

## **Chapitre 3 :**

# **Critères de blessure du segment céphalique**

### **I. Introduction**

Les limites de tolérance de la tête humaine ont été calculées avec le modèle SUFEHM en reproduisant 68 cas d'accidents réels et en comparant les paramètres mécaniques de la tête avec l'occurrence des lésions relevées. Ces limites de tolérance ont été présentées dans la tâche 1.2 du rapport de l'année 1 du projet ASP. Dans le cadre de APROSYS SP5, une première tentative de limites de tolérance de la tête humaine en fonction des classes d'âge a été menée.

Deux classes d'âge ont été proposées :

- Population de moins de 60 ans représentant 58 cas,
- Population de plus de 60 ans (sénior) représentant 10 cas.

Il en est ressorti de cette étude les limites de tolérance résumées dans le Tableau 1. Il apparaît que pour la classe d'âge des séniors ( $>60$  ans), les limites de tolérance quant à l'apparition de lésions neurologiques sont plus basses que pour la classe d'âge inférieure à 60 ans (25% pour les séniors en termes de déformation maximale de la matière cérébrale comparé à 32% pour les moins de 60 ans). Cette conclusion peut également être faite quant à l'apparition de fracture crânienne (limite de tolérance plus basse pour les séniors) et quant à l'apparition d'hématomes sous duraux. De cette étude, il apparaît très clairement que les séniors sont plus fragiles que les moins de 60 ans.

Type de lésion et paramètre mécanique associé	Limite de tolérance à 50% de risque	
	< 60 ans	> 60 ans (senior)
<b>DAI</b> <b>Brain first principal strain</b>	32%	<b>25%</b>
<b>SDH</b> <b>CSF minimum pressure</b>	-142 kPa	<b>-111 kPa</b>
<b>Skull fracture</b> <b>Skull strain energy</b>	<b>941 mJ</b>	<b>800 mJ</b>

**Tableau 1. Limites de tolérance de la tête humaine calculées en reconstruisant numériquement 68 cas d'accidents réels avec le SUFEHM et en distinguant deux classes d'âges (inférieur et supérieur à 60ans) sous Radioss.**

La consolidation des critères de blessure disponibles à l'UNISTRA a été basée sur une étude paramétrique sur le modèle élément finis du segment céphalique existant (SUFEHM).

Les limites de tolérance de la tête humaine ont été calculées avec le modèle SUFEHM en reproduisant 68 cas d'accidents réels et en comparant les paramètres mécaniques de la tête avec l'occurrence des lésions relevées.

Il s'agissait dans cette partie de représenter les variations morphologiques du crâne afin d'étudier l'influence de cette morphologie sur la réponse du MEF SUFEHM en termes de paramètres intracrâniens. Cette étude a été menée sur deux reconstructions numériques d'accidents réels dont les victimes avaient dans un premier cas aucune lésion et dans le second cas, une lésion neurologique modérée. Huit classes de crânes ont été représentées, en accord avec une précédente étude de la morphologie de la boîte crânienne sur 448 crânes. Le modèle éléments finis SUFEHM a donc été redimensionné afin de représenter ces huit classes et les simulations numériques des deux cas d'accidents a été conduite avec ces classes. Il en ressort une différence de valeurs en termes de contraintes de Von Mises intracérébrales inférieure à 4.5% par rapport à la configuration de référence ayant servi à l'élaboration de limites de tolérances, sauf pour 13% de la population pour laquelle on peut atteindre 8% de différence. Cette différence ne dépasse pas 6% par rapport à la configuration de référence si l'on regarde les pressions minimales dans le LCS calculées dans les différents cas de figure.

Une étude paramétrique sur la loi de comportement de la matière cérébrale a été ensuite réalisée. Le but de cette partie a été de comparer la réponse du SUFEHM en fonction des propriétés mécaniques viscoélastiques utilisées par d'autres modèles éléments finis dans la littérature. Pour cela deux cas d'accident réel ont été re-simulés avec la tête adulte en intégrant tour à tour différentes lois de comportement de la matière cérébrale disponibles dans la littérature afin d'estimer l'influence de la loi de comportement du cerveau sur les critères de tolérance de la tête humaine. De grandes variations de résultats sont apparues avec une variation des résultats en termes de contraintes de cisaillement pouvant atteindre 90%. Cette influence des propriétés mécaniques de la matière cérébrale se retrouve également sur la localisation de ces maxima. Il en découle que les limites de tolérance en termes de contraintes de cisaillement intracérébrales basées sur la modélisation par éléments finis dépendent de la modélisation de la loi de comportement du cerveau.

La robustesse et la qualité des critères de blessure du SUFEHM ont également été menées dans le cadre de cette tâche en collectant 15 nouveaux cas d'accidents piétons provenant de la base de données IVAC et en simulant ces cas en « aveugle » avec le modèle par éléments finis de l'Université de Strasbourg. C'est cette partie qui sera décrite dans ce qui suit ainsi que l'effet de l'accélération angulaire de la tête sur ces cas en les re-simulant avec et sans composantes rotatoires.

## **II. Reconstruction d'accidents réels et évaluation des critères de blessure de MEF SUFEHM**

In order to strength the efficiency of pedestrian injury criteria UNISTRA worked on a 15 pedestrian data accident collection obtained from IVAC database. The second years of ASP project was dedicated to the kinematics reconstruction of those 15 accidents using MADYMO simulation tools. The head boundary conditions (orientation and velocity) at impact were calculated for first and second impacts (ground fall). Those initial conditions were used (in the 3th years) as input data for the SUFEHM to strength head injury criteria.

In this study, all data used were from the In-depth Investigation of Vehicle Accidents in Changsha (IVAC). Since 2006, the IVAC has collected on-scene accident cases in Changsha that is the capital city of Hunan province located in the middle of China. The team consists of researchers from Hunan University, medical and traffic authority sectors. When an accident is

reported, the researchers travel to the scene to collect on site accident data together with traffic police. A total of 15 pedestrian cases were selected from IVAC database for this study.

### Accident database presentation

For the 15 collected cases, the final position of the pedestrian and the vehicle after the accident, skid marks, the pedestrian contact points on the vehicle and the condition of the road at the scene were recorded. Pedestrian data, such as age, gender, height, weight and injury details, were obtained from the emergency hospital. The severity of the pedestrian injuries was assessed using the Abbreviated Injury Scale 1998 revision. A summary of accident data collected for this study is proposed in table 2 and table 3.

**Table 2. Summary of Accident Data**

Case N°	Model	Gender	Age	Height (cm)	Weight (kg)	Direction (O'clock)	Vehicle speed (km/h)	MAIS Head
IVAC1	Jinbei	Female	30	163	50	9	44.00	0
IVAC2	Hoda	Male	20	172	60	4	22.00	1
IVAC3	Fukang	Male	49	160	52	3	30.00	1
IVAC4	Chery A5	Female	12	130	35	2	35.00	1
IVAC5	JETTA	Male	26	162	50	10	30.20	1
IVAC6	JETTA	Female	50	174	70	10	22.00	1
IVAC7	Hoda	Male	32	170	65	9	54.00	1
IVAC8	JETTA	Male	17	171	80	3	30.00	2
IVAC9	Wuling	Male	43	162	56	8	40.00	2
IVAC10	BUICK	Male	26	171	62	9	57.60	2
IVAC11	Siena	Female	18	163	50	10	43.50	2
IVAC12	Linshuai	Female	73	163	50	4	58.00	3
IVAC13	Mazda6	Male	48	173	72	4	43.60	3
IVAC14	BMW318	Female	49	158	58	2	60.00	6
IVAC15	JETTA	Male	22	167	60	2	61.00	6

**Table 3. Pedestrian head injuries**

Case N°	Head Injury Description
IVAC1	No
IVAC2	Scalp Hematoma
IVAC3	Scalp Hematoma
IVAC4	Hematoma
IVAC5	Concussion, skin Hematoma, Haemorrhage in subarachnoid space
IVAC6	Haemorrhage in subarachnoid space(right side)
IVAC7	scalp hematoma
IVAC8	Concussion, contusion
IVAC9	Brain contusion , cerebral concussion and scalp hematoma
IVAC10	scalp hematoma, epidural hematoma
IVAC11	Cerebral contusion (right parietal) and Subarachnoid haemorrhage
IVAC12	Brain contusion and laceration in the right temporal pole subarachnoid haemorrhage, basilar fracture; Scalp laceration
IVAC13	Subarachnoid haemorrhage
IVAC14	Cerebral contusion, hematoma, (Fatal injury )
IVAC15	contusion, hematoma, haemorrhage (Fatal injury ,dead)

### MBS accident Reconstruction

The 15 IVAC pedestrian accident cases have been reconstructed with MADYMO. The tool developed was used in order to reconstruct all these pedestrian cases. Two cases from the IVAC database are presented here in order to illustrate the methodology of reconstruction. In the selected cases, one pedestrian struck the centre line of the vehicle (IVAC 14) and the other pedestrian struck the vehicle's side (IVAC 7).

#### Detailed description of two IVAC cases

Description of the IVAC 7 accident case: A male pedestrian was hit by a Honda (2001 model). The travelling speed was estimated at about 60 km/h. The pedestrian was running

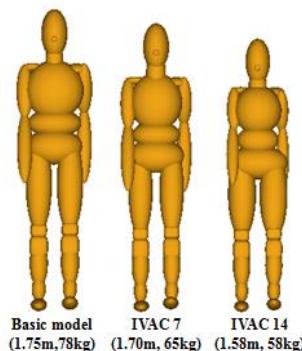
across the street when the car was travelling near the middle line. The driver caught sight of the pedestrian and braked the car. The pedestrian's leg impacted the fender and his head impacted the windscreen. Throw distance was 12.4 m and Wrap Around Distance (WAD) was 2.3 m. The pedestrian was running cross the road from left to right at an initial speed of about 7.2 km/h. The injuries were scalp hematoma (AIS 1), right knee laceration into joint (AIS 3) and right tibia fracture (AIS 3).

Description of the IVAC 14 accident case: The car was travelling straight ahead and the pedestrian was attempting to cross the road from left to right. The driver claimed that he did not see the pedestrian until he felt the impact with the car body. He steered the car left instinctively and then steered right. The pedestrian was thrown about 18 m. The vehicle's travelling speed was estimated at about 60 km/h. The pedestrian's injuries included a cerebral contusion (AIS 3) and hematoma (AIS 2), fatal head injuries (multiple laceration) (AIS 6), and right tibia (AIS 3) and fibula (AIS 3) fractures.

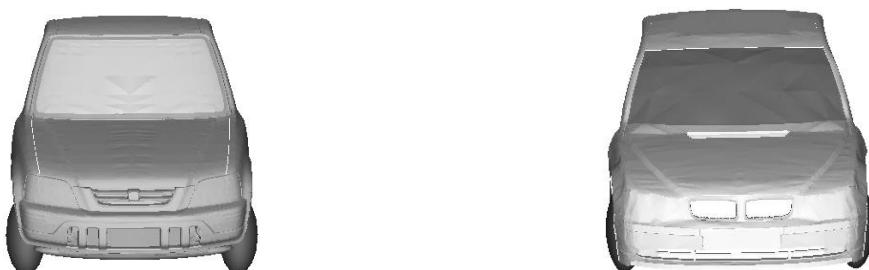
#### **Pedestrian and car model definition**

Figure 1 presents the MADYMO pedestrian's models used in order to represent pedestrians involved in accidents number IVAC 7 and 14. These pedestrian models have been defined by using the Basic model available under MADYMO and the GEBOB which permits to scale this basic model. In the reconstruction, the basic pedestrian model is scaled according to the real height and weight of the victim using the "GEBOB" code within MADYMO.

The vehicle geometry and stiffness determine the kinematics of the pedestrian during the accident. Therefore, facet car models were developed under MADYMO based on the drawings of production cars with the same model and year as the accident cars in order to get accurate definition of the front end geometry of the car. The contact stiffness of vehicle front components was obtained according to Martinez et al. and implemented in the developed tool. Figure 2 gives an illustration of these developed car model for the accidents number IVAC 7 and IVAC 14



**Figure 1. Basic and scaled pedestrian models used for accident reconstructions of IVAC 7 and IVAC 14 cases**

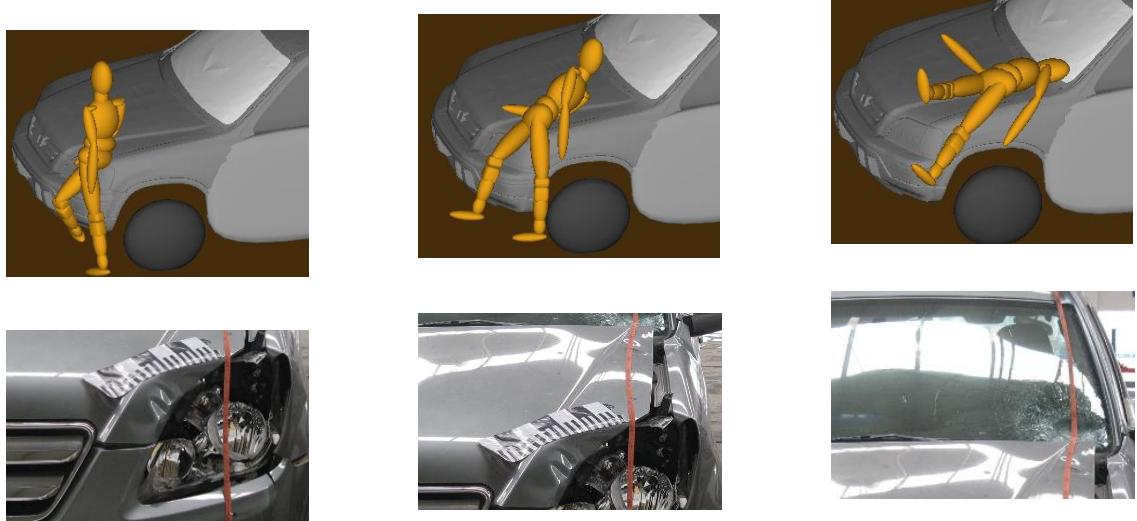


**Figure 2. Car models developed under MADYMO for accident reconstructions of IVAC 7 and IVAC 14 cases**

### *Illustration of the results obtained for two Cases Reconstruction*

IVAC 7 accident case: After running a high number of simulations, the results show that the kinematics of the pedestrian models in the MADYMO simulations were comparable with that in the real-world cases in terms of impact speed, impact location and throw distance.

Compared to the recorded contact position on the vehicle in the real-world accident, the simulation results coordinate well, as shown in figure 3. The lower leg impacted on the bumper first, then the thigh impacted on the headlight and last the head impacted on the lower windscreens. The simulated throw distance and WAD is 11.3 m and 2.03 m, respectively, for a vehicle impact velocity of 54 km/h. In this simulation, the computed head velocity is 40 km/h before impact with the vehicle.



**Figure 3 Illustration of the simulated pedestrian kinematics and comparison to real world observation for case IVAC7**

IVAC 14 accident case: Methodology is similar that for the previous accident. Figure 4 shows the simulation process of impact with the vehicle and pedestrian kinematics. The pedestrian was first hit by the bumper on the left knee, then the upper legs and hip struck against the bonnet edge, and finally the head impacted the lower windscreen. The simulation results show that the throw distance is 12.9 m and the WAD is 1.84 m, which is comparable to the real world situation. Before impact, the computed head velocity is 62.9 km/h in this simulation.



**Figure 4. Illustration of the simulated pedestrian kinematics and comparison to real world observation for case IVAC 14**

## MBS Results for all reconstructed pedestrian cases

### Results in terms of WAD

In order to validate accident reconstructions, figure 5 illustrates comparison of computed and measured WAD values for all accident cases. We can see that the error between measured WAD and calculated WAD not exceed 6% that illustrate a good correlation between real world accidents and their numerical reconstructions under MADYMO code. From these values it can be observed that the WAD values varied from 1600mm to 2300mm with an average of 1992mm. Except case IVAC 1, all cases present a WAD value over than 1900mm, the head impact was typically located on the windscreen area.

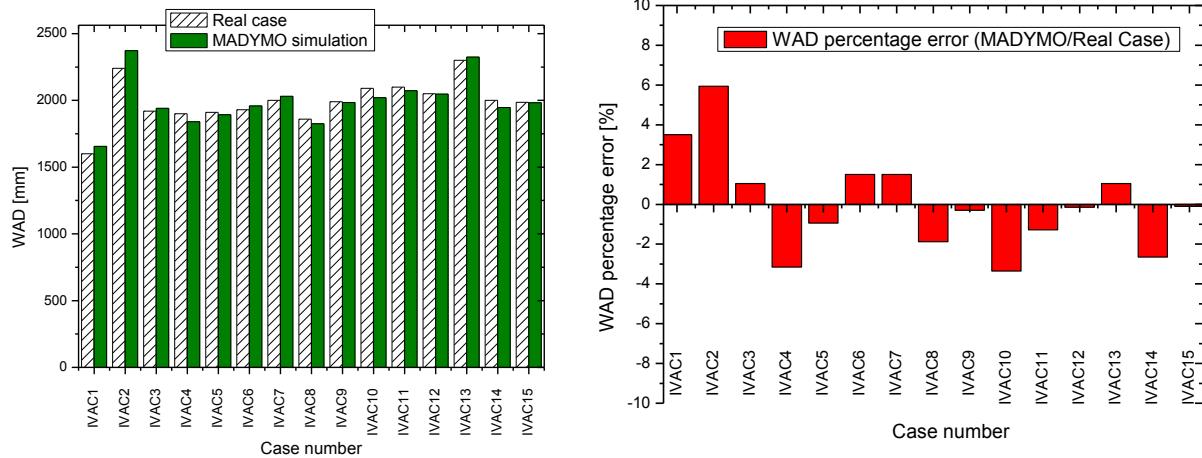


Figure 5. Comparison of computed and measured WAD values for all accident cases

### Results in terms of throw distance

The second parameter for accident reconstruction validation is the pedestrian throw distance after the impact. Figure 6 provides a comparison of computed and measured throw distance for all accident cases. We can also see a good correlation between real world accidents and their numerical reconstructions under MADYMO code.

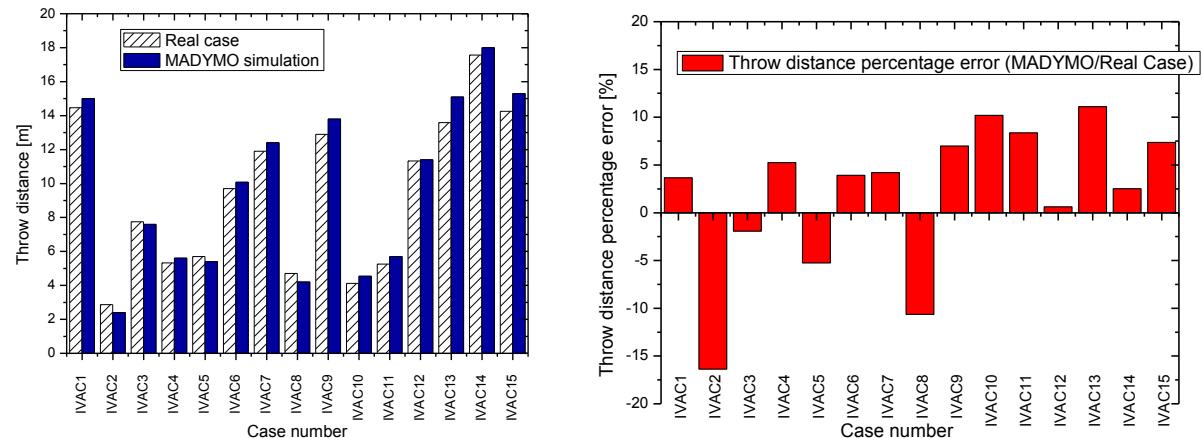


Figure 6: Comparison of computed and measured throw distance for all accident cases

### Results in terms of head impact position and orientation

Figure 7 and table 4 show the head impact angle and the head impact position computed from MBS simulations for all of the cases. It can be found that head impact angles range between 38 and 82° with an average of 61.4°.

Case N°	Head impact position
IVAC1	R5
IVAC2	L1
IVAC3	L2
IVAC4	L1
IVAC5	R3
IVAC6	R3
IVAC7	R1
IVAC8	L2
IVAC9	R4
IVAC10	R6
IVAC11	R2
IVAC12	L1
IVAC13	L1
IVAC14	L6
IVAC15	L3

Table 4. Head impact position computed from the MBS simulations for all cases

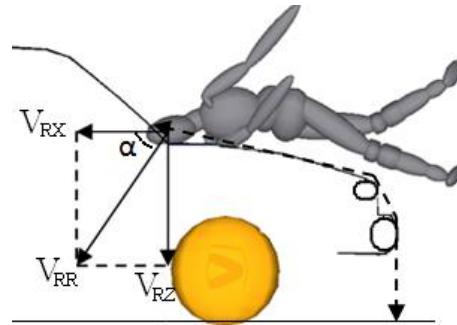
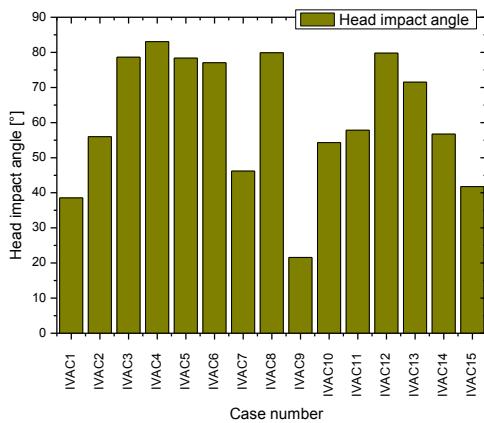


Figure 7 Head impact angle computed from MBS simulations for all cases.

### Results in terms of head velocity just before impact

#### For the first impact

Figure 8 provides normal and tangential head velocities calculated for the first impact against the windscreen for all accident cases. Ten of the fifteen reconstructed cases have a normal head velocity higher than the tangential head velocity for the first impact. Normal head velocities range from 3.5m/s to 17.4m/s and tangential head velocities range from 1m/s to 16.3m/s.

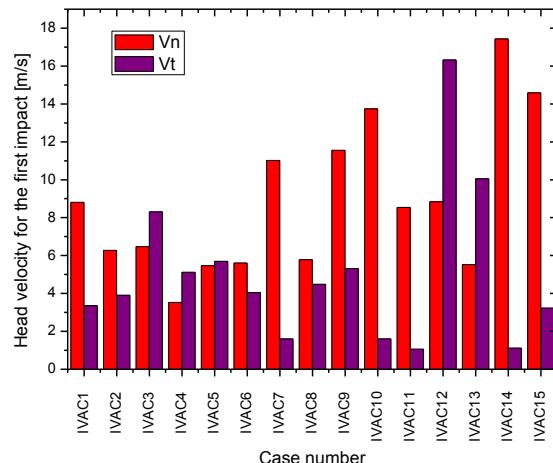
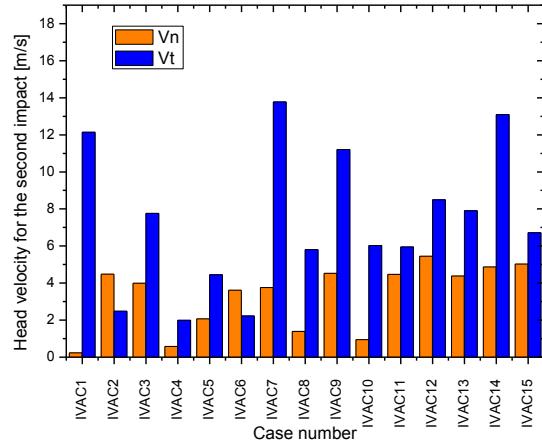


Figure 8. Normal and tangential head velocities calculated for the first head impact for all cases

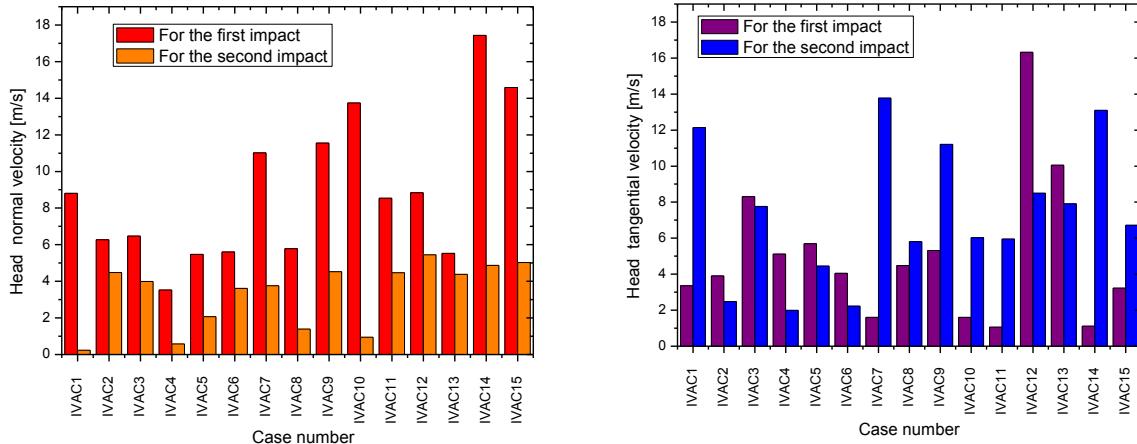
## **For the second impact**

Figure 9 shows normal and tangential head velocities calculated for the second impact against the ground for all reconstructed accident cases. Except for cases IVAC2 and IVAC6, all reconstructed accidents show for the second impact a tangential head velocity higher than the normal one.

Figure 10 provides head normal and tangential velocities comparison between the first and the second impact for all accident reconstructions. For the normal head velocities, these values are higher for the first impact than for the second impact in all reconstructed accident cases. Concerning the tangential head velocities, no trend appears between first and second impact.



**Figure 9. Normal and tangential head velocities calculated for the second head impact for all cases**



**Figure 10 Head normal and tangential velocities comparison between the first and the second impact for all accident reconstructions.**

## **Conclusion**

A total of 15 pedestrian cases were selected from IVAC database for this study.

According to real-world accident investigation, accident reconstructions were conducted using multi-body system (MBS) pedestrian and car models under MADYMO environment to calculate head impact conditions, in terms of head impact velocity, head position and head orientation for the first and the second impact. These accident reconstructions were done by using the developed tool described in task 2.1 of the present project. All head boundary conditions are now available in order to reconstruct these accidents with SUFEHM model and to extract head injury risks occurred during pedestrian accident. This work will be presented in the next section.

## SUFEHM Results for all reconstructed pedestrian cases

### Introduction

All the accident cases are previously replicated with the tool developed within ASP project. The impactor surface is a previously developed FE windscreen model. The FE windscreen model used in the current study was developed and validated by Peng et al., (2012). The Model is composed of two material glass and PVB. The windscreen model is double layered glass PVB tied model, in which the glass is modeled with shell element to represent two glass layers while the other layer is the PVB.

The initial conditions of the head impact which are initial velocity of head, impact location and head orientation are implemented to the SUFEHM and simulations are conducted to extract different mechanical parameters.

### Simulation boundary condition

The reconstructions of 15 accidents cases are done in LS-DYNA platform. SUFEHM head model was impacted on the windscreen model. The loading condition is the relative position and the initial velocity between the head and the impacted surface at the time just prior to the impact. The SUFEHM was translated and rotated in LS-DYNA to achieve the accurate positioning of the head relative to the windscreen in actual accident cases as shown in Figure 11. Then initial velocity field is applied to all the nodes of the SUFEHM. The outer nodes of the windscreen are constrained in all directions. Gravity field was also implemented throughout the simulation. The brain von Mises stress was extracted for each case to predict the head injury in terms of diffuse axonal injury (DAI) as well as skull fracture pattern

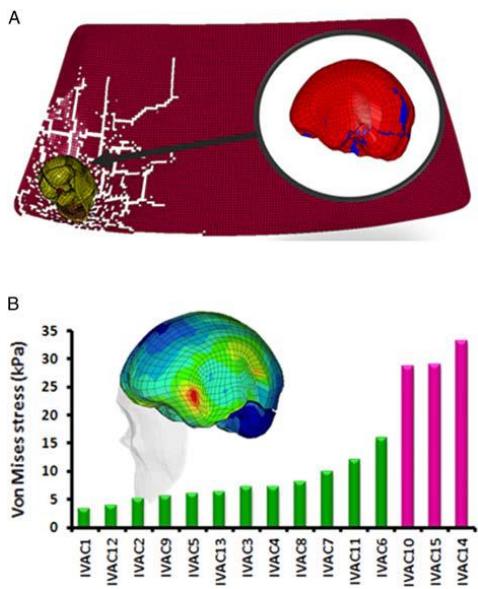


Figure.11 View of impact configuration involving windscreen in MADYMO and impact configuration in LS-DYNA.

### Results of accident reconstruction with SUFEHM

The brain von Mises stress and the windscreen fracture pattern were extracted for all the 15 cases. The windscreen fracture pattern for IVAC15 case and the skull are shown in figure 12a. The fracture pattern determination for windscreen was reported in Peng et al. (2013) by matching the number of circular fracture patterns and their diameters. For skull, the blue elements and, for windscreen, the white elements represent the fracture pattern. Both the fracture patterns were in good accordance with the accident database.

The brain Von Mises stresses calculated for all the IVAC cases are shown in figure 12b. All the cases were divided into two groups, without DAI shown in green colour and with DAI (IVAC10, IVAC14 and IVAC15) shown in pink colour. The results are in good agreement with the data reported in literature. SUFEHM tolerance limit propose a 50% risk of DAI for a Brain VonMises stress equal to 26kPa. The 15 reconstructed pedestrian cases illustrate the quality of the injury prediction with SUFEHM. All cases with a neurological injuries are values upper this limit.



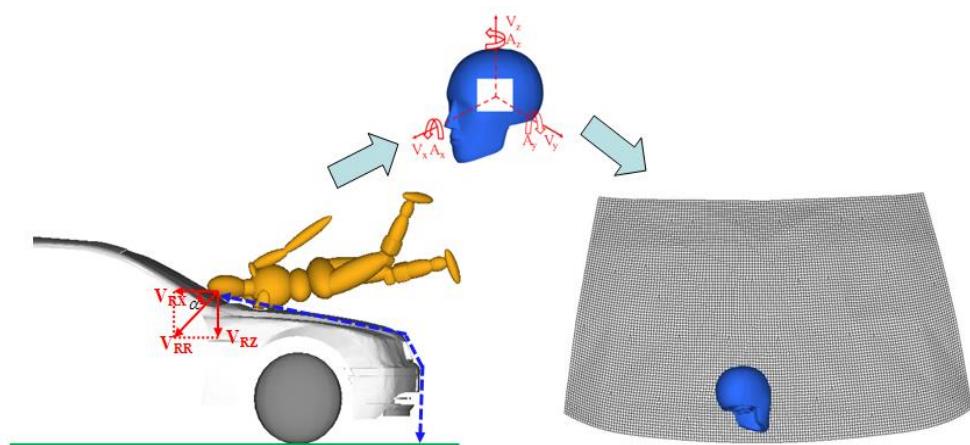
**Figure 12.** (a) Windscreen and skull fracture pattern obtained for IVAC15 case in LS-DYNA simulation. (b) Brain von Mises stress calculated for all the 15 IVAC cases with SUFEHM.

### Conclusion

A total of 15 well-documented car–pedestrian accidents were reconstructed by conducting impact simulations between SUFEHM and validated windscreen model. The brain von Mises stresses for all the cases were extracted and IVAC10, 14 and 15 were predicted with DAI, which is in good accordance with the literature. The windscreen fracture pattern obtained was verified with the literature to find the robust accuracy of this methodology. Moreover, the skull fracture patterns extracted enhance the understanding of skull injury. This study provides a realistic method for better and accurate assessment of head injury.

### Effect of rotational accelerations

The Hybrid III head FE model was employed in this study in order to calculate all the six accelerations (three linear and three rotational accelerations) for the 15 IVAC pedestrian cases. The setup of FE reconstruction is configured based on the output of MBS pedestrian head impact conditions before contacting with windshield. The head impact conditions include linear velocity, angular velocity, the head position and head orientation relative to the windshield as illustrated in figure 13.



**Figure 13.** Setup of reconstruction

Figure 14 shows an example of FE reconstruction results. From the comparison of the fracture patterns of windshield between real-world accident and simulation, it could be observed that the simulation results agree well with the real-world accident. All the six accelerations calculated are used in order to drive SUFEHM model with and without rotational acceleration. The objective here is to investigate the influence of the head rotational acceleration on the intra-cerebral mechanical parameters computed with the SUFEHM.



**Figure 14 Fracture pattern of windshield during accident photo (left) and a simulation (right)**

The results obtained in this study mention that the consideration of angular acceleration when real world accidents are simulated with a FE head model systematically leads to a significative brain shearing increase. The effect of angular acceleration was found to increase of the order of 50% the intra cerebral shearing stress for all accident cases considered whatever the impact severity was

The immediate consequence of these results is that head forms should be fitted with rotational acceleration transducers. Only then a realistic coupled dummy-FE head model approach can be proposed by considering the 6 D experimental response of the dummy as driving parameter of the head FE model in order to compute the intra cranial response and to compare them with injury thresholds.

### III. Conclusion

Les critères de blessure de la tête en situation de choc développé dans le cadre du projet APROSYS-SP5 (Biomechanics) ont conduit à une nouvelle approche des critères de blessure de la tête basés sur la modélisation EF de ce segment. Un modèle de la tête répondant à l'état de l'art dans le domaine est disponible à l'ULP et a été utilisé dans une campagne de reconstruction numérique de traumatismes crâniens. La simulation d'environ 70 cas réels a permis de définir les paramètres intracrâniens qui constituent les meilleurs candidats à un nouveau critère de lésion spécifique à un mécanisme lésionnel donné. Ainsi, l'énergie de déformation de la structure osseuse semble un bon indicateur de la fracture du crâne, les hématomes sous duraux semblent être bien corrélés avec l'énergie de déformation de l'espace sub-arachnoïdien et les lésions neurologiques sont décrite à partir du calcul des contraintes et des déformations de cisaillement du cerveau. Un modèle de la tête de l'enfant de 6 ans a également été développé dans ce contexte. Dans le présent projet l'effort a porté non plus sur la modélisation de la tête mais sur les questions qui restent en suspens quant à la définition et au calcul des nouveaux critères de blessure de la tête. Ainsi nous avons vu tour à tour l'influence de l'âge sur les critères de blessure ainsi que l'influence de la morphologie de la boîte crânienne et les propriétés mécaniques du cerveau implémentée dans un MEF

(SUFÉHM). Si des critères ont été proposés pour les séniors, les critères enfants n'ont pu être proposés par manque de cas piétons enfants collectés, en effet aucun cas de piétons incluant un enfant de 6ans n'a pu être recueilli.

Dans le cadre de l'étude sur l'influence de la morphologie de la boîte crânienne, le modèle éléments finis SUFEHM a été redimensionné afin de représenter huit classes de crâne et les simulations numériques des deux cas d'accidents ont été conduites avec ces classes. Il en ressort une différence de valeurs en termes de contraintes de Von Mises intracérébrales inférieure à 4.5% par rapport à la configuration de référence ayant servie à l'élaboration de limites de tolérances, sauf pour 13% de la population pour laquelle on peut atteindre 8% de différence. Cette différence ne dépasse pas 6% par rapport à la configuration de référence si l'on regarde les pressions minimales dans le LCS calculées dans les différents cas de figure.

Une étude paramétrique sur la loi de comportement de la matière cérébrale a été ensuite réalisée. Le but de cette partie a été de comparer la réponse du SUFEHM en fonction des propriétés mécaniques viscoélastiques utilisées par d'autres modèles éléments finis dans la littérature. Pour cela deux cas d'accident réel ont été re-simulés avec la tête adulte en intégrant tour à tour différentes lois de comportement de la matière cérébrale disponibles dans la littérature afin d'estimer l'influence de la loi de comportement du cerveau sur les critères de tolérance de la tête humaine. De grandes variations de résultats sont apparues avec une variation des résultats en termes de contraintes de cisaillement pouvant atteindre 90%. Cette influence des propriétés mécaniques de la matière cérébrale se retrouve également sur la localisation de ces maxima. Il en découle que les limites de tolérance en termes de contraintes de cisaillement intracérébrales basées sur la modélisation par éléments finis dépendent de la modélisation de la loi de comportement du cerveau.

La robustesse et la qualité des critères de blessure du SUFEHM ont également été menées dans le cadre de cette tâche en collectant 15 nouveaux cas d'accidents piétons provenant de la base de données IVAC et en simulant ces cas en « aveugle » avec le modèle par éléments finis de l'Université de Strasbourg. Il en est ressorti une bonne prédictibilité du SUFEHM dans les cas reconstruits montrant ainsi la robustesse des critères.

Finalement une étude sur l'effet de l'accélération angulaire a été réalisée sur les 15 cas d'accidents piétons collectés dans le cadre de cette étude. Il est apparu qu'il existe une grande différence de résultats en termes de paramètres intracérébraux lorsque l'accélération rotatoire est prise en compte ou non avec des différences de l'ordre de 50% de cisaillement intracérébral en moins lorsque celle-ci n'est pas prise en compte. Ces résultats non amènent à recommander la mise en place de capteurs rotatoires dans les têtes de mannequins lors d'essais expérimentaux.