ pour le second (siège de référence).

Les résultats obtenus au cours de cette étude nous ont ainsi permis de confirmer que les évolutions techniques apportées au siège-auto étaient particulièrement bénéfiques aussi bien vis-à-vis des critères réglementaires (mannequins Q0 et Q1), que vis-à-vis des critères biomécaniques (modèle hybride « mannequin-humain » Q0-6WOC).

Pour conclure sur l'ensemble des travaux présentés au cours de cette thèse de doctorat, nous avons d'abord montré que la situation des mannequins Q0 et Q1 impactés en choc latéral réglementaire était particulièrement critique. Face à ce constat, nous avons mis en place une méthodologie originale et mené une étude paramétrique visant à dimensionner les matériaux « idéaux » à intégrer aux sièges-auto pour chacune des zones d'impact de la tête, de l'épaule et du bassin. Ces recommandations ont ensuite été appliquées afin d'obtenir un dispositif de retenue optimisé, à la fois pour le mannequin Q0 et le Q1. Aussi, souhaitant évaluer ce siège-auto optimisé vis-à-vis de critères biomécaniques associés au modèle hybride Q0-6WOC, un modèle par Eléments Finis dudit siège-auto a d'abord été développé puis validé sous Radioss®. Finalement, nous avons montré que ces évolutions techniques ont permis de diviser par deux les niveaux des critères biomécaniques lors de chocs latéraux réglementaires.

Par ailleurs, bien qu'ils nous aient permis de développer un dispositif de retenue optimisé pour les mannequins Q0 et Q1 lors de chocs latéraux réglementaires, les travaux rapportés dans cette thèse ouvrent la porte à de futurs développements suivant trois grands axes.

D'abord, notre méthodologie d'optimisation pourrait s'appliquer à des chocs latéraux plus représentatifs des conditions accidentologiques que celles décrites dans la réglementation 129. En effet, nous avons vu au cours de notre revue bibliographique que les impacts ne sont généralement pas purement orthogonaux, mais orientés suivant un angle compris entre 60° et 90°. Il serait, par conséquent**,** intéressant de poursuivre notre démarche en considérant un décalage angulaire, ce qui génèrerait par ailleurs un effet de cisaillement à l'intérieur des matériaux, aspect encore mal validé dans les modèles actuels.

Ensuite, nous pourrions étendre le champ d'investigation des études paramétriques en augmentant le nombre de ressorts-colonnes impactant chacun des segments corporels. Ces travaux nous permettraient par exemple d'envisager des matériaux d'absorption d'énergie d'épaisseur variable (effet de formes), ou dont la rigidité est évolutive le long des parois latérales. Dans les deux cas, ces solutions techniques pourraient avoir une influence directe sur la cinématique globale des mannequins et sur les critères de blessure associés.

Enfin, nos travaux ont pointé du doigt la nécessité d'approfondir les recherches afin de d'obtenir des limites de tolérances associées aux lésions cérébrales chez l'enfant. Pour cela, il est primordial de collecter puis reconstruire de nouveaux cas d'accidents domestiques et de la circulation avec les modèles tête-cou du nouveau-né (6WOC), des bébés (6MOC) et des jeunes enfants (1YOC). D'autres reconstructions d'accidents devraient également être réalisées avec les modèles 3YOC et 6WOC afin de consolider les limites de tolérance existantes. Ces critères biomécaniques pourraient par ailleurs être considérés par les constructeurs de siège-auto dans le but de prévenir des solutions techniques qui ne seraient efficaces que pour les mannequins.

Références bibliographiques

Chapitre 1 : Synthèse bibliographique

[1] *Organisation Mondiale de la Santé. (2013).Global status report on road safety 2013: supporting a decade of action. http://www.who.int/violence_injury_prevention/road_safety_status/2013/en/*

[2] *Organisation Mondiale de la Santé. (2004).Rapport mondial sur la prévention des traumatismes dus aux accidents de la circulation. www.who.int/violence_injury_prevention/publications/road_traffic/world_report/en/*

[3] *National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA). (2013). Traffic Safety Facts 2013: a compilation of motor vehicle crash data from the fatality analysis reporting system and the general estimates system.*

[4] *European Commission. (2010). Mobility and transport: Road Safety. From http://ec.europa.eu/transport/road_safety/specialist/statistics/index_en.htm*

[5] *Observatoire National Interministériel de Sécurité Routière (ONISR). (2015). La sécurité routière en France, bilan de l'année 2013. (www.securiteroutiere.gouv.fr)*

[6] *Observatoire National Interministériel de Sécurité Routière (ONISR). (2016). La sécurité routière en France, bilan de l'année 2014. (www.securiteroutiere.gouv.fr)*

[7] *Organisation Mondiale de la Santé. (2008). Rapport mondial de la prévention des traumatismes chez l'enfant. From www.who.int/violence_injury_prevention/child/injury/world_report/fr/index.html*

[8] *Weber, S., Johannsen, H., Schindler, V., & Schnottale, B. (2007). Protection For The Smallest Occupant–Status Quo And Potentials Concerning The Development Of Child Restraint Systems. In The 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles Conference. France: Lyon.*

[9] *Huelke, D. F., Mackay, G. M., Morris, A., & Bradford, M. (1992). Car crashes and non-head impact cervical spine injuries in infants and children (No. 920562). SAE Technical Paper.*

[10] *Langwieder, K., Hell, W., Lowne, R., & Huijskens, C. G. (1996). Side impact to children in cars. Experience from international accident analysis and safety tests. In Proceedings: International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (Vol. 1996, pp. 1046-1061). National Highway Traffic Safety Administration.*

[11] *Scullion, P., Nix, L., Morgan, R. M., Nagabhushana, V., Digges, K. H., Kan, C. D., & Lamb, T. M. (2009). Injury mechanism of the head and face of children in side impacts (No. 2009-01-1434). SAE Technical Paper.*

[12] *European Enhanced Vehicle-Safety Committee (EEVC), Working Group 18. (2006, February). Report: child safety.*

[13] *Desapriya, E., Samayawardhena, L., Somasiri, A., & Pike, I. (2011). Child Occupants and Side-Impact Crashes: Commentary. Journal of Emergency Nursing, 37(4), 391-393.*

[14]Arbogast, K. B., Moll, E. K., Morris, S. D., Anderko, R. L., Durbin, D. R., & Winston, F. K. (2001). Factors influencing pediatric injury in side impact collisions. Journal of Trauma and Acute Care Surgery, 51(3), 469-477.

[15]Partners for Child Passenger Safety (2008). Fact and Trend Report 2008, Children's Hospital of Philadelphia.

[16]Orzechowski, K. M., Edgerton, E. A., Bulas, D. I., McLaughlin, P. M., & Eichelberger, M. R. (2003). Patterns of injury to restrained children in side impact motor vehicle crashes: the side impact syndrome. Journal of Trauma and Acute Care Surgery, 54(6), 1094-1101.

[17]Braver, E. R., & Kyrychenko, S. Y. (2004). Efficacy of side air bags in reducing driver deaths in driver-side collisions. American Journal of Epidemiology, 159(6), 556-564.

[18]Arbogast, K. B., Nishisaki, A., Balasubramanian, S., Nysaether, J., Niles, D., Sutton, R. M., ... & Nadkarni, V. M. (2009). Expert clinical assessment of thorax stiffness of infants and children during chest compressions. Resuscitation, 80(10), 1187-1191.

[19]Arbogast, K. B., Locey, C. M., Zonfrillo, M. R., & Maltese, M. R. (2009, October). Child Restraint Systems in Side Impact Crashes: Injury Patterns and Causation. In CIREN Public Meeting, Baltimore, MD.

[20]MCCRAY, L., SCARBORO, M., & BREWER, J. (2007). Injury to children one to three years old in side impact crashes [C/CD]. In Proceedings of the 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles Conference (ESV), Lyon.

[21]Perry, J. (1994). Interior Deformation Classification. San Diego, CA: Dynamic Science Incorporated.

[22]Andersson, M., Arbogast, K. B., Pipkorn, B., & Lövsund, P. (2011). Characteristics of crashes involving injured children in side impacts. International Journal of Crashworthiness, 16(4), 365-373.

[23]Howard, A., Rothman, L., McKeag, A. M., Pazmino-Canizares, J., Monk, B., Comeau, J. L., ... & German, A. (2004). Children in side-impact motor vehicle crashes: seating positions and injury mechanisms. Journal of Trauma and Acute Care Surgery, 56(6), 1276-1285.

[24]Lennon, A., Siskind, V., & Haworth, N. (2008). Rear seat safer: seating position, restraint use and injuries in children in traffic crashes in Victoria, Australia. Accident Analysis & Prevention, 40(2), 829-834.

[25]Braver, E. R., Whitfield, R., & Ferguson, S. A. (1998). Seating positions and children's risk of dying in motor vehicle crashes. Injury Prevention, 4(3), 181-187.

[26]Glass, R. J., Segui-Gomez, M., & Graham, J. D. (2000). Child passenger safety: decisions about seating location, airbag exposure, and restraint use. Risk Analysis, 20(4), 521-528.

[27]Wittenberg, E., Nelson, T. F., & Graham, J. D. (1999). The effect of passenger airbags on child seating behavior in motor vehicles. Pediatrics, 104(6), 1247-1250.

[28]Kleinberger, M., Yoganandan, N., & Kumaresan, S. (1998). Biomechanical considerations for child occupant protection. In Annual Proceedings/Association for the Advancement of Automotive Medicine (Vol. 42, p. 115). Association for the Advancement of Automotive Medicine.

[29]Decina, L. E., & Lococo, K. H. (2005). Child restraint system use and misuse in six states. Accident Analysis & Prevention, 37(3), 583-590.

[30]Kapoor, T., Altenhof, W., Snowdon, A., Howard, A., Rasico, J., Zhu, F., & Baggio, D. (2011). A numerical investigation into the effect of CRS misuse on the injury potential of children in frontal and side impact crashes. Accident Analysis & Prevention, 43(4), 1438-1450.

[31]Vesentini, L., & Willems, B. (2007). Premature graduation of children in child restraint systems: an observational study. Accident Analysis & Prevention, 39(5), 867-872.

[32]Lesire, P., Grant, R., & Hummel, T. (2001). The CREST project accident data base.

[33]Lesire, P., Herve, V., & Kirk, A. (2006). Analysis of CREST and CHILD accident data related to side impacts.

[34]Kapandji, I. (2002). Physiologie articulaire. Schémas commentés de mécanique humaine, Fascicule III, tronc et rachis; cinquième tirage; Maloine S.A. éditeur; Paris.

[35]Lesire, P., Cassan, F., Yang, J., Huang, S., Willinger, R., Meyer, F., Beillas, P., Rodarius C., Johannsen, H., Eisench, A. (2009). CASPER Project, D2.1.1 – Report on relevant children injury in road accidents and specification of children models, from http://casper-project.eu/wp-content/uploads/2014/08/CASPER_-DEL_D2.1.1_v2_20100330-final.pdf

[36]Chiron, M., Guillemot, H., Niaye, A., Thélot, B. (2003). Description et gravité des lésions traumatiques selon les classifications AIS 1998 et IIS 1994.

[37]Baker, S. P., o'Neill, B., Haddon Jr, W., & Long, W. B. (1974). The injury severity score: a method for describing patients with multiple injuries and evaluating emergency care. Journal of Trauma and Acute Care Surgery, 14(3), 187-196.

[38]Deck, C., & Willinger, R. (2008). Improved head injury criteria based on head FE model. International Journal of Crashworthiness, 13(6), 667-678.

[39]Lissner, H. R., Lebow, M., & Evans, F. G. (1960). Experimental studies on the relation between acceleration and intracranial pressure changes in man. Surgery, gynecology & obstetrics, 111, 329-338.

[40]Gurdjian, E. S., & Webster, J. E. (1958). Head injuries; mechanisms, diagnosis and management. Little, Brown.

[41]Gurdjian, E. S., Lissner, H. R., Evans, F. G., Patrick, L. M., & Hardy, W. G. (1961). Intracranial pressure and acceleration accompanying head impacts in human cadavers. Surgery, gynecology & obstetrics, 113, 185.

[42]Patrick, L. M., Lissner, H. R., & Gurdjian, E. S. (1963). Survival by design: Head protection. In Proceedings: American Association for Automotive Medicine Annual Conference (Vol. 7, pp. 483-499). Association for the Advancement of Automotive Medicine.

[43]Gadd, C. W. (1966). Use of a weighted-impulse criterion for estimating injury hazard (No. 660793). SAE Technical Paper.

[44]Newman, J. (1986, September). A generalized acceleration model for brain injury threshold (GAMBIT). In Proc. IRCOBI Conf (pp. 121-131).

[45]Chamouard, F., Tarriere, C., Got, C., Guillon, F., Patel, A., & Hureau, J. (1986). Relationship between some biomechanical and dimensional characteristics of the skull and the risk of cerebral injuries. American Association for Automotive Medicine quarterly jurnal, 8(4), 11-23.

[46]Kessler, J. (1987, May). Development of countermeasures to reduce pedestrian head injury. In Experimental Safety Vehicles Conference (pp. 784-796).

[47]Newman, J., Beusenberg, M., Fournier, E., Shewchenko, N., Withnall, C., King, A., Yang, K., Zhang, L., McElhaney, J., Thibault, L., McGinnis, G. (1999). A new biomechanical assessment of mild traumatic brain injury. Part I: Methodology. In proceedings of the IRCOBI Conference, September 23-24, 1999, Sitges, Spain.

[48]Newman, J. A., Shewchenko, N., & Welbourne, E. (2000). A proposed new biomechanical head injury assessment function-the maximum power index. Stapp car crash journal, 44, 215-247.

[49]Prasad, P., & Daniel, R. P. (1984). A biomechanical analysis of head, neck, and torso injuries to child surrogates due to sudden torso acceleration (No. 841656). SAE Technical Paper.

[50]Klinich, K. D., Saul, R. A., Auguste, G., Backaitis, S., & Kleinberger, M. (1996). Techniques for developing child dummy protection reference values.

[51]Svensson, M. Y., Aldman, B., Hansson, H. A., Lövsund, P., Seeman, T., Suneson, A., & Örtengren, T. (1993). Pressure effects in the spinal canal during whiplash extension motion-a possible cause of injury to the cervical spinal ganglia. In Proceedings of the IRCOBI Conference, Eindhoven, Netherlands (pp. 189-200).

[52]Boström, O., Svensson, M. Y., Aldman, B., Hansson, H. A., Håland, Y., Lövsund, P., ... & Örtengren, T. (1996). A new neck injury criterion candidate-based on injury findings in the cervical spinal ganglia after experimental neck extension trauma. In Proceedings of the IRCOBI Conference, September 11-13, Dublin, Ireland (pp. 123-136).

[53]Schmitt, K. U., Muser, M. H., & Niederer, P. (2001, June). A new neck injury criterion candidate for rear-end collisions taking into account shear forces and bending moments. In Proceeding of the 17th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles.

[54]Heitplatz, F., Sferco, R., Fay, P., Reim, J., Kim, A., & Prasad, P. (2003, May). An evaluation of existing and proposed injury criteria with various dummies to determine their ability to predict the levels of soft tissue neck injury seen in real world accidents. In Proceeding of the 18th ESV Conference.

[55]National Research Council (US). Committee on Trauma Research, Committee on Trauma Research (US), & Institute of Medicine (US). (1985). Injury in America: a continuing public health problem. Natl Academy Pr.

[56]Kuppa, S. M., & Eppinger, R. H. (1998). Development of an improved thoracic injury criterion (No. 983153). SAE Technical Paper.

[57]Viano, D. C., & Lau, I. V. (1985). Thoracic impact: a viscous tolerance criterion (No. 856025). SAE Technical Paper.

[58]Lau, I. V., & Viano, D. C. (1986). The viscous criterion-bases and applications of an injury severity index for soft tissues (No. 861882). SAE Technical Paper.

[59]Eppinger, R. H., Marcus, J. H., & Morgan, R. M. (1984). Development of dummy and injury index for NHTSA's thoracic side impact protection research program (No. 840885). SAE Technical Paper.

[60]Morgan, R. M., Marcus, J. H., & Eppinger, R. H. (1986). Side impact-the biofidelity of NHTSA's proposed ATD and efficacy of TTI (No. 861877). SAE Technical Paper.

[61]WILLIAMS, R. D., & SARGENT, P. T. (1963). The mechanism of intestinal injury in trauma. Journal of Trauma and Acute Care Surgery, 3(3), 288-294.

[62]Stalnaker, R. L., Roberts, V. L., & Mcelhaney, J. H. (1973). Side impact tolerance to blunt trauma (No. 730979). SAE Technical Paper.

[63]MILLER, M. A. (1989). The biomechanical response of the lower abdomen to belt restraint loading. Journal of Trauma and Acute Care Surgery, 29(11), 1571-1584.

[64]Penberthy, G. C. (1952). Acute abdominal injuries. Surgery, gynecology & obstetrics, 94(5), 626.

[65]Lau, V. K., & Viano, D. C. (1981). Influence of impact velocity on the severity of nonpenetrating hepatic injury. Journal of Trauma and Acute Care Surgery, 21(2), 115-123.

[66]Stalnaker, R. L., & Ulman, M. S. (1985). Abdominal trauma-review, response, and criteria (No. 851720). SAE Technical Paper.

[67]Viano, D. C., Lau, I. V., Asbury, C., King, A. I., & Begeman, P. (1989). Biomechanics of the human chest, abdomen, and pelvis in lateral impact. Accident Analysis & Prevention, 21(6), 553-574.

[68]TROLLOPE, M. L., STALNAKER, R. L., McELHANEY, J. H., & FREY, C. F. (1973). The mechanism of injury in blunt abdominal trauma. Journal of Trauma and Acute Care Surgery, 13(11), 962-970.

[69]Leung, Y. C., Tarrière, C., Lestrelin, D., Got, C., Guillon, F., Patel, A., & Hureau, J. (1982). Submarining Injuries of 3 Pt. Belted Occupants in Frontal Collisions–Description, Mechanisms and Protection (No. 821158). SAE Technical Paper.

[70]Johannsen, H., & Schindler, V. (2007). Development and assessment of a surface force abdominal sensor. In 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Lyon, France (No. 07-0365).

[71]Johannsen, H., Alonzo, F., Goubel, C., & Schindler, V. (2005). Abdominal injuries, injury criteria, injury severity levels and abdominal sensors for child dummies of the Q family. In

Proceedings of the International Research Council on the Biomechanics of Injury conference (Vol. 33, pp. 12p-12p). International Research Council on Biomechanics of Injury.

[72]Johannsen, H., Alonzo, F., & Schindler, V. (2007). Abdominal sensors for child dummies of the Q family, injury criteria and injury risk curves. In Proceedings of the International Research Council on the Biomechanics of Injury conference (Vol. 35). International Research Council on Biomechanics of Injury.

[73]Beillas, P., Alonzo, F., Chevalier, M. C., Johannsen, H., Renaudin, F., & Lesire, P. (2012, July). Abdominal Pressure Twin Sensors for the Q dummies: from Q3 to Q10. In Proceedings Icrash Conference, Milan, Italy.

[74]Lesire, P., Johannsen, H., Willinger, R., & Longton, A. (2012). CASPER–improvement of child safety in cars. Procedia-Social and Behavioral Sciences, 48, 2654-2663.

[75]Deck, C., Rodarius, C., Meijer, R. (2011). CASPER Project, D2.3.1 – Report on 6W child models.

[76]Meyer, F., Deck, C., Rodarius, C., Meijer, R., Yang, J. (2011). CASPER Project, D2.3.2 – Report on 1Y and 6M child models.

[77]Meyer, F., Deck, C., Eisenach, A., Yang, J. (2011). CASPER Project, D2.3.3 – Report on 3YOC child models.

[78]Meyer, F., Deck, C., Beillas, P., Bourdin, X., Behr, M., Llari, M. (2011). CASPER Project, D2.3.4 – Report on 6YOC child models.

[79]Meyer, F., Deck, C., Beillas, P., Chevalier, M.C., Behr, M., Yang, J., Huijskens, C. (2011). CASPER Project, D2.4.5 – Report on road accidents and domestic accident simulation methodology.

[80]Meyer, F., Deck, C., Beillas, P., Behr, M., Eisenach, A., Yang, J. (2012). CASPER Project, D2.5 – Report on child numerical and experimental injury criteria.

[81]Bourdet, N., Fischer, R., Meyer, F., & Willinger, R. (2005). Biofidelity of Dummy and FEM Necks in the Frequency Domain. In IUTAM Symposium on Impact Biomechanics: From Fundamental Insights to Applications (pp. 131-138). Springer Netherlands.

[82]Lobdell, T. E., Kroell, C. K., Schneider, D. C., Hering, W. E., & Nahum, A. M. (1973). Impact response of the human thorax. In Human Impact Response (pp. 201-245). Springer US.

[83]Melvin, J. W. (1995). Injury assessment reference values for the CRABI 6-month infant dummy in a rear-facing infant restraint with airbag deployment (No. 950872). SAE Technical Paper.

[84]Palisson, A., Cassan, F., Troiseille, X., Lesire, P., & Alonzo, F. (2007). Estimating Q3 dummy injury criteria for frontal impacts using the CHILD project results and scaling reference values. In Proceedings of the International Research Council on the Biomechanics of Injury conference (Vol. 35). International Research Council on Biomechanics of Injury.

[85]Prasad, P., & Mertz, H. J. (1985). The position of the United States delegation to the ISO Working Group 6 on the use of HIC in the automotive environment (No. 851246). SAE Technical Paper.

[86]Mertz, H. J., Prasad, P., & Nusholtz, G. (1996). Head injury risk assessment for forehead impacts (No. 960099). SAE Technical Paper.

[87]Mertz, H. J., Irwin, A. L., & Prasad, P. (2003, October). Biomechanical and scaling bases for frontal and side impact injury assessment reference values. In SAE CONFERENCE PROCEEDINGS P (pp. 155-188). SAE; 1999.

[88]Weber, W. (1983). [Experimental studies of skull fractures in infants]. Zeitschrift fur Rechtsmedizin. Journal of legal medicine, 92(2), 87-94.

[89]Weber, W. (1984). [Biomechanical fragility of the infant skull]. Zeitschrift fur Rechtsmedizin. Journal of legal medicine, 94(2), 93-101.

[90]Van Ee, C., Moroski-Browne, B., Raymond, D., Thibault, K., Hardy, W., & Plunkett, J. (2009, January). Evaluation and refinement of the CRABI-6 anthropomorphic test device injury criteria for skull fracture. In Proceedings of the ASME 2009 International Mechanical Engineering Congress & Exposition, in Review.

[91]Mertz, H. J., Driscoll, G. D., & Lenox, J. B. (1982). Responses of animals exposed to deployment of various passenger inflatable restraint system concepts for a variety of collision severities and animal positions. Ninth Experimental Safety Vehicle Conference, pp. 352-368. Kyoto, Japan, 1982. (also published as SAE Tech Pap 826047 PT-31, 1987).

[92]Ommaya, A. K., Hirsch, A. E., Yarnell, P., & Harris, E. H. (1967). Scaling of experimental data on cerebral concussion in sub-human primates to concussion threshold for man. DAVID W TAYLOR NAVAL SHIP RESEARCH AND DEVELOPMENT CENTER BETHESDA MD STRUCTURES DEPT.

[93]Ommaya, A. K., & Hirsch, A. E. (1971). Tolerances for cerebral concussion from head impact and whiplash in primates. Journal of biomechanics, 4(1), 13-21.

[94]Ommaya, A. K. (1985). Biomechanics of head injury: experimental aspects. The biomechanics of trauma, 13, 245-269.

[95]Margulies, S. S., & Thibault, L. E. (1992). A proposed tolerance criterion for diffuse axonal injury in man. Journal of biomechanics, 25(8), 917-923.

[96]Johannsen, H., Trosseille, X., Lesire, P., & Beillas, P. (2012). Estimating Q-Dummy injury criteria using the CASPER project results and scaling adult reference values. In Proceedings of IRCOBI Conference, Dublin, Ireland.

[97]Petitjean, A., & Trosseille, X. (2011). Statistical simulations to evaluate the methods of the construction of injury risk curves (No. 2011-22-0015). SAE Technical Paper.

[98]Meyer, F., Deck, C., Willinger, R., & Meyer, P. (2014). Development of a 3-year-old child head–neck finite element model and derivation of novel head injury criterion. International Journal of Crashworthiness, 19(3), 233-243.

[99]Duncan, J. M. (1874). Laboratory note: on the tensile strength of the fresh adult foetus. British medical journal, 2(729), 763.

[100] Mertz, H. J. (1984). Injury assessment values used to evaluate Hybrid III response measurements. NHTSA docket, 74, 14.

[101] Prasad, P., & Daniel, R. P. (1984). A biomechanical analysis of head, neck, and torso injuries to child surrogates due to sudden torso acceleration (No. 841656). SAE Technical Paper.

[102] Mertz, H. J., & Prasad, P. (2000). Improved neck injury risk curves for tension and extension moment measurements of crash dummies. Stapp car crash journal, 44, 59-75.

[103] Stapp, J. P. (1970). Voluntary human tolerance levels. Impact Injury and Crash Protection, 308-349.

[104] Mertz, H. J., & Gadd, C. W. (1971). Thoracic tolerance to whole-body deceleration (No. 710852). SAE Technical Paper.

[105] Melvin, J. W., Baron, K. J., Little, W. C., Gideon, T. W., & Pierce, J. (1998). Biomechanical analysis of Indy race car crashes (No. 983161). SAE Technical Paper.

[106] Kent, R. W., Crandall, J. R., Bolton, J., Prasad, P., Nusholtz, G., & Mertz, H. (2001). The influence of superficial soft tissues and restraint condition on thoracic skeletal injury prediction. Stapp car crash journal, 45, 183-204.

[107] Mertz, H. J., Horsch, J. D., Horn, G., & Lowne, R. W. (1991). Hybrid III sternal deflection associated with thoracic injury severities of occupants restrained with force-limiting shoulder belts (No. 910812). SAE Technical Paper.

[108] Mertz, H. J., Prasad, P., & Irwin, A. L. (1997). Injury risk curves for children and adults in frontal and rear collisions (No. 973318). SAE Technical Paper.

[109] Visvikis C., Pitcher M., Carroll J., Cuerden R., Barrow A. (2014). New UN regulation on child restraint systems – assessment of amendments to the new regulation, front and side impact procedures and Q-Series dummy family injury criteria.

[110] Kroell, C. K., Schneider, D. C., & Nahum, A. M. (1974). Impact tolerance and response of the human thorax II (No. 741187). SAE Technical Paper.

[111] Ziegler, D. W., & Agarwal, N. N. (1994). The morbidity and mortality of rib fractures. Journal of Trauma and Acute Care Surgery, 37(6), 975-979.

[112] Holcomb, J. B., McMullin, N. R., Kozar, R. A., Lygas, M. H., & Moore, F. A. (2003). Morbidity from rib fractures increases after age 45. Journal of the American College of Surgeons, 196(4), 549-555.

[113] Arbogast, K. B., Locey, C. M., & Zonfrillo, M. R. (2012, October). Differences in thoracic injury causation patterns between seat belt restrained children and adults. In Annals of Advances in Automotive Medicine/Annual Scientific Conference (Vol. 56, p. 213). Association for the Advancement of Automotive Medicine.

[114] Kent, R., Lessley, D., & Sherwood, C. (2004). Thoracic response to dynamic, non-impact loading from a hub, distributed belt, diagonal belt, and double diagonal belts. Stapp car crash journal, 48, 495.

[115] Horsch, J. D., & Schneider, D. (1988). Biofidelity of the hybrid III thorax in high-velocity frontal impact (No. 880718). SAE Technical Paper.

[116] Rouhana, S. W., Elhagediab, A. M., Walbridge, A., Hardy, W. N., & Schneider, L. W. (2001). Development of a Reusable, Rate-Sensitive Abdomen for the Hybrid III Family of Dummies. Stapp car crash journal, 45, 33-60.

[117] Hagedorn, A., Stammen, J. (2015). Comparative evaluation of 6-year-old Hybrid III and DAPRR prototype ATD abdomen/pelvis components. (Report No. DOT HS 812 088). Washington, DC: National Highway Traffic Safety Administration.

[118] United Nations Economic Commission for Europe (UNECE). (2007, May 8th). ECE-Regulation 94: Uniform provisions concerning the approval of vehicles with regard to the protection of the occupants in the event of frontal collision.

[119] European Enhanced Vehicle-safety Committee (EEVC), Working Group 12 and 18. (2008, April). Q-dummies Report. Advanced Child Dummies and Injury Criteria for Frontal Impact.

[120] Lesire, P., Krishnakumar, R., Chevalier, M. C., Johannsen, H., Müller, G., Longton, A., & Kirk, A. (2013). SAFETY BENEFITS OF THE NEW ECE REGULATION FOR THE HOMOLOGATION OF CRS-AN ESTIMATION BY THE EC CASPER PROJECT CONSORTIUM. In Proceedings of 23rd ESV Conference.

[121] United Nations Economic Commission for Europe (UNECE). (1998, June 5th). ECE-Regulation 44: Uniform provisions concerning the approval of restraining devices for child occupants of power-driven vehicles ('Child Restraint System').

[122] United Nations Economic Commission for Europe (UNECE). (2013, August 7th). ECE-Regulation 129: Uniform provisions concerning the approval of enhanced Child Restraint Systems used on board of motor vehicles (ECRS).

[123] de Jager, K., van Ratingen, M., Lesire, P., Guillemot, H., Pastor, C., Schnottale, B., ... & Lepretre, J. P. (2005, June). Assessing new child dummies and criteria for child occupant protection in frontal impact. In 19th ESV conference. TNO–LAB–BASt–IDIADA–UTAC.

[124] van Ratingen, M. R., Twisk, D., Schrooten, M., Beusenberg, M. C., Barnes, A., & Platten, G. (1997). Biomechanically based design and performance targets for a 3-year old child crash dummy for frontal and side impact (No. 973316). SAE Technical Paper.

[125] Twisk, D., & Beusenberg, M. (1993). Anthropometric of Children for Dummy Design. In ECOSA Product Safety Conference. Amsterdam.

[126] European Enhanced Vehicle-safety Committee (EEVC), Working Group 12. (2015, January). Q10 dummy Report. Advanced Child Dummies and Injury Criteria for Frontal Impact.

[127] Carroll, J., Seidl, M., Waagmeester, K., Lemmen, P., Burleigh, M., Koschdon, K., ... & Visvikis, C. (2014). Side Impact Shoulder for the Q10 Dummy–Design and Evaluation. In IRCOBI Conference Proceedings.

[128] Johannsen, H., Barley, G., Carine, S., Claeson, P., Lundell, B., Nojiri, K., ... & Siewertsen, A. (2007). Review of the development of the ISO side impact test procedure for child restraint systems. In Proceedings of 20th ESV Conference, Paper (No. 07-0241).

[129] Nett, R. (2003). Testverfahren zur Bewertung und Verbesserung von Kinderschutzsystemen beim Pkw-Seitenaufprall. Wirtschaftsverl. NW, Verlag für Neue Wiss..

[130] Johannsen, H., Huijskens, C., Schnottale, B., & Schindler, V. (2005). Side impact test procedure for child restraint systems. Review of existing methods and proposals for continuation. In Proceedings of the International Research Council on the Biomechanics of Injury conference (Vol. 33, pp. 4p-4p). International Research Council on Biomechanics of Injury.

[131] Ellway, J. D. (2005). The development of an advanced European mobile deformable barrier face (AE-MDB). 19th ESV, Paper, (05-0239).

[132] Gauss, C., & Klanner, W. (2002). Das Kindersitz-Testverfahren der europäischen Automobilclubs im Vergleich zur Euro NCAP Bewertung. Innovative Kinderschutzsysteme im Pkw, Cologne.

[133] Johannsen, H., Bendjellal, F., Renaudin, F., & Claeson, P. (2011). UPDATE ON LATERAL IMPACT TEST PROCEDURE FOR CHILD RESTRAINT SYSTEMS ". 22nd ESV, Paper, (11-0291).

[134] Visvikis, C. (2006, May 30-31st). EC CHILD Project dissemination workshop. WP3 – Proposed front impact test pulse.

[135] Working Party on Passive Safety (GRSP). (2015, May). Proposal for the 01 series of amendments to Regulation No. 129 (Consolidated version).

[136] Visvikis, C., Pitcher, M., Carroll, J., Cuerden, R., Barrow, A. (2014). New UN regulation on child restraint systems - assessment of amendments to the new regulation, front and side impact procedures and Q-Series dummy family injury criteria.

Chapitre 2 : Evaluation des dispositifs de retenue pour enfants et expression du besoin

[137] Humanetics Innovative Solutions. (2011). Q0 user manual.

[138] Humanetics Innovative Solutions. (2011). Q1 (Advanced 1 year old child) user manual.

[139] Humanetics Innovative Solutions. (2009). Q1.5 (Advanced 1.5 year old child) user manual.

[140] Humanetics Innovative Solutions. (2010). Q3 (Advanced 3 year old child) user manual.

[141] Que choisir (2015). Comparatif sièges-auto (testés avant 2015). http://test-comparatif.quechoisir.org/siege-auto-avant-2015-1326/?vers=c

[142] TCS. (2015). Tests de sièges d'enfants jusqu'à ce jour. https://www.tcs.ch/fr/tests-conseils/sieges-enfants/tests-de-sieges-enfants/sieges-enfants-testes-a-ce-jour.php

[143] ADAC. (2015). ADAC kindersitztest 2015 https://www.adac.de/infotestrat/tests/kindersicherung/kindersitz-test/default.aspx?ComponentId=29903&SourcePageId=31900

Chapitre 3 : Méthodologie d'optimisation des dispositifs de retenue

[144] Kallieris, D., Mattern, R., Schmidt, G., & Eppinger, R. H. (1981). Quantification of side impact responses and injuries. In Proceedings: Stapp Car Crash Conference (Vol. 25, pp. 329-366). Society of Automotive Engineers SAE.

[145] Cavanaugh, J. M., Walilko, T. J., Malhotra, A., Zhu, Y., & King, A. I. (1990). Biomechanical response and injury tolerance of the thorax in twelve sled side impacts (No. 902307). SAE Technical Paper.

[146] Yoganandan, N., & Pintar, F. A. (2005). Responses of side impact dummies in sled tests. Accident Analysis & Prevention, 37(3), 495-503.

[147] Miller, C. S., & Rupp, J. D. (2011). PMHS impact response in low and high-speed nearside impacts.

[148] Carroll, J., Seidl, M., Waagmeester, K., Lemmen, P., Burleigh, M., Koschdon, K., ... & Visvikis, C. (2014). Side Impact Shoulder for the Q10 Dummy–Design and Evaluation. In IRCOBI Conference Proceedings.

[149] Bendjellal, F., Feist, F., Sinz, W., Frank, R. (2011). CRS development and simulation techniques: experience in utilizing stiftung warentest side impact environment. 9th International conference on protection of children in cars.

[150] Gibson, L. J. (2005). Biomechanics of cellular solids. Journal of biomechanics, 38(3), 377-399.

[151] Baumeister, J., Banhart, J., & Weber, M. (1997). Aluminium foams for transport industry. Materials & design, 18(4), 217-220.

[152] Lu, G., & Yu, T. X. (2003). Energy absorption of structures and materials. Elsevier.

[153] De Sousa, R. A., Gonçalves, D., Coelho, R., & Teixeira-Dias, F. (2011). Assessing the effectiveness of a natural cellular material used as safety padding material in motorcycle helmets. Simulation, 0037549711414735.

[154] Benoît Laine (ULB), 2005. Analyse de la variance avec Excel. http://homepages.ulb.ac.be/~mvlokere/trav-excel.pdf

[155] Prange, M. T., Luck, J. F., Dibb, A., & Van Ee, C. A. (2004). Mechanical properties and anthropometry of the human infant head. Stapp car crash journal, 48, 279.

Chapitre 4 : Application à un modèle de dispositif de retenue

[156] Courant, R., Friedrichs, K., & Lewy, H. (1928). Über die partiellen Differenzengleichungen der mathematischen Physik. Mathematische Annalen, 100(1), 32-74.

Bérenger LE TELLIER

Méthode d'évaluation des systèmes de retenue des enfants dans un environnement automobile

Résumé

Suite à l'évolution de la réglementation relative aux dispositifs de retenue pour enfants en juillet 2013, une campagne d'évaluation expérimentale a permis de constater que la situation des plus jeunes impliqués dans un choc latéral était particulièrement critique. Pour y remédier, une méthodologie originale a été développée dans le but de dimensionner les matériaux d'absorption d'énergie « idéaux » à intégrer aux sièges-auto au niveau des zones d'impact de la tête, de l'épaule et du bassin. Une étude paramétrique basée sur ce concept a alors consisté à piloter la retenue de ces trois segments corporels dans le but de minimiser, soit les critères réglementaires (mannequins Q0 et Q1), soit les critères biomécaniques (modèle hybride Q0-6WOC). Les recommandations issues de cette étude ont ensuite été appliquées à un dispositif de retenue existant afin de l'optimiser en choc latéral. Après avoir vérifié que les valeurs d'accélération linéaire résultante de la tête et de étaient bien inférieures aux seuils imposés par la réglementation, un modèle par Eléments Finis (EF) du siège-auto optimisé a été développé puis validé en situation dynamique. Finalement, après couplage de ce modèle EF du dispositif de retenue optimisé avec le modèle hybride Q0-6WOC, il a été montré que les résultats de simulation numérique en choc latéral étaient deux fois plus faibles que ceux obtenus avec le dispositif de retenue de référence.

Sièges-auto – méthodologie – sécurité – crash test – simulation numérique – modèles humains

Résumé en anglais

Following changes in Child Restraint System (CRS) regulation in July 2013, an experimental CRS evaluation campaign has been conducted. Then, it has been noticed that the situation amongst the youngest involved in side impact was particularly critical. An original methodology has been therefore developed in order to define the "best" energy absorption materials to use in child seats for head, shoulder and pelvis areas. A parametric study in which the restraint of each body segments was independently piloted has then been conducted. The aim was to minimize either regulatory criteria of Q0 and Q1 dummies, or biomechanical criteria based on Q0-6WOC hybrid model. Those recommendations have thereafter been applied to improve an existing child restraint system under side impact. First, it has been checked that resultant linear acceleration of the head and HPC criteria were below regulation limits. Second, Finite Element (FE) model of the optimized car seat has been created and validated in several dynamical steps. Third, both reference child restraint system and optimized child seat has been evaluated in side impact with Q0-6WOC hybrid model. Finally, it has been showed that technical changes helped to cut in half the biomechanical results.

Child-seats – methodology – safety – crash test – simulation testing – human body models