Aix-Marseille Université

Ecole doctorale 463-Sciences du Mouvement Humain

THESE

Pour l'obtention du grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE AIX-MARSEILLE

Option: Biomécanique

Présentée par

Florent Auriault

Traumatologie virtuelle chez la femme enceinte accidentée de la route pour l'aide à la conception et l'évaluation de dispositifs de protection spécifiques

Sous la direction de :

Michel Behr et Lionel Thollon

Jury

Christian Brunet (président du jury(

Sebastien Laporte (rapporteur)

Massimiliano Avalle (rapporteur)

Jérémie Pérès (membre du jury)

Lionel Thollon (membre du jury)

Michel Behr (membre du jury)

Thèse co-financée par l'Institut Français des Sciences et Technologies des Transports, de l'Aménagement et des réseaux ainsi que par la région Provence-Alpes-Côte d'Azur. Ces travaux ont été effectués aux Laboratoire de Biomécanique Appliquée (UMRT24 IFSTTAR - Aix-Marseille Université)

Sommaire

Introduction 9

Partie A : La femme enceinte en voiture : un usager spécifique 11

A.1 Anatomie de la femme enceinte 13

A.1.1 Présentation générale 13

A.1.2 L'utérus gravide 13

A.1.2 Les rapports de l'utérus 14

A.1.3 La paroi utérine 14

A.1.4 Le segment inférieur 15

A.1.5 Le col de l'utérus 15

A.1.5 Mobilité de l'utérus 15

A.1.6 Le placenta 16

A.1.7 Le liquide amniotique 18

A.1.8 Le cordon ombilical 19

A.1.9 Le fœtus 19

A.2 Accidentologie 21

A.2.1 Les blessures spécifiques chez la femme enceinte 21

A.2.2 Les causes de traumatismes durant la grossesse 23

A.2.3 Focalisation sur les accidents de la route impliquant une femme enceinte 25

A.2.4 Estimation du nombre de pertes fœtales annuel 30

A.2.5 Risque de blessures ou de pertes fœtales à la suite d'un accident de la route 31

A.2.6 Position de conduite de la femme enceinte 32

A.3 Article 1: La femme enceinte en voiture : Usage, posture et risques de blessures sur la population française 37

A.3.1 Abstract 43

A.3.2 Introduction 45

A.3.3 Material and methods 46

A.3.4 Results 47

A.3.5 Discussion 52

Partie B: Les modèles représentatifs de femme enceinte 61

B.1 La recherche pour évaluer le comportement du corps de la femme enceinte lors d'un accident de la route 63

B.1.1 Les débuts : des expérimentations sur animaux 63

B.1.2 Les propriétés mécaniques des constituants de l'utérus gravide 64

B.1.3 Les modèles physiques 65
B.1.4 Les modèles numériques 68
B.2 Article 2: Un modèle éléments finis représentatif d'une femme enceinte 75
B.2.1 Abstract 79
B.2.2 Introduction 81
B.2.3 Material and Method 81
B.2.4 Results 84
B.2.5 Discussion 84
B.3 Article 3: Validation et implémentation d'un modèle de liquide amniotique 89
B.3.1 Abstract 93
B.3.2 Introduction 95
B.3.3 Material and Methods 95
B.3.4 Results 101
B.3.5 Discussion 105
Partie C : Les critères lésionnels 111
C.1 : Les critères existants 113
C.1.1 Les critères proposés avec les mannequins numériques 113
C.1.2 Les critères proposés avec les modèles numériques 113
C.2 Article 4: Développement de critères prédicteurs de blessures fœtales à la suite d'un accident de la route 115
C.2.1 Abstract 119
C.2.2 Introduction 121
C.2.3 Material and methods 122
C.2.4 Results 124
C.2.5 Discussion 127
C.2.6 conclusion 131
Partie D: Discussion générale 135
Annexe 147
Annexe1: Description détaillée du questionnaire sur les habitudes de conduite 147
Annexe 2: Contributions scientifiques 157

Table des figures (hors articles)

Figure 1: L'utérus gravide et son conceptus (coupe sagittale médiane) d'après (Kamina 2000) . 13

Figure 2: La circulation sanguine du placenta (Gray 1918) 18

Figure 3: Les deux types de décollement placentaire « A : décollement relevé » et « B : décollement caché » (Oyelese and Ananth 2006)..... 22

Figure 4: Risque de blessures fœtales en fonction des conditions de l'accident (Klinich et al. 2008)..... 32

Figure 5: Mesures effectuées pour quantifier la position de conduite des femmes enceintes.... 34

Figure 6: Mesures effectuées pour quantifier les positions de la ceinture ventrale et thoracique chez les femmes enceintes en position de conduite 34

Figure 7: premier mannequin représentatif d'une femme enceinte (Pearlman and Viano 1996) 66

Figure 8: Le mannequin MAMA2B (Rupp *et al.* 2001a)..... 67

Figure 9: Le modèle hybride représentatif d'une femme enceinte (Moorcroft et al. 2003a) 69

Figure 10: Le modèle expecting (Acar, 2006)..... 71

Figure 11: Les différentes directions d'impacts (V. Esat 2012) 72

Figure 12: Illustration de la région abdominale et du modèle en position de conduite développée 73

Table des tableaux (hors articles)

Tableau 1: Evolution de la taille et de la masse du fœtus au cours de la grossesse 19
Tableau 2: Position de la femme enceinte en voiture (Motozawa et al. 2008) 33
Tableau 3: Position de conduite des femmes enceintes en fonction de l'âge gestationnel 34
Tableau 4: Position de la ceinture thoracique chez les femmes enceintes en position de conduite 35
Tableau 5: Position de conduite des femmes enceintes 35
Tableau 6: Position de conduite de la femme enceinte selon les études 38
Tableau 7: Propriétés mécaniques du placenta 65
Tableau 8: Critère d'attribution des étoiles NCAP 70
Tableau 9: Corrélation entre le nombre d'étoiles attribuées et le risque de blessures 71

Introduction

Les femmes enceintes peuvent être amenées à utiliser un vehicule pour se déplacer, que ce soit pour des raisons personnelles ou professionnelles, comme tout autre usager. Elles sont à ce titre tout autant exposées au risque d'être victimes d'un accident de la route, avec une particularité cependant, il s'agit de deux individus : la mère et son enfant à naître. Les accidents de la route sont la première cause de blessures/pertes fœtales résultant d'un traumatisme (Weiss 2001, Weiss et al. 2001, Warner et al. 2004, Cheng et al. 2012). De ces accidents, il résulte un risque augmenté d'accouchements prématurés ou encore de décollement placentaire même dans le cas de collision à faible vitesse. Des études d'accidentologie réalisées aux Etats-Unis ont évalué le nombre de pertes fœtales annuel qui serait compris entre 900 et 3000 selon les auteurs (Klinich et al. 1999a, Weiss 1999, Weiss 2001, Jernigan 2002). Lorsque extrapolé à la situation en France, on estime le nombre de décès fœtaux à une valeur comprise entre 90 et 370 chaque année (Peres 2012).

Les véhicules actuels sont de plus en plus équipés de dispositifs de protection conçus pour diminuer le risque de blessures pour leurs occupants en cas d'accident. Cependant, ils sont développés pour répondre aux besoins du plus grand nombre et les modifications morphologiques du corps de la femme enceinte liées à une grossesse en font un usager particulier pour lequel les éléments d'un habitacle ne sont pas necessairement optimisés. Deux conséquences découlent directement de cette constatation :
(1) il est probable que le développement de nouveaux dispositifs de protection permettrait de diminuer le risque de blessures/pertes fœtales à la suite d'un accident de la route
(2) dans l'état actuel des choses, les équipements de protection peuvent provoquer des sensations d'inconfort et sont parfois difficiles à utiliser chez les personnes présentant une morphologie éloignée de la moyenne, ce qui peut engendrer soit une non-utilisation soit une mauvaise utilisation.

La question de recherche inhérente à ce travail vise à clarifier les mécanismes de blessures du fœtus à la suite d'un accident de la route et à identifier une éventuelle relation entre ces mécanismes et les interactions qui peuvent exister entre la victime de l'accident et son environnement immédiat. Les résultats de ces travaux proposeront également des outils

nécessaires au développement et à l'évaluation de dispositifs de protection spécifiques prenant en compte la morphologie particulière d'une femme enceinte afin de diminuer le risque de pertes fœtales suite à un accident de la route.

Ce rapport de thèse sera articulé autour de trois parties pour répondre à la problématique de la protection des femmes enceintes.

- Une première partie concernera la présentation du cas de la femme enceinte en voiture en tant que victime de l'accident (accidentologie, risque de blessure) et en tant qu'occupante du véhicule (usage de la voiture et position de conduite durant la grossesse).
- Une seconde partie traitera du développement de modèles physiques et numériques représentatifs d'une femme enceinte et dédiés à l'étude des conséquences d'un accident de la route sur le fœtus.
- La dernière partie de ce rapport présentera les études consacrées à la compréhension des mécanismes de blessures du fœtus lors d'un accident de la route et au développement de critères prédicteurs de blessures fœtales.

Ces travaux pourront donc être appréhendés sous deux points de vue, avec un aspect sur la recherche de la compréhension globale de ce que représente une femme enceinte en voiture, puis un deuxième aspect plus pratique qui s'attachera à détailler l'utilisation de simulations numériques pour aider à la compréhension des mécanismes responsables de blessures fœtales.

Partie A : La femme enceinte en voiture : un usager spécifique

La première partie de ce mémoire va traiter de la spécificité des femmes enceintes en voiture. En effet, les modifications morphologiques du corps de la femme en font une utilisatrice particulière et très différente de l'utilisateur lambda. Il s'agira donc de comprendre ces différences et les contraintes spécifiques y étant associées afin d'adopter une approche numérique cohérente avec la réalité des femmes enceintes sur la route. Dans un premier temps, l'anatomie de la femme enceinte ainsi que les blessures spécifiques à ces personnes seront présentées. Ensuite, il s'agira de présenter les études d'accidentologie mettant en avant le nombre important de femmes enceintes victimes d'un accident de la route et les conséquences dramatiques que ces derniers peuvent entrainer. Cette partie sera close par la présentation des études quantifiant la position de conduite des femmes enceintes et par la présentation d'une étude que nous avons mise en place pour contribuer à la compréhension au sens large de ce qu'est une femme enceinte en voiture.

A.1 Anatomie de la femme enceinte

A.1.1 Présentation générale

Au cours des neuf mois « d'attente » avant la naissance, le corps de la femme va être au cœur de modifications physiologiques et morphologiques afin de permettre le développement et la croissance du fœtus. C'est l'utérus qui sera le siège de la transformation la plus importante. L'utérus non gravide est un muscle pesant environ 50g pour une longueur de 7cm. Des modifications de ses dimensions et de ses caractéristiques s'opèreront tout au long de la grossesse pour atteindre à terme une masse moyenne de 1kg et une capacité de 4 à 5 litres. Une représentation de l'utérus gravide (l'utérus et tous les composants anatomiques et organes propres à la grossesse) est présentée sur la Figure 1.

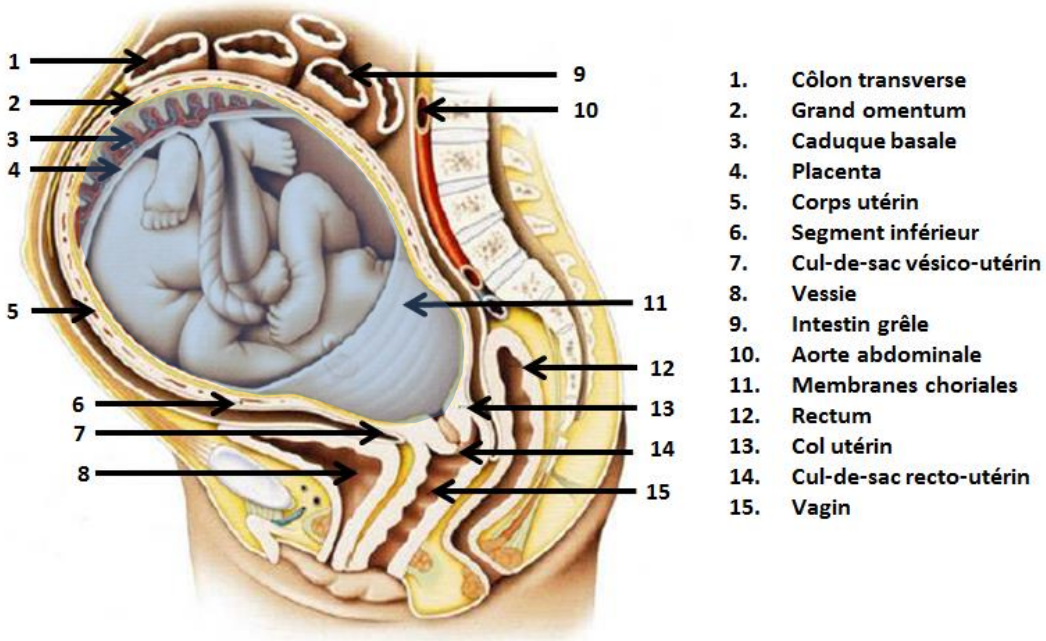

Figure 1 : L'utérus gravide et son conceptus (coupe sagittale médiane) d'après (Kamina 2000)

A.1.2 L'utérus gravide

L'utérus gravide peut être divisé en trois parties : le corps, le col et le segment inférieur qui se développera entre les deux parties précédentes au cours de la grossesse. Il est situé au centre de la cavité du petit pelvis, entre la vessie en avant et le rectum en arrière. Durant la grossesse, l'utérus gravide va évoluer et son volume va augmenter. Deux périodes sont à différencier lors de la croissance de ce dernier : une première phase

d'épaississement des parois, l'utérus a alors une forme sphéroïdale et une seconde phase dite de distension au cours de laquelle l'utérus devient ovoïde à grosses extrémités supérieures. Le passage de la première à la seconde phase de développement s'opère généralement au cours de la vingtième semaine de grossesse.

A.1.2 Les rapports de l'utérus

L'utérus est pelvien pendant les premières semaines de la grossesse, son fond déborde le bord supérieur du pubis dès la fin du deuxième mois, puis il se développe dans l'abdomen pour atteindre, à terme, l'appendice xiphoïde. Au début de la grossesse, l'utérus est généralement antéversé puis s'élève dans l'abdomen, derrière la paroi abdominale antérieure. A terme les rapports entre l'utérus et les autres organes sont:

- En avant, la face de l'utérus est directement contre la paroi abdominale, sans interposition avec l'épiploon ou les anses grêles.
- En arrière, l'utérus est en rapport avec la colonne vertébrale jusqu'à la hauteur de la troisième lombaire, ainsi qu'avec la veine cave inférieure, l'aorte abdominale, les muscles grands psoas croisés par les uretères et avec une partie des anses grêles.
- En haut, au niveau de la première et deuxième lombaire, le fond utérin soulève le colon transverse et refoule l'estomac vers l'arrière. A droite il effleure le bord inférieur du foie et la vésicule biliaire.
- A droite, l'utérus est en contact avec le côlon ascendant, le caecum ainsi que l'appendice vermiforme.
- A gauche, l'utérus est en rapport avec les anses grêles refoulées et le côlon sigmoïde.

A.1.3 La paroi utérine

La paroi utérine limite la cavité utérine. Elle est élastique, souple et est constituée de trois couches:

- La séreuse péritonéale ou périmètre qui existe uniquement au niveau du corps. Elle s'hypertrophie pour suivre le développement du muscle.
- La musculeuse ou myomètre: très épaisse, elle est constituée de trois couches de fibres lisses: les couches externes et moyennes qui forment la partie contractile de l'organe et la couche interne ou plexiforme qui enserre de nombreux vaisseaux.

- La muqueuse ou l'endomètre qui varie en épaisseur au cours du cycle menstruel. En dehors de la grossesse elle est constituée de deux couches : une profonde ou basale de 0.5mm d'épaisseur et une superficielle dont l'épaisseur varie de 0.5mm à 5mm du début à la fin du cycle. Dès l'implantation, la muqueuse se transforme en caduque ou décidue. Au cours de la croissance de l'œuf, trois caduques s'individualisent : la caduque basale ou inter-utéro-placentaire située entre le pôle profond de l'œuf et le muscle utérin, la caduque capsulaire ou ovulaire qui recouvre l'œuf dans sa partie superficielle et le sépare de la cavité utérine et enfin la caduque pariétale qui répond à la partie extra-placentaire de la cavité utérine.

A.1.4 Le segment inférieur

Le segment inférieur est la partie basse, amincie, de l'utérus gravide. Il est situé entre le corps et le col de l'utérus. Il n'existe que pendant la grossesse et disparaît avec elle. Il n'acquiert son plein développement que pendant les trois derniers mois de gestation. Il a la forme d'une calotte évasée ouverte en haut. La paroi antérieure est plus bombée et plus longue que la paroi postérieure. Il est très mince puisque son épaisseur est de 2mm à 4mm, s'opposant ainsi à celle du corps de l'utérus. Sa limite inférieure correspond à l'orifice interne du col. Sa limite supérieure correspond au changement d'épaisseur de la paroi utérine et siège à environ 2cm au-dessous de la zone d'adhérence intime du péritoine.

A.1.5 Le col de l'utérus

Le col est formé essentiellement de tissu conjonctif composé de fibres de collagène et d'une substance fondamentale. Il se modifie peu pendant la grossesse mais va tout de même se ramollir, et se raccourcir.

A.1.5 Mobilité de l'utérus

L'utérus possède une certaine mobilité qui est limitée par les ligaments de fixité :

- Les ligaments ronds: tendus de la corne utérine vers la grande lèvre au mont pubis. Ils passent dans les canaux inguinaux. Ils s'hypertrophient dès le 4ème mois et multiplient par 3 ou 4 leur épaisseur et leur longueur. Ils mesurent environ 11cm et leur résistance à la traction peut atteindre 40kg.
- Les ligaments utéro-sacraux: s'insèrent sur l'isthme utérin par un relief commun dorsal (le taurus uterinus). Ils se dirigent dorsalement pour se terminer un peu plus

haut sur la face ventrale du sacrum. Légèrement concaves médialement, ils soulèvent le péritoine et délimitent latéralement le récessus péritonéal recto-génital.

Le soutènement de l'utérus est assuré par l'orientation inverse du vagin, oblique en bas et en avant et surtout par les muscles élévateurs de l'anus qui ont, à la partie caudale du vagin, des connexions avec la paroi vaginale et sont responsables d'une angulation ouverte dorsalement, le cap vaginal. Lors de la poussée abdominale le col utérin « descend » oblique en bas et en arrière pour buter à travers la paroi vaginale sur le centre tendineux du périnée.

A.1.6 Le placenta

Le placenta est un organe d'origine fœtale qui va permettre les échanges sanguins ou encore nutritionnels entre le fœtus et la mère. Il sera expulsé entre 15 et 30 minutes après l'accouchement lors de la délivrance. De forme ronde ou ovalaire, son diamètre moyen à terme est de 18cm à 20cm, son poids de 500g et son épaisseur varie de 4mm à 6mm sur les bords et atteint 4cm à 5cm au centre. Il est divisé en multiples cotylédons (A.L'Herminé-Coulomb 2005). Il est composé d'une face maternelle (plaque basale) recouverte par la caduque (la face qui s'insère sur la muqueuse tapissant la paroi de la cavité utérine) et d'une face fœtale (plaque choriale) qui donne sur la cavité du sac amniotique et sur laquelle s'insère le cordon ombilical.

Le rapport poids placentaire/poids fœtal varie tout au long de la grossesse. Son développement se fera en suivant les étapes clefs présentées ci-dessous (A.L'Herminé-Coulomb 2005) :
Jusqu'à 16 semaines d'aménorrhée (SA) le placenta est plus volumineux que le fœtus

- A 16 SA le placenta et le fœtus pèsent environ 100g
- A 28 SA le placenta pèse environ 250g et le fœtus 1000g
- A 40 SA le placenta pèse environ 450g ± 150g et le fœtus pèse entre 3000 et 3500g.

Sur le placenta, l'arborisation des vaisseaux ombilicaux est observable au niveau de la face fœtale et les cotylédons, qui seront séparés par des sillons plus ou moins profonds, seront observables sur la face maternelle. D'un point de vue anatomique le placenta humain est de type villeux. Dès 3 semaines après la fécondation, l'unité structurale et fonctionnelle

du placenta, la villosité choriale, est en place dans sa structure définitive. La circulation entre l'embryon et le placenta est établie dès le 23ème jour après la fécondation. Le réseau vasculaire foeto-placenta est un système clos et le sang du fœtus n'est jamais en contact avec le sang maternel.

La circulation sanguine entre l'embryon et le placenta est établie dès le 23ème jour après la fécondation, lors de l'apparition des battements cardiaques de l'embryon. Le cordon ombilical comprend deux artères qui conduisent le sang de l'embryon vers le placenta et une veine ombilicale qui ramène le sang vers le cœur de l'embryon. Au niveau de l'insertion du cordon sur la plaque choriale, les deux artères et la veine se divisent en de nombreux vaisseaux qui cheminent le long de la plaque choriale avant de plonger en profondeur dans l'arbre villositaire.

Les membranes fœtales jouent un rôle important dans la grossesse et permettent entre autre le maintien de la cavité amniotique dans l'utérus semi rigide. En effet, les membranes fœtales vont s'insérer sur les bords du placenta et entoureront la cavité amniotique contenant le liquide amniotique et le fœtus. Elles sont composées de deux tissus distincts, l'amnios et le chorion.

- L'amnios : il tapisse l'intérieur du sac ovulaire, recouvre la face fœtale du placenta, engaine le cordon et se continue au niveau de l'ombilic avec le revêtement cutané du fœtus. il baigne dans le liquide amniotique. L'amnios est épais et résistant.
- Le chorion : il est en continuité avec la plaque choriale du placenta. C'est la membrane ovulaire la plus externe. Le chorion est mince et peu résistant.

Leurs structures seront définitives à partir du quatrième mois et elles atteindront à terme une surface de 1400± 200cm^2 pour une épaisseur variant de 200 à 300µm. Le placenta et le plan de circulation sanguine sont présentés sur la Figure 2.

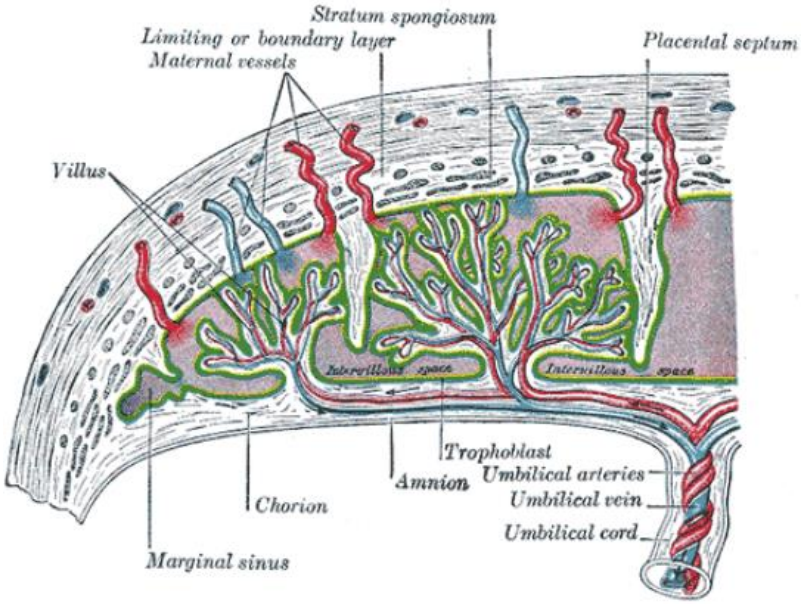

Figure 2: La circulation sanguine du placenta (Gray 1918)

A.1.7 Le liquide amniotique

Le liquide amniotique est un élément indispensable au bon déroulement de la grossesse. Situé dans la cavité amniotique, il entoure le fœtus pendant toute la vie intra-utérine. Il va jouer un rôle protecteur puisque va préserver le fœtus de traumatismes externes par un rôle tampon mais va également permettre d'assurer la mobilité fœtale en maintenant l'expansion de la cavité utérine. Il possède également des propriétés antibactériennes et assure une lubrification. Le liquide amniotique est composé à 98% d'eau (Modena and Fieni 2004).

Le volume amniotique varie au cours de la grossesse. Il existe des variations interindividuelles importantes ainsi que des variations journalières. Jusqu'à 20 SA il augmente très progressivement et est corrélé au poids fœtale. La vitesse de production du liquide amniotique se situe vers 22 SA. Cette production restera positive jusqu'à 33-34 SA pour se négativer par la suite : le volume de liquide amniotique va alors diminuer progressivement pour atteindre une vitesse de diminution maximale à proximité du terme. (Elliott and Inman 1961) indiquent que le volume de liquide amniotique augmente de 30ml à 10 semaines de gestation jusqu'à 190ml à 16 semaines. Le volume moyen entre 32 et 35 semaines serait de 780ml. La diminution de liquide amniotique serait alors d'une valeur de 150ml/semaine de 28 semaines jusqu'au terme de la grossesse.

Le liquide amniotique provient du fœtus, par les urines, les sécrétions broncho-pulmonaires, la transsudation à travers la peau et le cordon ainsi que de la mère par la caduque et les membranes. Sa résorption se fait par la déglutition fœtale, le passage à travers le cordon et la peau et grâce aux membranes maternelles.

A.1.8 Le cordon ombilical

Le cordon ombilical est une tige conjonctivo-vasculaire engainée par l'amnios, reliant le fœtus au placenta. A terme, le cordon ombilical est une tige arrondie, tordue en spirale, blanchâtre et luisante. Sa longueur est de 50cm en moyenne pour un diamètre de 1.5cm. Le cordon ombilical s'insère du côté fœtal à l'ombilic. Du coté placentaire, le cordon s'insère normalement au milieu ou près du milieu de la face fœtale. Il est formé d'un axe conjonctif parcouru par les vaisseaux ombilicaux (veine et artères) et entouré d'une gaine amniotique.

A.1.9 Le fœtus

Durant la grossesse deux périodes de développement peuvent être distinguées : la période embryonnaire qui s'étalera sur les huit premières semaines après le moment présumé de la fécondation et la période fœtale qui correspond aux sept derniers mois de la grossesse. Durant la période embryonnaire, les organes vont se former à l'exception des organes génitaux externes. A la fin de la période embryonnaire, l'embryon mesure environ 4cm. Durant la période fœtale consacrée au développement des organes jusqu'à leur maturation et du placenta l'embryon prend le nom de fœtus. Le tableau 1 présente l'évolution moyenne de la taille (en terme de « taille assise » : crown-rump length) et de la masse du fœtus au cours de la grossesse (Moore 1977, F. Gary Cunningham *et al.* 2001).

Age gestationnel	Taille	Masse
12	6-7cm	14
16	12cm	110g
20	16cm	300g
24	210cm	630g
28	25cm	1100g
32	28cm	1800g
36	32cm	2500g
40	36cm	3400g

Tableau 1: Evolution de la taille et de la masse du fœtus au cours de la grossesse

A.2 Accidentologie

A.2.1 Les blessures spécifiques chez la femme enceinte

La femme enceinte peut être sujette à des blessures qui lui sont très spécifiques et qui peuvent avoir des conséquences graves pour la mère comme pour l'enfant à naitre, mettant ainsi en jeu la santé de deux individus. Cette partie va traiter de ces blessures (décollement placentaire, de la rupture utérine, des traumatismes pelviens fermés ou encore des blessures directes du fœtus).

Le décollement placentaire

Suite à un choc avec survie de la mère, le décollement placentaire est l'une des principales causes de pertes fœtales (Pearlman *et al.* 1990, Towery *et al.* 1993, Sadro *et al.* 2012). Le décollement placentaire est suspecté d'apparaître lors de rapides accélérations et/ou décélérations qui engendrent des efforts de cisaillement entre la paroi utérine et le placenta. Cela serait dû aux différences importantes des propriétés mécaniques entre la paroi utérine et le placenta (Clark A et al. 2011). Si un faible décollement peut être toléré, un décollement important augmente le risque de perte fœtale. Lorsque 50% du placenta se voit impliqué dans le décollement, le risque de mortalité du fœtus serait de 50% (Brown 2009). Le risque de blessures/pertes fœtales va en augmentant avec l'étendue de la séparation placenta/paroi utérine (Ananth *et al.* 1999, Oyelese and Ananth 2006). Le décollement placentaire entraine une augmentation du nombre de pertes fœtales, d'accouchements prématurés ou encore d'accouchements d'un enfant en sous-poids (Ananth *et al.* 1999, Ananth and VanderWeele 2011). Un total de 53 371 cas de femmes enceintes entre 1986 et 1996 aux Etats-Unis a été passé en revue. 1% des grossesses analysées ont eu comme complication un décollement placentaire (Ananth et al. 1999).

Deux types de décollement placentaire peuvent être différenciés. Le premier entraine des saignements, c'est ce que l'on peut nommer le décollement « relevé ». Le sang coule entre les membranes et la décidue pour s'échapper au travers du vagin. Le second type dit « caché » est moins courant et provient d'une coagulation du sang derrière le placenta, sans saignement extérieur. Les symptômes classiques du décollement placentaire sont d'importantes douleurs abdominales et des saignements vaginaux. La sévérité des

symptômes dépend du lieu du décollement, du type de décollement et du degré de décollement (Oyelese and Ananth 2006, Ananth and VanderWeele 2011). Ces deux types de décollement placentaire sont présentés sur la Figure 3.

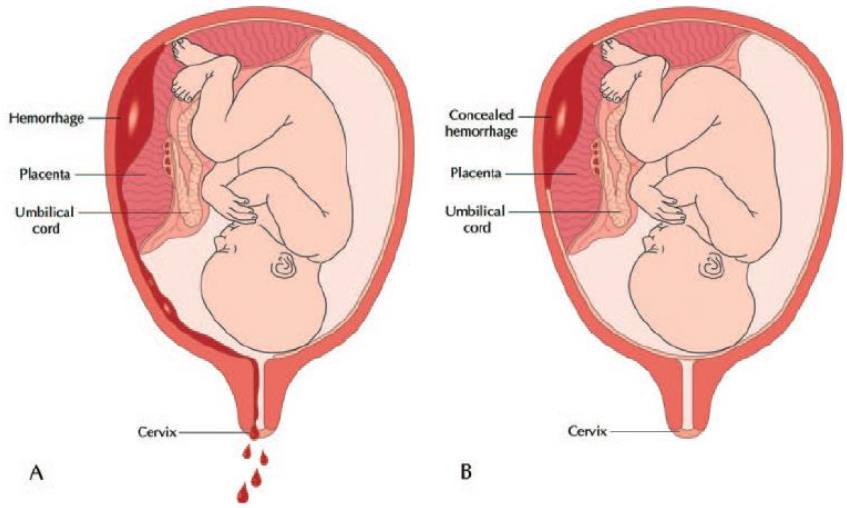

Figure 3: Les deux types de décollement placentaire « A : décollement relevé » et « B : décollement caché » (Oyelese and Ananth 2006)

La rupture utérine

La rupture utérine est une blessure relativement rare entrainant des complications obstétriques dramatiques pour la mère comme pour l'enfant (Rouzi et al. 2003, Clark A et al. 2011, Gupta and Nanda 2011). Lors de la gestation, le volume de l'utérus augmente et s'étend au-delà du pelvis, dans l'abdomen, le rendant ainsi plus vulnérable aux traumatismes (Clark A et al. 2011). Cette blessure est associée à un taux important de décès maternels et fœtaux. En cas de survie de la mère, la possibilité d'avoir à nouveau des enfants est réduite voire perdue. Les ruptures utérines apparaissent plus communément chez les patientes ayant eu une césarienne par le passé (Lao and Leung 1987, Clark A et al. 2011, Gupta and Nanda 2011). La rupture utérine est souvent accompagnée de lésions abdominales ou pelviennes.

L'embolie du liquide amniotique

L'embolie du liquide amniotique est une complication relativement rare durant la grossesse avec un haut taux de mortalité (Green and Umana 2000, Rainio and Penttila 2003, Peitsidou *et al.* 2008). L'embolie du liquide amniotique est initiée par le passage du liquide amniotique dans la circulation maternelle (Rudra *et al.* 2009).

Les blessures du fœtus

Les traumatismes directs du fœtus sont rares durant la grossesse étant donné que ce dernier est relativement protégé par l'utérus, le liquide amniotique et le corps de la mère (Sadro et al. 2012). Les blessures du fœtus sont plus fréquentes en fin de grossesse quand le volume de liquide amniotique est relativement faible par rapport à la taille du fœtus (Sadro et al. 2012).

A.2.2 Les causes de traumatismes durant la grossesse

Les accidents de la route sont la première cause de blessures résultant d'un traumatisme (Weiss 2001, Weiss et al. 2001, Warner et al. 2004, Cheng et al. 2012). Il est estimé qu'aux Etats-Unis, entre 5% et 8% des femmes enceintes seraient victimes d'un traumatisme (Oxford and Ludmir 2009). Dans cette partie, nous allons nous concentrer sur les études ayant cherché les causes des traumatismes au cours de la grossesse.

(Weiss 1999) a étudié les dossiers d'hospitalisation des hôpitaux de Pennsylvanie sur l'année 1995. 761 femmes ont été blessées alors qu'elles étaient enceintes. 33.6% des personnes ont été hospitalisées suite à un accident lié à l'utilisation de transports, 26.4% suite à une chute, 16% suite à un empoisonnement et 11.4% suite à des coups.

Deux années plus tard, le même auteur publie ses résultats portant sur les causes de pertes fœtales, résultats obtenus à partir des certificats de décès en Pennsylvanie entre 1955 et 1997 (Weiss 2001). 7131 cas ont été recueillis et 31 résultaient d'un traumatisme. La première cause de pertes fœtales suite à un traumatisme sont les accidents de voiture (81%) devant les causes inconnues (13%), les chutes (3%) et les brûlures (3%). La même année, une étude similaire basée cette fois sur les certificats de décès fœtaux provenant de 16 états (aux Etats-Unis) entre 1995-1997 a été publiée (Weiss et al. 2001). 240 décès ont été reliés à un traumatisme. 82% de cas ont été reliés à un accident de voiture, 6% à des blessures par brûlure et 3% à des chutes. Une blessure au niveau du placenta a été observée dans 42% de la totalité des cas et dans 47% des cas résultant d'un accident de la route.

(Cheng et al. 2012) ont étudié les fiches des personnes hospitalisées à Taiwan entre 1998 et 2009 afin de sélectionner aléatoirement les dossiers de 1 million de personnes. Les

causes de blessures ne sont disponibles que pour 6076 femmes enceintes blessées sévèrement. Parmi ces personnes, 47.4% ont été victimes d'un accident de voiture, 7.4% de chute, 4.2% de brûlure, 2.4% d'agression et 1.4% de suicide. Pour 37% de ces dossiers, les causes de blessures sont soit différentes sans informations soit ne sont pas renseignés.

(Warner et al. 2004) ont étudié la base de données électroniques concernant les personnes victimes d'un traumatisme d'un hôpital australien entre 1994 et 2002. Sur 25 206 dossiers étudiés, 34 ont été reliés à des femmes enceintes victimes d'un traumatisme. Les causes de blessures de ces personnes sont les accidents de la route (53%), les violences domestiques (21%), les chutes (12%), les lacérations (6%), les chutes à cheval (3%), les brûlures (3%) et les coups (3%). 79% de ces personnes n'ont pas eu de complications obstétricales, 12% ont eu des contractions, 3% ont présenté un décollement placentaire, 3% ont été victimes de la perte du fœtus sans décès de la mère et dans un cas la mère et le fœtus sont décédés.

(Ikossi et al. 2005) ont recueilli 1195 cas de femmes enceintes (à partir de 130 centres de trauma aux Etats-Unis) victimes d'un traumatisme entre 1994 et 2001. 852 dossiers ont permis l'analyse des mécanismes de blessures de ces personnes. 70.4% des femmes enceintes victimes d'un traumatisme ont été victimes d'un accident de la route, 11.6% ont été victimes de violence, 9.3% de chute et 7.5% de cause de blessures diverses (suicide, chute de vélo, blessures intentionnelles diverses).

(Weiss et al. 2008) ont recueilli des données sur 7350 femmes ayant eu une consultation aux urgences durant leur grossesse dans l'état de l'Utah entre 1999 et 2002. Les accidents de voiture sont la première cause de blessures (22.4%) suivis des chutes (17.9%) et des coupures (10%). Les complications obstétricales enregistrées chez ces personnes blessées sont des accouchements prématurés (11.1%), des enfants nés en sous-poids (7.8%) des méconium à la naissance (6.2%), des détresses fœtales (5.2%) et des cas d'hypoxie (2.6%). Un total de 40 décès du fœtus a été enregistré (0.5%).

(El-Kady et al. 2004) ont effectué une étude retrospective sur les femmes ayant été hospitalisées pour traumatisme en Californie entre 1991 et 1999. Deux groupes ont été

créés: (1) les femmes ayant accouché au centre des traumatismes et (2) les femmes ayant eu un traumatisme avant la naissance de l'enfant. Pour le groupe 1, la première cause de blessures sont les chutes, suivi des accidents de voiture et des agressions. Pour le groupe 2, la première cause de traumatisme sont les accidents de voiture suivis des chutes et des agressions. Parmi le groupe 1, 6.3% de pertes fœtales ont été déplorées. Ce chiffre est de 1.5% pour le groupe 2.

Il résulte de ces différentes études que : (1) les accidents de la route représentent entre 22% et 70% des causes de blessures résultant d'un traumatisme durant la grossesse devant les chutes, les brûlures ou encore les violences domestiques. (2) Les accidents de la route sont la première cause de pertes fœtales résultant d'un traumatisme.

A.2.3 Focalisation sur les accidents de la routes impliquant une femme enceinte

Comme présentés dans la partie ci-dessus, les accidents de la route sont la principale cause de blessures chez la femme enceinte à la suite d'un traumatisme. Cette partie va maintenant s'intéresser aux conditions de ces accidents et à leurs conséquences.

(Hitosugi et al. 2006) ont étudié des rapports d'accidents provenant de sociétés d'assurance sur la côte est du Japon. Les conditions d'inclusion étaient : (1) l'accident a eu lieu sur la côte est du Japon entre 1994 et 2003 ; (2) la mère ou le fœtus a été blessé et des dommages ont été réclamés à l'assurance, (3) la mère a survécu. 135 cas d'accidents répondant à ces critères ont été obtenus. Parmi ces victimes, 46.7% étaient conductrices, 31.9% passagères avant, 5.2% passagères arrière, 5.9% piétons, 5.9% en moto, 4.4% en vélo. Pour les 113 accidents ne concernant que des occupantes de voiture, 42.7% des impacts ont eu lieu à l'arrière, 36.4% à l'avant et 20.9% des impacts sur le côté. 11 cas de pertes fœtales ont été enregistrés.

(Schiff and Holt 2005) ont étudié les conséquences des accidents de la route chez les femmes enceintes à partir de 625 dossiers de femmes enceintes hospitalisées dans l'état de Washington entre 1989 et 2001 à la suite d'un accident de voiture. Parmi ces victimes, 43 femmes ont été retirées car l'ISS était inconnue. Sur les 582 femmes restantes, 84 ont été classées comme ayant des blessures sévères (ISS>=9), 309 comme ayant des blessures non

sévères (1<ISS<=8) et 189 non blessées (ISS=0). La majorité des victimes était dans leur troisième trimestre de grossesse lors de l'accident (65.9%), 18.45% dans le second trimestre de grossesse et 15.7% dans le premier trimestre de grossesse. Comparées à un groupe de femmes enceintes non blessées, les femmes victimes d'un accident (même avec un ISS nul) ont un risque plus élevé d'accouchement prématuré, de décollement placentaire et de césarienne.

(Weiss et al. 2011) ont relié 5929 registres de naissances ou de pertes fœtales avec un rapport d'accident impliquant la femme enceinte en Pennsylvanie entre 2002 et 2004. Parmi ces cas, 5885 ont conduit à la naissance de l'enfant et 44 décès du fœtus ont été déplorés. 48.3% des victimes n'ont pas été blessées, 32.5% ont eu des blessures mineures, 7.5% ont eu des blessures modérées ou sévères et une personne est décédée. 35.8% des accidents étaient frontaux et 34.2% ont eu lieu à l'arrière. Des tonneaux ont été reportés dans 2.6% des cas. 31.7% des accidents ont été reliés à un rapport des urgences. Parmi ces cas, 16.4% ont été reportés avec un changement de vitesse supérieure à 32km/h (20mph). Les rapports de police indiquent un taux de non port de la ceinture de 10%. Dans 16.6% des cas l'utilisation de la ceinture n'est pas renseignée. Parmi les cas reliés aux rapports des urgences, le taux de non port de la ceinture est de 13.3%. 35% des accidents ont eu lieu durant le premier trimestre de grossesse, 34.7% au cours du second trimestre de grossesse et 30.3% au cours du troisième trimestre de grossesse.

(Hyde et al. 2003) ont relié les rapports d'accidents de police, les certificats de naissance et de décés du département de l'Utah entre 1992 et 1999. Ces accidents ont au moins conduit à une blessure ou décés ou des dégats materiels supérieurs à 1000$. 8938 accidents impliquant une femme enceinte et ayant accouché d'un enfant vivant ont ainsi été obtenus. Parmi ces accidents, 80% des victimes ont déclaré porter la ceinture et 12% ne pas la porter. Les 8% restant n'ont pas statué sur l'utilisation de la ceinture de sécurité. 35% des accidents ont eu lieu durant le premier trimestre, 34% durant le second trimestre et 31% au cours du dernier trimestre de grossesse. Les accidents au cours du premier trimestre et du second seraient plus susceptibles de provoquer un accouchement prématuré ou encore la naissance d'un enfant en sous-poids que les accidents au cours du troisième trimestre. Leur étude indique que les femmes non ceinturées auraient 2 fois plus de risque d'avoir des

saignements excessifs durant l'accouchement. Sur les 2645 certificats de décés du foetus, 45 (1.7%) ont été reliés à un accident de la route. Aucune perte fœtale n'a eu lieu au cours du premier trimestre, 51% au cours du second trimestre et 59% au cours du dernier trimestre. Les femmes ne portant pas la ceinture auraient un risque 2.8 fois plus élevé que les femmes portant la ceinture d'avoir une perte fœtale.

Des études ont été conduites afin d'évaluer spécifiquement l'utilisation du port de la ceinture de sécurité par les femmes enceintes. (Ichikawa et al. 2003) ont mené une étude sur l'utilisation du port de la ceinture de sécurité en voiture chez les femmes enceintes de la population Japonaise. Il est à noter qu'au moment de l'étude, la législation japonaise n'imposait pas aux femmes enceintes d'utiliser la ceinture de sécurité. Deux hôpitaux et six cliniques du nord est du Japon ont accepté de distribuer un questionnaire aux femmes enceintes lors de l'attente de leur consultation. 880 personnes se sont portées volontaires pour répondre à cette étude. 62.3% des personnes interrogées à moins de 20 semaines de gestation ont déclaré utiliser toujours la ceinture lorsqu'elles conduisaient. Ce chiffre passe à 51.4% pour les personnes entre leurs 20ème et 29 ^{ème} semaines de gestation et a 37.9% pour les personnes de plus de 30 semaines de gestation. Une tendance similaire a été observée pour la position de passagère avant. 80.9% des personnes ont en revanche déclaré ne pas porter la ceinture lorsqu'elles utilisaient la place arrière. Les personnes ayant cessé de porter la ceinture au cours de la grossesse ont déclaré avoir peur pour leur enfant en cas d'accident ou encore éprouvé une gêne. 20% ont reçu des informations sur les bénéfices de l'utilisation de la ceinture pour leur sécurité et celle de leur enfant.

(Sirin et al. 2007) ont étudié les conseils et informations fournis par les professionnels de la santé au cours de consultations prénatales au sujet du port de la ceinture de sécurité par les femmes enceintes. Les résultats obtenus indiquent que seulement 48.7% des femmes enceintes sont informées sur l'importance de l'utilisation du port de la ceinture durant la grossesse L'étude a été menée sur 22 états des Etats-Unis. Une étude similaire a été effectuée par (Beck et al. 2005) en utilisant la même base de données mais s'interessant cette fois à 19 états des Etats-Unis. Les résultats indiquent que le taux de femmes enceintes ayant été informées sur l'utilisation de la ceinture de sécurité durant la grossesse varie d'un nombre compris entre 36.7% et 56.5% selon les états.

(Acar 2004) a mis en ligne un questionnaire destiné aux femmes enceintes afin de renseigner leur usage en voiture et notamment leur utilisation de la ceinture de sécurité. Sur 450 réponses obtenues, 95% des personnes ont déclaré porter la ceinture de sécurité en voiture. Cependant, ils indiquent qu'au vue des réponses recueillies, seulement 13% des personnes placent la ceinture correctement.

(Johnson and Pring 2000) ont distribué un questionnaire destiné a être rempli par les femmes enceintes lors de leur consultation obstétricale de mi-grossesse. Cette enquête renseigne l'utilisation de la ceinture de sécurité et de l'airbag chez les femmes enceintes au cours de la grossesse. 159 personnes ont accepté de participer à l'étude. Parmi ces participantes, 98% ont déclaré toujours porter la ceinture à l'avant du véhicule et 69% ont répondu toujours porter la ceinture à l'arrière du véhicule. Parmi les personnes ne portant pas la ceinture, 22% ont déclaré que c'est pour une question d'inconfort et 30% que c'est car elles estiment que la ceinture est dangereuse pour le fœtus. Concernant la position de la ceinture, 48% des personnes interogées ont identifié le bon positionnement de la ceinture trois points et 37% avaient reçu des informations sur l'utilisation de la ceinture. 37% des personnes interrogées ont un airbag dans leur véhicule incluant une personne l'ayant désactivé car inquiète sur ses effets pour le fœtus en cas d'accident.

(Taylor et al. 2005) ont comparé les connaissances de la bonne utilisation de la ceinture de sécurité chez les femmes enceintes suivies dans les clinique privés (n=203) et publiques (n=450). Les personnes suivies dans les instituts privés ont déclaré utiliser la ceinture de sécurité à chaque fois dans 89.5% des cas. Ce chiffre tombe à 79.3% pour les personnes suivies en instituts publiques. Ces chiffres présentent une différence statistiquement significative (p=0.003). La proportion de personnes positionnant correctement la ceinture de sécurité différe également significativement entre les femmes suivies en instituts privés et publiques (respectivement 83.3% et 66.7%). En revanche, aucune différence significative n'a été trouvée concernant le taux de personnes ayant reçu des informations (toutes sources confondues) quant à l'utilisation de la ceinture de sécurité durant la grossesse : 25.2% pour les personnes consultant dans les cliniques publiques et 28.5% pour les personnes consultant dans les instituts publiques.

(Jamjute et al. 2005) ont diffusé un questionnaire en Irlande sur le port de la ceinture de sécurité à 154 femmes enceintes et 56 professionnels de la santé. Le questionnaire pose la question de la fréquence d'utilisation de la ceinture ainsi que de son positionnement (entre avril 2003 et mai 2004). Pour ce dernier point, cinq photographies d'une femme enceinte portant la ceinture de sécurité ont été présentées aux femmes enceintes avec seulement une photographie présentant une position correcte de la ceinture. Sur les 154 femmes enceintes ayant participé à l'étude, 74.6% ont déclaré porter la ceinture quand elles conduisaient et 78.5% ont déclaré porter la ceinture quand elles étaient passagères. 33.1% des personnes ont des préoccupations quant à l'utilisation de la ceinture de sécurité. Seulement 22% des personnes ont reçu des conseils durant leur grossesse la plupart du temps au travers de livres et de magazines. 47.4% de ces femmes ont selectionné la photo avec le bon positionnement de la ceinture de sécurité. Chez les professionnels de la santé (docteurs et sages femmes), 16% ont selectionné une photo avec un mauvais positionnement de la ceinture. 67.8% des docteurs et 57.1% des sages-femmes ont déclaré ne donner des conseils aux femmes enceintes sur ce sujet que sur demande. Seulement 16% de ces professionnels ont déclaré qu'il faudrait conseiller les femmes dès le premier trimestre de la grossesse.

Il est à retenir que: (1) Lors d'un accident de la route, la femme enceinte est majoritairement conductrice. (2) La majorité des accidents de la route impliquant une femme enceinte ont eu lieu à des vitesse inférieures à 35km/h, (3) Les femmes victimes d'un accidents de la route présentent un risque augmenté de blessures fœtales, accouchements d'enfant en sous-poids et d'accouchements prématurés même lorsque la mère n'a pas été bléssée (ISS=0), (4) Selon les études et la législation en rigueur dans le pays concerné au moment de l'étude, entre 40% et 95% des femmes enceintes portent la ceinture de sécurités, (5) la ceinture de sécurité diminue le risque de pertes fœtales lors d'un accident de la route et (6) entre 20% et 50% des femmes intérogées ont déclaré avoir reçu des informations sur l'importance du port de la ceinture de sécurité et sur sa bonne utilisation.

A.2.4 Estimation du nombre de pertes fœtales annuel

En France, aucune étude relatant le nombre de femmes enceintes victimes d'un accident de la route n'a pu être répertoriée. En 2012, et d'après l'Observatoire National Interministériel de la Sécurité Routière (ONSIR), 60437 accidents corporels ont été enregistrés en France metropolitaine. Parmi ces accidents, 3386 ont été répertoriés comme mortels et 25625 comme graves. 3653 personnes ont trouvé la mort sur nos routes cette année. A ce chiffre s'ajoute un total de 75851 personnes blessées (27142 hospitalisées et 48709 blessées légerement). Parmi ces victimes et bien qu'aucun chiffre n'est été donné, il est probable qu'il s'y trouvait des femmes enceintes.

Des recherches sur le sujet ont cependant été conduites à l'international et notamment aux Etats-Unis. (Weiss and Strotmeyer 2002) estiment que 32810 femmes enceintes seraient victimes d'accident de la route aux Etats Unis chaque année soit 2.6% des accidents impliquant une femme. (Sirin et al. 2007) estiment que le nombre de femmes enceintes blessées aux Etats Unis serait d'environ 92 500 chaque année. (Weiss et al. 2011) estiment qu'en Pennsylvanie au moins 1.1% des femmes enceintes seraient victimes d'un accident de la route chaque année.

Plusieurs études ont estimé le nombre de pertes fœtales annuel (Klinich et al. 1999a, Weiss 1999, Weiss 2001, Jernigan 2002). Les nombres obtenus varient d'une étude à l'autre car ils dépendent des hypothèses initiales proposées. (Manoogian and Duma 2008) ont effectué une revue de ces différentes études et indiquent que le nombre de pertes fœtales annuel aux Etats-Unis varie, selon les estimations, de 90 à 4800. La variation moyenne entre les études indique un nombre de pertes fœtales annuel compris entre 865 et 2795. (Peres 2012) a extrapolé ces résultats provenant des Etats-Unis au cas de la France en utilisant les données disponibles de l'année 2010 provenant de l'ONISR et de l'Institut National de la Statistique et des Etudes Economique (INSEE), puis en appliquant les différentes méthodes d'approximation présentées dans l'étude de (Manoogian and Duma 2008) avec les chiffres français. Les résultats qu'il obtient indiquent que le nombre de pertes fœtales, dans notre pays et en fonction de la méthode d'estimation, varie de 38 à 965. La moyenne des résultats qu'il obtient indique une variation du nombre de pertes fœtales annuel en France d'une valeur comprise entre 126 et 409. Ces chiffres peuvent être comparés aux 130 enfants de

moins de 14 ans tués à la suite d'un accident de la route en France en 2010 d'après l'International Traffic Safety Data and Analysis Group (IRTAD).

A.2.5 Risque de blessures ou de pertes fœtales à la suite d'un accident de la route

Des recherches ont été menées pour estimer le risque de pertes fœtales à la suite d'un accident de la route en fonction des conditions d'accidents. Pour cela, des études d'accidents réels impliquant des femmes enceintes ont été effectuées.

(Klinich et al. 1999a) ont analysé 42 cas d'accidents réels impliquant des femmes enceintes d'un âge gestationnel supérieur à 20 semaines ayant eu lieu entre 1996 et 1999. Leur base de données contient des informations relatives aux conditions de l'accident (vitesse, direction, place de la femme dans le véhicule, utilisation de système de protection), le bilan lésionnel maternel et le bilan lésionnel fœtal. La femme enceinte était conductrice dans 26 accidents, passagère avant dans 14 accidents et passagère arrière dans 3 accidents. 8 femmes ne portaient pas la ceinture de sécurité. Parmi les accidents analysés, 27 étaient des chocs frontaux, 10 latéraux et 6 etaient des impacts arrières. 8 accidents ont entrainé la perte du fœtus, 8 ont entrainé un décollement placentaire, des blessures directes au fœtus ou encore un accouchement prématuré et 6 accidents ont entrainé des complications mineures pour le fœtus. Les résultats indiquent que la sévérité de l'accident est le facteur qui a l'effet le plus important sur le bilan lésionnel fœtal et que l'utilisation de système de protection et notamment la ceinture trois points diminue le risque de pertes fœtales.

(Klinich et al. 2008) ont complété cette base d'accidents impliquant des femmes enceintes avec 14 cas supplémentaires ayant ainsi un support de travail de 57 cas de collisions impliquant une femme enceinte. Dans cette étude il n'a pas été trouvé de relation significative reliant le risque de perte fœtale à la direction ou à la position de la mère (passagère ou conductrice). En revanche, le risque de perte fœtale est fortement lié à la sévérité du crash et à la sévérité des blessures de la mère. Les personnes ayant une ceinture trois points correctement installées sont également moins sujettes à avoir des complications sévères. Des regressions logistiques ont été effectuées afin de développer des courbes de risques de blessures fœtales en fonction de la sévérité de l'accident et de l'utilisation de la ceinture de sécurité (Figure 4). Pour cela, le fœtus a été considéré comme blessé si l'accident

a entrainé la perte du fœtus, une rupture utérine, des blessures directes au fœtus ou encore un accouchement prématuré avant 32 semaines de grossesse et ayant eu lieu dans les 48 heures suivant l'accident.

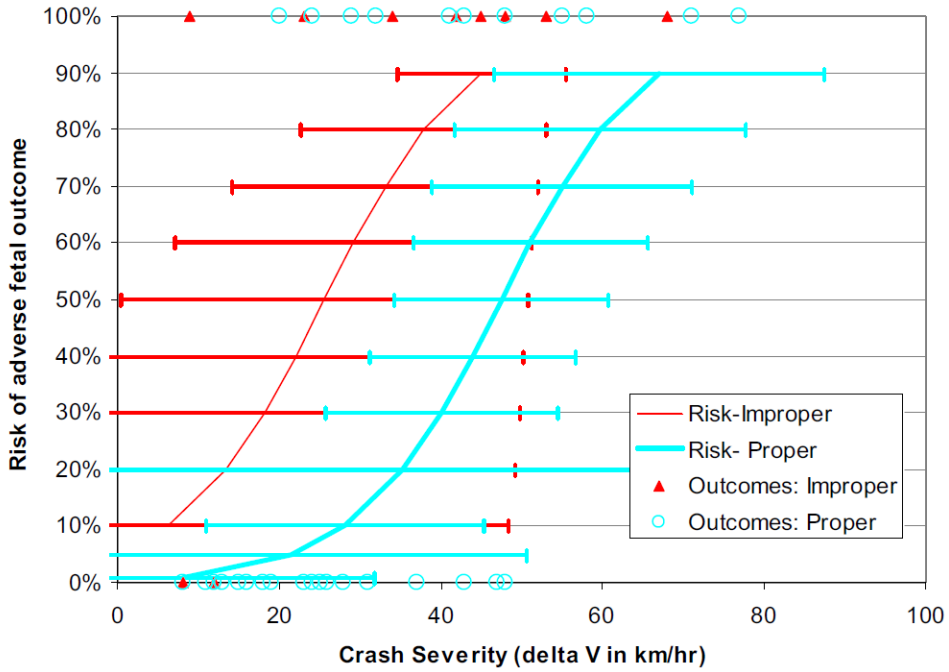

Figure 4: Risque de blessure fœtale en fonction des conditions de l'accident (Klinich et al. 2008)

A.2.6 Position de conduite de la femme enceinte

Lors de la grossesse, les modifications morphologiques de la femme enceinte peuvent l'amener à modifier ses interactions avec l'habitacle d'une automobile. Afin de pouvoir simuler des situations d'accidents impliquant des femmes enceintes il est indispensable de pouvoir reproduire une situation de conduite réaliste. Plusieurs études ont donc été menées afin de définir le positionnement d'une femme enceinte dans une automobile et de pouvoir quantifier ses rapports avec les différents éléments de l'habitacle.

(Motozawa et al. 2008) ont effectué des mesures anthropométriques sur la population Japonaise avec un groupe de 20 femmes enceintes (âge gestationnel moyen de 31.4 semaines) et un groupe de 20 femmes non-enceintes. Pour l'étude, les volontaires se sont installées dans l'habitacle d'une Honda Accord de 2003 en position de conduite. Leur étude n'indique pas de différences significatives dans la position du siège entre le groupe de

femmes enceintes et celui de femmes non enceintes. Les résultats obtenus pour ce qui est de la position de conduite des personnes sont présentés dans le Tableau 2.

Groupe	distance du siège par rapport à la position la plus en avant (mm)	inclinaison siège par rapport à la position la plus en avant (°)	Distance la plus courte entre le volant et l'abdomen (mm)	Distance horizontale entre la partie la plus basse du volant et l'abdomen (mm)
Groupe de femmes enceintes	103±49	7,1±3	130±47	146±56
Groupe de femmes non enceintes	102±43	6,2±3,3	213±49	251±51

Tableau 2: Position de la femme enceinte en voiture (Motozawa et al. 2008)

(Klinich et al. 1999b) ont effectué des mesures anthropométriques pour établir la position des femmes enceintes en voiture sur la population Américaine. Les mesures ont été prises avec les volontaires installées dans un simulateur de conduite. 22 femmes enceintes ont participé à l'étude et furent divisées en cinq groupes en fonction de leur stature. Les mesures ont été effectuées en quatre sessions en fonction de l'âge gestationnel : 3 mois, 5 mois, 7 mois et 9 mois. Les mesures effectuées pour quantifier la position des femmes dans l'habitacle (résultats indépendants de la stature des personnes) sont présentées sur la Figure 5. Le Tableau 3 présente les résultats obtenus concernant la position de conduite des femmes enceintes au cours de la grossesse, toute stature confondue. Leur étude a également porté sur le positionnement de la ceinture de sécurité chez les femmes enceintes. Les mesures effectuées pour estimer le positionnement de la ceinture abdominale sont présentées sur la Figure 6.

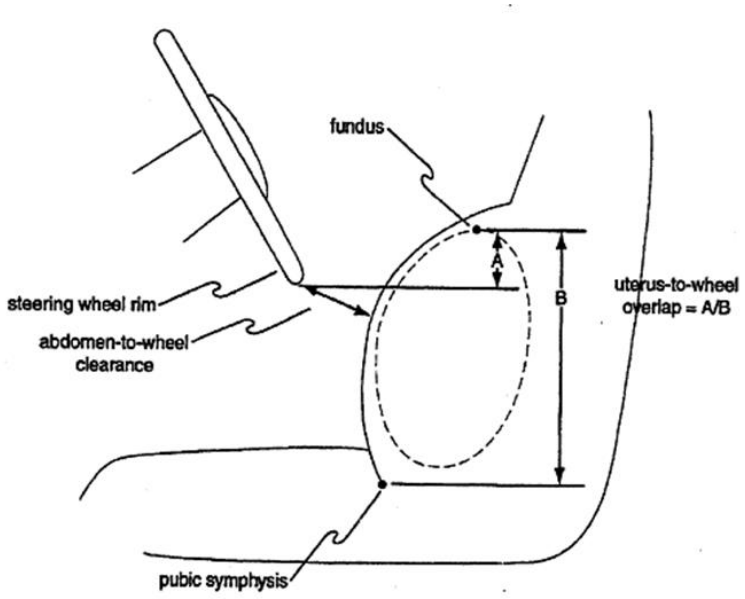

Figure 5: Mesures effectuées pour quantifier la position de conduite des femmes enceintes (Klinich et al. 1999b)

Age gestationnel	3 mois	5 mois	7 mois	9 mois
Angle volant °	14.9	14.6	15.7	15.7
Angle dossier°	25.8	26.8	25.1	26.4
Distance volant utérus (mm)	140	110	85	62
Proportion de l'utérus au-dessus du volant (%)	X	13	24	27

Tableau 3: Position de conduite des femmes enceintes en fonction de l'âge gestationnel

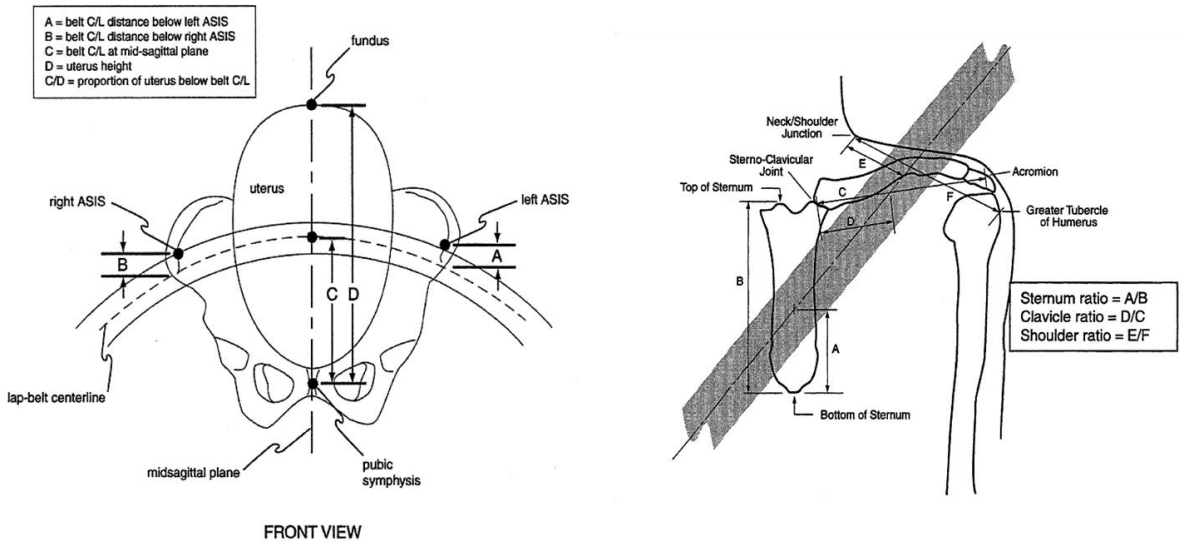

Figure 6: Mesures effectuées pour quantifier les positions de la ceinture ventrale et thoracique chez les femmes enceintes en position de conduite (Klinich et al. 1999b)

Les données enregistrées indiquent que la ligne médiane de la ceinture abdominale se situe à ±20mm des marqueurs situés sur les ASIS (Anterior Superior Iliac Spine : voir figure A.6). Il est à noter qu'après 20 semaines de grossesse entre 50% et 80% de l'utérus se situe sous la ceinture et ainsi que même lorsqu'elle est bien positionnée le risque de chargement de l'utérus lors d'un accident est réel. Les résultats obtenus sont présentés dans le Tableau 4.

Sternum ratio	Clavicule ratio	Shoulder ratio
0.55	0.45	0.33

Tableau 4 : Position de la ceinture thoracique chez les femmes enceintes en position de conduite

(Weekes 2010) a également conduit une étude anthropométrique de la femme enceinte et, pour ce qui nous intéresse, de sa position de conduite. Les mesures des femmes en position de conduite ont été effectuées dans une supermini sized hatchback âgée de trois ans au moment de l'étude. 16 femmes enceintes dans le dernier trimestre de grossesse ont participé à cette étude (âge de gestation moyen : 34 semaines et taille moyenne de 1644mm). Les résultas obtenus sont présentés dans le Tableau 5.

Grandeurs géométriques	Distance moyenne (mm)	Déviation standard
Distance sternum/centre duvolant	371.9	50.1
Abdomen/centre du volant	161.1	47
Abdomen/point le plus bas du volant	83.7	46.6

Tableau 5: Position de conduite des femmes enceintes

A.3 Article 1: La femme enceinte en voiture : Usage, posture et risques de blessures sur la population française

Afin de contribuer à la compréhension de l'utilisation au sens large de la voiture par les femmes enceintes, nous avons mis en place une étude sur la population française. Pour cela, trois volets de recherche ont été développés : un premier concernant le recueil d'informations sur les habitudes et sensations des femmes enceintes lors de l'utilisation d'une voiture, un second pour quantifier la position de conduite des femmes enceintes du 6ème au 9ème mois et enfin un dernier ayant pour objectif de constituer une base de données d'accidents de voiture impliquant des femmes enceintes occupantes du véhicule afin d'étudier l'influence des conditions de l'accident sur les blessures foetales.

Ces travaux ont été rendus possibles à la fois grâce à une triple collaboration entre le Laboratoire de Biomécanique Appliquée, l'Ecole Universitaire de Maieutique Marseille Méditerranée et l'Unité Mixte de Recherche Epidémiologique et de Surveillance Transport Travail Environnement (UMRESTTE) mais également grâce aux travaux menés par Charlotte Brant et Aurélie Chopin, deux étudiantes en faculté de maïeutique qui ont participé à cette étude dans le cadre de leur stage de fin d'étude, stages dont j'ai assuré l'encadrement scientifique.

Dans la littérature, trois études traitant de la position de conduite des femmes enceintes ont pu être répertoriées (partie A.3). L'une des limites de ces études est le nombre restreint de volontaires ayant participé (de 16 à 22 selon l'étude considérée). De plus, seule celle proposée par (Klinich *et al.* 1999b) permet un suivi de l'évolution de la position de conduite au cours de la grossesse. Cette donnée est pourtant nécessaire lorsque l'on désire étudier l'influence de l'âge gestationnel sur le risque de blessures du fœtus à la suite d'un accident. Les méthodes adoptées par les différents auteurs sont également différentes et peuvent entrainer des écarts dans les résultats : (Klinich *et al.* 1999b) ont effectué les mesures avec des femmes enceintes installées dans un habitacle reconstitué associé à un simulateur de conduite. Les mesures proposées par (Motozawa *et al.* 2008, Weekes 2010) ont été

effectués dans un véhicule de laboratoire dans lequel les volontaires furent invités à régler leur position de conduite. Si l'on considère que les personnes sont alors placées dans une vraie situation de conduite, les conditions d'un laboratoire s'éloigne tout de même de celles de la réalité où un grand nombre de véhicules est utilisé proposant ainsi différentes positions de conduite possibles. La selection des volontaires est également différente entre les études. La méthode proposée par (Klinich *et al.* 1999b) et consistant à suivre l'évolution de la position de conduite des personnes au cours de la grossesse est interessante puisque permet d'avoir des informations sur des personnes dans un stade gestationnel comparable (le même mois). Les mesures proposées par (Weekes 2010) ont été effectuées sur des volontaires dans le dernier trimestre de grossesse (et donc du 7ème au 9ème mois). Si l'âge gestationnel moyen est de 34 semaines, il est tout de même difficile de comparer leurs résutlats avec ceux obtenus sur des volontaires à un mois de grossesse précis. Les résultats des différentes études pour ce qui est de la distance abdomen/volant sont rappelés dans le tableaux 6.

Etude	Distance volant/abdomen
(Klinich et al. 1999b) (36 semaines : 9ème mois)	62mm
(Motozawa et al. 2008) (31±1.9 semaine)	130mm
(Weekes 2010) (34 semaine : dernier trimestre)	83.7mm
(Klinich et al. 1999b) (28 semaines : 7ème mois)	85

Tableau 6: Position de conduite de la femme enceinte selon les études

Pour notre étude de mesure de la position de conduite des femmes enceintes, une méthode différente a été choisie. En effet, il a été jugé judicieux de suivre l'évolution de la position de conduite des femmes enceintes volontaires du 6ème mois au 9ème mois en effectuant des mesures cette fois dans leur propre véhicule afin de s'assurer d'avoir une « vraie » position de conduite. Pour cela, les personnes ont été contactées lors de consultations en maternité et dans des cabinets de sages femmes libérales entre les mois d'Avril 2014 et Novembre 2014 puis, si volontaires pour l'étude, un rendez-vous mensuel a été fixé pour la prise de mesures à domicile et dans leur véhicule. Pour chacune de ces personnes et pour compléter les mesures effectuées, les informations suivantes ont été demandées : âge, poids, taille, et modèle de voiture. Les mesures suivantes ont été effectuées :

- La distance la plus courte entre le volant et l'abdomen

- La distance la plus courte entre le bas du volant et le manubrium
- La distance la plus courte entre le bas du volant et le bas du dossier du siège
- La distance la plus courte entre le bas du volant et le haut du dossier du siège

Un total de 15 femmes enceintes a accepté de participer à ces prises de mesures.

Le deuxième objectif de notre étude était d'obtenir des informations sur le ressenti et les habitudes des femmes enceintes en voiture en fonction de l'âge gestationnel. Deux raisons à cela : (1) déterminer la situation « type » d'une femme enceinte en voiture et (2) déterminer si la ceinture de sécurité gêne les conductrices et si cette gêne les pousse à ne pas l'utiliser ou à mal positioner la ceinture. L'obtention de ces informations a été effectuée par le biais d'un questionnaire approuvé par la Commission nationale de l'informatique et des libertés (CNIL) diffusé sur internet et lors des consultations en maternité ou dans des cabinets de sages femmes libérales entre Avril 2014 et Novembre 2014 (voir Annexe 1). Le questionnaire se compose de questions de type « liste radio » renseignant (1) des informations sur la personne (âge, âge gestationnel, taille), (2) des informations sur l'usage de la voiture (trajet personnel, trajet professionnel, fréquence d'utilisation) (3) des informations sur la place la plus souvent utilisée en voiture (4) des informations sur l'utilisation de la ceinture de sécurité (port ou non-port, sensation quant à l'utilisation de la ceinture, position de la ceinture ventrale et thoracique), (5) des informations sur la position du siège (plus ou moins avancé par rapport au mois précédent) et enfin (6) des informations sur la connaissance de systèmes dédiés à la femme enceinte pour l'aide au positionnement de la ceinture de sécurité. Un total de 135 questionnaires remplis a été recueilli.

La dernière partie de l'étude s'est portée sur l'analyse de cas d'accidents impliquant des femmes enceintes. C'est à notre connaissance la première étude de ce type dans notre pays. Dans la littérature, seule une étude a proposé ce type d'informations avec 57 cas d'accidents détaillés (partie A.2.5). Ces informations sont pourtant nécessaires pour pouvoir évaluer la capacité d'un modèle numérique à fournir un résultat en accord avec la réalité. L'objectif était de recueillir des informations sur les conditions d'accidents, le bilan lésionnel maternel ainsi que celui du fœtus afin de pouvoir corréler conditions d'accidents et risques de blessures. Les cas étudiés ont été extraits de la base de données dite du Registre du Rhône, développée par l'UMRESTTE. Cette dernière regroupe de façon exhaustive tous les accidents

de la route ayant eu lieu dans le département du Rhône (France) et dont les victimes ont été admises dans un hôpital, ce quelque soit la gravité des lésions liées au choc, le type de véhicule impliqué et les caractéristiques des victimes. La méthode utilisée pour obtenir ces cas d'accidents et les différentes informations nécessaires à l'étude peuvent être résumées en trois étapes :

- La première étape a consisté à identifier les accidents disponibles dans la base de données du Registre du Rhône et ayant impliqué des femmes enceintes. Un total de 342 dossiers a été obtenus avec comme informations quelques conditions de l'accident (position, utilisation de la ceinture) et le bilan lésionnel maternel détaillé en terme de gravité AIS. (342 dossiers)
- La seconde étape a consisté à compléter les informations de cette base de données en y ajoutant le bilan du monitoring effectué à la suite de l'accident pour obtenir le bilan lésionel du fœtus. Pour cela, les accidents ont dû être recoupés avec les fiches des hopitaux.
- Pour terminer, et lorsque les cas d'accidents du registre pouvaient être associés aux Bulletins d'Analyse des Accidents Corporels (BAAC) (informations indispensables pour associer les accidents aux procés verbaux (PV)), nous avons demandé l'autorisation d'obtenir les procès verbaux correspondant afin de compléter les conditions d'accidents disponibles et notamment pour essayer d'obtenir les vitesses des accidents.

Les informations qui ont ainsi été retenues sont: (1) l'âge de la victime, (2) l'année de l'accident, (3) la place de la femme enceinte dans le véhicule, (4) l'utilisation de système de protection (ceinture, airbag), (5) la direction de l'impact (cas reliés aux fichiers BAAC), (6) le bilan fœtal après monitoring, (7) le bilan lésionnel maternel détaillé avec les descriptions Abbreviates Injury Scale (AIS) et Maximum Abbreviated Injury Scale (MAIS)

Article 1: Article soumis à la revue « Accident Analysis & Prevention », actuellement sous processus de review (soumis le 12/09/1015)

Pregnant Women in Vehicles: Driving Habits, Position and Risk of Injury

F.Auriault[a], C. BrandtT[b], A. Chopin[b], B. Gadegbeku[c], A. Ndiaye[c], MP. Balzing[b], L. Thollon[a] and M. Behr[a]

[a] Aix-Marseille Université, IFSTTAR, LBA UMR_T24, F-13016 Marseille, France

[b] Ecole Universitaire de Maïeutique Marseille Méditerranée, F-13015 Marseille, France

[c] IFSTTAR, TS2, UMRESTTE UMR_T9405, F-69500 Bron, France

Highlights

- Car usage by pregnant women at various stages of pregnancy was analyzed focusing on their position and their usage habits and feelings
- Measurements of 15 pregnant women driving position in their own vehicle from the 6th to the 9th month of pregnancy were performed
- A multiple-choice questionnaire was proposed to a total of 135 pregnant women in the offices of local midwives to obtained information about car usage habits and feelings
- Real car accidents investigation involving pregnant women was performed

A.3.1 Abstract

Objectives: This study proposed to broadly examine vehicle use by pregnant women in order to improve the representativity of accident simulations involving these particular occupants.

Methods: With this aim in mind, three research pathways were developed: the first was a questionnaire survey examining the driving habits of pregnant women, the second obtained measurements of their driving position in their own vehicle during pregnancy, and the third examined car accidents involving pregnant occupants. These accidents were all extracted from an accident database collated in the Rhône department of France between 2004 and 2012.

Results: The majority of pregnant women were drivers and wore their seat belts whatever the stage of pregnancy, although nearly one third of the women questioned considered that the seat belt was dangerous for their unborn child. The measurements obtained also showed that the position of the pregnant woman in her vehicle, in relation to the various elements of the passenger compartment, changed significantly during pregnancy. In the accidents studied, no correlation was found between the conditions of the accident and the resulting fetal injury.

Conclusions: Even an accident occurring at low initial speed and resulting in minor injury to the mother may lead to fetal death. It seems of primary importance to increase pregnant women's awareness of the importance of a hospital check-up, even after a low-speed impact.

Keywords: pregnancy, road accident, fetal outcome, crash investigation, anthropometry

A.3.2 Introduction

Motor vehicle accidents are the leading cause of fetal injury resulting from trauma (Mirza et al. 2010, Cheng et al. 2012), bearing in mind that 6% to 7% of pregnant women (PW) sustain injury, all types of injury taken together (Connolly et al. 1997, Chames and Pearlman 2008). PW involved in car accidents have a higher risk of premature delivery, placenta abruption and cesarean delivery (El-Kady et al. 2004, Weiss et al. 2008). The perinatal outcome is also compromised with an increased risk of fetal distress, neonatal respiratory distress syndrome and intrauterine fetal death (Schiff and Holt 2005). Other symptoms such as uterine contractions, vaginal bleeding, premature membrane rupture and abnormal fetal heartbeat have been observed after motor vehicle crashes (Metz and Abbott 2006). In road accidents specifically, the primary cause of fetal loss is placental abruption, characterized by the development of retroplacental hematoma (Klinich et al. 1998, Oyelese and Ananth 2006).

It is a prerequisite when one wants to protect the fetus and to reduce the risk of adverse fetal outcome resulting from a car accident to first understand the mechanisms of fetal injury . For that purpose, anthropomorphic dummies, computational models representative of PW and fetal injuries criteria were previously developed (Rupp et al. 2001, Moorcroft et al. 2003, Auriault et al. 2014).

These tools can be used to help designing efficient safety systems adapted to pregnant women even though the question of realistic boundary conditions, including body position and interactions with the close environment, remains an issue. One reason is morphological changes during pregnancy could result in driving position modifications that may have direct consequences on the car accident initial conditions. An obvious example is the distance between the steering wheel and the pregnant abdomen. This distance is highly susceptible to influence the risk of direct impact between the abdomen and the steering wheel, modifying significantly the uterus and fetus loading conditions, further affecting injury predictions.

The aim of this study was to identify various types of car usage by PW at various stages of their pregnancy, i.e. between 6 and 9month, focusing on their position and their usage habits and feelings. Real accident scenarios were investigated in order to

improve the definition of initial conditions for car crash simulation studies.

A.3.3 Material and methods

Driving Position during Pregnancy

PW included in this study were contacted during their obstetric consultation at the city public hospital or in the surrounding offices of midwives in private practice, between April 2014 and November 2014. Fifteen women volunteered for the study and were followed once a month between 6 and 9 month of pregnancy. Recorded data concern the driving position in their own vehicle, characterised by a total of 4 measurements (see Figure 1):

- D1: shortest distance in mm between steering wheel and abdomen
- D2: shortest distance in mm between steering wheel and manubrium
- D3: shortest distance in mm between steering wheel and rear seat base extremity
- D4: shortest distance in mm between steering wheel and upper seat back extremity

Age, weight, height and vehicle type were also recorded.

Car usage Habits during Pregnancy

A multiple-choice questionnaire was proposed to a total of 135 PW in the offices of local midwives and through an internet website between April 2014 and November 2014. The questionnaire was intended to be completed by women pregnant for 6 month or more and who were regular or occasional vehicle users. The questionnaire consisted of 21 questions on the following themes: (1) frequency of vehicle use, (2) seating position most often occupied in the vehicle, (3) adjustment or otherwise of the driving position during pregnancy, (4) most frequent

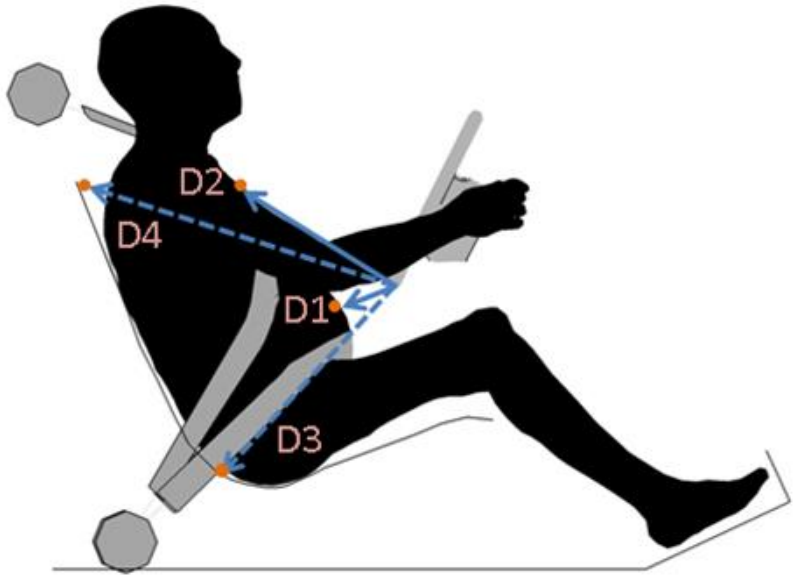

Figure 1: Measurements obtained to quantify the driving position

type of use (leisure or work-related), (5) use of the seat belt.

The questionnaire also contained more general questions on the feelings of the volunteers when in their vehicle, that is any feeling of discomfort due to vehicle use, and use of supplemental restraint systems or of restraints designed specifically for PW.

Accident Analysis

In the last part of the study, real accidents involving PW were analyzed. The cases studied were extracted from the Rhône Register database previously detailed in (Laumon et al. 1977, Amoros et al. 2007). This database is an exhaustive record of road accidents that occurred in the Rhône district, France, and whose victims required hospital consultation, whatever the severity of the injuries related to the impact, the type of vehicle involved and the characteristics of the victims. For our study, we selected all accidents between 2004 and 2012 concerning PW injured as a car occupant. The information collected include some conditions of the accident and assessment of maternal and fetal injury after clinical examination of the mother in the hospital.

A total of 342 reports were included in the study. Of these reports, 108 could be linked with the corresponding police records which yielded further information on the conditions of the accident, the direction of impact in particular. The items finally retained were: (1) the victim's age, (2) year of the accident, (3) seating position in the vehicle by the pregnant woman, (4) use of a protection system (seat belt, airbag), (5) direction of impact (where police records were available), (6) fetal injuries after monitoring, (7) detailed description of maternal injuries according to the Abbreviated Injury Scale (AIS) and the Maximum Abbreviated Injury Scale (MAIS) (1971, Petrucelli et al. 1981). The Injury Severity Score (ISS) (Baker et al. 1974) was also calculated from the AIS in cases involving fetal injury. When speed at impact was not known, in cases with fetal injury it was estimated based on a study proposed by (Richter et al. 2005) which presents the ISS curve according to the initial speed of the vehicle in the accident.

A.3.4 Results

Driving Position

The mean age of the study population (n=15) was 30.9 ± 4.8 years and the mean height 164 ± 5.2cm. Table 1 presents changes in driving position during pregnancy, according to measurements detailed in Figure 1.

Measurement	6 month	7 month	8 month	9 month
D1	16.8±5.4	14.6±4.9	12.9±4.9	11.9±4.1
D2	43.5±4.7	44±5.1	43.7±5.3	44.4±4.9
D3	64.1±5.3	64.8±5.4	65.1±5.1	65.7±5.1
D4	47.4±4	48.1±3.8	48.5±3.7	49±3.7

Table 1: Changes in driving position during pregnancy (cm, means±standard deviation (SD))

Paired Student t-tests were used to compare each of the distances measured according to the month of pregnancy. The following measurements showed significant differences according to the stage of pregnancy :

- D1 between 6 and 7 month ($P<0.01$), between 6 and 8 month ($P<0.01$), between 6 and 9 month ($P<0.01$), between 7 and 8 month ($P<0.01$), between 7 and 9 month ($P<0.01$) and between 8 and 9 month ($P<0.05$).
- D4 between 6 and 7 month ($P<0.01$)

The greatest changes were observed for distance D1 (abdomen/steering wheel).

Driving Habits

As stated before, a total of 135 PW volunteered to complete the questionnaire on driving habits during pregnancy. The mean age of volunteers was 30.9± 4.2 years, the mean weight was 61±9.2kg and the mean height was 169.1±2.8cm. Among the volunteers, 70% declared using a city car, 14% a sedan and 6% a SUV or a monospace. Results about general car usage during pregnancy are detailed in table 2. In the table, questions about the seat position always refer to the position as compared to the previous month.

The questionary further indicate that:

- More than 90% declared using the seatbelt, whatever their gestational age: 91.7% at 6 month of pregnancy, 100% at 7 month of pregnancy, 90.6% at 8 month of pregnancy and 96.9% at 9 month of pregnancy.
- More than 80% of the women wearing the belt reported positioning the lap belt below the abdomen. The remaining reported positioning the lap belt at the middle or above the abdomen,
- More than 87% reported positioning the chest belt as expected on the chest. The others declared positioning the chest belt behind the shoulder,
- At 6 month of pregnancy, 52.8% of the women wearing the belt reported that it is uncomfortable, At 7 month of pregnancy, 60% of the women wearing the belt reported that it is uncomfortable, At 8 month of pregnancy, 65.6% of the women wearing the belt reported that it is uncomfortable, At 9 month of pregnancy, 56.2% of the women wearing the belt reported that it is uncomfortable,

- 41.7% of the respondent at 6 month of pregnancy consider the belt dangerous for the fetus, 40% of the respondent at 7 month of pregnancy consider the belt dangerous for the fetus, 37.5% of the respondent at 8 month of pregnancy consider the belt dangerous for the fetus, 34.4% of the respondent at 9 month of pregnancy consider the belt dangerous for the fetus,
- Very few declared they had previously used an additional safety device developed for PW (around 7%). However, half of the respondent declared not being aware of such systems but eventually interested in using one.

Accident Analysis

A total of 342 accidents involving PW and followed by hospital admission were found in the database over the period 2004/2012. The mean age of the victims in the database was 28.4±5.39 years. Out of the 342 accidents, 335 were followed by normal fetal examination and no further complication, while 3 fetuses required monitoring (maternal contractions, metrorraghia), and 4 fetuses sustained critical injury (1 placental abruption, 3 fetal losses). These 7 cases with adverse fetal outcome are detailed below. Direction of impact and seat belt use in the 108 cases available in the

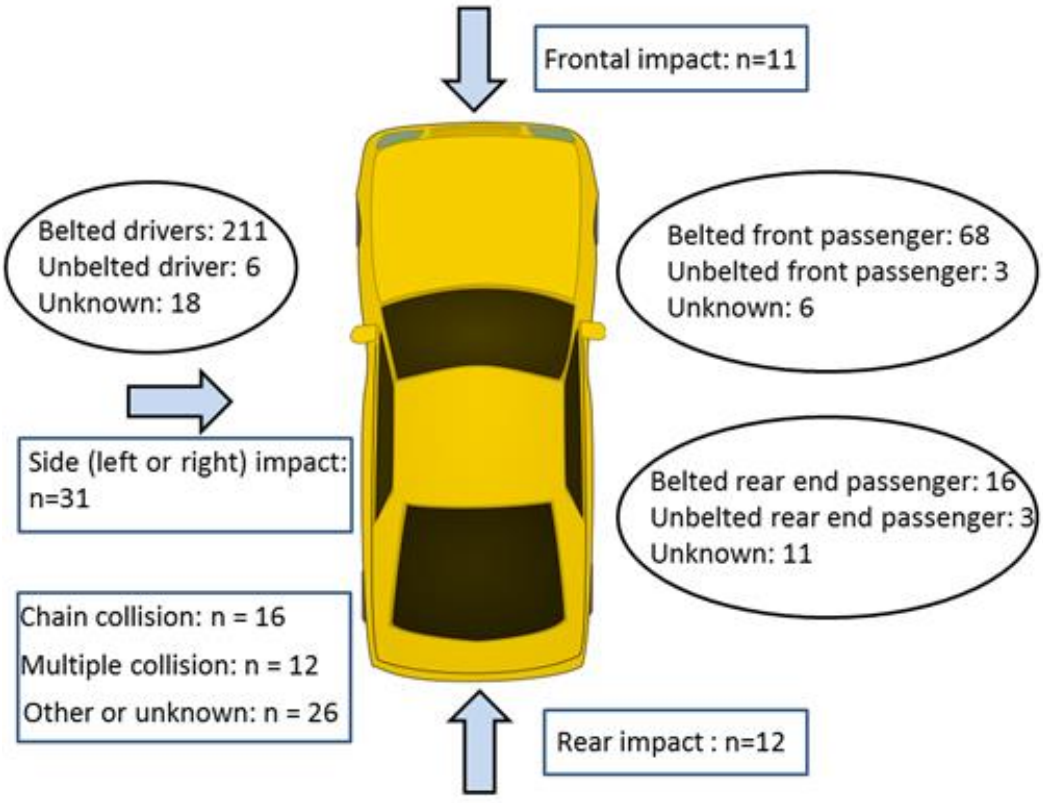

Figure 2: Seat belt use and direction of impact

police database are summarized in Figure 2. The MAIS score according to position in the vehicle is presented in Table 3.

Case 1: Accident resulting in transient contractions only

The victim, the driver, was a 30-year-old and wearing a seat belt. the airbag did not deploy. The impact occurred from the left. Gestational age was 30 WA. The accident caused abdominal hematoma. The estimated MAIS score was 1. The victim experienced contractions after the accident (ISS=1, estimated speed less than 30km/h).

Case 2: Accident resulting in metrorrhagia

The victim was a 28-year-old, seated in the front passenger seat and wearing a seat belt. The airbag did not deploy. Pregnancy stage was not recorded. The accident caused abdominal hematoma. MAIS score was 1. Metrorrhagia occurred after the accident (ISS=1, estimated speed less than 30km/h).

	Month 6, n = 36 n (%)	Month 7, n = 35 n (%)	Month 8, n = 32 n (%)	Month 9, n = 32 n (%)
Position in the vehicle for work-related use				
Driver	28 (77.8)	21 (60)	15 (46.9)	7 (21.9)
No vehicle use (other means of transport, not in employment)	7 (19)	10 (28.6)	14 (43.7)	25 (78)
Position in the vehicle for non-work related use				
Driver	23 (63.9)	13 (37.1)	13 (40.6)	15 (46.9)
Front passenger	8 (22.2)	12 (34.3)	12 (37.5)	11 (34.4)
Front passenger or driver	3 (8.3)	10 (28.6)	6 (18.6)	6 (18.8)
Frequency of vehicle use				
Daily	21 (58.3)	14 (40)	12 (37.5)	7 (21.9)
3 to 5 times a week	10 (27.8)	16 (45.7)	11 (34.4)	14 (43.8)
At least once a week	5 (13.9)	5 (14.3)	9 (28.1)	11 (34.4)
Position of the seating surface				
Same position	29 (80.6)	20 (57.1)	21 (65.6)	19 (59.4)
Further back	4 (11.1)	14 (40)	9 (28.1)	12 (37.5)

Table 2: Vehicle use during pregnancy

	Driver	Front passenger	Rear passenger	Total MAIS scores
MAIS 1	221	75	27	323
MAIS 2	11	2	1	14
MAIS 3	1	1	0	2
MAIS ≥ 4	1	0	2	3

Table 3: MAIS scores according to position in the vehicle

Case 3: Accident resulting in metrorrhagia

The victim was a 19-year-old, in the second month of pregnancy, who was a center rear seat passenger. Seat belt status was not documented. The victim sustained abdominal hematoma (ISS =1, estimated speed less than 30km/h).

Case 4: Accident resulting in placental abruption

The victim, the driver, was 27-year-old, in her third month of pregnancy. She was wearing a seat belt. The airbag did not deploy during the accident, which was a chain collision. She sustained abdominal hematoma and placental abruption was detected during monitoring at the hospital. MAIS score was 1 (ISS=1, estimated speed less than 30km/h).

Case 5: Accident resulting in fetal expulsion

The victim was 26-year-old, at 32 WA. She was driving and was seatbelted when the accident occurred. The vehicle hit a post in frontal collision. The airbag did not deploy. The accident caused thoracic hematoma and a superficial wound to the lower limbs. MAIS score was 1. A dead fetus was expelled (ISS=2, estimated speed less than 30km/h).

Case 6: Accident resulting in fetal death in utero

The victim was 28-year-old , at 28 WA. Her vehicle was involved in a multiple collision. The first impact occurred at the rear of the vehicle. Seat belt use was not documented. The victim presented head injuries: edema of the cerebral fossa, a small intracerebral hematoma, intraventricular hemorrhage and fractures of the facial bones. Additional injuries were perforation of the aorta, major kidney injury, liver contusion, atlantoaxial displacement, and spinal and pelvic fracture. MAIS score was 5. The victim had spinal cord injury. The accident resulted in fetal loss (ISS=57, estimated speed greater than 120km/h).

Case 7: Accident resulting in maternal and fetal death

The victim was 31-year-old at 32 WA and died after the accident. She was the driver and was wearing a seatbelt. Airbag deployment was not recorded. The victim had retroperitoneal bleeding and a skull injury. The accident occurred on a wet road. The vehicle hit a concrete electricity pylon head. The impact occurred on the left side pillar of the car, on the driver's side. MAIS score was 3

Before the impact and loss of control of the vehicle, the speed was about 90km/h.

A.3.5 Discussion

Driving position measurement results indicate that PW did not adjust their seating position during pregnancy even if between 11% to 40% of the questionnaire respondent stated ajusting the seat position during pregnancy (table 2). This result is in accordance with (Motozawa et al. 2008, Klinich et al. 1999b). Then, and due to morphological changes related to pregnancy, the distance abdomen/steering wheel become shorter and shorter. As result, position of PW in their own vehicle changes significantly with stage of pregnancy. The confidence intervals of the differences for the distance D1 (steering wheel/abdomen) variation are reported in Table 4.

D1 variation was clearly marked, with a mean decrease in the study population of between 3.07 and 6.52cm between 6 and 9 month of pregnancy with a 95% confidence interval. This distance is of primary importance for accident simulation as it is directly related to possible contact between the steering wheel and the abdomen. In an earlier study reported by (Motozawa et al. 2008) measurements of driving position were obtained in 20 pregnant Japanese women positionned in the driver's seat of a honda Accord (2003). Only a mean gestational age of 31.4 weeks, i.e. end of the seventh month of pregnancy was examined. These authors found a mean shortest abdomen/steering wheel distance of 13±4.7cm. This distance is very close to that we observed at a gestational age of 7 month (i.e. 14.6±4.9cm). In another study performed on the american polulation, (Klinich et al. 1999) suggested lower mean abdomen/steering wheel distance, of 7.9cm at 7 month of pregnancy and 5.8cm at 9 month of pregnancy. In their study, the driving position was measured with 22 PW in a laboratory adjustable seating

Distances measured	P	Confidence interval below 95%	Confidence interval above 95%
D1	<<0.01	3.07	6.52

Table 4: Confidence intervals of the differences D1 (steering wheel/abdomen) between 6 and 9 month of pregnancy

	mean±SD height	mean±SD weight about 7month of pregnancy	mean±SD weight non-pregnant women
(Motosawa et al. 2008)	160.8±6.6cm	60.2±6kg	48.4±7kg
(Klinich et al. 1999b)	162±7.1cm	74kg	64kg
Current Study	164±5.2cm	67±9.5kg	57.8±8.8kg

Table 5: Subject body heights and weights from the literature

bucks in front of a driving simulator. Body height and weight of these two studies are presented in table 5. No significant differences of body heights was found between current study and (klinich et al. 1999b). The differences of abdomen relative to steering wheel distance between (Klinich et al. 1999b) and (Motozawa et al. 2008) studies were explained by differences of the body weights between Japanese and American subjects (Motosawa et al. 2008). However, our results suggest that differences observed could be due to the different methods used i.e. measurement performed in real car against measurement performed in laboratory seating bucks.

Concerning vehicule use habits, PW are mainly drivers before 8 month of pregnancy, passengers after that either for work-related and non-worked related vehicle use. Daily car use frequency falls down rapidly from 6 to 9 month of pregnancy (58.3% to 21.9% respectively). In the same time, the PW proportion stating use a vehicle least that once a week from 6 to 9 month increase respectively from 13.9% to 34.4%.

Results also show that the majority (more than 90%) of PW using a vehicle wear seat belts. However, the question of seat belts is a complex one:

- 35% to 40% of women questioned considered that the seat belt is dangerous for their unborn child,
- 45% to 56% would be prepared to use a restraint specifically designed for PW,
- about 10% reported that they did not use a seat belt every time they travelled in a vehicle. This finding should be considered alongside the fact that between 5% and 10% of the women studied placed the seat belt incorrectly (on or above the abdomen).

Preventive efforts are still needed to make PW more aware of the importance of attaching the seat belt correctly.

Crashes investigation indicates a low rate of casualties, i.e. 342 car accidents involving pregnant women for a period of 9 years in an approximately 1.7 million inhabitants area. Considering an estimation of 25000 pregnant women by years in this area (a mean of 25600 annual births from 2007 to 2013 in this area with 1.7% multiple births), we found that about 0.1% of pregnant women are involved in a car accident in Rhone district each year (demographic data from INSEE, the French National Institute of Statistics and and Economics Studies). Accident studies have not revealed correlations that could explain the fetal outcome, because of the small number of adverse fetal outcome observed. However,

our results indicate that even in accidents with minor maternal injury, the fetus may sustain major injury or even death. This finding is in agreement with (Schiff and Holt 2005). If we look at maternal injury alone, only cases 6 and 7 (detailed in the Results section) resulted in a MAIS score >1 (MAIS 5 and 3, respectively). In these two cases, the fetus also died. The information available on maternal injury indicates that the accidents were serious. On the other hand, cases 4 and 5 resulted in only minor maternal injury (MAIS score 1) but caused critical fetal injury (placental abruption and fetal loss). A limitation of our study is that impact speed is little or poorly known. Based on results from (Richter et al. 2005), the speed was estimated regarding the ISS score. However it is just an indication about the accident severity. Another limitation of the study is that we did not follow up the state of health of the fetus, but recorded only the results of monitoring in the maternity unit. It is therefore possible that some fetal injuries were observed only later.

Finally, this study provides broad information on vehicle used by PW. These data are designed to be used in realistic accident simulations.The results made it possible to quantify the mean driving position of PW at 6, 7, 8 and 9 month of pregnancy based on measurements performed in their own vehicle. This data are intented to allow computational car accident simulations with realistics boundary conditions. The most important parameter to adjust according to the model gestational age is the distance between the steering wheel and the abdomen. Study of real accident cases showed that even in accidents with minor maternal injury (MAIS score 1), hospital examination is mandatory as there may be very serious consequences for the fetus. Lastly, it is necessary to continue raising awareness of PW on the importance of seat belt use and to inform them as to how it should be worn.

Acknowledgments

Auhors would like to acknowledge the contribution of Michele Guilbot (IFSTTAR, TS2, LMA, F-13300 Salon de Provence), Jean-François Peytavin (IFSTTAR, TS2, UMRESTTE UMR_T 9405, F-69500 Bron, Jean-Louis Martin (IFSTTAR, TS2, UMRESTTE UMR_T 9405, F-69500 Bron)), and Bernard Laumon (IFSTTAR, TS2, F-69500 Bron) for their assistance in collecting information on the cases of accidents involving pregnant women.The authors thank IFSTTAR and the Provence-Alpes-Côte-d'Azur region for sponsoring this research.

Conflict of interest statement

The authors confirm that there is no conflict of interest in this manuscript.

References

Amoros, E., Martin, J.-L., Laumon, B., 2007. Estimating non-fatal road casualties in a large french county, using the capture-recapture method. Accident Analysis & Prevention 39 (3), 483-490.

Anon, 1971. Rating the severity of tissue damage: I. The abbreviated scale. JAMA 215 (2), 277-280.

Auriault, F., Thollon, L., Peres, J., Delotte, J., Kayvantash, K., Brunet, C., Behr, M., 2014. Virtual traumatology of pregnant women: The pregnant car occupant model for impact simulations (promis). Journal of Biomechanics 47 (1), 207-213.

Baker, S.P., O'neill, B., Haddon, W., Jr., Long, W.B., 1974. The injury severity score: A method for describing patients with multiple injuries and evaluating emergency care. J Trauma 14 (3), 187-96.

Chames, M.C., Pearlman, M.D., 2008. Trauma during pregnancy: Outcomes and clinical management. Clin Obstet Gynecol 51 (2), 398-408.

Cheng, H.T., Wang, Y.C., Lo, H.C., Su, L.T., Lin, C.H., Sung, F.C., Hsieh, C.H., 2012. Trauma during pregnancy: A population-based analysis of maternal outcome. World J Surg.

Connolly, A.M., Katz, V.L., Bash, K.L., Mcmahon, M.J., Hansen, W.F., 1997. Trauma and pregnancy. Am J Perinatol 14 (6), 331-6.

El-Kady, D., Gilbert, W.M., Anderson, J., Danielsen, B., Towner, D., Smith, L.H., 2004. Trauma during pregnancy: An analysis of maternal and fetal outcomes in a large population. Am J Obstet Gynecol 190 (6), 1661-8.

Klinich, K.D., Schneider, L.W., Moore, J.L., Pearlman, M.D., 1998. Injuries to pregnant occupants in automotive crashes. Annu Proc Assoc Adv Automot Med. 42: 57–91. .

Klinich, K.S., Scheneider, L.W., Moore, J.L., 1999. Seated anthropometry during pregnancy. Final report.

Laumon, B., Martin, J.L., Collet, P., Chiron, M., Verney, M.P., Ndiaye, A., Vergnes, I., 1977. A french road accident trauma registry: First results. . In:41st Annual Conference of the Association for the Advancement of Automotive Medecine, Orlando, Florida, , 127-137.

Metz, T.D., Abbott, J.T., 2006. Uterine trauma in pregnancy after motor vehicle crashes with airbag deployment: A 30-case series. Journal of Trauma-Injury Infection and Critical Care 61 (3), 658-661.

Mirza, F.G., Devine, P.C., Gaddipati, S., 2010. Trauma in pregnancy: A systematic approach. Am J Perinatol 27 (7), 579-86.

Moorcroft, D.M., Stitzel, J.D., Duma, G.G., Duma, S.M., 2003. Computational model of the pregnant occupant: Predicting the risk of injury in automobile crashes. Am J Obstet Gynecol 189 (2), 540-4.

Motozawa, Y., Hitosugi, M., Tokudome, S., 2008. Analysis of seating position and anthropometric parameters of pregnant japanese drivers. Traffic Inj Prev 9 (1), 77-82.

Oyelese, Y., Ananth, C.V., 2006. Placental abruption. Obstet Gynecol 108 (4), 1005-16.

Petrucelli, E., States, J.D., Hames, L.N., 1981. The abbreviated injury scale: Evolution, usage and future adaptability. Accident Analysis & Prevention 13 (1), 29-35.

Richter, M., Pape, H.-C., Otte, D., Krettek, C., 2005. Improvements in passive car safety led to decreased injury severity - a comparison between the 1970s and 1990s. Injury 36 (4), 484-488.

Rupp, J.D., Klinich, K.D., Moss, S., Zhou, J., Pearlman, M.D., Schneider, L.W., 2001. Development and testing of a prototype pregnant abdomen for the small-female hybrid iii atd. Stapp Car Crash J 45, 61-78.

Schiff, M.A., Holt, V.L., 2005. Pregnancy outcomes following hospitalization for motor vehicle crashes in washington state from 1989 to 2001. Am J Epidemiol 161 (6), 503-10.

Weiss, H.B., Sauber-Schatz, E.K., Cook, L.J., 2008. The epidemiology of pregnancy-associated emergency department injury visits and their impact on birth outcomes. Accid Anal Prev 40 (3), 1088-95.

Dans la continuité de ces recherches sur les habitudes de conduite chez la femme enceinte, nous avons mis en place une seconde étude qui est actuellement en cours. En suivant la méthodologie proposée pour quantifier la position de conduite des femmes enceintes, à savoir effectuer des mesures dans le véhicule personnel des volontaires avec un suivi du 6ème au 9ème mois, nous avons confié à Johanna Mattei, étudiante en faculté de maïeutique, un travail sur la position de la ceinture de sécurité qui a débuté il y a 7mois.

La méthode qui a été adoptée pour cette etude consiste à prendre des photographies de la position de conduite des femmes enceintes une fois par mois du 6ème au 9ème mois. Ces photographies, mettant en évidence la position de la ceinture de sécurité, permettront de quantifier la position des brins thoraciques et ventraux de la ceinture sur le corps de la femme. Ces travaux vont également permettre d'alimenter la base de données débutée sur les habitudes de conduite des femmes enceintes en continuant la diffusion du questionnaire. Cependant, le questionnaire a été mis à jour en y ajoutant des questions supplémentaires sur la position de la ceinture de sécurité. Des schémas présentant différentes positions de la ceinture suceptibles d'être adoptées par les femmes enceintes sont ainsi proposés et les volontaires sont invitées à selectionner le schéma représentant leur façon de positionner la ceinture.

Bilan Partiel

Afin de clore cette partie qui a permis de présenter le cas de la femme en voiture, un récapitulatif des principaux points à retenir va vous être proposé.

Tout d'abord, les transformations morphologiques de la femme enceinte tout au long de la grossesse en font un usager particulier avec des contraintes de modélisations et de conditions de simulations qui lui sont propres tant d'un point de vue anatomique que d'un point de vue comportemental.

Pour ce qui est de l'anatomie, l'utérus gravide s'avère être une entité complexe à modéliser puisque est constitué de composants au comportement mécanique différent mais également de natures différentes avec notamment la présence du liquide amniotique. Une modélisation biofidèle est cependant indispensable puisque l'étude des conséquences d'un accident de la route chez la femme enceinte demande la prise en compte de blessures qui lui sont spécifiques. Parmi ces blessures, s'il en est une à retenir, c'est le décollement placentaire, caractérisé par l'appartion d'un hématome rétroplacentaire. Une seconde spécificité de la femme enceinte est que, durant les neuf mois de grossesse et pour permettre l'évolution de l'embryon jusqu'au stade de fœtus, avec bien évidemment pour finalité la naissance de l'enfant, la morphologie de la mère change ce qui se traduit, lors de l'utilisation d'une voiture, par des modifications de ses relations avec l'habitacle du véhicule. Nous avons d'ailleurs proposé une étude qui a permis de quantifier la position de conduite des femmes enceintes. Ces données sont particulièrement importantes afin d'effectuer des simulations d'accidents dans des conditions fidèles à la réalité du terrain. La principale mesure à considérer lors des simulations numériques est la distance volant/abdomen, variant significativement en fonction de l'âge gestationnel de la personne.

Les études accidentologiques/épidémiologiques indiquent que les accidents de la route sont la première cause de pertes fœtales résultant d'un traumatisme. Le décollement placentaire est la pricipale cause de pertes fœtales à la suite d'un accident de la route. En France, il est estimé qu'il y aurait entre 130 et 410 décès fœtaux chaque année. A titre de comparaison, 130 enfants de moins de 14 ans ont perdu la vie en 2010 sur nos route. Des

efforts doivent donc être fait afin de diminuer le risque de blessures fœtales fœtales, ce qui necessite de clarifier les mécanismes de blessures du fœtus lors d'un accident afin de proposer et d'évaluer de nouveaux dispositifs de protection.

Enfin, les enquêtes sur l'utilisation de la ceinture de sécurité indiquent que, même si désormais la majorité des femmes enceintes utilisent la ceinture trois points, cette dernière est encore trop souvent mal positionnée. Deux raisons à cela :

(1) La ceinture n'est pas adaptée à la morphologie de la femme enceinte, provoque des sensations d'inconfort et s'avère difficile à positionner
(2) Les femmes enceintes sont trop peu renseignées sur la « bonne utilisation » de la ceinture de sécurité, ainsi que sur son caractère indispensable à la protection de leur enfant.

Ces résultats suggèrent qu'il est nécessaire d'apporter des informations sur l'utilisation de la voiture et notamment de la ceinture durant la grossesse lors des consultations prénatales.

Partie B : Les modèles représentatifs de femme enceinte

Cette partie va se focaliser sur les recherches dédiées à l'étude de la réponse mécanique du corps de la femme enceinte victime d'un accident de la route. Les premiers travaux précurseurs dans ce domaine ont débuté dans les années 60 et ont été effectués avec des expérimentations sur animaux. Pour des raisons éthiques et avec l'avancée des technologies, ce type d'étude a laissé la place au développement de modèles physiques et numériques représentatifs d'une femme enceinte. Nous présenterons donc dans cette partie les premiers pas pour la recherche sur la sécurité de la femme enceinte, les modèles existants et leurs utilisations ainsi que les essais expérimentaux sur tissus biologiques nécessaires pour la détermination de la réponse biomécanique des constituants de l'utérus gravide et permettant d'assurer la bio-fidélité des modèles. Cette partie sera close par la présentation de deux études ayant permis le développement et la validation du modèle PROMIS, modèle éléments finis représentatif d'une femme enceinte.

B.1 : La recherche pour évaluer le comportement du corps de la femme enceinte lors d'un accident de la route

B.1.1 Les débuts : des expérimentations sur animaux

Les recherches sur la réponse mécanique et cinématique de la femme enceinte impliquée dans un accident de voiture ont vu le jour il y a une cinquantaine d'années avec des expérimentations sur animaux : (Snyder 1967) a mené une étude expérimentale afin de mieux comprendre le comportement de la femme enceinte subissant une forte décélération et portant une ceinture de sécurité. Pour cela, des sled tests ont été effectués avec des babouins portant une ceinture abdominale installée dans un siège incliné de 45° par rapport à l'horizontal. Lors des tests, la pression intra-utérine ainsi que la cinématique générale ont été enregistrées. Deux pics de pression sont mis en avant dans cette étude et expliqués par la cinématique: un premier qui apparait dès le début de la décélération du sled qui serait attribué à une contraction de l'abdomen par l'animal et un second lorsque le corps atteint sa déflexion maximale et que l'utérus est comprimé entre la ceinture et les vertèbres. (Crosby et al. 1968) ont effectué le même type d'essai avec 11 babouins en gestation. 12 décélérations expérimentales d'environ 20g ont été réalisées. Les systèmes de retenue avec ceinture abdominale seule et ceinture 3 points sont testés. Les observations de la cinématique des essais avec ceinture abdominale seule sont identiques à celles de (Snyder 1967) et indiquent une hyper extension des vertèbres cervicales par rapport aux essais avec ceinture trois points.

Désormais et avec l'avancée des moyens d'acquisition et informatique, ainsi que pour des considérations éthiques évidentes, les essais de crash avec des mannequins ou encore des simulations numériques sont privilégiés. Ainsi, et afin d'étudier les conséquences d'un accident de la route pour le fœtus et la mère, des modèles physiques (mannequins) et numériques représentatifs d'une femme enceinte ont été développés. Ces outils de recherche sont notamment utilisés pour simuler différents scénarios d'accidents afin de comprendre les mécanismes de blessures du fœtus lors d'un accident de la route. Pour cela, il est nécessaire de disposer d'outils biofidèles capables de retranscrire le comportement

mécanique du corps humain lors d'un choc et, dans notre cas, avec une attention particulière au niveau de l'utérus gravide.

B.1.2 Les propriétés mécaniques des constituants de l'utérus gravide

Afin de développer des modèles représentatifs de femmes enceintes dédiés à l'étude des conséquences d'un accident de la route lors de la grossesse, des connaissances anatomiques et biomécaniques des composants de l'utérus gravide sont nécessaires. La bio-fidélité d'un modèle physique ou numérique dépend en grande partie de la capacité que l'on a à reproduire le comportement des matériaux de ce que l'on veut modéliser. Dans le cas d'un modèle de corps humain, la connaissance du comportement des tissus biologiques sous des chargements mécaniques et dans des conditions proches des conditions qui seront celles des simulations est indispensable. Plusieurs études de caractérisation des différents composants de l'utérus gravide d'une femme enceinte ont donc été réalisées.

Des essais de traction uniaxiaux ont été effectués sur des échantillons de tissu utérin (Manoogian et al. 2012). Un total de 19 échantillons d'utérus prélevés au niveau du segment inférieur chez 6 femmes enceintes (fin de terme) lors de césarienne ont été testés à un taux de déformation de 1.5/s. Les résultats obtenus indiquent un déformation moyenne à la rupture de 0.32±0.112 correspondant à une contrainte à la rupture de 656.3±483.9kPa.

Des essais de traction ont également été effectués sur des échantillons de la face maternelle de placenta (Manoogian et al. 2008, Hu et al. 2009, Manoogian et al. 2009, Hu et al. 2011, Klinich et al. 2012a). Un comportement hypervisco-élastique et transversalement isotropique a été mis en évidence. Les résultats en terme de contrainte/déformation à la rupture sont présentés dans le Tableau 7. Le placenta présente un comportement similaire en compression bien que légérement plus raide (Peres et al. 2012) La face fœtale du placenta exhibe un comportement plus raide que la face maternelle. des essais de traction uniaxiaux sur des échantillons de la face fœtale du placenta indiquent une déformation à la rupture de 0.61±0.09 correspondant à une contrainte à la rupture de 167±51.3kPa (Manoogian et al. 2008).

Study	Strain rate (strains/s)	Failure strain	Failure stress (kPa)
(Manoogian et al. 2008)	7	0.56	18.6
(Manoogian et al. 2009)	7	0,37±0,006	10.8±5.9
	0.7	0.36±0.06	11.4±3,7
	0.07	0.34±0.07	18,6±5,4
(Hu et al. 2011)	1	0,511±0,07	
	0.1	0,522±0,113	
(Klinich et al. 2012a)	12	0,459	30,87
(Hu et al. 2009)	12	0.472±0.097	34.80±12.62

Tableau 7: Propriétés mécaniques du placenta

Afin d'estimer les déformations et contraintes de l'interface utéro-placentaire lors du phénomène de décollement placentaire, (Klinich et al. 2012b) ont effectué des essais de traction sur des échantillons de l'UPI de bovin (mouton). Les valeurs moyennes à la rupture sont, pour un taux de déformation de 0.1/s de 0.37±0.11, en terme de déformation vraie et de 6.9±1.37kPa en terme de contrainte vraie. Pour un taux de déformation de 1/s ces valeurs valent respectivement 0.37±0.18 et 15±5.08kPa.

B.1.3 Les modèles physiques

Le premier mannequin représentatif d'une femme enceinte pour la réalisation de crash tests a été dévelopé à la fin des années 1990 (Pearlman and Viano 1996). Pour cela, le mannequin d'une femme 5ème percentile « Hybrid III female dummy » a été utilisé. Un utérus gravide artificiel a été inséré dans ce mannequin au niveau de la région du pelvis. Sa géométrie correspond à celle d'un utérus d'une femme enceinte de 28 semaines. Sa paroi est composée d'une mousse recouverte de vinyle. Le liquide amniotique est représenté par un gel uréthane qui va permettre le maintien de la position du fœtus lors du test et qui présente une densité similaire à celle du liquide amniotique permettant ainsi d'avoir une absorption d'énergie relativement proche de la réalité. La géométrie du fœtus est basée sur celle du 50ème centile à 28 semaines de croissance. Il n'y a pas d'élément jouant le rôle du placenta. Des accéléromètres sont placés dans la tête et le thorax du fœtus. La masse totale du mannequin est de 58 kg. Ce mannequin est présenté sur la Figure 7.

Figure 7: premier mannequin représentatif d'une femme enceinte (Pearlman and Viano 1996)

Ce mannequin a été utilisé afin d'évaluer les effets de l'airbag et d'un mauvais positionnement de la ceinture de sécurité lors d'un accident de la route. 39 crash tests ont été effectués pour 6 conditions de retenue différentes et une vitesse de choc variant de 16km/h à 40km/h. Les conditions de retenue qu'ils ont testées sont les suivantes :

- Ceinture abdominale sous l'utérus; ceinture thoracique correctement placée ;
- Ceinture abdominale sous l'utérus; ceinture thoracique dans le dos
- Ceinture abdominale sur l'utérus; ceinture thoracique dans le dos
- Non ceinturé
- Ceinture abdominale sous l'utérus; ceinture thoracique correctement placée+airbag
- Non ceinturé+airbag

Durant les essais, les grandeurs mécaniques enregistrées sont l'accélération de la tête du fœtus et la force ceinture/abdomen. Un essai supplémentaire a été effectué avec une vitesse nulle, le mannequin positionné contre le volant et le déclenchement de l'airbag. Les résultats obtenus indiquent : (1) l'effort ceinture/abdomen et l'accélération de la tête du fœtus augmentent avec la vitesse des essais, (2) un mauvais positionnement de la ceinture abdominale (sur l'utérus plutôt qu'au dessus) résulte par une augmentation de l'effort ceinture/abdomen d'un facteur 3 à 4, (3) le déploiement de l'airbag des essais sans ceinture et de celui avec le mannequin contre le volant indique une augmentation significative de l'énergie transmise au foetus. En conclusion de cette première étude sur les effets de la

retenue d'une occupante enceinte en voiture, il ressort que l'utilisation correcte de la ceinture trois points diminue le risque de blessures du fœtus.

Dans le début des années 2000 un second mannequin a été développé : le mannequin Maternal Anthropomorphic Measurement Apparatus (MAMA-2B) (Rupp *et al.* 2001a). Les objectifs étaient de concevoir un mannequin réaliste du point de vue anthropométrique, fournissant une réponse de l'abdomen plus réaliste au regard du précédent mannequin présenté ci-dessus et capable de prévenir les pertes fœtale dues au décollement placentaire. Le mannequin représentera une femme enceinte de 30 semaines et aura une masse d'environ 58kg. Les contours abdominaux développés par (Klinich 1999a) ont été utilisés pour assurer une géométrie réaliste de l'abdomen dans un plan sagittal. Tout comme précédemment, la base de développement sera celle du mannequin Hybrid III dans lequel un modèle physique d'utérus gravide sera inséré. Ce dernier consistera en un insert abdominal en silicone rempli d'eau. Il ne contiendra ni modèle de fœtus ni modèle de placenta. Ce système permet alors d'obtenir une réponse qui sera sensible aux variations de vitesse des essais. Pour permettre une insertion correcte du système en silicone dans le mannequin Hybrid III, la cage thoracique de ce dernier a dû être modifiée. Avant l'insertion, la nouvelle cage thoracique a été validée en utilisant des simulations éléments finis et des essais d'impact d'un pendule à la vitesse de 6.7m/s. Ce mannequin est présenté sur la Figure 8.

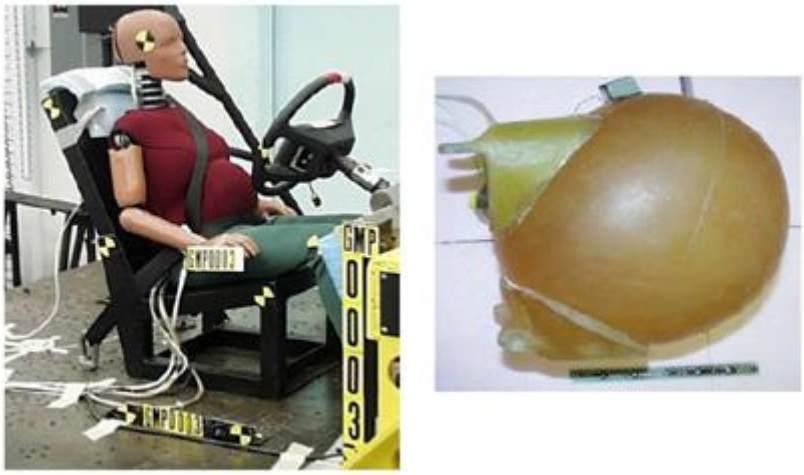

Figure 8: Le mannequin MAMA2B (Rupp *et al.* 2001a)

Ce mannequin a été utilisé pour analyser les effets de l'utilisation d'un prétensionneur lors d'une collision arrière sur la femme enceinte (Hitosugi 2009). Les essais ont été réalisés avec le mannequin placé en position de conduite portant une ceinture trois points avec et sans prétensionneurs. Deux accélérations ont été appliquées pour les essais : une première de 6.5g (ΔV=24km/h) et une seconde de 4.5g (ΔV=16km/h). L'étude complète présente un total de 6 essais. Lors de ces simulations la pression intra utérine antérieure est mesurée. Dans tous les essais avec une accélération de 6.5g, l'utilisation du prétensionneur s'avère diminuer considérablement le pic de pression (de 30% a 58%) et diminuer le mouvement en avant du manequin. Pour l'accélération de 4.5g, l'utilisation du prétensionneur n'entraine pas de diminution significative du pic de pression. La conclusion de cette étude est que l'utilisation d'un prétensionneur diminue le risque de blessures pour le fœtus lors de collision arrière à forte vitesse.

(Motozawa 2010) a utilisé ce mannequin pour mener une analyse cinématique de la femme enceinte victime d'un accident de la route frontal à faible vitesse. Deux essais ont été effectués avec le mannequin en position de conduite avec le siège incliné de 8° et reculé de 70mm par rapport à la position la plus en avant avec et sans ceinture. Une décélération équivalente à un ΔV de 3.6m/s soit environ 13km/h est appliquée pour les deux essais. Aucun airbag ou pretensionneur n'a été utilisé. Les accélérations du pelvis, de la poitrine et de l'utérus ont été enregistrées. Lors de l'essai avec ceinture le mannequin avance de 100mm par rapport à sa position initiale. Son abdomen entre en contact avec le volant ce qui le fait rebondir et partir vers l'arrière. La poitrine et la tête n'impactent pas le volant. Durant l'essai sans ceinture l'abdomen et la tête du mannequin impactent le volant. La ceinture diminue le pic de pression de l'utérus de 50%. Cette étude confirme l'importance et les bénifices apportés en terme de sécurité par l'utilisation de la ceinture trois points durant la grossesse.

B.1.4 Les modèles numériques

Le premier modèle numérique de femme enceinte est un modèle hybride composé de deux modèles multi-corps : un premier représentatif d'une femme 5ème centile et un second représentatif d'un fœtus ainsi que d'un modèle éléments finis qui représentera l'utérus. L'utérus correspond à celui d'une femme enceinte de 30 semaines. Il contient la

paroi utérine, le placenta ainsi que le liquide amniotique. Son maintien en place est assuré par le ligament utéro-sacré, les ligaments ronds et le cervix. Il est recouvert de graisse afin de bien retranscrire son rapport avec les organes abdominaux, la colonne vertébrale et le pelvis. Ce modèle ne contient pas de fœtus. Les dimensions de l'utérus sont les suivantes : 27cm de long, 18cm de large et 1cm d'épaisseur. Le placenta est positionné dans la partie supérieure de l'utérus (le fondues) et a une épaisseur de 2cm. L'utérus, le placenta et le liquide amniotique sont représentés avec un matériau solide, isotopique linéaire élastique. Ce modèle éléments finis est constitué d'environ 11600 éléments pour 16300 nœuds et est présenté sur la Figure 9 (Moorcroft et al. 2003a, Moorcroft et al. 2003b). Ce modèle a été validé en simulant des essais de chargement par ceinture et d'impact avec barre rigide.

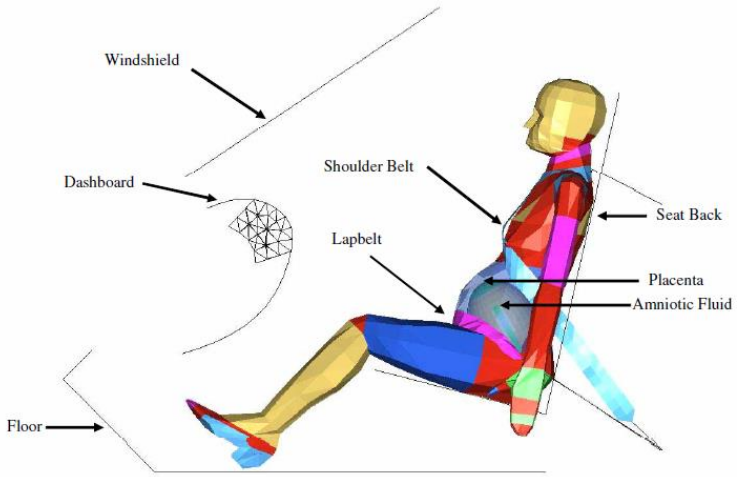

Figure 9: Le modèle hybride représentatif d'une femme enceinte (Moorcroft et al. 2003a)

(Duma et al. 2005) ont effectué un total de 17 simulations d'impacts frontaux en faisant varier la vitesse (de 13km/h à 45km/h), le système de retenu (rien, ceinture trois points, ceinture trois points + airbag) et la position (conductrice et passagère avant). Les résultats obtenus indiquent que le risque de blessures fœtales est plus important pour la conductrice que pour la passagère (le pic de déformation de l'utérus diminue d'une valeur comprise entre 26% et 54% entre ces deux positions, à l'avantage de la passagère). La différence entre ces positions réside en la présence ou l'absence du volant. En effet, dans toutes les simulations de situation de conduite, le modèle impacte le volant, engendrant ainsi des déformations importantes au niveau de l'utérus. Quelque soit la position occupée, l'utilisation de la ceinture trois points diminue le risque de perte fœtale. Dans la mesure du

possible, il est conseillé que la femme enceinte occupe la position de passagère avant, avec la ceinture trois points et l'airbag, tout en reculant au maximum la position du siège.

(Manoogian et al. 2007) ont réalisé une étude pour simuler des crashs frontaux de barrière NCAP. Le total des simulations reprend 26 tests NCAP de 1996 à 2006. Ces tests évaluent le niveau de sécurité des véhicules par l'attribution de 1 à cinq étoiles étoiles. Les critères d'attribution des étoiles sont présentés dans le Tableau 8 pour le cas jugé le moins critique et celui le plus critique.

Nombre d'étoiles NCAP frontal barrier impacts	Risque de blessures
5	10% ou moins de risque de blessures sérieuses
1	46% ou plus de risque de blessures sérieuses

Tableau 8 : Critère d'attribution des étoiles NCAP

Les blessures considérées sérieuses sont celles nécessitant une hospitalisation immédiate et éventuellement allant jusqu'à mettre en danger de mort la victime. Ces tests consistent à réaliser des crashs tests d'un véhicule avec une vitesse initiale de 56.3km/h impactant une barrière fixe. Seule l'accélération de la tête et de la poitrine est utilisée comme critère de blessures. Les véhicules sont différenciés selon leur type : véhicule compact, médium et de sport. Pour effectuer la simulation de ces tests, les hypothèses suivantes sont émises : les réponses du mannequin utilisé (Hybrid III male) représentant un homme 50ème centile et celles du modèle numérique utilisé représentant une femme enceinte 5ème centile seraient similaires. Les effets de la structure des véhicules sont considérés comme pris en compte en appliquant sur le mannequin les accélérations du pelvis enregistrées lors du crash test. Les véhicules utilisés présentent une ceinture trois points et au moins un airbag conducteur. Cette étude a notamment permis d'établir une corrélation entre la notation NCAP et le risque de pertes fœtales (Tableau 9). Aucune différence significative n'est trouvée concernant la sécurité et l'âge des véhicules. De même la corrélation entre risque de blessures et accélération du pelvis n'est pas bien établie. Un véhicule noté 5 étoiles et ainsi présentant un risque de blessure inférieur à 10% pour

l'occupant dans les conditions des essais correspond à un risque de blessure de 75% pour le fœtus.

Nombre d'étoiles NCAP frontal barrier impacts	Risque de blessures fœtales (%)
5	75±13 (n=9)
4	89±11 (n=14)
3	99±3% (n=3)

Tableau 9 : Corrélation entre le nombre d'étoiles attribuées et le risque de blessures

Le modèle EXPECTING est un modèle hybride composé de deux modèles multi-corps : un premier représentatif d'une femme 5ème centile et un second représentatif d'un fœtus ainsi que d'un modèle éléments finis qui représentera l'utérus. (Acar 2006, Acar and van Lopik 2009) L'ensemble constituera un modèle de femme 5ème percentile enceinte de 38 semaines. La paroi utérine à une épaisseur de 10mm. Le placenta est un disque circulaire de diamètre 185mm et d'épaisseur 20mm à son centre. L'ensemble utérus et placenta a une masse de 1.29kg. Le fœtus est modélisé en se basant sur les dimensions géométriques d'un fœtus à 38 semaines de gestation. Sa masse est de 3.3kg. La validation du modèle a été effectuée par comparaison avec les corridors présentés par (Hardy et al. 2001).en simulant des chocs avec une barre rigide d'un diamètre de 25.4mm pour une masse de 48 kg à la vitesse de 6m/s ainsi que par des essais de chargement abdominal avec une ceinture à la vitesse de 3 m/s. Le modèle est présenté sur la Figure 10.

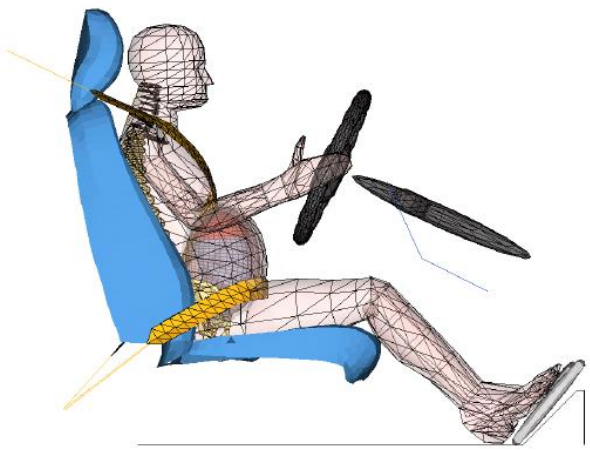

Figure 10: Le modèle expecting (Acar, 2006)

Ce modèle a été utilisé afin d'étudier l'influence de la direction du crash (V. Esat 2012). Lors des simulations le modèle est placé en position de conduite avec une ceinture trois points et un airbag. Les différentes conditions d'impacts sont présentées sur la Figure 11. Les vitesses des essais s'étalent de 15km/h à 45 km/h avec un pas de 5km/h. Les déformations de l'utérus sont enregistrées durant les simulations. Les résultats obtenus indiquent que les impacts inclinés par rapport aux impacts frontaux engendrent des déformations plus importantes et donc une augmentation du risque de blessures. Cette différence serait due à la non symétrie de la ceinture de sécurité.

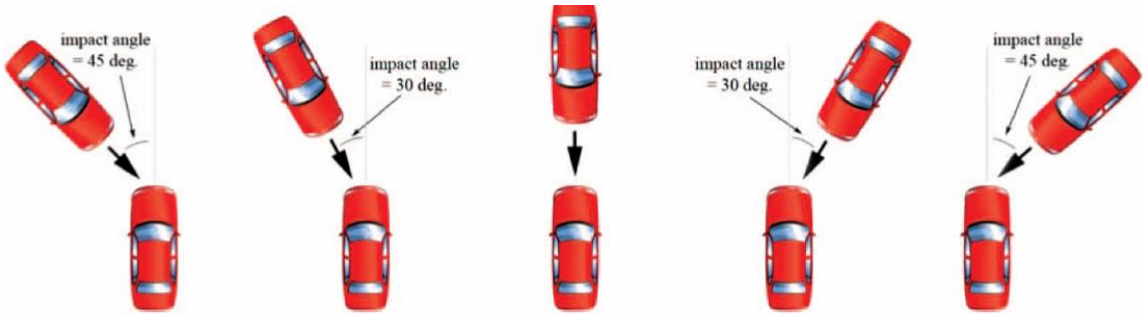

Figure 11: Les différentes directions d'impacts (V. Esat 2012)

(Jansova and Hyncik 2008) ont développé un modèle représentatif d'une femme enceinte de 30 semaines dans l'environement PAMCRASH. Le modèle d'utérus a une longueur de 20cm, une largeur de 18cm et une profondeur de 9cm. La paroi utérine a une épaisseur constante de 8.87mm. Deux matériaux ont été testés pour modéliser cette dernière : un matériau elasto plastique et un matériaux visco-élastique. L'intérieur de l'utérus gravide (fœtus, placenta, liquide amniotique) a été remplacé par un biobag ayant la densité du liquide amniotique.

Le premier modèle numérique de femme enceinte entièrement éléments finis a été modélisé au laboratoire de biomécanique appliquée lors de travaux antérieurs (Delotte et al. 2006). La géométrie de l'utérus de la femme enceinte a été obtenue à partir d'image scanner d'une femme en fin de grossesse proche du 50ème percentile européen (165 cm et 60 kg avant grossesse). 224 coupes acquises avec un pas d'acquisition de 2mm ont permis d'avoir les informations géométriques complètes de l'utérus gravide. Cette technique de travail a

notamment permis de pouvoir modéliser les variations locales que peut avoir l'épaisseur de la paroi utérine. Ce modèle d'utérus gravide a ensuite été inséré dans le modèle HUMOS. Pour réaliser cette étape, des modifications de HUMOS ont dû être réalisées : la géométrie de sa paroi abdominale antérieure et des tissus sous-cutanés a été adaptée à celle de la femme enceinte. L'estomac, le foie, le pancréas et la rate ont été remontés afin d'avoir un espace suffisant pour insérer l'utérus et les « sacs» représentant le colon et les intestins ont dû être temporairement supprimés. Après insertion de l'utérus, ce dernier a été complété avec la modélisation du fœtus et du placenta. Ce modèle est présenté sur la Figure 12.

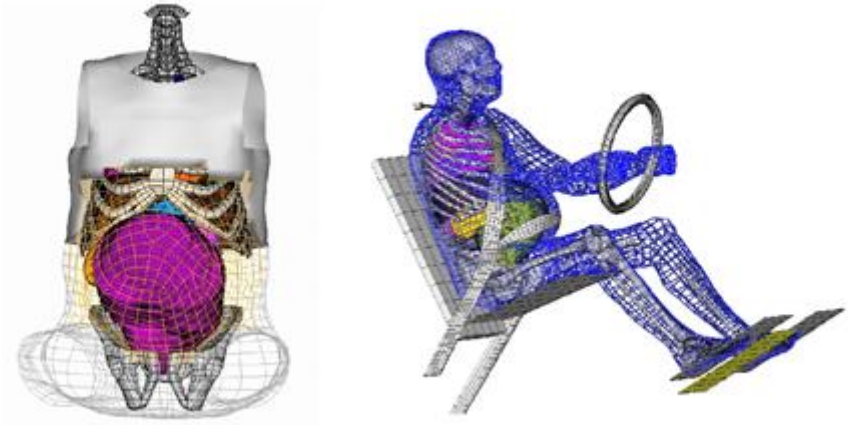

Figure 12: Illustration de la région abdominale et du modèle en position de conduite développé par (Delotte et al. 2006)

(Delotte et al. 2009) ont étudié l'influence possible de la position du placenta sur le décollement placentaire. Pour cela le modèle précédemment présenté a été utilisé pour réaliser cinq simulations numériques de chocs frontaux à 20km/h. Pour chaque simulation, la position du placenta au sein de l'utérus a été modifiée (placenta antérieur, postérieur, latéral droit, latéral gauche, fundique). Dans le modèle, le placenta est considéré comme une galette de 18cm de diamètre avec une épaisseur augmentant vers le centre pour atteindre 4cm. La déformation maximale au niveau de l'interface utéro-placentaire a été utilisée pour évaluer le risque de décollement placentaire. Les résultats obtenus fournissent une déformation maximale proche de 20% quelque soit la position du placenta. Le risque de

décollement placentaire ne serait donc pas influencé par la position du placenta en suivant ce critère.

B.2 Article 2: Un modèle éléments finis représentatif d'une femme enceinte

Ce chapitre va s'intéresser au développement et la validation d'un modèle éléments finis représentatifs d'une femme enceinte. 50ème percentile à 28 semaines d'aménorrhée en position de conduite (Peres 2012). Pour cela, quatre étapes principales ont été effectuées :

- Dans un premier temps un modèle d'utérus gravide a été développé
- En parallèle, le modèle HUman Model For Safety dans sa seconde version (HUMOS2) a été modifié et mis à l'échelle pour être représentatif d'un modèle de femme 50ème percentile
- Dans un second temps, ces deux modèles ont été couplés afin d'obtenir un modèle de femme enceinte
- Pour finir, la réponse abdominale du modèle de femme enceinte a été validée en la confrontant à des résultats expérimentaux

Le modèle d'utérus gravide a été obtenus en mettant à l'echelle un utérus gravide de 9 mois pour obtenir un modèle d'utérus gravide à 28 semaines d'aménorhée. Le premier modèle a été développé en se basant sur des images IRM d'une femme enceinte à terme (Delotte *et al.* 2006). Après que la mise à l'echelle ait été effectuée, cet utérus a été divisé en 7 parties d'épaisseurs différentes allant de 2.5mm à 32.5mm et a été maillé avec des éléments shell. Le placenta a été modélisé avec des éléments volumiques tétraédriques. Le maillage de la face maternelle du placenta a été défini comme commun avec celui de la paroi utérine. Un modèle de fœtus et de liquide amniotique a finalement été inséré pour avoir un modèle d'utérus gravide complet.

Pour obtenir le modèle de femme, le modèle HUMOS 2 représentatif d'un homme 50ème percentile, validé dans une large gamme de sollicitations dynamiques a été mis à l'échelle d'une femme 50ème percentile avec une méthode de krigeage. Le modèle HUMOS2 présente l'avantage d'avoir été conçu à partir de coupes anatomiques d'un corps donné à la

science en position assise et ainsi de proposer une configuration géométrique des organes fidèles à la réalité d'un occupant de véhicule. Lors de la mise à l'échelle, une attention particulière a été attachée à la région pelvienne connue pour présenter d'importantes différences morphologiques entre un sujet masculin et féminin.

Le couplage de l'utérus et du modèle de femme a été effectué en utilisant une méthode originale consistant à simuler la croissance d'un utérus pour repousser les organes abdominaux de manière réaliste et ainsi permettre de libérer l'espace nécessaire à l'implantation de l'utérus gravide dans l'abdomen. Dans la pratique, un volume fermé assimilé à un airbag dans le code de calcul, vide et proche des dimensions d'un utérus à 2 mois a été d'abord facilement inséré et positionné dans l'abdomen, dans une configuration anatomique réaliste. Il a ensuite été interfacé avec les organes de la région abdominale. Le ligament utéro-sacré, supposé jouer un rôle dans la réponse mécanique globale a été représenté par une couche d'éléments surfaciques reliant le sacrum au segment inférieur de l'utérus. Une partie des éléments du bloc intestinal a cependant dû être supprimé pour créer de l'espace et permettre cette insertion. Pour repousser les organes et ainsi créer artificiellement le développement de l'utérus, une augmentation de pression par palier à l'intérieur du volume fermé a été simulée. Ce système de gonflage par palier permet de laisser le temps aux organes repoussés de se relaxer et de prendre une position d'équilibre. La limite de croissance a été atteinte lorsque la géométrie prise par l'airbag a correspondu à celle de l'utérus final permettant ainsi une insertion optimale de l'utérus final.

Deux niveaux de validation de la région abdominale du modèle de femme enceinte ont été effectués. Le premier niveau de validation dit à « haut niveau de deflection » a été réalisé en comparant la réponse numérique du modèle avec des corridors expérimentaux proposés dans la littérature. Ces essais expérimentaux ont consisté en des impacts par barre rigide de la région abdominale de corps donné à la science. Pour pouvoir comparer les résultats expérimentaux avec notre simulation, les corridors de la littérature, initialement développés pour des hommes 50ème percentile ont été mis à l'échelle pour être représentatif de femmes enceintes 50ème percentile. Le second niveau de validation dit à « faible niveau de déflection » a été effectué à partir d'essais expérimentaux de chargements de la région abdominale de corps donné à la science par l'intérmédiaire d'une ceinture ventrale rétractée

par des prétensionneurs. Ces essais, effectués au Laboratoire de Biomécanique Appliquée, se démarquent de ceux proposés dans la littérature car, plutôt que de mettre à l'échelle des résultats obtenus sur des « sujets non-enceintes » pour être représentatifs de « sujets enceintes », un modèle d'utérus gravide en silicone a été introduit au niveau de la région abdominale des corps pour obtenir des réponses expérimentales directement représentatifs d'essais sur « sujets enceintes ».

Article 2: Article publié dans la revue « Journal of Biomechanics »

Auriault, F., Thollon, L., Peres, J., Delotte, J., Kayvantash, K., Brunet, C., Behr, M., 2014. Virtual traumatology of pregnant women: The pregnant car occupant model for impact simulations (promis). Journal of Biomechanics 47 (1), 207-213.

Virtual traumatology of pregnant women: The PRegnant car Occupant Model for Impact Simulations (PROMIS)

F. Auriault[1,2], L. Thollon[1,2], J. Peres[1], J. Delotte[3], K. Kayvantash[4], C. Brunet[1,2], M. Behr[1,2]

[1] Aix-Marseille Univ, LBA, F-13015, Marseille, France

[2] IFSTTAR, LBA, F-13015, Marseille

[3] Service de gynécologie-obstétrique, reproduction et de médecine fœtale, hôpital Archet 2, 151, route Saint-Antoine-de-Ginestière, BP 3079, 06202 Nice cedex 3, France

[4] CADLM, 43 rue du Saule Trapu, 91300 Massy, France

Keywords: Pregnant woman; Road accident; Finite element, Uterus, Virtual traumatologie

B.2.1 Abstract

This study report documents the development of a finite element (FE) model for analysing trauma in pregnant women involved in road accidents and help the design of a specific safety device. The model is representative of a 50th percentile pregnant woman at 26 weeks of pregnancy in sitting position. To achieve this, the HUMOS 2 model, which has been validated in a wide range of dynamic tests, was scaled to the morphology of a woman in the 50th percentile and coupled with a model of gravid uterus. During scaling, special attention was paid to the pelvic region which is known to differ considerably in morphological terms between men and women.

The gravid uterus model includes a placenta, a fetus, uterosacral ligaments and the amniotic fluid by means of fluid structure interaction formulation. The uterus and the female model were coupled using an original method whereby the growth of an uterus was simulated to compress the abdominal organs in a realistic manner. The model was validated based on experimental tests described in the literature. Additional tests based on abdominal loadings with a seatbelt on Post Mortem Human Surrogates (PMHS) coupled to silicone uterus were also performed.

Results highlighted the role of the possible interaction of the fetus in the pregnant woman abdominal response. Experimental corridors taking into account the presence of this fetus could therefore be proposed.

Journal of Biomechanics 47 (2014) 207–213

Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Biomechanics

journal homepage: www.elsevier.com/locate/jbiomech
www.JBiomech.com

Virtual traumatology of pregnant women: The PRegnant car Occupant Model for Impact Simulations (PROMIS)

F. Auriault [a,b,*], L. Thollon [a,b], J. Peres [a], J. Delotte [c], K. Kayvantash [d], C. Brunet [a,b], M. Behr [a,b]

[a] Aix-Marseille Université, LBA, F-13015 Marseille, France
[b] IFSTTAR, LBA, F-13015 Marseille, France
[c] Service de Gynécologie–Obstétrique, Reproduction et de Médecine Fœtale, Hôpital Archet 2, 151, Route Saint-Antoine-de-Ginestière, BP 3079, 06202 Nice Cedex 3, France
[d] CADLM, 43 rue du Saule Trapu, 91300 Massy, France

ARTICLE INFO

Article history:
Accepted 17 September 2013

Keywords:
Pregnant woman
Road accident
Finite element
Uterus
Virtual traumatology

ABSTRACT

This study report documents the development of a finite element (FE) model for analyzing trauma in pregnant women involved in road accidents and help the design of a specific safety device. The model is representative of a 50th percentile pregnant woman at 26 weeks of pregnancy in sitting position. To achieve this, the HUMOS 2 model, which has been validated in a wide range of dynamic tests, was scaled to the morphology of a woman in the 50th percentile and coupled with a model of gravid uterus. During scaling, special attention was paid to the pelvic region which is known to differ considerably in morphological terms between men and women. The gravid uterus model includes a placenta, a fetus, uterosacral ligaments and the amniotic fluid by means of fluid structure interaction formulation. The uterus and the female model were coupled using an original method whereby the growth of an uterus was simulated to compress the abdominal organs in a realistic manner. The model was validated based on experimental tests described in the literature. Additional tests based on abdominal loadings with a seatbelt on Post Mortem Human Surrogates (PMHS) coupled to silicone uterus were also performed.

Results highlighted the role of the possible interaction of the fetus in the pregnant woman abdominal response. Experimental corridors taking into account the presence of this fetus could therefore be proposed.

© 2013 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Road accidents are the main cause of injuries and trauma in pregnant women and can entail serious consequences (Weiss and Strotmeyer, 2002), such as premature birth or even fetal loss (El-Kady et al., 2004; Pearlman et al., 1990). More than half of all pregnancy trauma are due to road accidents (Greenblatt et al., 1997; Hyde et al., 2003; Lavery and Staten-McCormick, 1995; Pearlman et al., 1990; Weiss et al., 2001). Gestational age may be an important factor affecting the risk of fetal loss, as women in their two first trimester of pregnancy are more at risk of fetal loss in the event of a road accident (El-Kady et al., 2004; Hyde et al., 2003).

Recent advances in computer technology have enabled the development of realistic computational models of pregnant women (Jansova and Hyncik, 2008; Moorcroft et al., 2003).

In this study, the development and validation of a finite element model representative of a pregnant woman in the 50th percentile at 26 weeks of pregnancy is presented. This model is intended to help further design of specific safety systems to prevent the risk of fetal loss in road accidents.

Firstly, an accurate model of the gravid uterus of a 26 weeks pregnant woman was devised using a pre-existing model (Delotte et al., 2006). Secondly, the HUMOS model (Behr et al., 2003) was converted into a model of a woman in the 50th percentile. Finally, the gravid uterus model was embedded into the model of woman, leading to the pregnant woman model hereafter referenced as PRegnant car Occupant Model for Impact Simulations ("PROMIS"). Its mechanical response was validated against experimental test results.

2. Material and method

2.1. Model development

2.1.1. A gravid uterus model

The PROMIS uterus mesh was created by scaling the gravid uterus FE model detailed in Delotte et al. (2006) to produce biofidelic shapes and dimensions as

* Correspondence to: Laboratoire de Biomécanique Appliquée—UMRT24, Faculté de Médecine—Secteur Nord, Boulevard Pierre Dramard, 13916 Marseille Cedex 20, France. Tel.: +33 4 91 65 80 18.
E-mail address: florent.auriault@ifsttar.fr (F. Auriault).

0021-9290/$ - see front matter © 2013 Elsevier Ltd. All rights reserved.
http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.09.013

defined in the literature (Degani et al., 1998; Kamina, 1968; Klinich et al., 1999). The placenta was modeled using tetrahedral elements and covered in a layer of shells on the fetal side, to model the amnios. It was positioned in the upper section of the uterus, is 35 mm thick at most and has a circumference of 15 cm. The meshing of the upper layer of the placenta was defined as being continuous with that of the uterine wall. Further placental abruption simulation will therefore be limited to peak strain thresholds definitions, as it was proposed in Moorcroft et al. (2003).

The fetus is in an anteverted position, which is most common during the last months of pregnancy (Collet et al., 1983). It was modeled as a homogeneous entity (bones, skin and internal organs are not differentiated) with realistic size, shape, weight and inertia.

The final uterus model shown in Fig. 1 comprises 7259 elements, with a 10 mm characteristic length. This meshing size was choosen after mesh convergence was assessed. The properties of the elements used are summarized in Table 1.

2.1.2. A model of a woman in the 50th percentile

As mentioned above, the basic geometry used to develop the model is that of a man close to the 50th percentile taken from the HUMOS model. This model has the advantage of being designed based on a sitting position and therefore offers a geometric organ configuration which faithfully replicates that of a vehicle occupant. Originally developed in the Radioss® software environment, it was converted to LS-DYNA® (ls971s R4.2.1). This conversion was followed by a validation phase by simulating the same conditions of impact as those used to validate the original model, detailed in Behr et al. (2003).

The model geometry was then turned to that of a woman in the 50th percentile with a scaling software based on the kriging method, as detailed in Serre et al. (2006). Special attention was paid to transforming the pelvic region as control points included the tops of the right and left iliac crests, the lower part of the ischial spines and the curve of the pubic arch. The 50th percentile woman anthropometry is summarized in Table 2. It was here defined from an IFSTTAR anthropometric database that includes internal (organs and bones) as well as external dimensions, and when necessary from various litterature studies (Jürgens et al., 1990; Mc Conville et al., 1980; Rebiffé et al., 1982; Tilley and Associates, 2001). In addition, the main abdominal organs volumes resulting from this process of kriging were calculated and found in accordance with the values reported in Geraghty et al. (2004).

2.1.3. Coupling

To couple the gravid uterus with the woman body model, an original method was proposed: the growth of an initially small-sized ungravid uterus was simulated within the abdomen to ensure that the maternal organs were gradually pushed upwards in a realistic manner. The uterus growth was held until sufficient space was naturally released so that the 26 weeks gravid uterus could, at last, be inserted.

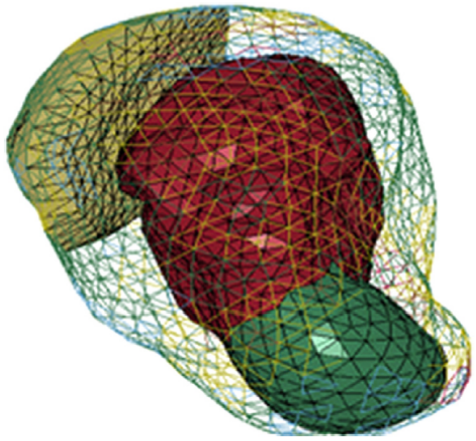

Fig. 1. Gravid uterus model. The amniotic fluid, modeled with an ALE formulation, is not displayed.

Table 1
Type of elements and formulation.

	Type of elements	*Formulation*	*Number of elements*
Fetus	*Tetrahedral 4 nodes*	*1 Point integration tetra*	*3144*
Placenta	*Tetrahedral 4 nodes*	*1 Point integration tetra*	*1778*
Amnios	*Triangular 3 nodes*	*Belytchko Tsay membrane*	*341*
Uterine wall	*Triangular 3 nodes*	*Belytchko Tsay membrane*	*1996*

Table 2
The geometric dimensions of a 50th percentile woman.

Height (standing position)	*1620 mm*
Mass	*60 kg*
Sitting height	*855 mm*
Height of eyes (seat height)	*745 mm*
Height of shoulder (seat height)	*560 mm*
Thigh thickness	*145 mm*
Thigh length	*480 mm*
Height of knee	*500 mm*
Chest depth	*235 mm*
Width at shoulder height (bi-deltoid)	*395 mm*
Distance between the two acromion	*360 mm*
Width at hips height	*345 mm*
Head width	*145 mm*
Higher retro pubic diameter	*110 mm*
Pelvis transverse median diameter	*120 mm*
Pelvis right and left oblique diameter	*120 mm*
Distance between the two anterior superior iliac spines	*260 mm*
Distance between the two great trochanters	*310 mm*

In practice, the final shape of the released space was imposed thanks to the following actions, illustrated in Fig. 2:

- The 2D mesh of the 26 weeks gravid uterus detailed above was positioned and constrained at its target position, set rigid, interfaced with the sphere only. Doing so, the sphere when fully inflated would take the desired final shape.
- The outer maternal abdominal wall profile in the sagittal plane of a 7 months pregnant woman as detailed in Klinich et al. (1999) was used to define a rigid constrained surface, interfaced with the external shells of the mother model only. Doing so, the final shape of the maternal abdominal wall is controlled.
- The initially small-sized ungravid uterus model is an enclosed sphere (R=25 mm) modeled as an airbag in the LSDyna code, rigidly linked to the maternal sacrum bone by its lower area.
- This sphere is interfaced with all surrounding maternal organs. It is gradually inflated, in order to gives organs the time to relax and limits dynamic effects.

Once sufficient space was released, the gravid uterus model was inserted in the required position, in this released space. Any slight remaining penetrations between the uterus and the abdominal organs were corrected. The resulting mesh of the PROMIS model is illustrated in Fig. 3. It includes a total of 81,455 nodes and 107,039 elements (52,988 solids elements, 54,511 shells and 1541 beams elements). Its overall geometry, but also the positioning and configuration of the organs after the process of inflation, were checked by two gynecologists.

2.1.4. Material laws and parameters

The material properties of the HUMOS 2 model, summarized in Table 3 and detailed in Behr et al. (2003), were affected to all organs, tissues and bones of the PROMIS model, with the exception of the gravid uterus parts.

The behavior of uterine tissue has been extensively explored in quasi static conditions (Conrad and Kuhn, 1967; Pearsall and Roberts, 1978; Mizrahi et al., 1980). Manoogian (2008) performed dynamic traction tests at a speed of 1.5 strain s^{-1} on human uterus tissue samples. Based on the reported stress versus strain curves, an inverse analysis was performed to extract the parameters of an Ogden hyperelastic law (Ogden, 1984), as follows:

- A uterus sample model was developped to simulate the tensile testing conditions described in Manoogian (2008).
- A Belytchko Tsay membrane formulation was applied to the 532 elements of the test sample. The material was considered as hyperelastic and homogeneous.
- The material was also considered as isotropic, considering that the model is dedicated to multi-axial loadings,
- The procedure used for optimization was previously detailed in Peres et al. (2012). The initial values, intervals of variation and results for optimization parameters are summarized in Table 4.

Fig. 4 shows the response of uterine tissue with our material parameters compared to the test corridors reported by Manoogian (2008).

The placenta was modeled with a hyperelastic law as defined in Peres et al. (2012). The amniotic fluid was modeled with an eulerian formulation, with the properties of the water as proposed in Modena and Fieni (2004).

Contacts in the model were managed with the help of different types of interfaces as follows:

- Tied contacts, i.e., constrained kinematic conditiond between slave and master nodes, were defined for muscle insertions on bones. These contacts were also used to link all segments together.

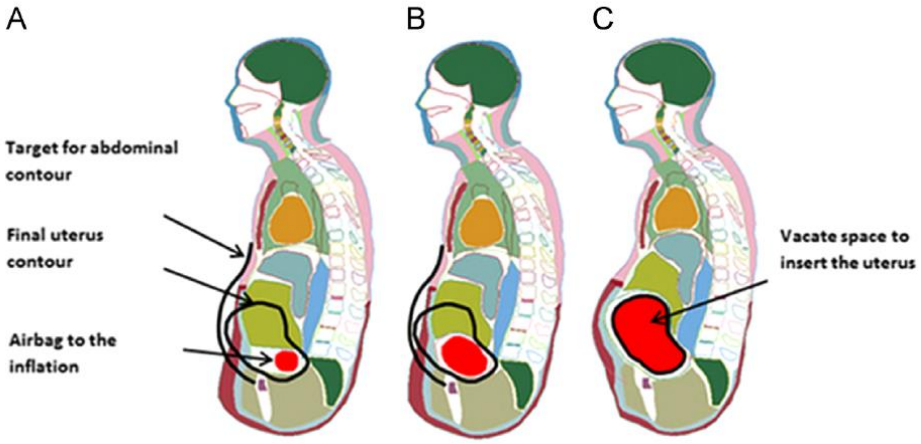

Fig. 2. Inflation process to insert the uterus model (sagittal plane cross-section): (A) the model before the inflation of the airbag; (B) an intermediary stage of the inflation and (C) the final geometry of the model ready to be coupled to the uterus model.

Fig. 3. The final geometry and mesh of the PROMIS model.

- Penalty-based automatic contacts, to model untied interactions between bones, muscles, skin, organs and membranes.

At the level of the gravid uterus, all contacts were defined as penalty-based automatic contacts, except interactions between placenta and uterus that were modeled with a continuous mesh and fluid structure interactions that were managed with the LSDyna keyword CONSTRAINED LAGRANGE IN SOLID.

2.2. Validation of the PROMIS model

2.2.1. Low abdominal deflection

Abdominal loading tests using lap belts as illustrated in Fig. 5 and similar to those previously reported by Trosseille et al. (2002) and Foster et al. (2006) were performed on 4 cadavers, within which an artificial gravid uterus was inserted by median laparotomy.

The morphological characteristics of the PMHS are given in Table 5.

Characteristics of the artificial uterus include:

- Its external geometry was extracted from MRI images of a 7 months pregnant woman.
- It was made out of RTV silicon (SILASTIC® 3481, Dow Corning Inc., London, England) with an elastic modulus of 4 MPa, as suggested by tensile tests performed by Manoogian (2008) on fresh uterus samples.
- Its wall thickness was set in accordance with Degani et al. (1998), who performed uterus thickness ultrasonographic measurements on 25 uncomplicated pregnancies and reported values ranging from 5 to 12 mm at 7 months of pregnancy.
- Uterosacral ligaments are known to be the most rigid ligaments of the pelvic region, approximately 4 times more rigid than the uterine tissue at already low strains (Rivaux et al., 2013). These ligaments were taken into account in the physical model by linking the silicone uterus lower extremity to the sacrum with a tough fabric strip.
- A silicone item of the shape and weight of a 7 months fetus was inserted in the silicone uterus. The remaining volume was also filled with water.

The test bank included a table, on which the subject was seated, a back support and a seatbelt positioned, as illustrated in Fig. 5, at the ombilic height. Two pyrotechnic pre-tensioners (Renault Megane 2006 models) attached to both extremities of the seatbelt were used to trigger the abdominal loading. The subject's arms were strapped to the test frame in an upward folded position. Before each test, a slight pre-tension of the seatbelt against the abdomen was applied.

Instrumentation included force sensors (model EC20-S458-16KN-/A2, series W0800D-MEAS, France) and 200 g uniaxial accelerometers (ENTRAN, France) at each seatbelt extremity, and a laser cell facing the belt in front of the abdomen. All data from the various sensors were recorded at a sampling frequency of 10 kHz and filtered with a 2 kHz Bessel-type filter. Each seatbelt extremity velocity and displacement time histories were computed from the corresponding acceleration sensors recordings. The test was filmed by two high-speed cameras (1000 fps) in order to verify the success of the tests and to double the belt-displacement measurement The displacement of the belt in the ombilic area was also provided by the laser cell. Experimental corridors were finally computed by scaling our recorded values according to the equal-stress equal-velocity methodology first detailed in Eppinger (1976).

In the next step, the testing conditions described hereabove were simulated with the PROMIS model in the LS DYNA environment. The average seatbelt displacement computed from the experimental tests was imposed on both the seatbelt extremities. Surface elements from the back of the model were constrained in an area of 13×39 cm², which corresponds to the dimensions of the back plate against which subjects did rest during experimental tests.

2.2.2. High abdominal deflection

Several experimental tests of rigid bar impacts on the abdominal anterior wall of PMHS have been presented in the literature (Cavanaugh et al., 1986; Hardy et al., 2001; Nusholtz et al., 1988). Hardy et al. (2001) has also compiled all available data on this type of test and compared it using the equal-stress equal-velocity methodology previously mentioned, and reported force versus deflection experimental corridors of the abdominal wall response of 50th percentile male subjects.

Rupp et al. (2001) made the assumption that it was realistic enough to use the very same scaling method to deduce the response of a pregnant woman's abdomen from these corridors, even if obtained from non pregnant cadaver tests, and proposed new experimental corridors supposedly representative of a pregnant woman in the 5th percentile.

To validate the response of the abdominal region of the PROMIS model, impacts on the anterior abdominal wall were simulated in conditions similar to those

Table 3
HUMOS model material properties.

Model parts	Material law
Thoracic organs/connective tissues/pelvis–abdomen flesh/abdominal organs	Viscoelastic/Boltzmann Model
Skin/cartilages/spine disks/flesh–muscles/ligaments	Elastic/Kelvin–Voigt model
Spongious spine/compact limbs/spongious limbs/compact spine	Elastoplastic/Johnson Cook law

Table 4
Values before end after optimization.

	Initial values	Minimal values	Maximal values	Optimal parameter
$\alpha 1$	9.8	1	12	10.13388
$\alpha 2$	7.3	1	12	7.00700
$\mu 1$	0.021	0.0001	1	0.07779
$\mu 2$	−0.017	−1	−0.0001	−0.10431

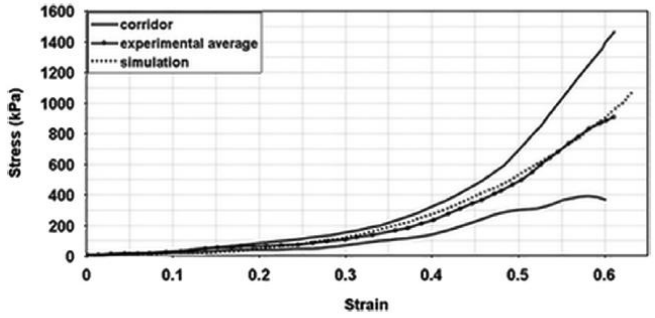

Fig. 4. Tensile test on uterus samples: simulations compared to the experimental corridor proposed by Manoogian (2008).

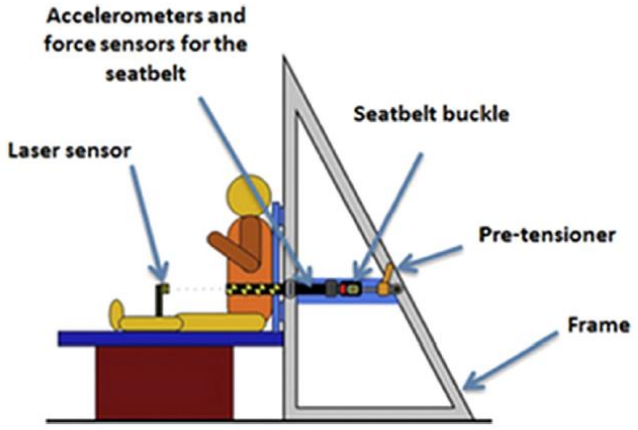

Fig. 5. Lap belt loading test configuration.

Table 5
Morphological characteristics of subjects.

	Age (years)	Mass (kg)	Stature (cm)	Abdomen depth (mm)
EV1	72	75	160	350
EV2	68	70	163	300
EV3	80	67	158	290
EV4	75	74	165	330
Average*	74	71	162	325
Pregnant woman 50th percentile		60	162	320

*Average was calculated with two more subject not included in tests.

reported in Hardy et al. (2001), i.e., a 48 kg bar with a diameter of 25 mm impacting the abdomen at an initial speed of 6 m/s at the height of L3. Deflection, contact force between the bar and the abdomen and relative displacement of the bar in relation to L3 were recorded.

The scaled results of these simulations were then compared with the test corridors derived from those presented by Rupp et al. (2001).

3. Results

3.1. Lap belt loading tests

As it was not possible to record information on the force exerted on the left seatbelt extremity for test EV3, the force recorded on the right-hand seatbelt portion was doubled to calculate the total force.

The force versus mean displacement and the corresponding experimental corridors are shown in Fig. 6. The termination time was 148 ms, with a on a processor Intel(R) Xeon(R) 8CPU E5507 2.27 GHz, with an imposed time step of 3.35×10^{-4} ms.

3.2. Rigid bar abdominal loadings

The resulting responses from the numerical simulations involving our model were compared with scaled experimental corridors from tests in the literature previously mentioned. The termination times of the simulation was 25 ms with a time step of 1.73×10^{-4} ms. As illustrated in Fig. 8, the model's response varies from the corridors at approximately 40 mm of deflection. Analyzing the animations, it is apparent that the bar mainly compresses the abdominal wall in these first 40 mm of deflection (Fig. 7A). The placenta was also slightly distorted during this phase in its uteroplacental interface area. This is confirmed in Fig. 8 by a force which increases linearly with a gradient similar to that seen in the corridors. Subsequently, the fetus comes into contact with the placenta (Fig. 7B–D). From then on, the inertia and rigidity of the fetus obstructs the progress of the bar.

4. Discussion

In our approach, it was decided to model a woman in the 50th percentile since it is representative of a large amount of the population. It was also decided to model the gravid uterus of a pregnant woman at 26 weeks of pregnancy, because premature birth at 26 weeks is more problematic that when full-term is almost attained. It should be noticed that in other literature studies, different choices were made. All models cited above rather represent a woman in the 5th percentile, in the last trimester of pregnancy. The given reason is these women are closer to the steering wheel, due to their shorter lower limbs, putting the fetus to a greater risk. While it is true that the driving position of small women is associated with greater proximity to the steering wheel, our own experience and notably observations on real crash tests (the conditions of which are detailed in Delotte et al. (2008)) at initial speeds of 10–40 km/h led us to believe that there is not necessarily more direct contact between the steering wheel and the mother's abdomen.

The PROMIS model also distinguishes from other existing models by the anatomic realism of the organs surrounding the gravid uterus, which is critical to provide realistic boundary

conditions to the gravid uterus when simulating dynamic loadings. This could be achieved by starting with the HUMOS model, which includes detailed abdominal organs, muscles and bones, and because its geometry is representative of a true driving position. Moreover, the original process that was used to push abdominal organs upwards by inflating an initially ungravid uterus is also likely to position abdominal organs neighboring the uterus in a biofidelic configuration. However, even though the result was qualitatively checked by specialists, a quantitative validation could not be performed at this stage because of the difficulty of obtaining MRI data from a pregnant woman in a true driving position.

Offering a detailed anatomic description has however counterparts. In the first place, it requires even higher levels of validation. It should be again noted that the initial HUMOS model was validated in a wide range of loading conditions, at various energy levels and in various directions (frontal, oblique and lateral), for all body segments from the head to the lower limbs, and at both the level of tissues and the level of sub-structures (Behr et al., 2003). As this model was modified by implementing a 26 weeks gravid uterus in its abdomen, it was also decided to validate the abdominal response under frontal belt loading as detailed here above in the methods section. The choice of slightly heavier-built subjects as well as their age may constitute a limitation for this study for purely practical reasons.

Several observations can be formulated on these experimental tests results as follows:

- The load recorded for the various subjects are very homogeneous with a maximum between 2500 and 2750 N.
- The displacement recorded for test EV3 was larger than for the other 3, whereas forces remained comparable. We were unable to determine whether this difference is due to the variability of the subjects or to a simple lack of repeatability associated with the pre-tensioner.
- Subject 1 (EV1) exhibits a lower maximum load level than the others while subject 3 displays greater displacement. We are nevertheless proposing force versus displacement corridors for this type of test.

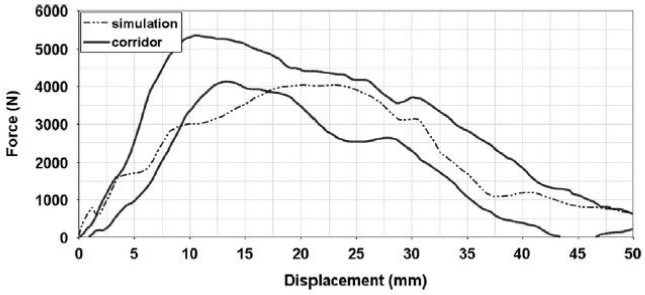

Fig. 6. Lap belt loading tests: simulation results and experimental corridor.

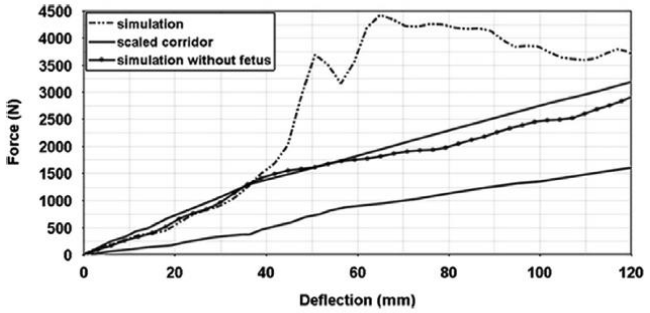

Fig. 8. Force versus displacement resulting of the bar impact simulation and compared to the experimental corridor proposed in Rupp et al. (2001).

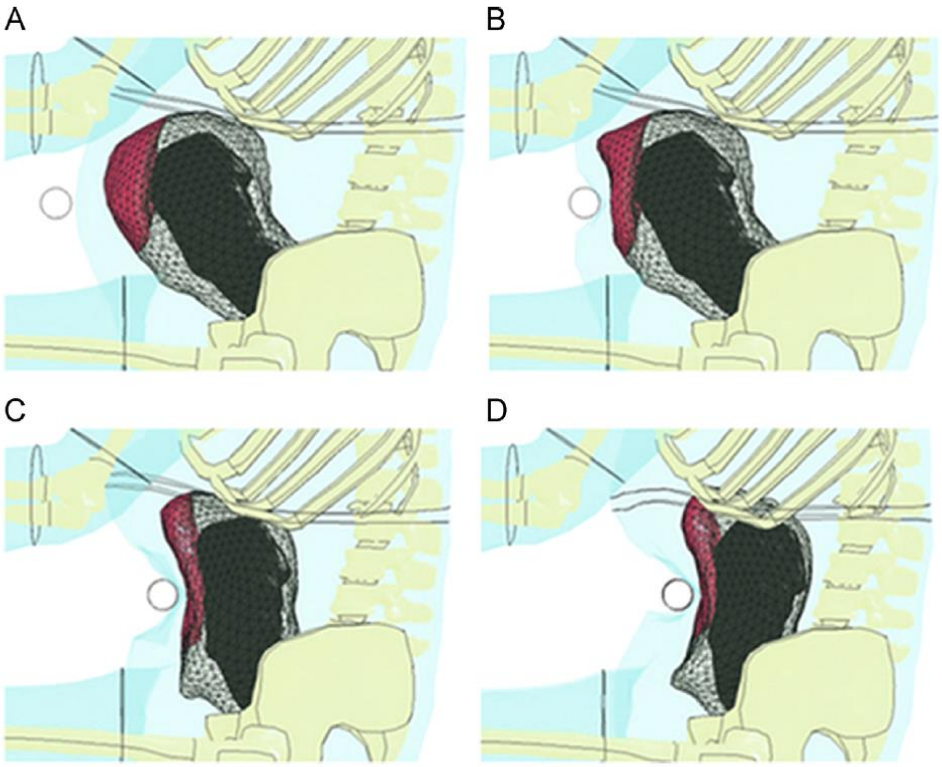

Fig. 7. Detail of the gravid uterus kinematics under abdominal loading test. (A) $t=0$ ms, (B) $t=6$ ms; 42 mm of deflection, (C) $t=16$ ms; 88 mm of deflection and (D) $t=24$ ms; 116 mm of deflection.

Table 6
Results comparison.

	Hardy et al. (2001)	Trosseille et al. (2002)	Foster et al. (2006)	Our study
Maximal force (N)	*3100–6100*	*6100–10,300*	*2800–10,100*	*3960–5375*
Maximal penetration (mm)	*56–114*	*58–76*	*49–138*	*44–64*
Maximal compression (%)	*26–37*	*25–32*	*25–55*	*13–22*
Velocity of penetration (m/s)	*2.1–5.6*	*8.2–11.7*	*4–13.3*	*5–11*

The results of this study in terms of measurement peaks and a comparison with results compiled by Foster et al. (2006), Hardy et al. (2001), Trosseille et al. (2002) for the same type of test on normal subjects are shown in Table 6. The recorded level of compression is lower than in the other cited studies, which can be partly explained by the fact that the tested subjects had deeper abdomens or the fact that different models of pre-tensioners were used.

As now regards abdominal impacts with a rigid bar that were simulated and compared to the experimental results reported by Hardy et al. (2001) and scaled by Rupp et al. (2001), our results clearly differ from the experimental corridors (see Fig. 8). In Rupp et al. (2001), it was decided to scale the response observed in men to the response observed in pregnant women. This assumption is justified as long as the subject and the reference are of similar nature. However, the abdomen of a pregnant woman and a normal man are very different both in terms of shape and composition. Furthermore, a further hypothesis was introduced in Rupp et al. (2001) regarding equivalent rigidity which was validated by static compression tests limited to 5 cm of deflection and 45 N of force. It is indeed likely that for such a low-energy and small deflection levels, the responses between a pregnant woman and a man will only slightly differ. However, our own simulation results appear to confirm that, in these conditions, almost only the abdominal wall is loaded. Moreover, at greater deflection levels, our simulation shows an increase in the force (Fig. 8) that was not reported in Rupp et al. (2001). This sudden force increase was attributed to the presence of the fetus which would obstruct the progression of the bar. To confirm this assumption, an additional simulation with the PROMIS model without the fetus was performed. As illustrated in Fig. 8, the response of the model was then found in keeping with the corridor, which we consider is a strong indication that equal-stess, equal-velocity scaling methods are unappropriate for pregnant women in case of high compression levels.

As a result of this study, it has been possible to develop a finite element model aimed specifically at pregnant occupant road safety research. The model represents a woman in the 50th percentile at 26 weeks of pregnancy and is based on realistic anthropometry. Developed in a true sitting position, our model is suitable for studying road accidents. The placenta and the uterine tissue were defined as hyperelastic with a mechanical response that proved compliant with the experimental tests presented in the literature. Validation of the model was accompanied by experimental tests on PMHS in which a silicone physical model of a gravid uterus was inserted. It was therefore possible to propose specific test corridors for pregnant women. These corridors may be further used to validate physical or numerical models of pregnant women at low levels of abdominal deflection. Furthermore, our results indicates that the method of scaling the response observed in men to the response observed in pregnant women seems unappropriate when the abdominal deflection is high.

Conflict of interest statement

The authors confirm that there is no conflict of interest in this manuscript.

References

Behr, M., Arnoux, P.J., Serre, T., Bidal, S., Kang, H.S., Thollon, L., Cavallero, C., Kayvantash, K., Brunet, C., 2003. A human model for road safety: from geometrical acquisition to model validation with radioss. Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng. 6, 263–273.

Cavanaugh, J.M., Nyquist, G.W., Goldberg, S.J., King, A.I., 1986. Lower Abdominal Tolerance and Response. Society of Automotive Engineers, New York, ETATS-UNIS.

Collet, M., Guern, L.H., Chabaud, J.J., Boog, G., 1983. Courbes Echographiques de Croissance des Membres Foetaux: Intérêt Dans le Dépistage Anténatal des Malformations. Expansion Scientifique, Paris, France.

Conrad, J.T., Kuhn, W., 1967. The active length–tension relationship in human uterine muscle. Am. J. Obstet. Gynecol. 97, 154–160.

Degani, S.L., Leibovitz, Z., Shapiro, I., Gonen, R., Ohel, G., 1998. Myometrial thickness in pregnancy: longitudinal sonographic study. J. Ultrasound Med. 17, 661–666.

Delotte, J., Behr, M., Baque, P., Bourgeon, A., de Peretti, F., Brunet, C., 2006. Modeling the pregnant woman in driving position. Surg. Radiol. Anat. 28, 359–363.

Delotte, J., Behr, M., Thollon, L., Arnoux, P.J., Baque, P., Bongain, A., Brunet, C., 2008. Pregnant woman and road safety: experimental crash test with post mortem human subject. Surg. Radiol. Anat. 30, 185–189.

El-Kady, D., Gilbert, W.M., Anderson, J., Danielsen, B., Towner, D., Smith, L.H., 2004. Trauma during pregnancy: an analysis of maternal and fetal outcomes in a large population. Am. J. Obstet. Gynecol. 190, 1661–1668.

Eppinger, R., 1976. Prediction of thoracic injury using measurable parameters. In: Proceedings of the 6th Experimental Safety Vehicle Conference. NHTSA, Washington DC, pp. 770–780.

Foster, C.D., Hardy, W.N., Yang, K.H., King, A.I., Hashimoto, S., 2006. High-speed seatbelt pretensioner loading of the abdomen. Stapp Car Crash J. 50, 27–51.

Geraghty, E.M., Boone, J.M., McGahan, J.P., Jain, K., 2004. Normal organ volume assessment from abdominal CT. Abdom Imaging 29, 482–490.

Greenblatt, J.F., Dannenberg, A.L., Johnson, C.J., 1997. Incidence of hospitalized injuries among pregnant women in Maryland, 1979–1990. Am. J. Prev. Med. 13, 374–379.

Hardy, W.N., Schneider, L.W., Rouhana, S.W., 2001. Abdominal impact response to rigid-bar, seatbelt, and airbag loading. Stapp Car Crash J. 45, 1–32.

Hyde, L.K., Cook, L.J., Olson, L.M., Weiss, H.B., Dean, J.M., 2003. Effect of motor vehicle crashes on adverse fetal outcomes. Obstet. Gynecol. 102, 279–286.

Jansova, M., Hyncik, L., 2008. Biomechanical model of pregnant woman for impact purpose. Eng. Mech. 15, 225–240.

Jürgens, H.W., Ivar, A.A., Pieper, U., 1990. International Data on Anthropometry. International Labour Office, ILO, Geneva p. 62.

Kamina, 1968. Anatomie Gynécologie et Obstétricale. Maloine.

Klinich, K.S., Scheneider, L.W., Moore, J.L., 1999. Seated Anthropometry During Pregnancy. Final Report.

Lavery, J.P., Staten-McCormick, M., 1995. Management of moderate to severe trauma in pregnancy. Obstet. Gynecol. Clin. N. Am. 22, 69–90.

Manoogian, S.J., 2008. Protectin the Pregnant Occupant: Dynamic Material Properties of the Uterus and Placenta (Ph.D. Thesis). Faculty of the Virginia Polytechnic Institute and State University, United States.

Mc Conville, J.T., Churchill, T.D., Kaleps, I., Clauser, C.E., Cuzzi, J., 1980. Anthropometric relationships of the body and body segments moments of inertia. Anthropology Research Project, Inc. A/F Aerospace Medical Research. vols. 12–80, 1997 AF AMRL-TR-80-119.

Mizrahi, J., Karni, Z., Polishuk, W.Z., 1980. Isotropy and anisotropy of uterine muscle during labor contraction. J. Biomech. 13, 211–218.

Modena, A.B., Fieni, S., 2004. Amniotic fluid dynamics. Acta Biomed. 75 (Suppl. 1), 11–13.

Moorcroft, D.M., Stitzel, J.D., Duma, G.G., Duma, S.M., 2003. Computational model of the pregnant occupant: predicting the risk of injury in automobile crashes. Am. J. Obstet. Gynecol. 189, 540–544.

Nusholtz, G.S., Kaiker, P.S., Lehman, R.J., 1988. Steering System Abdominal Impact Trauma. MVMA Report UMTRI, 88-19.

Ogden, R., 1984. Non-linear elastic deformations. Chichester.

Pearlman, M.D., Tintinalli, J.E., Lorenz, R.P., 1990. Blunt trauma during pregnancy. N. Engl. J. Med. 323, 1609–1613.

Pearsall, G.W., Roberts, V.L., 1978. Passive mechanical properties of uterine muscle (myometrium) tested in vitro. J. Biomech. 11, 167–176.

Peres, J., Thollon, L., Delotte, J., Tillier, Y., Brunet, C., Kayvantash, K., Behr, M., 2012. Material properties of the placenta under dynamic loading conditions. Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng. 4, 1–7.

Rebiffé, R., Guillien, J., Pasquet, P., 1982. Enquête anthropométrique sur les conducteurs français. Laboratoire de Physiologie et de Biomécanique de l'association Peugeot-Renault.
Rivaux, G., Rubod, C., Dedet, B., Brieu, M., Gabriel, B., Cosson, M., 2013. Comparative analysis of pelvic ligaments: a biomechanics study. Int. Urogynecol. J. 24, 135–139.
Rupp, J.D., Klinich, K.D., Moss, S., Zhou, J., Pearlman, M.D., Schneider, L.W., 2001. Development and testing of a prototype pregnant abdomen for the small-female hybrid III ATD. Stapp Car Crash J. 45, 61–78.
Serre, T., Brunet, C., Bruyere, K., Verriest, J.P., Mitton, D., Bertrand, S., Skalli, W., 2006. HUMOS (Human Model for Safety) Geometry: From one Speciem to the 5th and 95th Percentile. SAE paper 2006-01-2324.
Tilley, A.R., Associates, H.D., 2001. The Measure of Man and Woman: Human Factors in Design. Wiley, New York.
Trosseille, X., Le-Coz, J.Y., Potier, P., Lassau, J.P., 2002. Abdominal response to high-speed seatbelt loading. Stapp Car Crash J. 46, 71–79.
Weiss, H.B., Songer, T.J., Fabio, A., 2001. Fetal deaths related to maternal injury. J. Am. Med. Assoc. 286, 1863–1868.
Weiss, H.B., Strotmeyer, S., 2002. Characteristics of pregnant women in motor vehicle crashes. Inj. Prev. 8, 207–210.

B.3 Article 3: Validation et implémentation d'un modèle de liquide amniotique

Le chapitre précédent a permis la présentation du modèle PROMIS dans sa première version. Le terme première version est employé car la principale lacune de ce modèle réside dans son modèle de liquide amniotique. En effet, ce dernier a été introduit sans réelle validation, permettant d'avoir un modèle d'utérus gravide correct au niveau de son inertie mais ne permettant pas d'analyser les pressions intra-utérines lors d'une simulation d'accident. Les résultats proposés par (Rupp *et al.* 2001b) indiquent que ces pressions contenues dans la poche amniotique lors d'un accident de la route pourraient être responsables de l'apparition de décollement placentaire. Il nous a alors semblé primordial d'inclure un modèle fluide validé permettant la prise en compte des interactions entre le liquide amniotique et les différents composants de l'utérus gravide avec pour objectif le développement de critères prédicteurs de blessures fœtales lors d'un accident de la route.

Afin de valider un modèle fluide compris dans un volume fermé et soumis à des décélérations, des essais expérimentaux ont été mis en place. Le protocole a consisté en des décélérations d'un volume d'eau dans un conteneur sphérique en PVC free phtalate installé sur le plateau d'un puits de chute, lâché en chute libre puis freiné brutalement. Deux hauteurs de chutes ont été définies afin d'obtenir des accélérations proches de celles ressenties par l'utérus gravide au cours d'un choc frontal entre 25 et 30km/h basé sur des simulations de chocs frontaux effectuées avec le modèle PROMIS et en accord avec les résultats proposés par (Delotte *et al.* 2008). L'accélération du plateau lors des essais a été enregistrée par l'intermédiaire d'un accéléromètre tri-axe±50G (fabriquant MEAS, France ; modèle EGAS-S403-50-/L2M). Durant les essais, la cinématique du conteneur a été obtenue par l'intermédiaire de deux caméras rapides (500 images par seconde) afin de pouvoir déterminer les déformations du conteneur provoquées par la décélération. Le maintien en position du conteneur lors des essais a été assuré par l'intermédiaire d'une plaque en pléxiglass sur laquelle le conteneur a été fixé de l'intérieur avec une rondelle de 8.3cm de diamètre. Un joint a permis d'assurer l'étanchéité du dispositif au niveau de cette fixation. Pour permettre l'insertion de la rondelle, une incision du conteneur sur sa partie supérieure

a été effectuée puis colmatée avec de la pâte silicone. Enfin, la plaque en plexiglass a elle-même été fixée sur le plateau du puits de chute par l'intermédiaire de visses.

Ces essais ont ensuite été simulés afin de définir et valider les paramètres du fluide permettant d'avoir des résultats numériques en accord avec ceux de l'expérience. Cette validation s'est faite en comparant les déformations du conteneur lors de la décélération dans sa version numérique et réelle. Pour finir, le couplage entre le modèle fluide et le modèle PROMIS a été validé en terme de pression en simulant les essais de chargements abdominaux par ceinture de sécurité qui avaient été mis en place lors du dévelopement du modèle dans sa première version (partie B.2).

Article 3: Article soumis dans la revue « Journal of Biomechanical Engineering », actuellement sous second processus de review (soumis le 17/04/1015)

Amniotic fluid model development dedicated to the study of road accidents involving pregnant women

F.Auriault[1], L. Thollon[1], M. Behr[1]

[1]Aix-Marseille Univ, IFSTTAR, LBA UMR_T24, F-13016 Marseille, France

Keywords: Pregnant woman; road accident; computational model, amniotic fluid

B.3.1 Abstract

Background: This study reports the development and the validation of an amniotic fluid model with an Arbitrary Lagrangian Eulerian formulation in the LS-DYNA environment. Dedicated to the study of the mechanisms responsible for fetal injuries resulting from road accidents, the fluid model was validated against dynamics loading tests.

Method of approach: Free fall tests were performed on a deformable enclosed volume filled with water. During the test device braking phase, container deformation induced by inertial effects and fluid/structure interactions was recorded by cinematographic analysis. This data was then compared to the numerical response in the same test conditions. Finally, the coupling between the amniotic fluid model and an already existing finite-element full-body pregnant woman model was validated in terms of pressure. To do so, experimental test results performed on 4 post mortem human surrogates (in which a physical gravid uterus model was inserted) were used.

Results: Both free fall numerical and experimental responses appear strongly correlated. The coupling between the amniotic fluid model and pregnant woman model provide intra-uterine pressure values correlated with the experimental test responses.

Conclusions: The use of an Arbitrary Lagrangian Eulerian formulation is well adapted to analyze the fluid structure interactions between the amniotic fluid and the gravid uterus during a car crash accident involving pregnant women.

B.3.2 Introduction

Motor vehicle accidents (MVAs) are the leading cause of fetal injury resulting from trauma (Weiss *et al.* 2008, Mirza *et al.* 2010, Cheng *et al.* 2012). Several previous attempts have been made to develop either physical or computational pregnant women models in order to analyze road accident consequences for the fetus (Rupp *et al.* 2001a, Moorcroft *et al.* 2003). These models were then used to evaluate adverse fetal outcome predictors, i.e. injury criteria, regarding the mechanical events at the gravid uterus level. The method used to develop these criteria consists in simulating various car accidents conditions associated to a priori knowledge on the corresponding risk of adverse fetal outcome based on real car crashes investigations reported in (Klinich *et al.* 1999, Klinich *et al.* 2008) and in correlating the expected predictor value with this actual fetal risk injury. A condition for the quality to these criteria development is to perform accident simulations with a biofidelic and detailed gravid uterus model. A realistic amniotic fluid model with a formulation adapted to fluid-structure considerations is required since pressure gradients due to the fluid inertia are suspected to be responsible for placenta abruption (Rupp *et al.* 2001b), which is the leading cause of fetal loss resulting from cars accidents (Klinich *et al.* 1998).

The aim of this study is to validate an amniotic fluid model, which is assimilated to water as amniotic fluid is 98-99% water (Modena and Fieni 2004), intended to be implemented in the PROMIS finite element model representative of a 50th percentile (in size and weight) 26 weeks pregnant woman detailed in (Auriault *et al.* 2014). For that, deceleration tests of a deformable enclosed volume filled with water, at deceleration levels similar to those affecting the gravid uterus during a frontal crash, were performed. Results obtained were used to validate a parameter set providing correct interactions between the liquid model and the container. Finally, the coupling between the amniotic fluid and the PROMIS model has been validated in terms of pressure using experimental tests results performed with 4 Post Mortem Human Surrogates (PMHS), in which a physical gravid uterus model was inserted to be representative of pregnant women.

B.3.3 Material and Methods

Experimental drop tests

To validate an amniotic fluid model of a deformable water-filled container in decelerations conditions, experimental drop tests were performed. The container is a 2mm-thick soft elastic phthalate spherical container with constant thickness and positioned on an

impact drop test platform. The container was rigidly fixed to the platform through a rigid disk of 8.3cm of diameter. The free fall system is illustrated in figure 1. The following procedure was used to define initial drop tests heights:

- A preliminary simulation of a frontal car accident at an initial speed of 25kph (close to to the mean impact speed reported in (Müller *et al.* 2014)) with the PROMIS model was performed. As a result of this simulation, a deceleration profile lasting 70ms and reaching a peak value of 8g was recorded at the uterus. In order to obtain a similar deceleration in our experimental drop tests, an initial height of 500mm was defined.
- The maximum possible height of the drop test apparatus is 800mm. This second initial height was also tested. It led to a peak deceleration level of 8.9g

A total of 8 tests were performed: 4 tests for each of the two heights of fall. During the tests, the platform acceleration was recorded with a tri-axes accelerometers (MEAS, France; model EGAS-S403-50-/L2M). The container's free fall was filmed with 2 high-speed cameras (500fps) at two perpendicular angles of view: frontal and lateral. These films were then used to analyze the container's deformation induced by the deceleration with the software AOS Imaging Studio v2.5.2.2 and an optical markers tracking

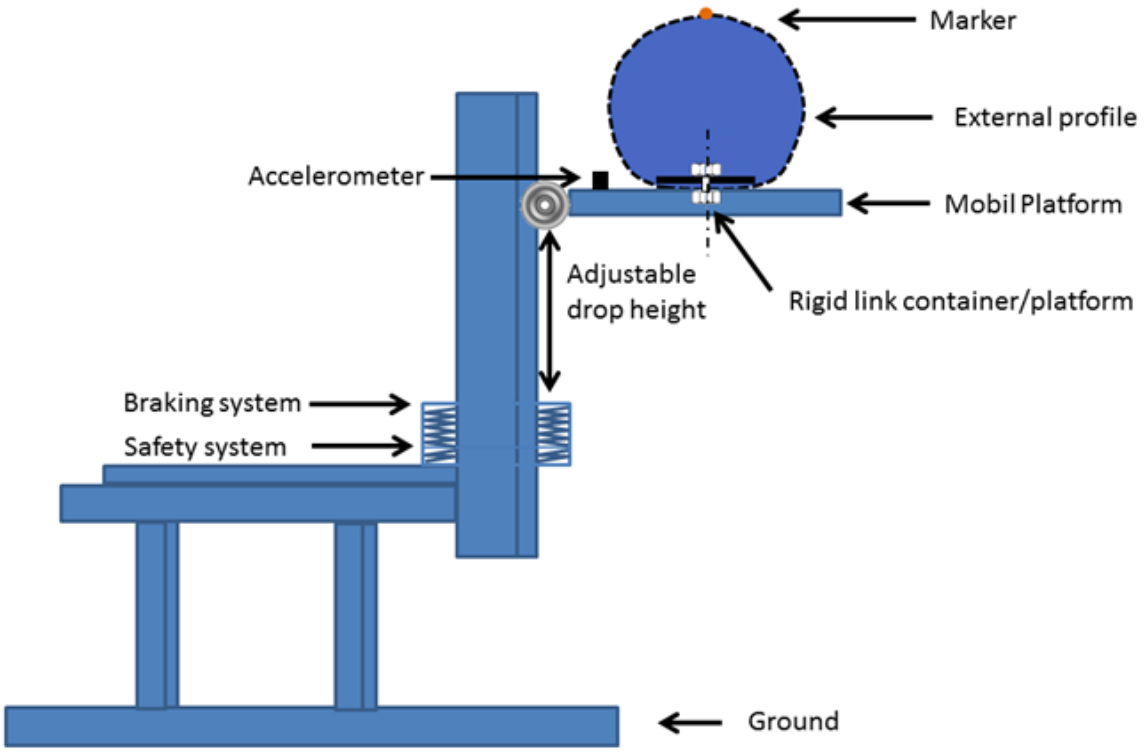

Figure 1: Drop test setup

method.

The experimental relative vertical displacement between upper and lower parts of the container versus time was also recorded This displacement was measured between two diametrically opposed points (markers shown on figure 1) providing the maximum relative vertical displacement. The external container shape defined as the projection of the container boundaries in the frontal plane was plotted against time and compared to the numerical response.

Container material properties

Before simulating the experimental drop tests, dynamic tensile tests were performed on the container material samples to characterize its mechanical properties, using an uniaxial MTS hydraulic test device (MTS type 370.02-15kN, MTS Systems, Créteil, France). A total of 12 samples were extracted by means of a bent stamp. The imposed test strain rate was set to 2s-1. This strain rate corresponds to the container maximum strain rate observed during the previously detailed drop tests at an initial height of 500mm. It was estimated by recording the relative displacement of two 50mm-distant points on the container surface, along the vertical axis. Before the tensile tests a 2N preload was applied on samples to improve tests conditions reproducibility. The force was recorded at the level of the lower grip through a force sensor (Kitsler 9317B 0-200N). Strain and stress refer to true strain and true stress respectively for the rest of the document. The geometrical parameters of the container samples as well as the experimental setup for tensile tests are illustrated on figure 2.

Container material properties were then

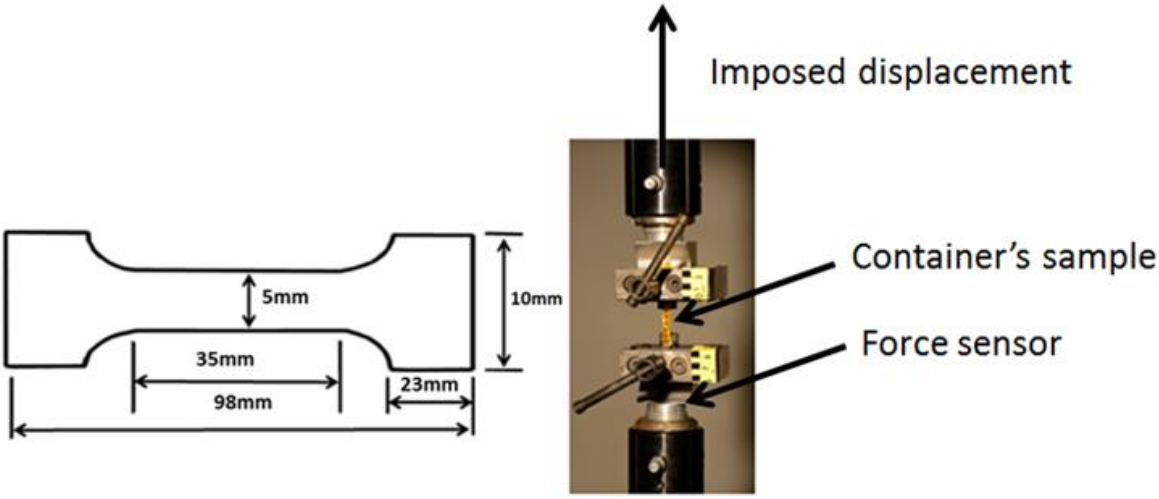

Figure 2: Sample geometrical parameters and experimental tensile setup

obtained by inverse analysis using results from the tensile tests. For that, a container sample finite element model was developed using Hypermesh (Altair Engineering, Troy, Michigan). The experimental vertical displacement was imposed to the nodes at the top extremity of the sample model, while the two other nodal displacement directions were constrained. At the bottom extremity of the sample FE model, displacements in all three directions were constrained. Simulations were performed with the LS-DYNA software (ls971s R7.0.0) (Livermore Software Technology Corporation, Livermore, CA.). The model was composed of EFG shell elements with a formulation type 41 from the LS-DYNA library. Due to our experimental results and the nonlinear behavior obtained, an Ogden hyperelastic law was applied to the material of the sample model (MAT_OGDEN_RUBBER) from the LS-DYNA library. The Ogden law parameters corresponding to the experimental behaviour were obtained by comparing the numerical response with the experimental response (lower square algorithme) and in varying materials parameters to fit the experimental stress versus strain curve.

During calculation, the energy ratio was controlled to be equal or close to 1. The relation between the energy ratio, the total energy (E_{total}), the intial total energy (E^0_{total}) and the external work (W_{ext}) is presented with the equation 1

$$\text{energy ratio} = \frac{E_{total}}{E^0_{total}+W_{ext}} \quad (1)$$

An additional simulation was performed with the mesh size of the model divided by 2 to assess mesh convergence.

Amniotic fluid model validation

To simulate the experimental drop tests in the same experimental loading conditions, the container/platform system was modelled using Hypermesh. Shell elements were used to model the container and the support plate (250*250mm² area). Container shell elements were the same size range than the PROMIS uterine wall elements (10mm at the uteroplacental interface level) for a total of 1626 elements. The container was attached to the platform as it was done in the experiments (see figure 1) by merging the nodes of both container and platform around a disk of 8.3cm in diameter. The platform was modelled as a rigid body on which the desired deceleration pulse was applied (figure 3).

A symmetrical penalty-based interface (AUTOMATIC_NODES_TO_SURFACE keyword) was applied between the container the platform nodes. The model development was performed as follows:

- An Eulerian mesh with ALE formulation constituted of solid ALE elements (type 11) was used to model the background mesh. ALE elements were set the same size as the lagrangian elements. A total of 15625 solid elements were used to model fluids.
- The container/platform system was positioned within this Eulerian mesh
- The Eulerian mesh was subdivided in two domains using the ALE MULTI MATERIAL GROUP keyword: the first domain filled with vacuum (MAT_VACUUM), and the second filled with water (MAT_NULL), associated to the state equation EOS_GRUNEISEN.
- The water domain was initiated inside the container with the INITIAL_ VOLUME_FRACTION_GEOMETRY keyword. The coupling between water and container segments was ensured

with the CONSTRAINED LAGRANGE IN SOLID keyword and a penalty coupling (type 4).

This model is presented on figure 4.

The numerical model behaviour was validated against experimental drop tests presented above. For that, the experimental and numerical container changing profile during the deceleration phase were compared:

The relative vertical displacement between the upper and lower container parts versus time was plotted. This displacement was measured between two diametrically opposed nodes providing the maximum relative vertical container displacement.

The external container profile as projected in the frontal plane was also recorded against time.

Finally, a simulation at a 500mm drop height was performed with the mesh size of both ALE and container part divided by 2 (5mm

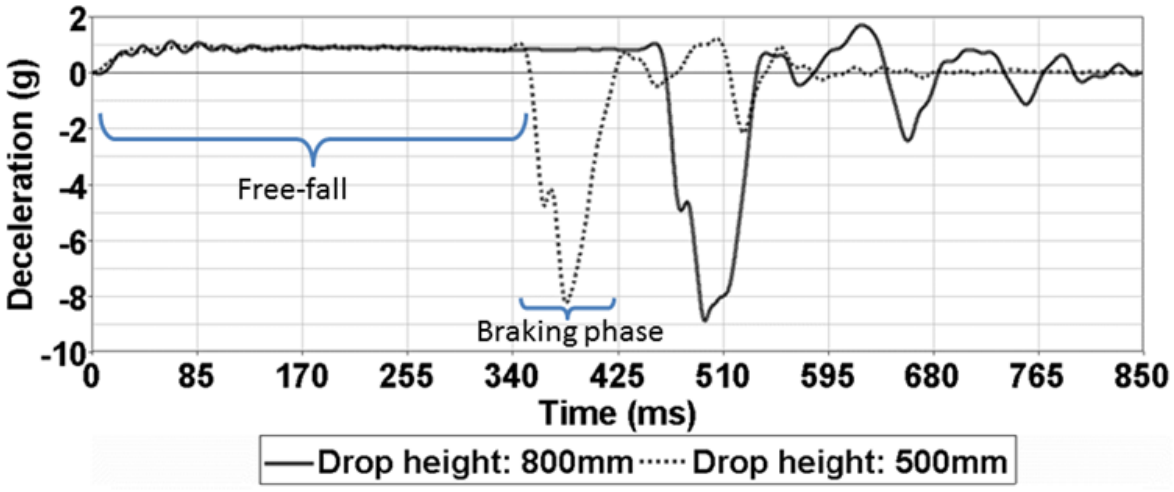

Figure 3: Deceleration curves for both initial heights of fall

mesh size) to assess mesh convergence.

Coupling with the PROMIS model

The amniotic fluid model discussed here above was coupled to the PROMIS uterus model to obtain a pregnant woman whole body model dedicated to road safety research. The PROMIS model results itself from a coupling between a 50th percentile woman model in driving position and a 26 weeks gravid uterus model. The woman model was derived from HUMOS which was validated in a wide range of loading conditions, as detailed in (Behr *et al.* 2003). The gravid uterus model includes uterine wall, placenta, fetus and ligaments. The mechanical properties of these components were extracted from experimental results from the literature: an hyperelastic law was used to defined uterine wall (Manoogian 2008) and placenta (Manoogian *et al.* 2008, Peres *et al.* 2012).

To evaluate the whole pregnant woman model ability to provide intra-uterine pressure in abdominal loading conditions, experimental tests with 4 PMHS reported in a previous study (Auriault *et al.* 2014) were used. These tests consisted in lap belt abdominal loadings at the level of the subject's ombilic. An artificial gravid uterus model in RTV silicon (SILASTIC®3481, Dow Corning Inc, London, England) was inserted in the subject abdomen by median laparotomy. A silicone item of the shape and weight of a 26 weeks fetus was inserted in the silicone uterus. The remaining volume was also filled with water. Subjects were seated on a test bank including a table and a back support. The belt was retracted by two pyrotechnic pretensioners (Renault Mégane 206 model) as first proposed in the experimental protocols presented in (Trosseille *et al.* 2002, Foster *et al.* 2006). During the tests, the intra-uterine pressure in the upper

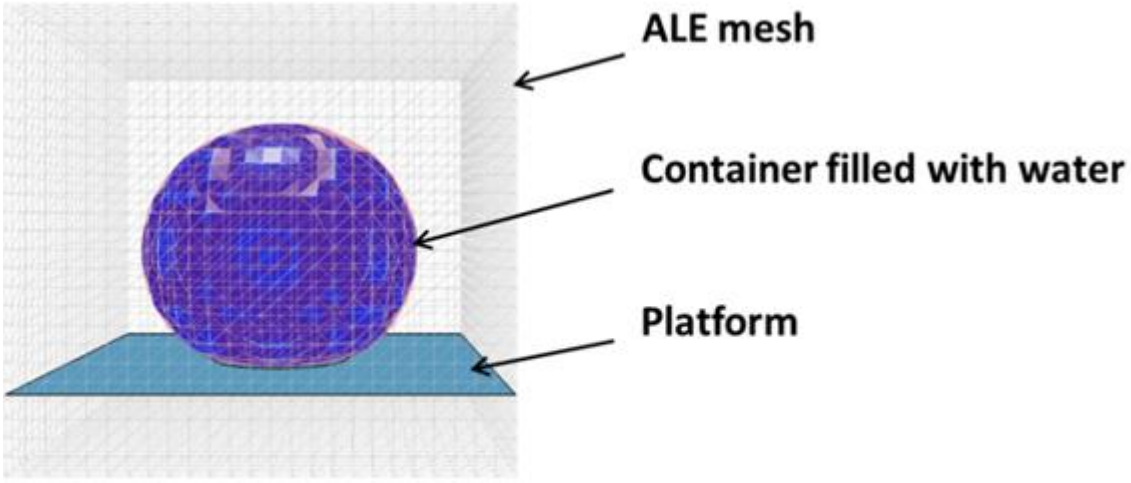

Figure 4: Container model setup

part of the gravid uterus was recorded by means of 4 small-sized pressure sensors (Model 06, Precision Measurements comp, Ann Arbor, MI). Pressure was recorded at a sampling frequency of 10kHz and filtered with a 2kHz Bessel-type low pass filter. The tests boundary conditions were then reproduced in the LS-DYNA environment with the PROMIS model. For that, surface elements from the rear side of the model were embedded in a constrained area of 13x39cm², which corresponds to the dimensions of the back plate against which the PMHS did rest during experimental tests. The average displacement recorded from the experimental tests was imposed on both the seatbelt portions. A lateral view of the experimental tests setup and a focus on the PROMIS model positioned to simulate experimental tests, showing the belt, the gravid uterus and the abdominal organs are illustrated on figure 5.

B.3.4 Results

Container material properties

During tensile tests, none of the samples reached failure. Experimental and simulated container stress versus strain, along with experimental corridors, are illustrated in figure 6.

These experimental corridors correspond to the mean ± one standard deviation. The Ogden behavior law parameters as determined by inverse analysis are summarized in table 1.

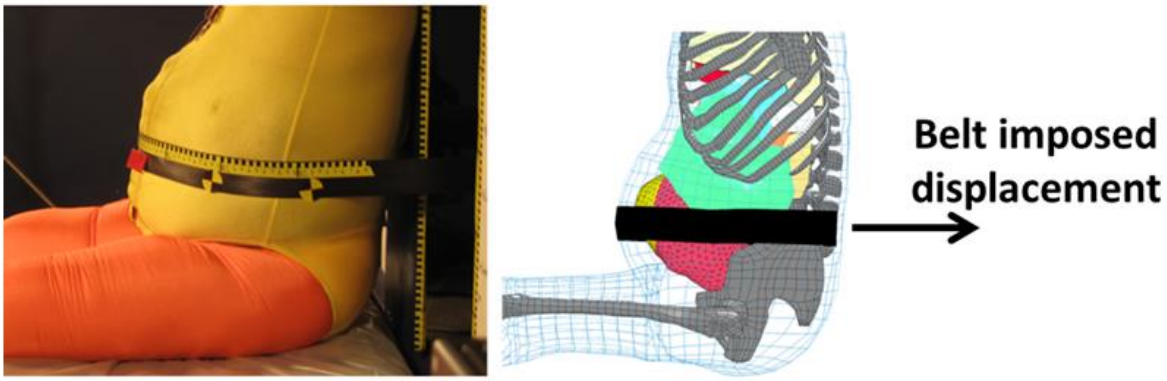

Figure 5: Experimental and numerical abdominal loading tests for the coupling validation

Parameter	Value	Parameter	Value
μ_1	0.8893100	α_1	2.3394001
μ_2	-11.478000	α_2	2.0929000
μ_3	109.52000	α_3	0.6606000
μ_4	66.081001	α_4	-0.9136600
μ_5	-1.8681000	α_5	-5.7440000

Table 1: Container material properties

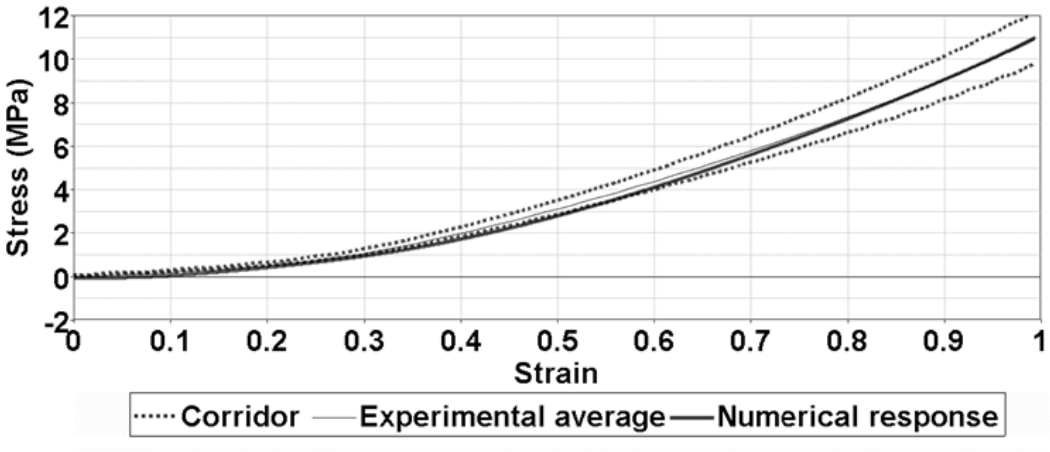

Figure 6: Tensile tests on container samples: simulation result compared to the experimental corridor

Drop tests

During drop tests, the container's kinematics were obtained by cinematographic analysis. During the deceleration, 3 main phases could be identified:

- PHASE A: first squash (figure 7A). The container is squashed against the platform during the braking phase,
- PHASE B: first stretch (figure 7B):when the container rebounds due to the device inertia and its elastic properties,
- PHASE C: second squash (figure 7C).

The container then rebounds as a damped oscillator until it returns in its initial state.

To validate the numerical model against the experimental response, the relative vertical displacement between the upper and lower container parts versus time was plotted from the beginning of phase A to the end of phase C (see figure 8 and 10). At the end of each of the 3 phases, the external container profile (see figure 7) was also compared to the numerical results (figure 9 and 11).

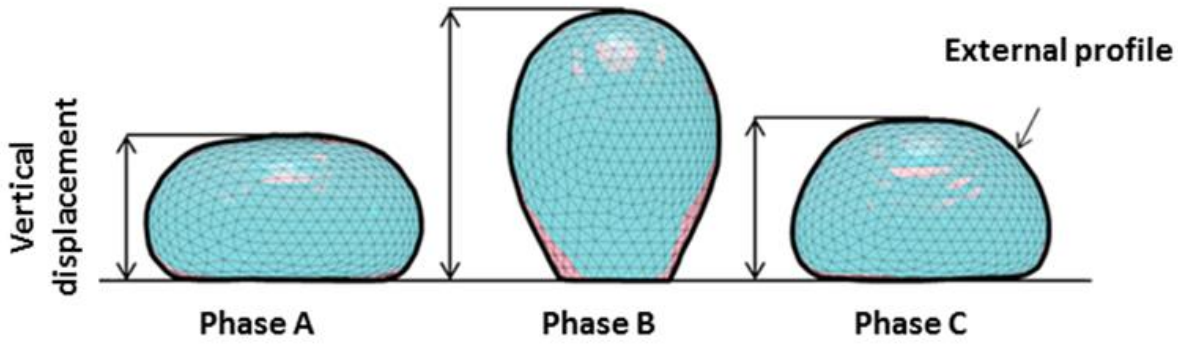

Figure 7: Relative container displacement during simulation

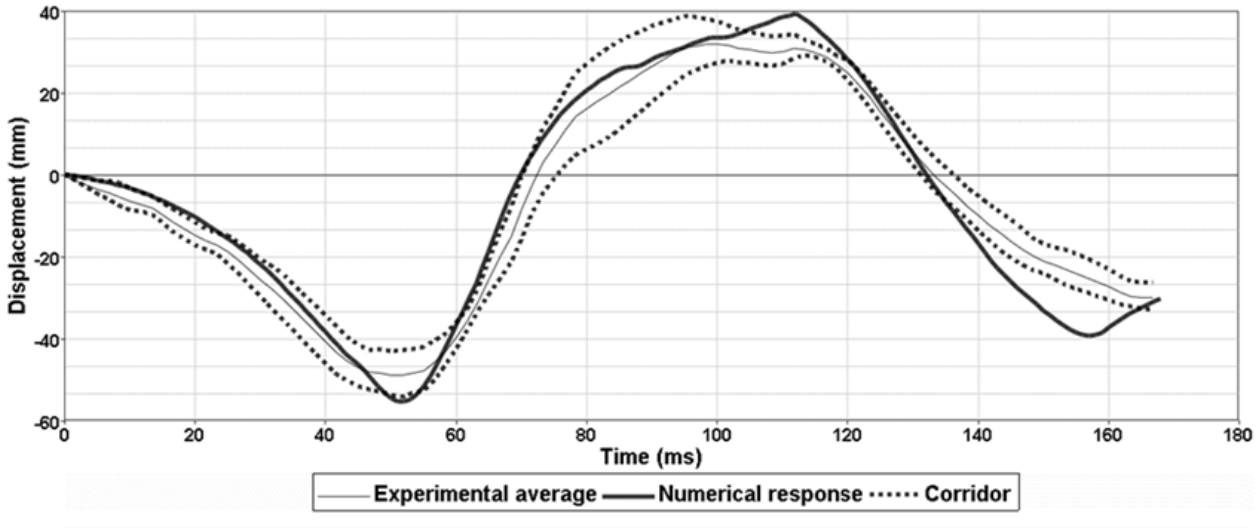

Figure 8: Relative displacement for the first height of fall (500mm): Simulation result and experimental corridor

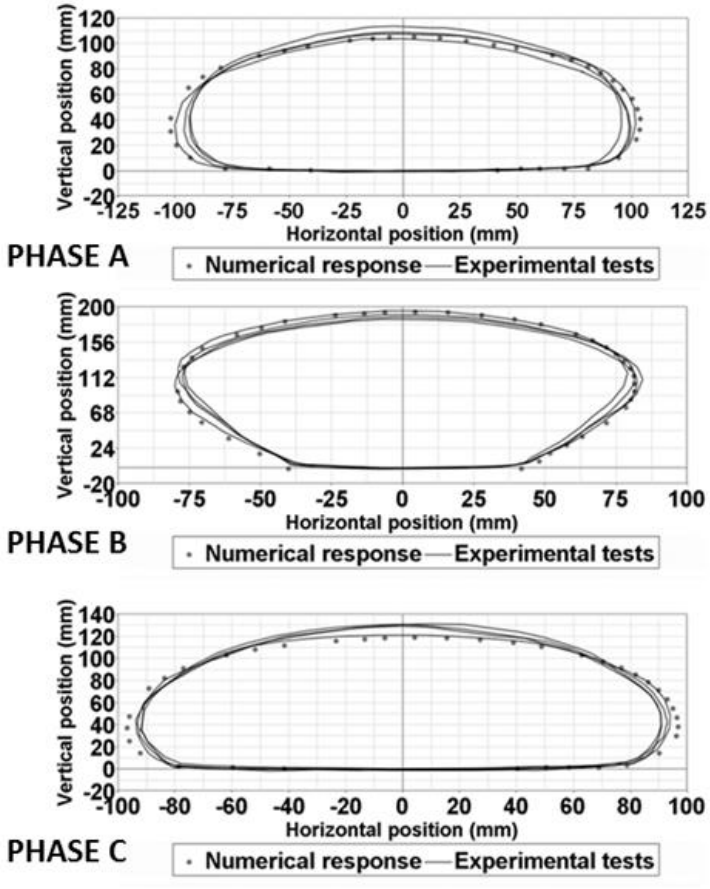

Figure 9: Container changing shape for the first height of fall (500mm): Simulation result compared to experimental results A): first squash, B): first stretch, C): second squash

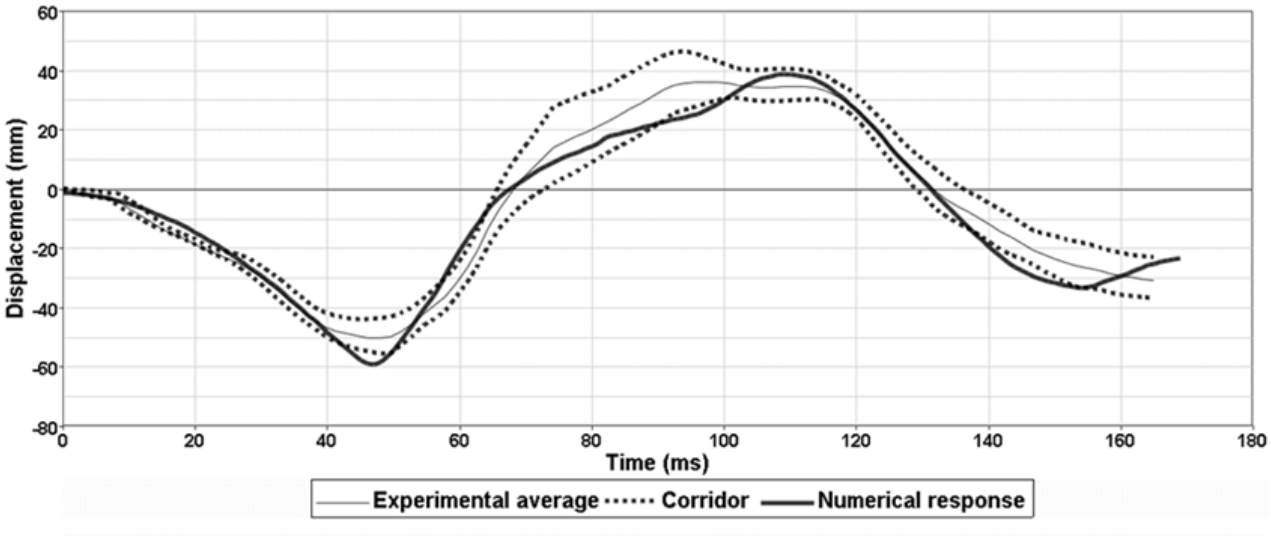

Figure 10: Relative displacement for the second height of fall (800mm): Simulation result and experimental corridor

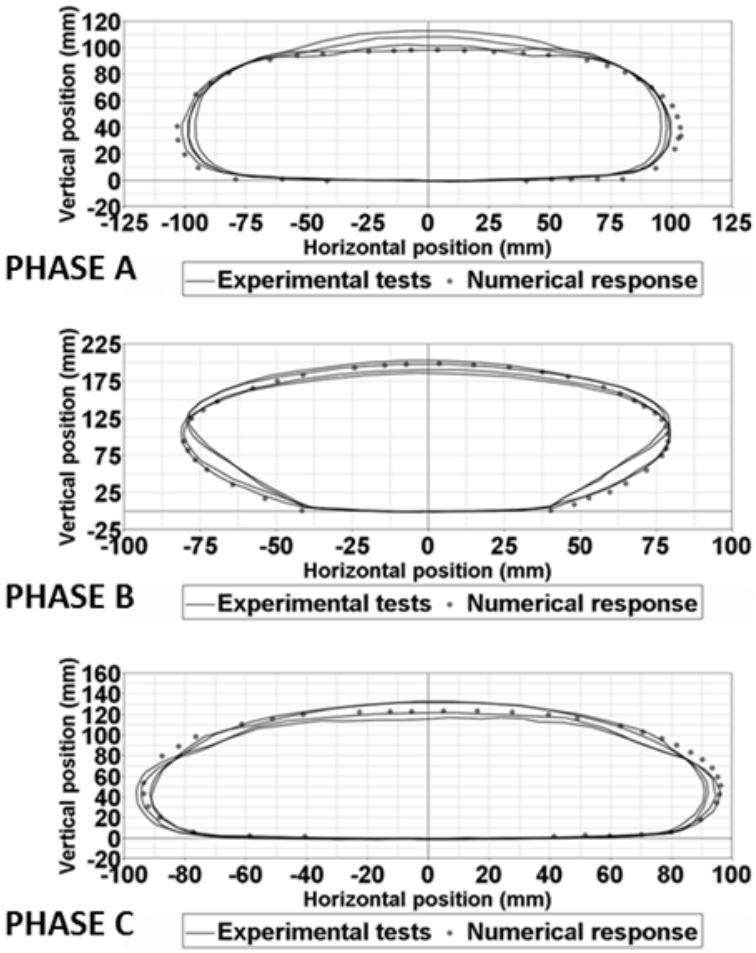

Figure 11: Container changing shape for the second height of fall (800mm): Simulation result compared to experimental results. A): first squash, B): first stretch, C): second squash

Reducing the uterus elements size by 2 revealed no significant influence of mesh size.

Amniotic fluid and PROMIS model coupling

The experimental and numerical pressure recordings versus time for the abdominal loading tests are presented in figure 12. The computational results provide a pressure peak of 44.5kP. The experimental pressure peak ranges from 22kPa to 48kPa.

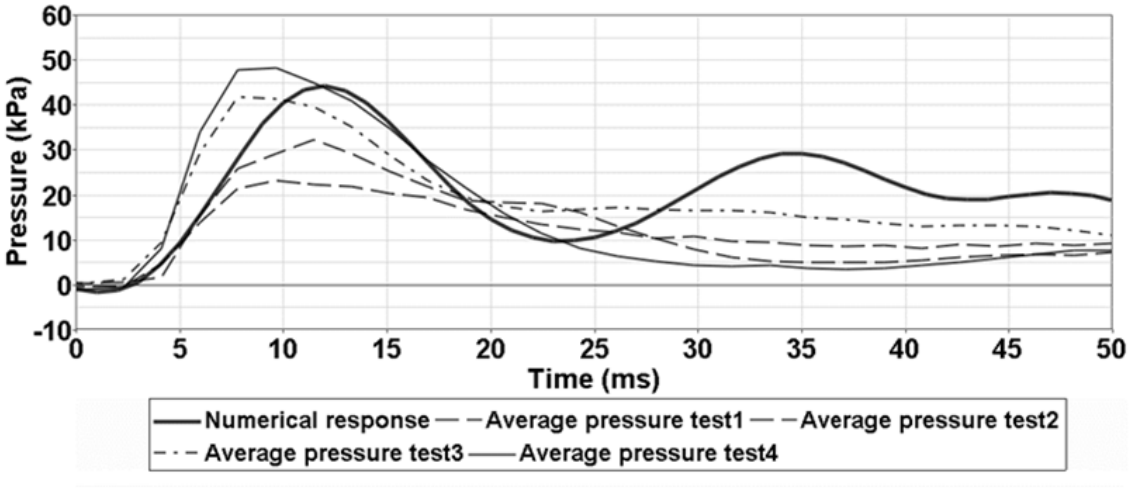

Figure 12: Abdominal loading tests: Experimental pressure results compared to simulation result

B.3.5 Discussion

As a result of this study, a gravid uterus model filled with amniotic fluid using an ALE formulation in the LSDYNA environment was developed.

The amniotic fluid model was developed and validated against experimental drop tests of a water-filled soft elastic container. The aim of this step was to define fluid structure interaction parameters under dynamic loadings. Because of the homogenous nature of the container material and its constant thickness, validation was limited to comparing the variation of its profile projection in the frontal plane against time.

Two initial heights of fall were tested, i.e. 500 and 800mm. Despite the significant difference between these to height values, the peak acceleration recorded at the time of system braking were found very close: 8.2 and 8.9g respectively. This was due to a technical limitation of the braking device that would limit acceleration peaks of the drop test device for safety reasons. As a result of this, we should not consider our model validated for initial car speed very different from 25km/h. Higher acceleration peaks should be further investigated to extend the range of impact

speeds for which the model can be considered as valid.

For both initial drop heights, figure 8 and 10 show that experimental and simulated variation of container height against time is strongly correlated, without visible delay. Between extremums, both experimental and simulated curves are very close. However, maximum differences are observed at extremums and 35% of amplitude variation was recorded between the numerical and the mean experimental result for the phase C with an intitial height of fall of 500mm (see table 2).

For the three main phases of the container decceleration (two squashing phases and one streching phase), the external container profile from simulations were compared to the experimental container profile. This comparaison allow to ensure that the global kinematic is similar in simulations and experimental tests. Results presented in figure 9 and figure 11 show a strong correlation between the numercial and experimental container profile for the two initial heights of fall and whatever the deceleration phase. This point is crucial as we made the assumption of a symetrical container material behaviour and that only uniaxial tensile tests were performed.

The coupling between the new amniotic fluid model and the PROMIS model was validated against abdominal loading tests performed on PMHS, comparing pressure values in the upper part of the gravid uterus. Numerical result is slightly delayed compared to expermiental results: for the experimental results, the mean experimental pressure peak is reached after 9.5ms. This peak is reached after 12ms for the numerical result. The mean experimental pressure peak reach 36.2±11.2kPa. The simulation provide a pressure peak of 44.5kPa. Only 4 experimental tests were available which is a limitation of this study.

	Experimental mean maximum amplitude	Computational maximum amplitude	% Variation
PHASE A: 500mm initial height of fall	-48.6mm (t=52ms)	-54.9mm (t=52ms)	+12.9%
PHASE A: 800mm initial height of fall	-49.7mm (t=48ms)	-58.5mm (t=47ms)	+17.7%
PHASE B: 500mm initial height of fall	32.4 (t=100ms)	39.6mm (t=112ms)	+22.2%
PHASE B: 800mm initial height of fall	36.4mm (t=95ms)	39mm (t=109ms)	+7.1%
PHASE C: 500mm initial height of fall	-29mm (t=166ms)	-38.9mm(t=157ms)	+35%
PHASE C: 800mm initial height of fall	-30.2mm (t=165ms)	-32.8mm (t=154ms)t	+8.6%

Table 2: Computational and experimental vertical amplitude results

The container had to be filled with an amniotic fluid surrogate, either based on Eulerian formulation, ALE, Smooth Particle Hydrodynamics or other. As previously mentioned several models representative of pregnant woman and including realistic material properties were previously presented in literature, but none of these included an amniotic fluid with a formulation adapted to fluid structure interactions analysis. In the model proposed by (Moorcroft *et al.* 2003), amniotic fluid was modeled with lagrangian formulation. An uterine wall model based on a biobag was also proposed in (Jansova and Hyncik 2008). In these two examples, analysis is restricted to global injury criteria and the simplified fluid effect questionable. A biofidelic amniotic fluid model seems yet fundamental to evaluate the risk of adverse fetal outcome resulting from road accidents:

Placenta is in direct contact with the amniotic fluid. A realistic interaction between these two components is heavily required to simulate accurate stress and strain distributions possibly related to injury criteria, especially as placenta abruption is the leading cause of fetal loss resulting from MVAs. Other studies from literature already proposed adverse fetal outcome predictors based on strain in the placenta region (Moorcroft *et al.* 2003, Duma *et al.* 2004).

A very simplified gravid uterus finite element model was previously used by (Rupp *et al.* 2001b) to evaluate the likely causes of placenta abruption. Their results suggest pressure gradients generated by the fluid inertia could be one mechanism for placenta abruption.

It was decided to model the amniotic fluid with an ALE formulation to combine the advantage of both pure Lagrangian formulation and pure Eulerian formulation. ALE formulation is widely used to solve biomechanical problems with fluid structure interactions especially with deformable and mobile boundary conditions (Cheng *et al.* 2010, Fontenier *et al.* 2014). As the PROMIS model is intended to evaluate risk of adverse fetal outcome resulting from MVAs and that the uterine wall submits large deformations during a typical car accident simulation, an ALE formulation is well adapted to the amniotic fluid modelling.

This new version of the PROMIs model now includes a fluid structures interaction that was validated against experimental data, including pressure changes. As a result, pressure can be used as possible injury risk criteria. However, coupling this validated amniotic fluid formulation to the PROMIS model may have modified the overall pregnant abdomen behavior. This is the reason why abdominal

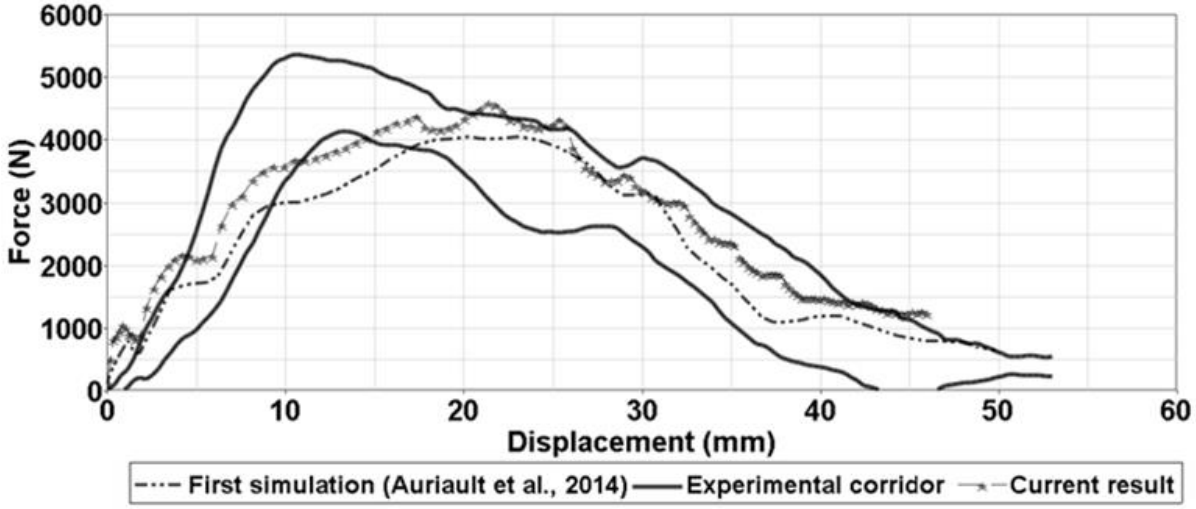

Figure 13: Pregnant abdomen validation

loadings were simulated again with this new PROMIS model version, and compared to experimental data. The response of this simulation in terms of abdominal force versus abdominal deflection is presented on figure 13, along with the response of the previous PROMIS version presented in (Auriault *et al.* 2014). From this figure, it was concluded that modifying amniotic fluid formulation did not alter the abdominal response validity.

Acknowledgement

This research was co-funded by IFSTTAR and the Provence-Alpes-Cote-d'Azur Region.

Conflict of interest statement

The authors confirm that there is no conflict of interest in this manuscript.

References

Auriault, F., Thollon, L., Peres, J., Delotte, J., Kayvantash, K., Brunet, C., Behr, M., 2014. Virtual traumatology of pregnant women: The pregnant car occupant model for impact simulations (promis). Journal of Biomechanics 47 (1), 207-213.

Behr, M., Arnoux, P.J., Serre, T., Bidal, S., Kang, H.S., Thollon, L., Cavallero, C., Kayvantash, K., Brunet, C., 2003. A human model for road safety: From geometrical acquisition to model validation with radioss. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering 6 (4), 263-73.

Cheng, H.T., Wang, Y.C., Lo, H.C., Su, L.T., Lin, C.H., Sung, F.C., Hsieh, C.H., 2012. Trauma during pregnancy: A population-based analysis of maternal outcome. World J Surg.

Cheng, J., Howard, I.C., Rennison, M., 2010. Study of an infant brain subjected to periodic motion via a custom experimental apparatus design and finite element modelling. Journal of Biomechanics 43 (15), 2887-2896.

Duma, S.M., Moorcroft, D.M., Stitzel, J.D., Duma, G.G., 2004. Evaluating pregnant occupant restraints: The effect of local uterine compression on the risk of fetal injury. Annu Proc Assoc Adv Automot Med 48, 103-14.

Fontenier, B., Hault-Dubrulle, A., Rahmoun, J., Naceur, H., Drazetic, P., Fontaine, C., 2014. Experimental and numerical studies of fluid-structure interaction phenomena inside the head when subjected to a dynamical loading. Comput Methods Biomech Biomed Engin 17 Suppl 1, 46-7.

Foster, C.D., Hardy, W.N., Yang, K.H., King, A.I., Hashimoto, S., 2006. High-speed seatbelt pretensioner loading of the abdomen. Stapp Car Crash J 50, 27-51.

Jansova, M., Hyncik, L., 2008. Biomechanical model of pregnant woman for impact purpose. Engineering MECHANICS 15 (4), 225-240.

Klinich, K.D., Flannagan, C.A., Schneider, L.W., Rupp, J., 2008. Abdominal injury in motot-vehicle. Report No. UMTRI-2008-40.

Klinich, K.D., Schneider, L.W., Moore, J.L., Pearlman, M.D., 1998. Injuries to pregnant occupants in automotive crashes. Annu Proc Assoc Adv Automot Med. 42: 57–91. .

Klinich, K.D., Schneider, L.W., Moore, J.L., Pearlman, M.D., 1999. Investigations of crashes involving pregnant occupants. Annu Proc Assoc Adv Automot Med 44, 37-55.

Manoogian, S.J., 2008. Protectin the pregnant occupant: Dynamic material properties of the uterus and placenta. phd. thesis, Faculty of the Virginia Polytechnic Institute and State University, United States.

Manoogian, S.J., Bisplinghoff, J.A., Mcnally, C., Kemper, A.R., Santago, A.C., Duma, S.M., 2008. Dynamic tensile properties of human placenta. J Biomech 41 (16), 3436-40.

Mirza, F.G., Devine, P.C., Gaddipati, S., 2010. Trauma in pregnancy: A systematic approach. Am J Perinatol 27 (7), 579-86.

Modena, A.B., Fieni, S., 2004. Amniotic fluid dynamics. Acta Biomed 75 Suppl 1, 11-3.

Moorcroft, D.M., Stitzel, J.D., Duma, G.G., Duma, S.M., 2003. Computational model of the pregnant occupant: Predicting the risk of injury in automobile crashes. Am J Obstet Gynecol 189 (2), 540-4.

Müller, C.W., Otte, D., Decker, S., Stübig, T., Panzica, M., Krettek, C., Brand, S., 2014. Vertebral fractures in motor vehicle accidents-a medical and technical analysis of 33,015 injured front-seat occupants. pp. 15-19.

Peres, J., Thollon, L., Delotte, J., Tillier, Y., Brunet, C., Kayvantash, K., Behr, M., 2012. Material properties of the placenta under dynamic loading conditions. Comput Methods Biomech Biomed Engin.

Rupp, J.D., Klinich, K.D., Moss, S., Zhou, J., Pearlman, M.D., Schneider, L.W., 2001a. Development and testing of a prototype pregnant abdomen for the small-female hybrid iii atd. Stapp Car Crash J 45, 61-78.

Rupp, J.D., Schneider, L.W., Moss, S., Zhou, J., Pearlman, M.D., 2001b. Design, development, and testing of a new pregnant abdomen for the hybrid iii small female crash test dummy. Final Report.

Trosseille, X., Le-Coz, J.Y., Potier, P., Lassau, J.P., 2002. Abdominal response to high-speed seatbelt loading. Stapp Car Crash J 46, 71-9.

Weiss, H.B., Sauber-Schatz, E.K., Cook, L.J., 2008. The epidemiology of pregnancy-associated emergency department injury visits and their impact on birth outcomes. Accid Anal Prev 40 (3), 1088-95.

Partie C: Les critères lésionnels

Les modèles proposés dans la littérature et présentés dans la partie B de ce rapport ont été utilisés pour développer des critères capables de prédire le risque de blessures du fœtus lors d'un accident de la route. De tels critères seront notamment utiles pour évaluer de manière objective les apports d'un dispositif de sécurité pour améliorer protection du fœtus. La première section de ce chapitre sera dédiée à la présentation de ces critères ainsi qu'à leurs limites. Enfin, une seconde section présentera une étude numérique avec le modèle PROMIS qui propose une analyse détaillée de la cinématique de la femme enceinte victime d'un accident de la route permettant d'identifier les événements de l'accident potentiellement responsables d'apparition de blessures. Cette étude a également permis le développement de nouveaux critères de blessures fœtales implémentés avec PROMIS.

C.1 : Les critères existants

C.1.1 Les critères proposés avec les mannequins numériques

Le premier critère mécanique qui a été corrélé avec le risque théorique de blessures fœtales proposés par (Klinich et al. 1999a) et permettant ainsi de prédire le risque de blessures du fœtus lors de simulations d'accidents de la route a été développé avec le mannequin MAMA2B (Rupp *et al.* 2001a). pour cela, un total de 15 simulations a été effectué en faisant varier la position (conductrice ou passagère), la vitesse d'impact (ΔV variant de 13km/h à 55km/h) et l'utilisation de système de protection (ceinture trois points et airbag). Chacune de ces simulations a été associée à un risque de blessures fœtale en se basant sur les courbes de risque proposées par (Klinich et al. 1999a). Le risque de blessures balayé par les simulations varie ainsi de 9% à 90%.

Une corrélation a été trouvée entre le pic de pression antérieur de l'insert abdominal du mannequin et le risque de perte fœtale (R^2=0.6605). La relation proposée entre ces deux variables est présentée dans l'équation 1:

$$R = 0.0021 * P^{2.2512} \qquad (1)$$

Avec R le risque de perte fœtal et P la pression en kPa.

C.1.2 Les critères proposés avec les modèles numériques

En utilisant une méthodologie similaire à celle de (Rupp *et al.* 2001a), (Moorcroft et al. 2003b) ont étudié la corrélation entre le risque de blessures fœtales et le pic de déformation de l'utérus. Pour cela, 12 simulations d'accidents ont été effectuées avec le modèle numérique présenté par (Moorcroft *et al.* 2003b) en faisant varier les conditions de l'accident : le système de retenu (rien ;la ceinture trois points ; la ceinture trois points associé à l'airbag) et la vitesse (de 13km/h à 45km/h). Le risque de pertes fœtales associé aux différents scénarios d'accidents varie ainsi d'une valeur comprise entre 9 et 90%. les résultats obtenus indiquent que le pic de déformation de l'utérus est un bon prédicteur de blessures fœtales (R^2=0.8464). Toujours en utilisant ce modèle, (Duma et al. 2004) suggère que le pic de compression abdominale est également corrélé avec le risque de blessures fœtales et est lié au même évènement que le pic de déformation puisque apparait au même instant de la simulation.

C.2 Article 4: Développement de critères prédicteurs de blessures fœtales à la suite d'un accident de la route

L'une des difficultés dans le dévelopement de prédicteurs de blessures fœtales est que les mécanismes responsables d'apparition de ces blessures sont très peu maîtrisés. La méthode proposée dans la littérature consiste donc à simuler des scénarios d'accidents associé à un risque de blessure théorique basé sur des investigations d'accidents réels. Au moment du développement des critères présentés dans la partie C.1 seule une étude proposait ce type d'informations basés sur un nombre de cas permettant des analyses statistiques et associant les conditions des accidents (utilisation de la ceinture, vitesse de l'accident) avec le bilan materno-foetal (Klinich *et al.* 1999a). Depuis, cette base a été complétée et mise à jour offrant ainsi de nouvelles courbes de risque de pertes fœtales (Klinich *et al.* 2008). L'une des limites des critères proposées dans la littérature réside donc sur le fait que leur développement a été effectué en se basant sur des courbes qui ont depuis été modifiées. De plus, ces critères peuvent être difficiles à implémenter dans un autre environnement. C'est notamment le cas du critère de pression proposé par (Rupp *et al.* 2001a) qui fonctionne bien avec l'insert abdominal du mannequin MAMA2B à la géométrie et aux propriétés très différentes de ce que l'on peut avoir avec un modèle éléments finis (propriétés matériaux, présence du fœtus et du placenta, géométrie plus complexe). En ce qui concerne le pic de déformation proposé par (Moorcroft *et al.* 2003b), l'implémenter dans un modèle éléments finis différent nécessite de refaire toute la phase de validation à la fois du point de vue de la sensibilité du critère aux propriétés mécaniques différentes de l'utérus, mais également avec les nouvelles courbes de risque. Plutôt que d'essayer de réutiliser ce critère, il a été décidé d'effectuer une étude complète avec le modèle PROMIS en partant de l'analyse de la cinématique du modèle pour identifier les événements de l'accident potentiellement responsables de blessures du fœtus afin de proposer des critères associés à ces évenements et corrélés avec le risque de blessure proposé par (Klinich *et al.* 2008).

Pour cela, 8 simulations d'accidents frontaux ont été effectuées avec le modèle PROMIS positionné sur un sled sur lequel la déccélération désirée a été appliquée pour des

vitesses variant entre 10km/h et 65km/h. Durant les simulations, l'occupante était retenue par une ceinture trois points équipée d'un limiteur d'effort de 4kN. A chacune de ces simulations, un risque théorique de blessures fœtales a été associé en se basant sur les études d'accidents réels proposées dans la littérature (Klinich *et al.* 2008). Le risque de blessures fœtales de nos simulations varie ainsi de 1% à 88%.

Durant les simulations,les différentes grandeurs mécaniques ont été enregistrées :

- Les déformations de l'interface utéro/placentaire
- Le HIC de la mère
- Le HIC du fœtus
- La pression intra-utérine
- La force résultante entre la ceinture et l'abdomen

L'accident à 40km/h a été choisi de manière arbitraire pour analyser la cinématique de la femme enceinte et les mécanismes de blessures du fœtus lors d'un choc frontal. Ce même scénario d'accident a également été utilisé pour évaluer la robustesse des critères proposés par rapport à des modifications des paramètres du modèle de sled. Toujours en se référant à cet accident à 40km/h, quatre calculs ont permis d'évaluer l'influence de l'utilisation de prétensionneurs et de limiteurs d'efforts différents (2kN et 6kN) sur le risque de blessures du fœtus. Finalement, trois critères prédicteurs de blessures fœtales ont été retenus: (1) le HIC du foetus, (2) le pic de pression moyenne de la face fœtale du placenta et (3) la proportion de surface de l'interface utéro-placentaire dépassant un seuil de déformation fixé à 25%.

Article 4: Article soumis à la revue « Accident Analysis & Prevention », actuellement sous processus de review (soumis le 10/09/1015)

Injury criteria to predict the risk of adverse fetal outcome in road accident simulations

F.Auriault[1], L. Thollon[1], M. Behr[1]

[1]Aix-Marseille Univ, IFSTTAR, LBA UMR_T24, F-13016, France

Keywords: Pregnant woman, road accident, computational model, adverse fetal outcome, injury criteria

Highlights

- The paper presents the development of adverse fetal outcome predictors using a whole body finite element pregnant woman model
- The kinematic of pregnant women involved in a frontal car accident was analyzed to determine the mechanisms responsible for gravid uterus loading
- Three predictors at the gravid uterus level appear strongly correlated with a theoretical risk of adverse fetal outcome estimated from real car accident data

C.2.1 Abstract

This study documents the development of adverse fetal outcome predictors dedicated to the analysis of road accidents involving pregnant women. To do so, a pre-existing whole body finite element model representative of a 50th percentile 26 weeks pregnant woman was used. A total of 8 accident scenarios were simulated with the model positioned on a sled. Each of these scenarios was associated to a risk of adverse fetal outcome based on result from real car crash investigations involving pregnant women from the literature. Several adverse fetal outcome potential predictors were then evaluated with regard to their correlation to this risk of fetal injuries.

Three predictors appeared strongly correlated to the risk of adverse fetal outcome: (1) the intra uterine pressure at the placenta fetal side area (r=0.92), (2) the fetal head acceleration (HIC) (r=0.99) and (3) area of utero-placental interface over a strain threshold (r=0.90). Finally, sensitivity analysis against slight variations of the simulation parameters was performed and assessed robustness of these criteria.

C.2.2 Introduction

Road accidents are the leading cause of fetal injuries resulting from trauma (Weiss et al. 2008, Mirza et al. 2010, Cheng et al. 2012). Several physical or computational pregnant woman models dedicated to car occupant safety were previously reported in literature (Pearlman and Viano 1996, Rupp et al. 2001, Moorcroft et al. 2003, Jansova and Hyncik 2008).

Adverse fetal outcome (AFO) predictors resulting from motor vehicle accidents (MVAs) were proposed in (Rupp et al. 2001, Moorcroft et al. 2003). The method used to develop these predictors was similar in both studies and consisted in simulating various car accident conditions associated to a corresponding estimated risk of AFO reported in (Klinich et al. 1999a).

In (Rupp et al. 2001), a pregnant woman dummy (so-called MAMA-2B) representative of a 30-week pregnant woman, was used to evaluate the correlation between the anterior intra-uterine pressure and the risk of AFO. To do so, 15 frontal car impacts at initial speed ranging from 13 to 55km/h were performed with two different occupant positions (driver and front seat passenger) and three different restraint conditions (three-point belt, three-point belt+airbag, none). In (Moorcroft et al. 2003), a similar approach was followed, based this time on a computational model and limited to 12 frontal car impact conditions, and focusing on the peak strain in the uterus.

Such criteria appears mandatory to estimate the risk of AFO in multiple car accidents scenarios and to evaluate the efficiency of safety devices developments. However, the two here above mentioned criteria are specific to their own model environment and could not be exported straight forward to another model without preliminar evaluation. Moreover, these two criteria are based on injury curves published in 1999 that were since significantly updated by the same authors (Klinich et al. 2008).

In an attempt to improve AFO prediction, new injury criteria possibly linked to real injury mechanisms are presented in this paper. Our approach was based on an already available finite element (FE) model representative of a 50th percentile 26 weeks pregnant woman, developed in the LS-DYNA environment. This Pregnant car Occupant Model for Impact Simulation (PROMIS) was detailed in (Auriault et al. 2014).

C.2.3 Material and methods

The PROMIS model and the sled environment

The PROMIS model is a FE model representative of a 26 weeks pregnant woman in a true driving position (Auriault et al. 2014). It results from a coupling between a 50th percentile woman model validated in a wide range of loading conditions and a detailed gravid uterus model including placenta, uterine wall, amniotic fluid, ligaments and fetus. Mechanical properties of the gravid uterus components were extracted from experimental results proposed in the literature. A hyperelastic law was applied to the uterine wall and the placenta based on experimental tensile and indentation tests (Manoogian et al. 2012, Peres et al. 2012). An arbitrary lagrangian eulerian (ALE) formulation was used to model the amniotic fluid (with water properties) and its interactions with its environments. The fetus was defined rigid and the ligaments elastic.

For the simulations, the PROMIS model was positioned on a sled on which an imposed deceleration pulse is applied.

The sled includes a 3 points belt with a 4kN load limiter. The belt is a mix between 1D elements in contact with the anchor points and 2D elements in contact with the PROMIS model. The belt in contact with the FE model is modeled with an elastic material with a Young modulus of 5Gpa and a poisson's ratio of 0.3.The belt is set 46mm wide and 1mm thick. 1D belt elements are modeled with spring elements from the LS-DYNA library.

Penalty-based interfaces were used to model the interactions between the sled environment (2D belt elements, the seat and the floor) and the PROMIS model . The static friction coefficient between the seat and the FE model was set to 0.3. The static friction coefficient between the belt and the FE model was set to 0.2. The belt load limit function was modelled with a spring element with tension-only characteristics. The belt pay-out was controlled in all simulations and was limited to 200mm, maximum value suggested in (Gavelin et al. 2007).

The PROMIS model position relative to the sled components was set according to the results proposed by (Klinich et al. 1999b):

- The abdominal belt was set at the iliac crest level with 24% of the gravid uterus above the midline belt
- The shoulder belt was set with a sternum ratio of 0.53, a clavicle ratio of 0.45 and a shoulder ratio of 0.33, see (Klinich et al. 1999b) for details on this ratio

- The shortest distance from the abdomen to the steering wheel was set to 85mm
- The steering wheel was oriented at an angle of 24° relative to vertical
- The seatback was oriented at an angle of 17° relative to vertical

Accident scenarios simulated

A total of 8 frontal car accident simulations at different speeds ranging from 10 to 65km/h were performed with the PROMIS model (table 1). For each of these cases, the risk of AFO (fetal death or major complications including placenta abruption, uterine rupture or laceration, direct fetal injury and premature delivery before 32 week's gestational age) was associated. This risk is based on real car crash investigations proposed by (Klinich et al. 2008).

Adverse fetal outcome criteria evaluation

During simulations, a total of 5 mechanical parameters were recorded because a priori condidered as possibly good adverse fetal outcome predictors:

- UPI (Utero-Placental Interface) strain
- Maternal HIC (Head Injury Criterion)
- Fetal HIC
- Intra-uterine pressure
- Force belt/abdomen

All correlations analysis were performed with STATISTIQUA v9.

Sensitivity analysis

The effect of several parameters and initial conditions on the criteria robustness was evaluated in one single reference accident scenario,chosen amongst all those listed in table 1. Configuration 6, i.e.40km/h impact speed with belted occupant, was arbitrary selected.

In these references conditions, one parameter

Simulation	Crash speed (km/h)	Risk of adverse fetal outcome (Klinich *et al.* 2008)
1	10	1%
2	20	4%
3	25	8%
4	30	12%
5	35	20%
6	40	30%
7	50	55%
8	65	88%

Table 1: Simulation conditions

at a time was slightly modified and the resulting AFO criteria were compared to the reference criteria.

Always in the reference conditions, sensitivity to pretensioner length and belt load limiter was also evaluated. The list of variying parameters for the sensitivity analysis is given in table 2:

Simulation id	Varying parameter	parameter value
R1	Belt thickness	2mm
R2	Impact speed	Reference speed + 5%
R3	Impact speed	Reference speed - 5%
R4	Belt Young modulus	Reference modulus + 5%
R5	Belt Young modulus	Reference modulus - 5%
R6	Placenta mass density	Reference mass density + 10%
R7	Friction coefficient between the occupant and the belt	0.3
R8	Lap belt pretensioner (4kN load limit)	20mm
R9	Lab belt pretensioner (4kN load limit)	40mm
R10	Load limiter (no pretension)	2kN
R11	Load limiter (no pretension)	6kN

Table 2: Sensitivity analysis

C.2.4 Results

Kinematic description

The frontal accident at 40km/h was analysed to detail the pregnant occupant kinematics in MVAs (see figure 1). During the first 45ms, the pregnant model is translated forward due to the pulse deceleration and the occupant inertia. During this phase, the chorial pressure and the resultant force between the lap belt and the abdominal wall increase almost linearly. The fetus contacts the placenta at t=32ms. Starting from 45ms, the 4kN limit force in the shoulder belt is reached. Then, thorax starts bending forward. At t=50ms, the model forward translation is suddenly stopped by the lap belt. The abdomen is then compressed by the abdominal belt while thorax continues its forward rotation. A maximal resultant force of 2719N recorded between the abdominal belt and the abdomen is reached at 60ms. At this very moment, the pressure at the chorion level also reaches its maximum value, strains of about 40% are recorded at the UPI, and the clearance distance between the abdomen and the steering wheel falls to a minimum.

Then, thorax still goes on rotating forward, exposing placenta to high strains. Starting from 88ms, the model starts

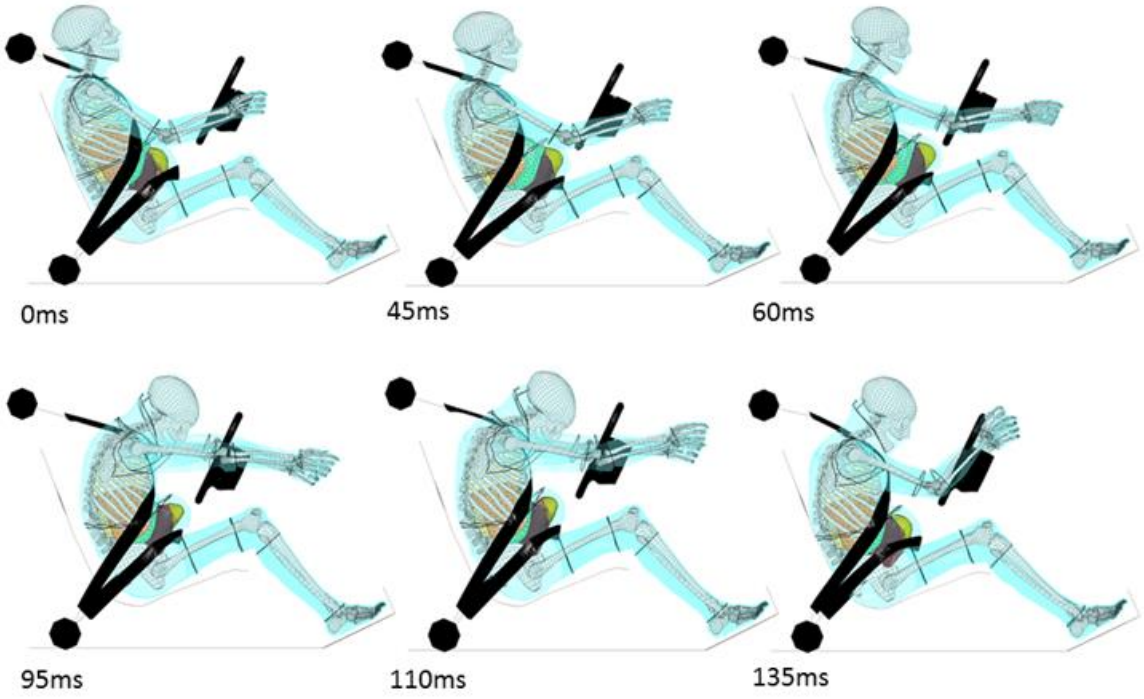

Figure 1: Pregnant occupant kinematic in frontal accident at 40km/h

translating backward towards its initial position. The pregnant abdomen impacts the steering wheel only for speeds equal or higher than 50km/h.

Criteria evaluation

Mechanical response in terms of maternal HIC, fetal HIC, maximum belt reaction force, maximum pressure at the placenta fetal side area and the UPI area over a strain threshold of 0.25 are presented in table 3. Correlation results between the risk of AFO and fetal HIC, the maximum pressure at the chorion level and the UPI area over strain threshold are presented respectively on figure 2, 3 and 4.

Simulation	Maternal HIC	Fetal HIC	Max resultant force abdomen/belt (N)	Maximal average pressure at the chorion level (kPa)	Relative UPI area (%) reaching 25% strain
1	3,89	8,186	667	14,7	0
2	36,5	10,3	668	16	0
3	58,6	29,1	1694,5	29,2	6,8
4	98,14	44,36	2084	37,17	26,8
5	109,5	82,78	2385	44,9	42,2
6	149,4	85,28	2719	46,6	49,5
7	251,5	174,8	3625	52,8	59,5
8	X	332	5568	71,8	71,7

Table 3: Simulation results

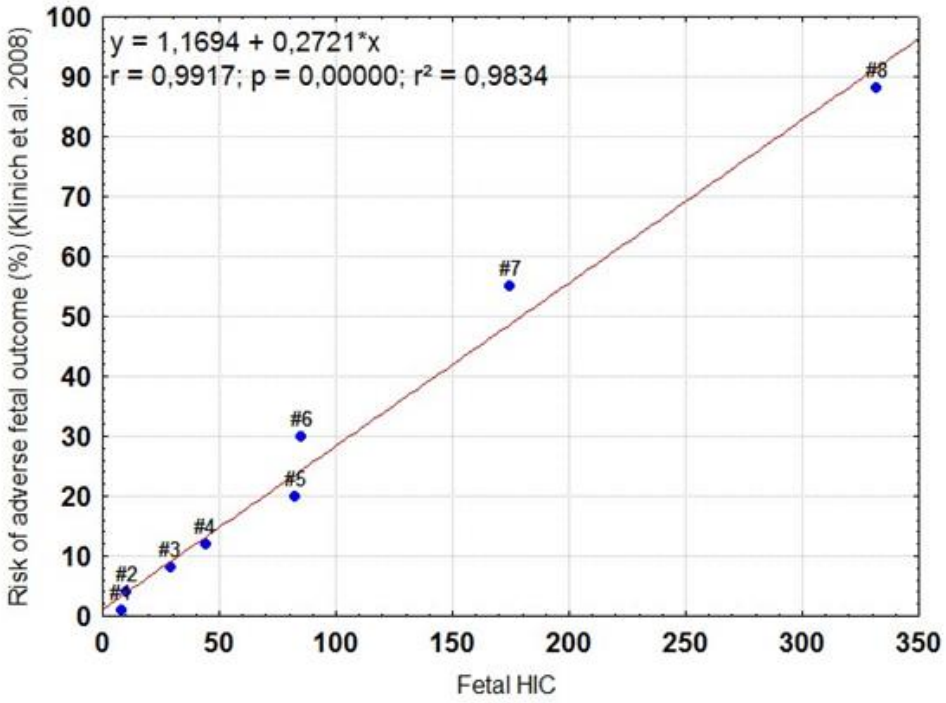

Figure 2: Correlation result between the fetal HIC and the risk of adverse fetal outcome

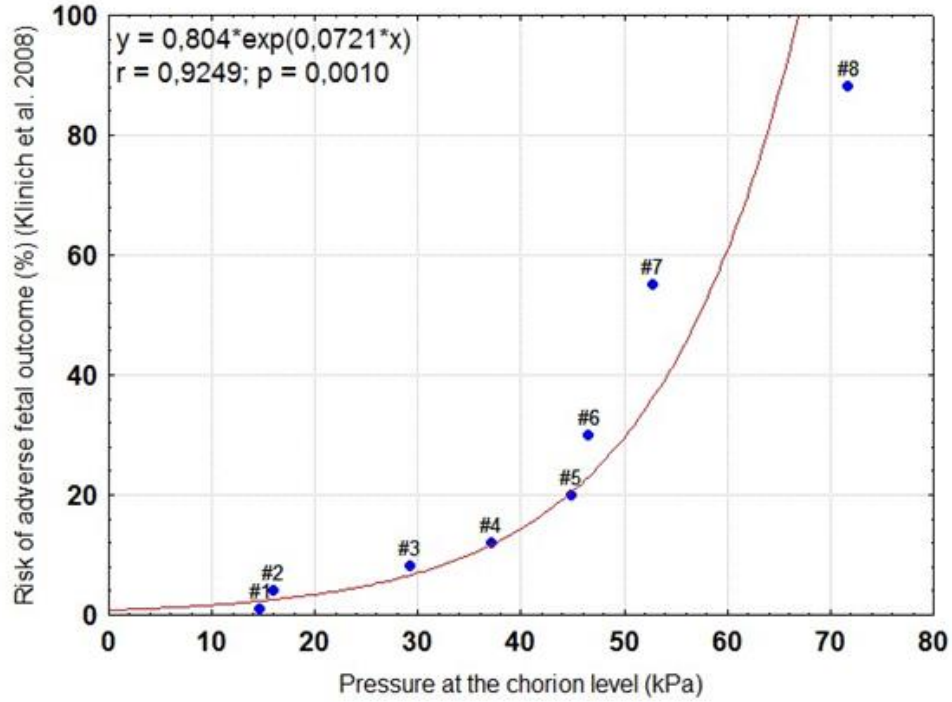

Figure 3: Correlation result between the maximum average pressure at the chorion level and the risk of adverse fetal outcome

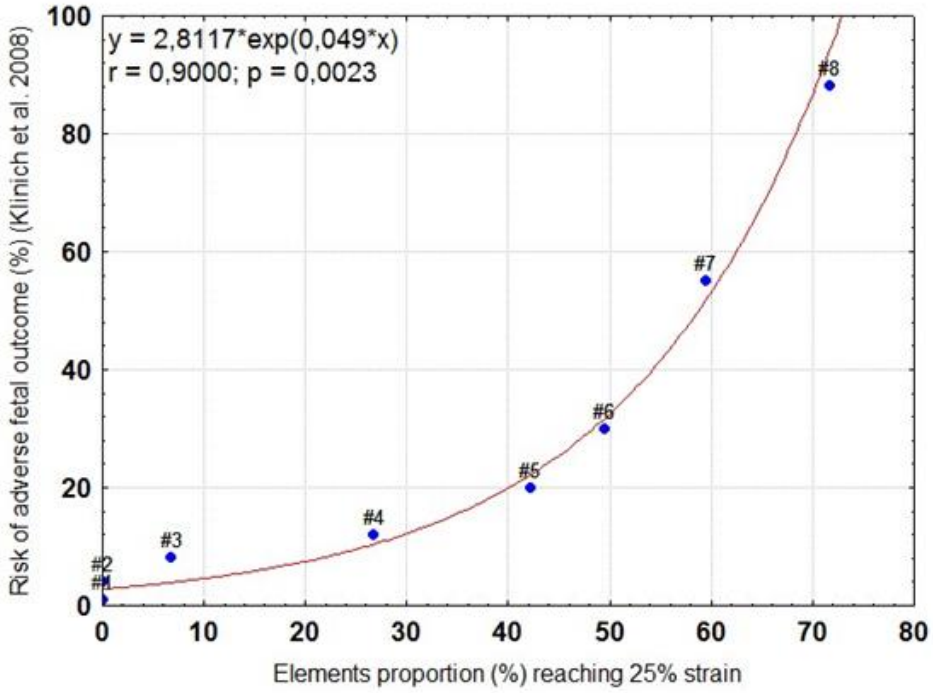

Figure 4: Correlation result between the UPI elements proportion reaching 25% strain and the risk of adverse fetal outcome

Sensitivity analysis

The sensitivity analysis results are presented in table4. Values with a variation from the reference value exceeding 10% are presented in bold.

C.2.5 Discussion

In our simulations, a contact between the steering wheel and the pregnant abdomen was observed only for the 50km/h

Simulation	Fetal HIC	Variation from the reference (%)	Maximal average pressure at the chorion area (kPa)	Variation from the reference (%)	Relative UPI area (%) reaching 25% strain	Variation from the reference (%)
R1	85,93	0,75	42,5	9,64	53,1	6,77
R2	90,65	5,92	45,3	2,86	50,2	1,39
R3	79,09	7,82	47,2	1,27	54,1	8,50
R4	**112**	**23,85**	47	0,85	53,9	8,16
R5	**97,8**	**12,80**	47,3	1,47	54,6	9,34
R6	90,4	5,66	49,5	5,85	51,9	4,62
R7	**95,38**	**10,58**	46,68	0,17	**56**	**11,60**
R8	90,76	6,03	45,2	3,09	45,4	9,03
R9	**95,66**	**10,85**	45,2	3,09	46,6	6,22
R10	83,39	2,26	**61**	**23,60**	**56,6**	**12,54**
R11	88,34	3,46	45,6	2,19	48,3	2,48

Table 4: Sensitivity analysis results

(slight contact) and 65km/h frontal crash. This result is not consistent with those proposed by (Duma et al. 2005) who performed frontal crashes simulations with a computational pregnant woman model in comparable speed ranges. Indeed, their results indicate a slight contact between the steering wheel and the pregnant abdomen for all belted simulations from 13km/h to 45km/h. However, the model used by (Duma et al. 2005) was a 5th percentile pregnant woman in her 30 weeks of gestation. Then the steering wheel to the abdomen clearance distance was 47mm lower than in our study. Moreover, our results for the low impact speed simulations are consistent with (Delotte et al. 2008) who performed three experimental frontal impacts at 20km/h with post mortem human surrogate representative of a full term pregnant woman and for which no direct contact between the steering wheel and the abdomen were observed.

The kinematics analysis allowed to evaluate the leading mechanisms of gravid uterus and placenta loadings in frontal MVAs:
(1) forward translation of maternal body, first contact between fetus and placenta
(2) Forward bending of maternal body, UPI loadind due to the gravid uterus inertia and the loading against the abdominal wall
(3) Abdominal compression between bending thorax and the lap belt resulting in major changes in placenta shape.

These loading are illustrated on figure 5 corresponding to the 40km/h reference accident simulation. These events are linked to the developed predictor of AFO.

As result of this study, it has been possible to evaluate three adverse fetal outcome criteria strongly correlated with the risk of adverse fetal outome. The method used to these criteria development is similar to that proposed in the literature (Rupp et al. 2001, Moorcroft et al. 2003).The sensitivity analysis results indicate that these criteria are robust and moderatly sensitive to slight variations of simulation conditions and specifically to change at the gravid uterus level (placenta material properties) and to the belt/abdomen interactions (contact definition and belt model). The most robust criterion appear to be the maximal average pressure at the chorion level with a mean variation from the reference value close to 5%. The fetal HIC appear to be most affected by variations of initial simulation parameters with a variation from the reference value ranging from 0.75% to 23.8% and an a mean variation close to 8%. One limitation of our approach is to use the

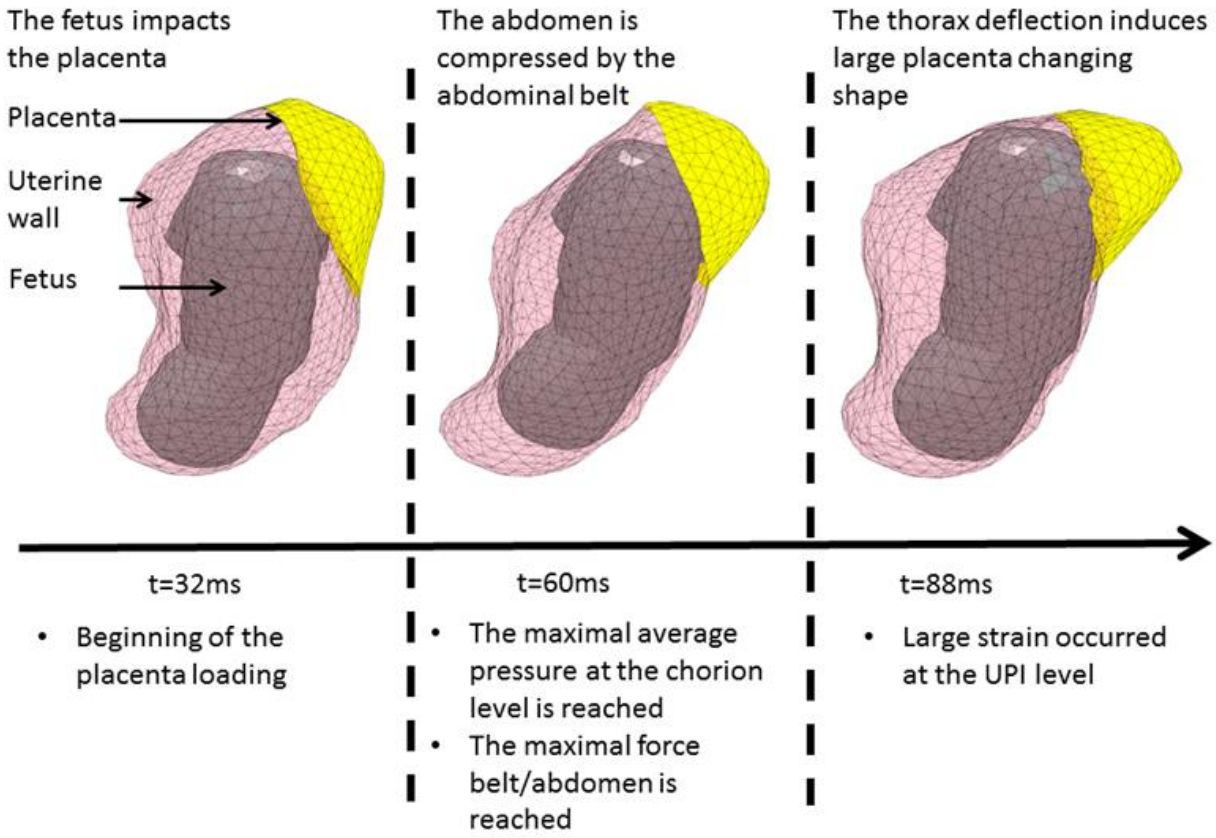

Figure 5: gravid uterus loading in frontal MVA at40km/h

risk of AFO from (Klinich et al. 2008), based on 57 real car crash investigations. However, to the best of our knolwedge, it is the largest study providing data about AFO risk in car accident conditions.

As previously disussed, the peak anterior intra-uterine pressure (Rupp et al. 2001) and the peak strain in the uterus (Moorcroft et al. 2003) were used in other studies as predictor of AFO. A similar approach was adopted here to developed criteria with the PROMIS model. However and for similar accident conditions, different reference risk of AFO values were used in our study as compared to those from (Rupp et al. 2001) and (Klinich et al. 2008). These differences are presented in table 5.

Moreover, both criteria proposed by (Rupp et al. 2001) and (Moorcroft et al. 2003)

Simulation conditions	Risk in current study based on (Klinich et al. 2008)	Risk in (Moorcroft et al. 2003, Rupp et al. 2001) based on (Klinich et al. 1999a)
25km/h frontal impact, three-point belt	8%	26%
35km/h frontal impact, three-point belt	20%	51%

Table 5: Risk of adverse fetal outcome to developed injury criteria

were developed with different restraint conditions and positionsin the car. In our study, it was decided to simulate only one single occupant conditions: the driver wearing a three-point belt. This choice was done for two reasons:

- unrestrained pregnant occupants only concern a small and decreasing percentage of the whole number of pregnant women (Johnson and Pring 2000, Vladutiu et al. 2013),
- use of airbag is not differenciated in the injury risk curve proposed in (Klinich et al., 2008), and airbag is often considered as improving mother safety without affecting fetal outcome (Klinich et al. 2008, Schiff et al. 2010).

Two proposed criteria in our study concern placenta level: the pressure at the placenta fetal side and the UPI strain. This is coherent with the fact that the phenomena of placenta abruption is the leading cause of fetal loss resulting from trauma (Pearlman 1997, Klinich et al. 1998, Weiss 2001), even though mechanisms responsible for placenta abruption in car accident are still unclear.

The placenta separation is suggested to occur when strain at UPI reaches 60% (Rupp et al. 2001, Moorcroft et al. 2003). In an experimental study proposed by (Klinich et al. 2012), tensile tests were performed on ovine uterus samples. For both considered strain rates (0.1 and 1 strain/s), the seperation of the placenta from the uterine wall occur for a failure strain of 37%. (Schiff and Holt 2005) suggest than even low speed car accidents can result in AFO . This are the reasons why it was decided to consider a strain criterion with a threshold set to 60% strain. A strain criteria based on the percentage of UPI area exceeding defined strain threshold was also considered since the risk of fetal loss is suspected to increase with the extent of placenta separation (Ananth et al. 1999). In our study, a AFO risk of 30% is associated with 50% of the UPI area reaching a strain level of 0.25.

Both Maternal HIC and the maximum resultant force between the abdominal belt and the abdominal wall appear also strongly correlated (with a linear regression) with the risk of adverse fetal outcome, with correlation coefficients of r=0.98 and r=0.93 respectively. However, these criteria were not longer considered to predict fetal injury as not directly related to any specific injury at the gravid uterus level and too much related to the belt design. The maternal HIC was kept for the mother injury risk evaluation, as protecting the fetus starts obviously by protecting the mother. But other criteria are

needed to better evaluate the safety of the fetus.

Regarding the occupant's kinematics, proposed criteria result from different mechanical events. The maximal average chorial pressure is associated to a gravid uterus loading due to its inertia and to its compression against the abdominal wall. This pressure value is reached when the forward momentum of the model is halted and in the same time, the force between the abdominal belt and the abdominal wall reach its mamimum value. The strain criteria result mainly from the gravid uterus changing shape when the abdomen is compressed between the thorax and the abdominal belt: the largest UPI area reaching the limit strain is recorded when the abdominal forward motions halted while the thorax continue its forward rotation (figure 5).

The simulations with pretensioners did not reveal a significant effect of this safety device on the risk of AFO. The occupant kinematic and gravid uterus loading are quite similar in both simulations, with and without pretensioner. However, the simulation with a 2kN load limiter indicates significant variations in the occupant's kinematics. The model's forward motion is larger, leading to direct contact between abdomen and steering wheel. Such an impact was not observed for the 40km/h simulation with a 4kN load limiter. Only the pressure criterion seems affected by this kinematics modification (61kPa) but, as the simulation stopped, it is difficult to put forward conclusions about other criteria. However, this simulation suggests that a 4kN and 6kN load limiter provide a better protection for the fetus. For this reason, the effect of load limiter and pretensionner on the risk of AFO should be further investigated.

C.2.6 conclusion

This paper presented the development of adverse fetal outcome resulting from car accidents using a finite element model representative of a pregnant woman. The main results obtained are:

- The fetal HIC is strongly correlated with the theorical risk of adverse fetal outcome (r=0.99)
- The average pressure at the placenta fetal side is strongly correlated with the theorical risk of adverse fetal outcome (r=0.92)
- The uteroplacental interface reaching 25% strain is strongly correlated with the theorical risk of adverse fetal outcome (r=0.90)

These three predictors can be used to estimate the risk of adverse fetal outcome in different accident conditions and are intended to assist the evaluation of specific safety device efficiency.

Acknowledgements

The authors thank IFSTTAR and the Provence-Alpes-Côte-d'Azur region for sponsoring this research.

Conflict of interest statement

The authors confirm that there is no conflict of interest in this manuscript.

References

Ananth, V., Berkowitz, S., Savitz, A., Lapinski, H., 1999. Placental abruption and adverse perinatal outcome. JAMA 282 (17), 1646-1651.

Auriault, F., Thollon, L., Peres, J., Delotte, J., Kayvantash, K., Brunet, C., Behr, M., 2014. Virtual traumatology of pregnant women: The pregnant car occupant model for impact simulations (promis). Journal of Biomechanics 47 (1), 207-213.

Cheng, H.T., Wang, Y.C., Lo, H.C., Su, L.T., Lin, C.H., Sung, F.C., Hsieh, C.H., 2012. Trauma during pregnancy: A population-based analysis of maternal outcome. World J Surg.

Delotte, J., Behr, M., Thollon, L., Arnoux, P.J., Baque, P., Bongain, A., Brunet, C., 2008. Pregnant woman and road safety: Experimental crash test with post mortem human subject. Surg Radiol Anat 30 (3), 185-9.

Duma, S.M., Moorcroft, D.M., Stitzel, J.D., Duma, G.G., 2005. A computional model of the pregnant occupant: Effects of restraint usage and occupant position on fetal injury risk 19th ESV Conference, Washington, DC, .

Gavelin, A., Lindquist, M., Oldenburg, M., 2007. Modelling and simulation of seat-integrated safety belts including studies of pelvis and torso responses in frontal crashes. International Journal of Crashworthiness 12 (4), 367-379.

Jansova, M., Hyncik, L., 2008. Biomechanical model of pregnant woman for impact purpose. Engineering MECHANICS 15 (4), 225-240.

Johnson, H.C., Pring, D.W., 2000. Car seatbelts in pregnancy: The practice and knowledge of pregnant women remain causes for concern. BJOG: An International Journal of Obstetrics & Gynaecology 107 (5), 644-647.

Klinich, K.D., Flannagan, C.A., Rupp, J.D., Sochor, M., Schneider, L.W., Pearlman, M.D., 2008. Fetal outcome in motor-vehicle crashes: Effects of crash characteristics and maternal restraint. Am J Obstet Gynecol 198 (4), 450 e1-9.

Klinich, K.D., Miller, C.S., Hu, J., Samorezov, J.E., Pearlman, M.D., Schneider, L.W., Rupp, J.D., 2012. Characterization of ovine utero-placental interface tensile failure. Placenta 33 (10), 776-81.

Klinich, K.D., Schneider, L.W., Moore, J.A., Pearlman, M.D., 1999a. Investigations of crashes involving pregnant occupants. Final Report NO. UMTRI 99-29. University of Michigan Transportation Research Institute, Ann Arbor, MI.

Klinich, K.D., Schneider, L.W., Moore, J.L., Pearlman, M.D., 1998. Injuries to pregnant occupants in automotive crashes. Annu Proc Assoc Adv Automot Med. 42: 57–91. .

Klinich, K.S., Scheneider, L.W., Moore, J.L., 1999b. Seated anthropometry during pregnancy. Final report.

Manoogian, S.J., Bisplinghoff, J.A., Kemper, A.R., Duma, S.M., 2012. Dynamic material properties of the pregnant human uterus. J Biomech 45 (9), 1724-7.

Mirza, F.G., Devine, P.C., Gaddipati, S., 2010. Trauma in pregnancy: A systematic approach. Am J Perinatol 27 (7), 579-86.

Moorcroft, D.M., Stitzel, J.D., Duma, G.G., Duma, S.M., 2003. Computational model of the pregnant occupant: Predicting the risk of

injury in automobile crashes. Am J Obstet Gynecol 189 (2), 540-4.

Pearlman, M.D., 1997. Motor vehicle crashes, pregnancy loss and preterm labor. Int J Gynaecol Obstet 57 (2), 127-32.

Pearlman, M.D., Viano, D., 1996. Automobile crash simulation with the first pregnant crash test dummy. Am J Obstet Gynecol 175 (4 Pt 1), 977-81.

Peres, J., Thollon, L., Delotte, J., Tillier, Y., Brunet, C., Kayvantash, K., Behr, M., 2012. Material properties of the placenta under dynamic loading conditions. Comput Methods Biomech Biomed Engin.

Rupp, J.D., Klinich, K.D., Moss, S., Zhou, J., Pearlman, M.D., Schneider, L.W., 2001. Development and testing of a prototype pregnant abdomen for the small-female hybrid iii atd. Stapp Car Crash J 45, 61-78.

Schiff, M.A., Holt, V.L., 2005. Pregnancy outcomes following hospitalization for motor vehicle crashes in washington state from 1989 to 2001. Am J Epidemiol 161 (6), 503-10.

Schiff, M.A., Mack, C.D., Kaufman, R.P., Holt, V.L., Grossman, D.C., 2010. The effect of air bags on pregnancy outcomes in washington state: 2002-2005. Obstet Gynecol 115 (1), 85-92.

Vladutiu, C.J., Poole, C., Marshall, S.W., Casteel, C., Menard, M.K., Weiss, H.B., 2013. Pregnant driver-associated motor vehicle crashes in north carolina, 2001-2008. Accident; analysis and prevention 55, 165-71.

Weiss, H.B., 2001. The epidemiology of traumatic injury-related fetal mortality in pennsylvania, 1995-1997: The role of motor vehicle crashes. Accid Anal Prev 33 (4), 449-54.

Weiss, H.B., Sauber-Schatz, E.K., Cook, L.J., 2008. The epidemiology of pregnancy-associated emergency department injury visits and their impact on birth outcomes. Accid Anal Prev 40 (3), 1088-95.

Partie D: Discussion générale

Il a été exposé, tout au long de ce mémoire, que les femmes enceintes victimes d'un accident de la route présentent un risque augmenté de blessures et de pertes fœtales. Les systèmes de protection qui équipent nos véhicules ont été développés pour les usagers dans leur ensemble et ne sont pas adaptés aux transformations morphologiques liées à une grossesse. C'est notamment le cas de la ceinture trois points. Il en résulte une utilisation compliquée, provoquant des sensations d'inconfort pour les utilisatrices, et, plus grave, une mauvaise utilisation puisque la ceinture s'avère difficile à bien positionner. La protection du fœtus n'est alors pas optimale. Bien que l'importance d'utiliser la ceinture de sécurité durant la grossesse est indiscutable, elle pourrait être optimisée. Des efforts doivent être fait afin de développer un dispositif de protection dédié spécifiquement aux femmes enceintes. Toujours dans cette idée d'amélioration de la sécurité de la femme enceinte et de son enfant, des efforts de communication et d'informations sur la bonne utilisation de la ceinture de sécurité doivent être mis en place lors des consultations prénatales.

La conception et le développement de ces nouveaux systèmes nécessitent en premier lieu le développement d'outils permettant l'évaluation de leur efficacité en terme de bénéfice apporté sur la sécurité du fœtus, tout en s'assurant bien évidemment de ne pas détériorer la protection de la mère. La compréhension des mécanismes des blessures et des facteurs influant le risque de blessures est également nécessaire afin de développer des systèmes efficaces. Dans la littérature, deux démarches de recherche ont été adoptées: le développement et l'utilisation de modèles physiques (mannequin d'essais) ou numériques représentatifs d'une femmes enceintes pour l'analyse des conséquences d'un accident de la route sur les blessures/pertes fœtales.

Nous avons, dans notre cas, fait le choix de nous tourner vers la voie du numérique avec le développement et l'utilisation dans différents scénarios d'accidents, d'un modèle élements finis représentatif d'une femme enceinte de 7 mois. La simulation numérique d'accidents de la route impliquant une femme enceinte demande non seulement de disposer d'un modèle biofidèle d'un point de vue anatomique et mécanique, mais également d'utiliser et de positioner ce modèle dans des conditions réalistes, en définissant

les bonnes conditions aux limites afin de pouvoir prendre en compte et évaluer les effets des interactions potentielles entre le modèle et son environnement, dans notre cas l'habitacle d'une automobile.

La première partie de ce travail a permis de quantifier la position de conduite des femmes enceintes avec un suivi de l'évolution potentielle de cette position du 6ème au 9ème mois de grossesse. Une méthode originale a été mise en place avec la prise de mesures directement dans le véhicule des personnes concernées. Si cette méthode demande un gros investissement en terme de temps (déplacement pour voir les personnes chaque mois), il en résulte des mesures dans une « vraie » position de conduite, reflétant ainsi la réalité du terrain et dépassant ainsi l'approche en laboratoire qui impose à toutes les femmes le même véhicule. Cette étude présente quelques limites à préciser. Nous avons en effet pu effectuer des mesures sur uniquement 15 volontaires du 6ème au 9ème mois de grossesse. Deux raisons principales pour expliquer cela : premièrement il n'est pas facile de recruter des personnes volontaires pour se rendre disponibles pour l'étude une fois par mois. Une alternative serait de fournir aux volontaires lors de la première rencontre des fiches qu'elles seraient amenées à remplir elles-mêmes une fois par mois. Cependant cette méthode pose des questions quant à la fiabilité et la répétabilité des résultats obtenus puisque chacune ferait ses propres mesures et il y aurait donc une variabilité due au changement de l'opérateur à quantifier. De plus, certaines mesures ne peuvent pas être effectuées seules. Enfin, ce type d'étude demande un suivi des volontaires sur au minimum quatre mois et est donc de ce fait rapidement chronophage. Il est donc nécessaire de continuer dans le temps ce projet afin d'alimenter au fur et à mesure une base de données plus consistantes. Toujours concernant cette partie, les dates de prises de mesures étaient dépendantes bien évidemment des disponibilités des volontaires. De ce fait, il n'a pas été possible de suivre toutes les personnes à une semaine fixe dans le mois. Nos résultats présentent donc un biais lié aux dates de prises de mesures puisque la distance volant/abdomen par exemple, peut être différente selon qu'elle ait été effectuée à la première semaine du 7ème mois ou à la dernière semaine du même mois. La suite logique de ce projet est désormais de quantifier, toujours dans le véhicule personnel des volontaires, la position des ceintures thoraciques et ventrales, comme présenté en fin de partie A.

Une seconde partie de cette étude qui concerne la compréhension au sens large de l'utilisation d'un véhicule par les femmes enceintes a consisté à la mise en place d'une base de données d'accidents réels impliquant des femmes enceintes en France. L'objectif était de recueillir des informations sur les conditions d'accidents, le bilan lésionnel maternel ainsi que celui du fœtus afin de pouvoir corréler conditions d'accidents et risques de blessures. Les résultats obtenus n'ont malheuresement pas permis d'atteindre cet objectif. Deux raisons à cela : (1) très peu de cas ayant entrainés des blessures fœtales ont été recensés. (2) Nos efforts pour obtenir les vitesses des accidents se sont révélés peu fructueux. En effet, il s'est avéré que les PV d'accidents ne fournissaient que rarement une estimation de la vitesse. La plupart du temps, seule la vitesse règlementaire sur le lieu de l'accident était renseignée, informations difficilement exploitables. Une méthode pour obtenir les vitesses aurait été d'effectuer des reconstructions des accidents en se basant sur les photographies d'accidents et les plans de circulation accompagnant les PV. Cependant, cette méthode est coûteuse en temps et tous les PV ne sont pas accompagnés de photographies. Nous avons donc fourni une estimation de ces vitesses en nous basant sur des courbes provenant de la littérature et indiquant la gravité des blessures en terme d'ISS en fonction de la sévérité de l'accident. En revanche, ces vitesses ne peuvent être proposées qu'à titre indicatif et ne permettent pas de faire des statistiques. Les résultats obtenus ont cependant montré que même des accidents à faible vitesse et ayant entrainé des blessures maternelles légères peuvent engendrer d'importantes blessures au fœtus.

La partie B.2 de ce mémoire a permis de présenter le modèle PROMIS, développé dans sa première version au Laboratoire de Biomécanique Appliquée lors de travaux antérieurs (Peres 2012). Développé à partir du modèle HUMOS2, il se démarque notamment d'un point de vue anatomique puisque basé sur un modèle dans une vraie position de conduite, permettant d'avoir la position réelle des organes. Toujours d'un point de vue de justesse anatomique, l'insertion du modèle d'utérus gravide effectuée par simulation de l'expansion d'un volume installé dans la cavité abdominale permet d'obtenir un positionnement réaliste des organes abdominaux par rapport à la paroi utérine. D'un point de vue mécanique, les propriétés appliquées aux différents composants de l'utérus gravide ont été extraites d'essais expérimentaux sur des échantillons de tissus humains soit disponibles dans la littérature, soit effectués au Laboratoire de Biomécanique Appliqué

lorsque nécesssaire. Le comportement global du modèle sous sollicitations dynamiques a été validé de deux manières : (1) simulations d'essais d'impacts de l'abdomen avec une barre rigide afin de confronter la réponse numérique aux corridors expérimentaux disponibles dans la littérature. Cette méthode de validation a notamment été utilisée pour la validation du mannequin MAMA2B. (2) simulations numériques d'essais expérimentaux de chargements abdominaux avec une ceinture abdominale rétractée par des pretensionneurs. Ces essais se distinguent puisqu'ils ont été effectués sur des sujets anatomiques au sein desquels un utérus artificiel a été inséré. Bien que cette seconde méthode de validation présente des limites anatomiques évidentes dues à la présence d'un utérus artificiel, ne présentant pas forcément un comportement mécanique fidèle à celui de l'utérus gravide, il n'existe pas de données similaires permettant la validation de modèle de femme enceinte.

Afin d'améliorer la biofidélité de ce modèle, mais également de permettre l'analyse de la pression intra-utérine lors d'un accident de la route, un modèle de liquide amniotique avec une formulation ALE a été développé. Cette contribution était nécessaire puisque ces pressions découlant de l'accélération à laquelle l'utérus gravide est soumis lors d'un accident de la route sont suceptibles d'être responsables du phénomène de décollement placentaire. Pour cela, des décélérations d'un volume d'eau ont été effectuées avec un système de puits de chute à des niveaux de décélérations similaires à ceux auxquelles l'utérus gravide est soumis lors d'un choc frontal proche de 25km/h.

Dans la dernière partie de ce travail, des simulations d'accidents frontaux impliquant une femme enceinte pour des vitesses variant de 10 à 65km/h ont été présentées. L'enjeu de ces simulations était double puisqu'il s'agissait de déterminer les phases d'un accident source d'apparition de blessures du fœtus mais également de développer des critères prédicteurs de ces mêmes blessures fœtales. En se basant sur un accident à 40km/h impliquant une femme enceinte portant correctement la ceinture, deux évenements principaux ont été associés à un chargement de l'utérus gravide : (1) la compression de l'abdomen contre la ceinture ventrale reliée à l'inertie de l'occupante et (2) la compression du placenta lors de la déflection en avant du thorax maternel : l'abdomen est alors comprimé entre la ceinture ventrale et le corps de la mère. Ce phénomène serait d'autant plus important que le limiteur d'effort est faible. Trois critères prédicteurs de blessures se

révèlent fortement corrélés (coefficient de corrélation « r » compris entre 0.9 et 0.99 en fonction du critère considéré) avec le risque de blessures fœtales proposé par (Klinich *et al.* 2008) : le HIC du fœtus, la pression maximale sur la face fœtale du placenta et la proportion d'éléments de l'interface utéroplacentaire dépassant un seuil de 25% de déformations. Ces critères sont interessants puisque se distinguent les uns des autres par les blessures possibles du fœtus. Le HIC pourrait être associé à des blessures neurologiques. Le pic de pression apparaît au même moment que la force maximale abdomen/ceinture et pourrait être associée à des blessures directes au fœtus et à l'initiation d'hématomes retro-placentaires. Les déformations du placenta provoquées par l'écrasement de l'abdomen entre le thorax et la ceinture pourraient être associées au phénomène de décollement placentaire.

Les limites de cette étude résident tout d'abord dans l'utilisation de courbes de risque de blessures du fœtus proposées par (Klinich et al. 2008) basées sur un nombre restreint de cas d'accidents. Cependant, il n'existe à notre connaissance pas d'autres données de ce type disponibles dans la littérature. Du point de vue des simulations, un modèle de sled simplifié a été utilisé. En effet, ce dernier est composé d'élements rigides pour la modélisation de l'habitacle (siège, sol). Nos résultats sont donc suceptibles d'être affectés par ces simplifications et une étude de l'influence de la modélisation du siège sur nos résultats serait nécessaire pour quantifier ce biais.

Nos résultats indiquent une influence du type de limiteur d'efforts utilisé sur la cinématique de la mère ainsi que sur le risque de blessures de son enfant. Une étude plus approfondie sur les limiteurs d'efforts serait necessaire pour évaluer plus concrètement leurs effets. Dans le même registre, il serait interessant d'évaluer les effets de l'utilisation de l'airgbag et de pretensionneurs sur le risque de blessures du fœtus. Ce type d'études présente donc une perspective directe découlant de ces travaux. Une seconde perspective immédiate de ces travaux est l'utilisation du modèle pour l'optimisation et l'évaluation de dispositifs de protection dédiés aux femmes enceintes.

Références

A.L'herminé-Coulomb, 2005. Examen du placenta. EMC-Gynécologie-Obstétrique volume 2 (issue 3), 242-260.

Acar, B., Van Lopik,D, 2006. A pregnant occupant model for crash impacts. ICrash 2006, Athens Greece.

Acar, B.S., Van Lopik, D., 2009. Computational pregnant occupant model, 'expecting', for crash simulations. JOURNAL OF AUTOMOBILE ENGINEERING 223, 891-902.

Acar, B.S.W.A., 2004. Designing for safety during pregnancy through a system for automotive engineers. International Journal of Crashworthiness, 625-631.

Ananth, C.V., Vanderweele, T.J., 2011. Placental abruption and perinatal mortality with preterm delivery as a mediator: Disentangling direct and indirect effects. Am J Epidemiol 174 (1), 99-108.

Ananth, V., Berkowitz, S., Savitz, A., Lapinski, H., 1999. Placental abruption and adverse perinatal outcome. JAMA 282 (17), 1646-1651.

Beck, L.F., Gilbert, B.C., Shults, R.A., 2005. Prevalence of seat belt use among reproductive-aged women and prenatal counseling to wear seat belts. Am J Obstet Gynecol 192 (2), 580-5.

Brown, H.L., 2009. Trauma in pregnancy. Obstet Gynecol 114 (1), 147-60.

Cheng, H.T., Wang, Y.C., Lo, H.C., Su, L.T., Lin, C.H., Sung, F.C., Hsieh, C.H., 2012. Trauma during pregnancy: A population-based analysis of maternal outcome. World J Surg.

Clark A, Bloch R, M, G., 2011. Trauma in pregnancy. 12 (3).

Crosby, W.M., Snyder, R.G., Snow, C.C., Hanson, P.G., 1968. Impact injuries in pregnancy. I. Experimental studies. Am J Obstet Gynecol 101 (1), 100-10.

Delotte, J., Behr, M., Baque, P., Bourgeon, A., De Peretti, F., Brunet, C., 2006. Modeling the pregnant woman in driving position. Surg Radiol Anat 28 (4), 359-63.

Delotte, J., Behr, M., Thollon, L., Arnoux, P.J., Baque, P., Bongain, A., Brunet, C., 2008. Pregnant woman and road safety: Experimental crash test with post mortem human subject. Surg Radiol Anat 30 (3), 185-9.

Delotte, J., Behr, M., Thollon, L., Bongain, A., Brunet, C., 2009. Does placenta position modify the risk of placental abruption in car crashes? Comput Methods Biomech Biomed Engin 12 (4), 399-405.

Duma, S.M., Moorcroft, D.M., Stitzel, J.D., Duma, G.G., 2004. Evaluating pregnant occupant restraints: The effect of local uterine compression on the risk of fetal injury. Annu Proc Assoc Adv Automot Med 48, 103-14.

Duma, S.M., Moorcroft, D.M., Stitzel, J.D., Duma, G.G., 2005. A computional model of the pregnant occupant: Effects of restraint usage and occupant position on fetal injury risk19th ESV Conference, Washington, DC, .

El-Kady, D., Gilbert, W.M., Anderson, J., Danielsen, B., Towner, D., Smith, L.H., 2004. Trauma during pregnancy: An analysis of maternal and fetal outcomes in a large population. Am J Obstet Gynecol 190 (6), 1661-8.

Elliott, P.M., Inman, W.H.W., 1961. Volume of liquor amnii in normal and abnormal pregnancy. The Lancet 278 (7207), 835-840.

F. Gary Cunningham, Norman F. Gant Md, Kenneth J., Md Leveno, Larry C., Iii, M.G., John C., Md Hauth, Katharine D., Md Wenstrom, John C. Hauth, J. Whitridge Obstetrics Williams, Steven L. Clark, Katharine D. Wenstrom, 2001. Williams obstetrics 21st ed.

Gray, H; 1918. Anatomy of the Human Body

Green, B.T., Umana, E., 2000. Amniotic fluid embolism. South Med J 93 (7), 721-3.

Gupta, A., Nanda, S., 2011. Uterine rupture in pregnancy: A five-year study. Arch Gynecol Obstet 288, 437-441.

Hardy, W.N., Schneider, L.W., Rouhana, S.W., 2001. Abdominal impact response to rigid-bar, seatbelt, and airbag loading. Stapp Car Crash J 45, 1-32.

Hitosugi, M., Motozawa, Y., Kido, M., Yokoyama, T., Kawato, H., Kuroda, K., Tokudome, S., 2006. Traffic injuries of the pregnant women and fetal or neonatal outcomes. Forensic Sci Int 159 (1), 51-4.

Hitosugi , T., 2009. The effect of seatbelt tensioner for pregnant female drivers involved in rear-end vehicle collisions. International Journal of Crashworthiness 14, 483-487.

Hu, J., Klinich, K.D., Miller, C.S., Nazmi, G., Pearlman, M.D., Schneider, L.W., Rupp, J.D., 2009. Quantifying dynamic mechanical properties of human placenta tissue using optimization techniques with specimen-specific finite-element models. J Biomech 42 (15), 2528-34.

Hu, J., Klinich, K.D., Miller, C.S., Rupp, J.D., Nazmi, G., Pearlman, M.D., Schneider, L.W., 2011. A stochastic visco-hyperelastic model of human placenta tissue for finite element crash simulations. Ann Biomed Eng 39 (3), 1074-83.

Hyde, L.K., Cook, L.J., Olson, L.M., Weiss, H.B., Dean, J.M., 2003. Effect of motor vehicle crashes on adverse fetal outcomes. Obstet Gynecol 102 (2), 279-86.

Ichikawa, M., Nakahara, S., Okubo, T., Wakai, S., 2003. Car seatbelt use during pregnancy in japan: Determinants and policy implications. Injury Prevention 9 (2), 169-172.

Ikossi, D.G., Lazar, A.A., Morabito, D., Fildes, J., Knudson, M.M., 2005. Profile of mothers at risk: An analysis of injury and pregnancy loss in 1,195 trauma patients. J Am Coll Surg 200 (1), 49-56.

Jamjute, P., Eedarapalli, P., Jain, S., 2005. Awareness of correct use of a seatbelt among pregnant women and health professionals: A multicentric survey. J Obstet Gynaecol 25 (6), 550-3.

Jansova, M., Hyncik, L., 2008. Biomechanical model of pregnant woman for impact purpose. Engineering MECHANICS 15 (4), 225-240.

Jernigan, M.V., 2002. Statistical analysis and computational modeling of injuries in automobile crashes.

Johnson, H.C., Pring, D.W., 2000. Car seatbelts in pregnancy: The practice and knowledge of pregnant women remain causes for concern. BJOG: An International Journal of Obstetrics & Gynaecology 107 (5), 644-647.

Kamina P, 2000 Anatomie Opératoire Gynécologie et Obstétrique. Paris: Maloine.

Klinich, K.D., Flannagan, C.A., Rupp, J.D., Sochor, M., Schneider, L.W., Pearlman, M.D., 2008. Fetal outcome in motor-vehicle crashes: Effects of crash characteristics and maternal restraint. Am J Obstet Gynecol 198 (4), 450 e1-9.

Klinich, K.D., Miller, C.S., Hu, J., Nazmi, G.M., Pearlman, M.D., Schneider, L.W., Rupp, J.D., 2012a. Effect of frozen storage on dynamic tensile properties of human placenta. J Biomech Eng 134 (3), 034501.

Klinich, K.D., Miller, C.S., Hu, J., Samorezov, J.E., Pearlman, M.D., Schneider, L.W., Rupp, J.D., 2012b. Characterization of ovine utero-placental interface tensile failure. Placenta 33 (10), 776-81.

Klinich, K.D., Schneider, L.W., Moore, J.A., Pearlman, M.D., 1999a. Investigations of crashes involving pregnant occupants. Final Report NO. UMTRI 99-29. University of Michigan Transportation Research Institute, Ann Arbor, MI.

Klinich, K.D., Schneider, L.W., Eby, B., Rupp, J.D., and Pearlman, M.D., 1999a. Seated anthropometry during pregnancy. Final report.

Klinich, K.S., Scheneider, L.W., Moore, J.L., 1999b. Seated anthropometry during pregnancy. Final report.

Lao, T.T., Leung, B.F.H., 1987. Rupture of the gravid uterus. European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology 25 (3), 175-180.

Manoogian, S.J., Bisplinghoff, J.A., Kemper, A.R., Duma, S.M., 2012. Dynamic material properties of the pregnant human uterus. J Biomech 45 (9), 1724-7.

Manoogian, S.J., Bisplinghoff, J.A., Mcnally, C., Kemper, A.R., Santago, A.C., Duma, S.M., 2008. Dynamic tensile properties of human placenta. J Biomech 41 (16), 3436-40.

Manoogian, S.J., Bisplinghoff, J.A., Mcnally, C., Kemper, A.R., Santago, A.C., Duma, S.M., 2009. Effect of strain rate on the tensile material properties of human placenta. J Biomech Eng 131 (9), 091008.

Manoogian, S.J., Duma, S.M., 2008. Analysis of fetal death rates from automobile crashes. 52nd AAAM Annual Conference Annals of Advances in Automotive Medicine.

Manoogian, S.J., Moorcroft, D.M., Duma, S.M., 2007. Pregnant occupant injury risk in severe frontal crashes using computer simulations. Biomed Sci Instrum 44, 249-55.

Modena, A.B., Fieni, S., 2004. Amniotic fluid dynamics. Acta Biomed 75 Suppl 1, 11-3.

Moorcroft, D., Stitzel, J., Duma, S., 2003a. The effects of uterine ligaments on fetal injury risk in frontal automobile crashes. JOURNAL OF AUTOMOBILE ENGINEERING 217 (D12), 1049-1055.

Moorcroft, D.M., Stitzel, J.D., Duma, G.G., Duma, S.M., 2003b. Computational model of the pregnant occupant: Predicting the risk of injury in automobile crashes. Am J Obstet Gynecol 189 (2), 540-4.

Moore, K., 1977. The developing human. 2nd ed. Philadelphia, Saunders.

Motozawa, Y., 2010. Analysis of the kinematics of pregnant drivers during low-speed frontal vehicle collisions. International Journal of Crashworthiness 15, 235-239.

Motozawa, Y., Hitosugi, M., Tokudome, S., 2008. Analysis of seating position and anthropometric parameters of pregnant japanese drivers. Traffic Inj Prev 9 (1), 77-82.

Oxford, C.M., Ludmir, J., 2009. Trauma in pregnancy. Clin Obstet Gynecol 52 (4), 611-29.

Oyelese, Y., Ananth, C.V., 2006. Placental abruption. Obstet Gynecol 108 (4), 1005-16.

Pearlman, M.D., Tintinalli, J.E., Lorenz, R.P., 1990. Blunt trauma during pregnancy. N Engl J Med 323 (23), 1609-13.

Pearlman, M.D., Viano, D., 1996. Automobile crash simulation with the first pregnant crash test dummy. Am J Obstet Gynecol 175 (4 Pt 1), 977-81.

Peitsidou, A., Peitsidis, P., Tsekoura, V., Spathi, A., Tzaneti, A., Samanta, E., Siampalioti, G., Kioses, E., 2008. Amniotic fluid embolism managed with success during labour: Report of a severe clinical case and review of literature. Archives of Gynecology and Obstetrics 277 (3), 271-275.

Peres, J., 2012. Modélisation numérique de la femme enceinte: Application en accidentologie routière. PhD.

Peres, J., Thollon, L., Delotte, J., Tillier, Y., Brunet, C., Kayvantash, K., Behr, M., 2012. Material properties of the placenta under dynamic loading conditions. Comput Methods Biomech Biomed Engin.

Rainio, J., Penttila, A., 2003. Amniotic fluid embolism as cause of death in a car accident--a case report. Forensic Sci Int 137 (2-3), 231-4.

Rouzi, A.A., Hawaswi, A.A., Aboalazm, M., Hassanain, F., Sindi, O., 2003. Uterine rupture incidence, risk factors, and outcome. Saudi Med J 24 (1), 37-9.

Rudra, A., Chatterjee, S., Sengupta, S., Nandi, B., Mitra, J., 2009. Amniotic fluid embolism. Indian Journal of Critical Care Medicine : Peer-reviewed, Official Publication of Indian Society of Critical Care Medicine 13 (3), 129-135.

Rupp, J.D., Klinich, K.D., Moss, S., Zhou, J., Pearlman, M.D., Schneider, L.W., 2001a. Development and testing of a prototype pregnant abdomen for the small-female hybrid iii atd. Stapp Car Crash J 45, 61-78.

Rupp, J.D., Schneider, L.W., Moss, S., Zhou, J., Pearlman, M.D., 2001b. Design, development, and testing of a new pregnant abdomen for the hybrid iii small female crash test dummy. Final Report.

Sadro, C.T., Zins, A.M., Debiec, K., Robinson, J., 2012. Case report: Lethal fetal head injury and placental abruption in a pregnant trauma patient. Emerg Radiol 19 (2), 175-80.

Schiff, M.A., Holt, V.L., 2005. Pregnancy outcomes following hospitalization for motor vehicle crashes in washington state from 1989 to 2001. Am J Epidemiol 161 (6), 503-10.

Sirin, H., Weiss, H.B., Sauber-Schatz, E.K., Dunning, K., 2007. Seat belt use, counseling and motor-vehicle injury during pregnancy: Results from a multi-state population-based survey. Matern Child Health J 11 (5), 505-10.

Snyder, R.G., 1967. Impact injury to the pregnant female and fetus in lap belt restraint.

Taylor, A., Mcgwin, G., Jr., Sharp, C., Stone, T., Dyer-Smith, J., Bindon, M., Rue, L., Iii, 2005. Seatbelt use during pregnancy: A comparison of women in two prenatal care settings. Maternal and Child Health Journal 9 (2), 173-179.

Towery, R., English, T.P., Wisner, D., 1993. Evaluation of pregnant women after blunt injury. J Trauma 35 (5), 731-5; discussion 735-6.

V. Esat, B.S.A., 2012. Pregnant driver injury investigations in oblique crashes. International Journal of Crashworthiness (17:4), 424-429.

Warner, M.W., Salfinger, S.G., Rao, S., Magann, E.F., Hall, J.C., 2004. Management of trauma during pregnancy. ANZ J Surg 74 (3), 125-8.

Weekes, 2010. Systems for the automotive industry for improved safety of pregnant occupant. Thesis.

Weiss, H.B., 1999. The epidemiology of perinatal traumatic fetal injury mortality. PhD Dissertation, University of Pittsburgh, Pittsburgh.

Weiss, H.B., 2001. The epidemiology of traumatic injury-related fetal mortality in pennsylvania, 1995-1997: The role of motor vehicle crashes. Accid Anal Prev 33 (4), 449-54.

Weiss, H.B., Sauber-Schatz, E.K., Cook, L.J., 2008. The epidemiology of pregnancy-associated emergency department injury visits and their impact on birth outcomes. Accid Anal Prev 40 (3), 1088-95.

Weiss, H.B., Sauber-Schatz, E.K., Herring, A.H., 2011. Motor-vehicle crashes during pregnancy: A retrospective cohort study Open Journal of Obstetrics and Gynecology, 202-207.

Weiss, H.B., Songer, T.J., Fabio, A., 2001. Fetal deaths related to maternal injury. JAMA 286 (15), 1863-8.

Weiss, H.B., Strotmeyer, S., 2002. Characteristics of pregnant women in motor vehicle crashes. Inj Prev 8 (3), 207-10.

Annexe

Annexe 1: Description détaillée du questionnaire sur les habitudes de conduite

Cette annexe se propose de présenter le questionnaire complet qui a été utilisé pour un volet de l'étude proposée en partie B. Ce dernier a été développé avec le logiciel Lime Survey et déclaré auprès de la CNIL. Il consiste en une série de questions de type QCM à choix unique sur les habitudes de conduite des personnes volontaires. Ces femmes sont appelées à remplir le questionnaire une fois par mois durant leur grossesse afin de pouvoir suivre d'éventuelles modifications dans les réponses indiquant des modifications de leur comportement en voiture. Une étude des modifications en fonction du mois de grossesse sera également effectuée à partir de toutes les réponses enregistrées puisqu'à chaque fois le stade gestationnel est demandé. Destiné à un large publique, le questionnaire se doit d'être simple, clair et de ne pas prendre trop de temps.

Les premières questions ne portent pas directement sur l'utilisation de la voiture chez la femme enceinte puisque elles sont d'ordre plus général afin de connaître notamment l'âge gestationnel de la personne répondant au questionnaire.

Vient ensuite une série de questions sur l'utilisation de la voiture pour la femme. Chaque question se rapporte au mois qui vient de s'écouler et ce afin de pouvoir déterminer si, en fonction du mois de la grossesse, les personnes changent leur manière de se déplacer et limitent leurs trajets en voiture. Les trajets professionnels et non professionnels sont différenciés. En effet il est possible qu'une femme soit contrainte d'utiliser son véhicule pour son travail mais décide de diminuer son utilisation de la voiture pour ses déplacements personnels. Des questions sur la place dans le véhicule (conductrice ou passagère) sont également posées. Cette première série de questions va donc permettre d'évaluer la fréquence d'utilisation de la voiture au cours de la grossesse, la place occupée dans la voiture au cours de la grossesse et ce pour les déplacements professionnels et non professionnels.

La seconde série de questions concernent l'utilisation au sens large de la ceinture de sécurité et la position du siège dans la voiture. L'objectif est de déterminer si à partir d'un certain stade gestationnel :

- Les personnes décident de ne plus utiliser la ceinture
- Les personnes se sentent gênées par le port de la ceinture
- Les personnes déplacent la ceinture (plus haut sur l'abdomen, bloquent la ceinture thoracique sous l'épaule…)
- Les personnes avancent ou reculent l'assise du siège modifiant ainsi leur distance avec le volant
- Les personnes inclinent plus ou moins le dossier du siège

Les dernières questions concernent la connaissance et l'utilisation des dispositifs spécifiques pour les femmes enceintes en voiture tels que les systèmes de maintien en position de la ceinture ventrale. Le questionnaire proposé est présenté ci-dessous.

IFSTTAR

Une femme enceinte modifie-t-elle ses habitudes en voiture?

Bonjour,

Tout d'abord, toute l'équipe scientifique vous remercie pour avoir accepté de participer à cette enquête.

Les femmes enceintes utilisent régulièrement la voiture. Que ce soit pour des déplacements d'ordre professionel ou personnel, l'utilisation d'un véhicule nécessite l'utilisation de moyens de protection adaptés afin de prévenir les blessures en cas d'accident.

Actuellement, la ceinture de sécurité (de plus en plus souvent couplée avec un airbag) reste le meilleur moyen de protection pour la femme enceinte et son enfant à naître. Elle est d'ailleurs obligatoire en France comme dans de nombreux pays.

Cependant, ce dispositif a été développé pour les usagers dans leur ensemble. La femme enceinte est un usager spécifique et assurer sa protection, c'est assurer la protection de deux individus.

Pour cela, des recherches sont menées afin de comprendre les mécanismes de blessures du foetus résultant d'un accident de la route et de diminuer le risque de blessure. La conception d'un système capable de remplir cet objectif tout en étant adapté aux modifications morphologiques de la mère nécessite de mieux connaître son usage de la voiture.

C'est donc pour répondre à cette nécessité que ce questionnaire (qui ne vous prendra que quelques minutes) a été mis en place. Différentes questions vous seront proposées concernant vos types de trajets ou encore votre ressenti par rapport à la ceinture de sécurité.

Sortir et effacer le questionnaire

Suivant >>

IFSTTAR

Une femme enceinte modifie-t-elle ses habitudes en voiture?

Bonjour,

Merci de participer à cette enquête. Les quelques questions ci-dessous vont nous permettre de mieux connaître l'évolution des habitudes des femmes enceintes en voiture. L'idéal serait donc que vous répondiez à ce questionnaire une fois par mois tant que vous êtes enceinte.

Voilà, ça commence (ne vous inquiétez pas, ce ne sera pas bien long!)

Avez-vous déjà rempli ce questionnaire auparavant?

- ○ Oui
- ○ Non, c'est la première fois
- ◉ Sans réponse

Vous êtes enceinte depuis:

- ○ Moins d'un mois
- ○ Entre un et deux mois
- ○ Entre deux et trois mois
- ○ Entre trois et quatre mois
- ○ Entre quatre et cinq mois
- ○ Entre cinq et six mois
- ○ Entre six et sept mois
- ○ Entre sept et huit mois
- ○ Entre huit et neuf mois
- ◉ Sans réponse

Avez-vous déjà été enceinte auparavant?

- ○ Non, c'est la première fois
- ○ Oui, une fois
- ○ Oui, deux fois
- ○ Oui, plus de deux fois
- ◉ Sans réponse

Pouvez-vous renseigner les champs suivants?

Quel est votre prénom?	
Quelle est votre taille?	
Quel est votre âge?	
Quel était votre poids avant d'être enceinte?	
Quel est votre poids actuel?	
Quel est votre code postal?	

Au cours du mois qui s'est écoulé, vous est-il arrivé d'utiliser une voiture pour des déplacements professionnels?

- ◉ Oui
- ○ Non
- ○ Sans réponse

Si oui

Au cours du mois qui s'est écoulé, quelle place occupiez-vous le plus souvent en voiture lors de déplacements professionels?

- ○ Conductrice
- ○ Passagère avant
- ○ Passagère arrière
- ◉ Sans réponse

Si non

Au cours du mois qui s'est écoulé, vous n'avez pas utilisé de voiture pour des déplacements professionnels. Pourquoi?

- ○ Vous ne travaillez pas (sans-emploi, étudiant, congé maternité, raison médicale....)
- ○ Vous évitez de prendre la voiture car vous êtes enceinte
- ○ Vous utilisez un autre moyen de transport
- ◉ Sans réponse

Au cours du mois qui s'est écoulé, vous est-il arrivé d'utiliser une voiture pour des déplacements non professionnels (pour les loisirs, faire les courses, amener des enfants à l'école...)?

- ○ Oui
- ○ Non
- ◉ Sans réponse

Si oui

Au cours du mois qui s'est écoulé, quelle place occupiez-vous le plus souvent en voiture pour ces déplacements non professionnels?

- ○ Conductrice
- ○ Passagère avant
- ○ Passagère arrière
- ◉ Sans réponse

Si non

Au cours du mois qui s'est écoulé, vous n'avez pas utilisé de voiture pour des déplacements non professionnels. Pourquoi?

- ○ Vous êtes fatiguée car vous êtes enceinte
- ○ Vous évitez de prendre la voiture car vous êtes enceinte
- ○ Autre
- ◉ Sans réponse

Au cours du mois qui s'est écoulé, vous mettiez votre ceinture de sécurité...

- ○ Chaque fois
- ○ Au moins une fois sur deux
- ○ Moins d'une fois sur deux
- ○ Jamais
- ◉ Sans réponse

Si la réponse est différente de « Chaque fois »

Votre réponse précédente indique qu' au cours du mois qui s'est écoulé vous ne mettiez pas "toujours" la ceinture de sécurité. Pourquoi?

- ○ La ceinture vous gêne
- ○ C'est dangereux pour le bébé
- ○ Le trajet est court
- ○ Vous ne roulez pas vite
- ○ Autre
- ◉ Sans réponse

Au cours du mois qui s'est écoulé, vous êtes-vous sentie gênée par la ceinture de sécurité?

- ○ Oui
- ○ Non
- ◉ Sans réponse

Pensez-vous que la ceinture présente un danger pour votre enfant à naître en cas d'accident?

- ○ Oui
- ○ Non
- ◉ Sans réponse

Au cours du mois qui s'est écoulé, dans quelle position placiez-vous le plus souvent la ceinture de sécurité (la ceinture ventrale)?

- ○ Plutôt au-dessous du ventre
- ○ Plutôt au milieu du ventre
- ○ Plutôt au-dessus du ventre
- ◉ Sans réponse

La ceinture ventrale correspond à la partie horizontale de la ceinture de sécurité passant au niveau des hanches

Au cours du mois qui s'est écoulé, vous est-il arrivée de positionner la ceinture "thoracique" derrière l'épaule en faisant passer le bras par dessus?

- ○ Oui
- ○ Non
- ◉ Sans réponse

La ceinture thoracique correspond à la partie de la ceinture de sécurité passant en diagonale de l'épaule à la hanche

Par rapport au mois dernier, votre siège est:

- ○ Dans la même position
- ○ Plus reculé
- ○ Moins reculé
- ◉ Sans réponse

Avez-vous entendu parler de dispositifs de protection particuliers pour la femme enceinte (guide de ceinture, ceinture spéciale...)?

- ○ Oui
- ○ Non
- ◉ Sans réponse

Si oui

Avez-vous déjà utilisé ce genre de dispositif?

- ○ Oui
- ○ Non
- ○ Non mais je serai prête à en utiliser
- ◉ Sans réponse

Si non

Seriez-vous prêtes à utiliser un tel système?

- ○ Oui
- ○ Non
- ◉ Sans réponse

Comment avez-vous eu connaissance de ce questionnaire?

- ○ Une personne vous en a parlé
- ○ Vous avez vu l'affiche à l'hôpital
- ○ Vous avez vu l'affiche chez votre gynécologue
- ○ Via internet
- ◉ Sans réponse

Ce questionnaire est maintenant terminé. Vos réponses nous seront d'une aide précieuse pour nos travaux.

(N'oubliez pas de cliquer sur le bouton "envoyer" situé en bas de page afin que les informations que vous venez de remplir nous parviennent).

Nous vous invitons à revenir remplir ce questionnaire dans un mois (l'idéal étant de le remplir une fois par mois tant que vous êtes enceinte).

Important: Si vous désirez être volontaire pour une enquête plus détaillée merci de nous contacter à l'adresse mail suivante: enquete.lba@ifsttar.fr.

Nous vous enverrons un descriptif détaillé des informations à nous fournir.

Votre adresse ne sera en aucun cas divulguée à des tiers. Dès que l'étude sera stoppée, votre adresse sera immédiatement effacée.

Sortir et effacer le questionnaire Envoyer

Annexe 2: Contributions scientifiques

Publications

Un article publié dans le journal « Journal of Biomechanics » : *Auriault, F., Thollon, L., Peres, J., Delotte, J., Kayvantash, K., Brunet, C., Behr, M., 2014. Virtual traumatology of pregnant women: The PRegnant car Occupant Model for Impact Simulations (PROMIS). Journal of Biomechanics 47, 207-213.*

Un article publié dans le journal « Medical & Biological Engineering & Computing»: *Chebil, O., Behr, M., Auriault, F., Arnoux, P.J., 2014. Biomechanical analysis of the splenic avulsion mechanism. Med Biol Eng Comput.*

Un article soumis et sous processus de review pour publication dans le journal « Accident Analysis and Prevention » : *Auriault, F., Brant, C., Chopin, A., Gadegbeku, B., Ndiaye A., Balzing, MP., Thollon, L., , Behr, M. Pregnant Women in Vehicle: Driving Habits, Position and Risk of Injury,*

Un article soumis et sous processus de review pour publication dans le journal « Journal of Biomechanical Engineering » :*Auriault, F., Thollon, L., Behr, M. Amniotic fluid model development dedicated to the study of road accidents involving pregnant women*

Un article soumis et sous processus de review pour publication dans le journal « Accident Analysis and Prevention » *Auriault, F., Thollon, L., Behr, M. Pregnant women and road safety: Possible Biomechanical criteria to evaluate the risk of adverse fetal outcome in road accident*

Communications orales avec acte de conférences

Un article accepté pour une communication orale à « Icrash 2014, Kuching, Malaisie »*Auriault, F., Thollon, L., Peres, S.Berdah, C., Behr, M. Pregnant women and road safety: A promising injury criterion based on strain distribution at the uteroplacental interface,* International journal of Crashworthiness

Un abstract accepté pour une communication orale à la conférence internationale SIMBIO-M 2014 le 19-20 juin 2014 :*Predicting adverse fetal outcomes in road accidents.2014 F. Auriault*1, L. Thollon1, J. Peres1, S. Berdah1, M. Behr1*

Un abstract accepté pour une communication orale au 38ème congrès de la société de biomécanique en septembre 2013 et pour publication dans la revue « Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering »*Auriault, F., Thollon, L., Peres, J., Delotte, J., Kayvantash, K., Brunet, C., Behr,*

M., 2013. The PROMIS model to highlight the importance of the fetus to the validation of a pregnant woman model. Comput Methods Biomech Biomed Engin 16 Suppl 1, 182-183.

Communications orales et affichées non actées

Communication orale à la journée « 15ème rencontre scientifique enseignants-chercheurs », 2015

Communication orale à la journée « 14ème rencontre scientifique enseignants-chercheurs », 2014

Communication affichée à la journée de l'Ecole Doctorale Sciences du Mouvement Humain, Juin 2014

Communication affichée aux Doctoriales en Provence 2014 du 02 au 06 juin 2014

Contributions en tant que Reviewer

- Contribution en tant que reviewer pour la revue « Journal of Biomechanics »
- Contribution en tant que reviewer pour la revue « International Journal of Women's Health »