

SYSTEMES BIOMECHANIQUES – TRANSPORT ET SECURITE



UNIVERSITE LOUIS
PASTEUR
INSTITUT DE
MECANIQUE DES
FLUIDES
UMR7507 ULP-CNRS
2, rue Boussingault
F-67000 STRASBOURG



CONVENTION DE RECHERCHE – Fondation MAIF - ULP

MODELISATION DE LA TETE DE L'ENFANT ET
PROTECTION DU PIETON
(Rapport final)

Septembre 2007

Auteurs : S. Roth, V.Tinard, D. Baumgartner, D. Marjoux, R. Willinger

SOMMAIRE

INTRODUCTION.....	9
1. ACCIDENTOLOGIE.....	10
1.1. BASES DE DONNEES	10
1.2. QUELQUES CHIFFRES POUR LA FRANCE	10
1.3. DONNEES D'AUTRES PAYS DE L'UNION EUROPEENNE	11
1.3.1. Gravité des accidents	11
1.3.2. Localisation de l'impact de la tête sur la voiture	13
1.3.3. Importance du second impact.....	14
1.3.4. Véhicule impliqué.....	15
1.3.5. Scénario type.....	15
1.3.6. Lieu de l'accident.....	17
1.3.7. Conditions extérieures (période, heure, luminosité, etc.).....	17
1.3.8. Age et sexe.....	19
1.3.9. Localisation de l'impact.....	21
1.3.10. Comparaison avec d'autres pays d'Europe.....	21
1.4. CONCLUSION	22
2. RECONSTRUCTION D'ACCIDENTS PIETONS ET CYCLISTES ADULTES.....	23
2.1. INTRODUCTION	23
2.2. MODELE ELEMENTS FINIS DE LA TETE HUMAINE	23
2.3. MODELE ELEMENTS FINIS DU PARE-BRISE.....	24
2.4. MODELE ELEMENTS FINIS DU CAPOT.....	25
2.5. RECONSTRUCTION D'ACCIDENTS REELS.....	25
2.6. MECANISMES DE LESIONS ET LIMITES DE TOLERANCE DE LA TETE HUMAINE	26
2.7. SIMULATION DU PREMIER IMPACT CRANIEN DU PIETON	27
2.7.1. Introduction.....	27
2.7.2. Cycliste BASC 001 (BC 001).....	28
2.7.3. Piéton BASC 002 (BP 002)	29
2.7.4. Piéton BASC 022 (BP 022)	30
2.7.5. Piéton BASC 023 (BP 023)	31
2.7.6. Piéton GIDAS 001 (GP 001).....	32
2.7.7. Piéton GIDAS 002 (GP 002).....	33
2.7.8. Piéton INSIA 002 (IP 002)	34
2.7.9. Piéton INSIA 003 (IP 003)	35
2.7.10. Piéton INSIA 006 (IP 006).....	36
2.8. SIMULATION DU SECOND IMPACT CRANIEN DU PIETON	36
2.8.1. Introduction.....	36
2.8.2. Modèle par éléments finis du sol.....	37
2.8.3. Piéton BASC 002 (BP 002)	38
2.8.4. Piéton BASC 022 (BP 022)	39
2.8.5. Piéton BASC 023 (BP 023)	40
2.8.6. Piéton GIDAS 001 (GP 001).....	41
2.8.7. Piéton GIDAS 002 (GP 002).....	42
2.9. CONCLUSION GENERALE DES ACCIDENTS PIETON	43
2.9.1. Cycliste BASC 001 (BC 001).....	43
2.9.2. Piéton BASC 002 (BP 002)	43
2.9.3. Piéton BASC 022 (BP 022)	44
2.9.4. Piéton BASC 023 (BP 023)	44
2.9.5. Piéton GIDAS 001 (GP 001).....	45
2.9.6. Piéton GIDAS 002 (GP 002).....	45
2.9.7. Piéton INSIA 002 (IP 002)	46
2.9.8. Piéton INSIA 003 (IP 003)	46
2.9.9. Piéton INSIA 006 (IP 006)	47
2.9.10. Bilan	47
3. MODELE ELEMENTS FINIS DU COU ET DE LA TETE DE L'ENFANT	48
3.1. SPECIFICITES DE LA TETE DE L'ENFANT	48

3.1.1.	<i>Spécificités anatomiques</i>	48
3.1.2.	<i>Spécificités géométriques</i>	50
3.1.3.	<i>Les facteurs d'échelle</i>	58
3.1.4.	<i>Conclusion</i>	61
3.2.	SPECIFICITES MECANQUES	62
3.2.1.	<i>Propriétés mécaniques du crâne et des sutures</i>	62
3.2.2.	<i>Les propriétés mécaniques du cerveau</i>	64
3.3.	MODELES ELEMENTS FINIS DE LA LITTERATURE	65
3.3.1.	<i>Modèles en statique</i>	65
3.3.2.	<i>Modèles en dynamique</i>	68
3.3.3.	<i>Conclusion</i>	74
3.4.	MODELE ELEMENTS FINIS DE LA TETE D'ENFANT DE 3 ANS	74
3.4.1.	<i>Obtention de la géométrie</i>	74
3.4.2.	<i>Traitement de l'image afin d'obtenir le maillage de la géométrie</i>	75
3.4.3.	<i>Maillage des surfaces</i>	78
3.5.	MODELE ELEMENTS FINIS DE LA TETE D'ENFANT DE 6 ANS	81
3.6.	DEVELOPPEMENT ET VALIDATION DU MODELE ELEMENTS FINIS DU COU DE L'ENFANT	83
3.6.1.	<i>Modélisation du cou de l'enfant</i>	83
3.6.2.	<i>Propriétés mécaniques</i>	87
3.6.3.	<i>Validation du modèle</i>	88
4.	RECONSTRUCTION DE TRAUMATISMES CRANIENS ENFANT ET LIMITES DE TOLERANCE	95
4.1.	ANALYSE DES ACCIDENTS.....	95
4.1.1.	<i>CAS PTR_3_02</i>	96
4.1.2.	<i>CAS PTR_3_19</i>	98
4.1.3.	<i>CAS PTR_3_20</i>	99
4.1.4.	<i>CAS PTR_3_21</i>	100
4.1.5.	<i>CAS PTR_3_21</i>	101
4.1.6.	<i>Conclusion</i>	102
4.2.	L'UTILISATION DES MODELES ENFANTS : LES CRITERES SONT-ILS BIOFIDELES ?.....	102
4.2.1.	<i>Introduction</i>	102
4.2.2.	<i>Base de données d'accidents : les projets CREST et CHILD</i>	105
4.2.3.	<i>Collecte d'accidents domestiques</i>	107
4.2.4.	<i>Reconstruction numérique d'accidents réels</i>	108
4.2.5.	<i>Simulations</i>	110
4.2.6.	<i>Analyse de données et traitement statistique</i>	111
4.2.7.	<i>Analyse statistique et élaboration de courbes de risque</i>	119
5.	REFLEXION SUR LES NORMES PIETON	133
5.1.	PROCEDURE	133
5.2.	MODELISATION NUMERIQUE DU CAPOT	134
5.3.	MODELISATION NUMERIQUE DE LA TETE PIETON ISO	135
5.4.	CONDITIONS AUX LIMITES	137
5.5.	CONDITIONS INITIALES	138
5.6.	RESULTATS OBTENUS AVEC LA TETE PIETON ISO	138
5.7.	RESULTATS OBTENUS AVEC LA TETE ULP	141
5.8.	PROPOSITION DE NOUVEAUX TESTS NORMATIFS A L'AIDE DE L'OUTIL DE PREDICTION DE LESIONS DE L'ULP	143
	CONCLUSION	145
	SYNTHESE ET VALORISATION	146
	INTRODUCTION	146
	PRINCIPAUX RESULTATS	146
	VALORISATION EN TERME DE PERCEE SCIENTIFIQUE	147
	VALORISATION EN TERMES DE PUBLICATIONS, DE CONFERENCES, DE REUNIONS ISO ET DE THESES.....	148
	CONCLUSION ET DEVELOPPEMENTS FUTURS	152
	REFERENCES	154

TABLE DES ILLUSTRATIONS

FIGURES

FIGURE 1. EVOLUTION COMPAREE DU NOMBRE D'ACCIDENTS ET DE VICTIMES SUR 34 ANS (BASE 100 EN 1972)...	10
FIGURE 2. NOMBRE D'ACCIDENTS PIETON DE 1997 A 2001 AU ROYAUME-UNI [SP3 2005].	11
FIGURE 3. PROPORTION DES ACCIDENTS PIETONS SELON LEUR GRAVITE EN EUROPE.	12
FIGURE 4. REPARTITION DES LESIONS DE LA TETE CHEZ L'ADULTE.	13
FIGURE 5. LOCALISATION DES IMPACTS SELON LA SEVERITE	13
FIGURE 6. LOCALISATION DES IMPACTS TETE SELON LES PAYS.	14
FIGURE 7. FREQUENCE DES LESIONS SELON LA REGION DU CORPS CONSIDEREE.	14
FIGURE 8. REPARTITION DU NOMBRE D'ACCIDENTS PIETON EN FONCTION DU TYPE DE VEHICULE.	15
FIGURE 9. LOCALISATION DU PREMIER POINT D'IMPACT.	16
FIGURE 10. REPARTITION DES ACCIDENTS PIETON SELON LE MOUVEMENT DU VEHICULE ET DU PIETON.	16
FIGURE 11. REPARTITION DES VITESSES D'IMPACT [SP3 2005].	17
FIGURE 12. REPARTITION DES ACCIDENTS PIETON SELON LA PERIODE L'ANNEE ET SELON LE JOUR DE LA SEMAINE.	18
FIGURE 13. REPARTITION DES ACCIDENTS EN FONCTION DES HEURES DE LA JOURNEE (SOURCE : BASC).	18
FIGURE 14. REPARTITION DES ACCIDENTS PIETON EN FONCTION DE LA LUMINOSITE ET DES CONDITIONS CLIMATIQUES.	19
FIGURE 15. POURCENTAGE DE PIETONS ACCIDENTES EN FONCTION DE L'AGE AU ROYAUME-UNI DE 1997 A 2001 [SP3 2005].	20
FIGURE 16. INFLUENCE DE L'AGE SUR LA SEVERITE DES LESIONS.	20
FIGURE 17. REPARTITION DES ACCIDENTS PIETON EN FONCTION DE LA LOCALISATION DU POINT D'IMPACT.	21
FIGURE 18. REPRESENTATION DU NOMBRE DE TUES PAR CATEGORIES D'USAGERS POUR DIFFERENTS PAYS DE L'UNION EUROPEENNE.	21
FIGURE 19. POSITION ET VITESSE INITIALES RELATIVES ENTRE LA TETE ET LE PARE-BRISE.	28
FIGURE 20. CHAMP DE PRESSION CEREBRALE.	28
FIGURE 21. CHAMP DE CONTRAINTE DE VON MISES CEREBRALE.	28
FIGURE 22. POSITION ET VITESSE INITIALES RELATIVES ENTRE LA TETE ET LE PARE-BRISE.	29
FIGURE 23. CHAMP DE PRESSION CEREBRALE.	29
FIGURE 24. CHAMP DE CONTRAINTE DE VON MISES CEREBRALE.	29
FIGURE 25. POSITION ET VITESSE INITIALES RELATIVES ENTRE LA TETE ET LE PARE-BRISE/CAPOT.	30
FIGURE 26. CHAMP DE PRESSION CEREBRALE.	30
FIGURE 27. CHAMP DE CONTRAINTE DE VON MISES CEREBRALE.	30
FIGURE 28. POSITION ET VITESSE INITIALES RELATIVES ENTRE LA TETE ET LE PARE-BRISE.	31
FIGURE 29. CHAMP DE PRESSION CEREBRALE.	31
FIGURE 30. CHAMP DE CONTRAINTE DE VON MISES CEREBRALE.	31
FIGURE 31. ELEMENTS DETRUIITS SUR LE CRANE.	31
FIGURE 32. POSITION ET VITESSE INITIALES RELATIVES ENTRE LA TETE ET LE CAPOT.	32
FIGURE 33. CHAMP DE PRESSION CEREBRALE.	32
FIGURE 34. CHAMP DE CONTRAINTE DE VON MISES CEREBRALE.	32
FIGURE 35. POSITION ET VITESSE INITIALES RELATIVES ENTRE LA TETE ET LE CAPOT.	33
FIGURE 36. CHAMP DE PRESSION CEREBRALE.	33
FIGURE 37. CHAMP DE CONTRAINTE DE VON MISES CEREBRALE.	33
FIGURE 38. POSITION ET VITESSE INITIALES RELATIVES ENTRE LA TETE ET LE PARE-BRISE.	34
FIGURE 39. CHAMP DE PRESSION CEREBRALE.	34
FIGURE 40. CHAMP DE CONTRAINTE DE VON MISES CEREBRALE.	34
FIGURE 41. POSITION ET VITESSE INITIALES RELATIVES ENTRE LA TETE ET LE CAPOT.	35
FIGURE 42. CHAMP DE PRESSION CEREBRALE.	35
FIGURE 43. CHAMP DE CONTRAINTE DE VON MISES CEREBRALE.	35
FIGURE 44. POSITION ET VITESSE INITIALES RELATIVES ENTRE LA TETE ET LE PARE-BRISE.	36
FIGURE 45. CHAMP DE PRESSION CEREBRALE.	36
FIGURE 46. CHAMP DE CONTRAINTE DE VON MISES CEREBRALE.	36
FIGURE 47. MAILLAGE DU SOL.	37
FIGURE 48. POSITION ET VITESSE INITIALES RELATIVES ENTRE LA TETE ET LE SOL.	38
FIGURE 49. CHAMP DE PRESSION CEREBRALE.	38
FIGURE 50. CHAMP DE CONTRAINTE DE VON MISES CEREBRALE.	38
FIGURE 51. ELEMENTS DETRUIITS SUR LE CRANE.	38

FIGURE 52. POSITION ET VITESSE INITIALES RELATIVES ENTRE LA TETE ET LE SOL.....	39
FIGURE 53. CHAMP DE PRESSION CEREBRALE.....	39
FIGURE 54. CHAMP DE CONTRAINTE DE VON MISES CEREBRALE.....	39
FIGURE 55. POSITION ET VITESSE INITIALES RELATIVES ENTRE LA TETE ET LE SOL.....	40
FIGURE 56. CHAMP DE PRESSION CEREBRALE.....	40
FIGURE 57. CHAMP DE CONTRAINTE DE VON MISES CEREBRALE.....	40
FIGURE 58. ELEMENTS DETRUIITS SUR LE CRANE.....	40
FIGURE 59. POSITION ET VITESSE INITIALES RELATIVES ENTRE LA TETE ET LE SOL.....	41
FIGURE 60. CHAMP DE PRESSION CEREBRALE.....	41
FIGURE 61. CHAMP DE CONTRAINTE DE VON MISES CEREBRALE.....	41
FIGURE 62. POSITION ET VITESSE INITIALES RELATIVES ENTRE LA TETE ET LE SOL.....	42
FIGURE 63. CHAMP DE PRESSION CEREBRALE.....	42
FIGURE 64. CHAMP DE CONTRAINTE DE VON MISES CEREBRALE.....	42
FIGURE 65. CRANE DU NOUVEAU-NE : LES FONTANELLES (COURS DE FACULTE DE MEDECINE 2003).....	48
FIGURE 66. CRANE D'UN NOUVEAU-NE : MISE EN EVIDENCE DES SUTURES.....	49
FIGURE 67. CHANGEMENT DE LA GEOMETRIE DE LA TETE EN FONCTION DE L'AGE (BURDI ET AL. 1969).....	49
FIGURE 68. EVOLUTION DES SUTURES ET FONTANELLES AU COURS DU TEMPS.....	50
FIGURE 69. EVOLUTION DE LA CIRCONFERENCE CRANIENNE CHEZ L'HOMME ET LA FEMME EN FONCTION DE L'AGE.....	51
FIGURE 70. EVOLUTION DES DIAMETRES CRANIENS CHEZ LA FEMME EN FONCTION DE L'AGE.....	51
FIGURE 71. EVOLUTION DES DIAMETRES CRANIENS CHEZ L'HOMME EN FONCTION DE L'AGE.....	52
FIGURE 72. EVOLUTION DE LA CAPACITE CRANIENNE CHEZ L'HOMME ET LA FEMME EN FONCTION DE L'AGE.....	52
FIGURE 73. EVOLUTION DU RAPPORT CIRCONFERENCE/VOLUME EN FONCTION DE L'AGE CHEZ L'HOMME ET LA FEMME.....	53
FIGURE 74. EVOLUTION DES EPAISSEURS MOYENNES DE LA VOUTE CRANIENNE EN FONCTION DE L'AGE.....	54
FIGURE 75. EVOLUTION DE L'EPAISSEUR DE L'ECAILLE DU FRONTAL EN FONCTION DE L'AGE.....	54
FIGURE 76. EVOLUTION DE L'EPAISSEUR DU CRANE EN FONCTION DE L'AGE CHEZ L'HOMME ET LA FEMME.....	56
FIGURE 77. SUPERPOSITION DES GRANDEURS CARACTERISTIQUES TROUVEES AVEC LA METHODE DES FACTEURS D'ECHELLE (MERTZ) ET CELLES D'ETUDES ANTHROPOMETRIQUES (DEKABAN).....	59
FIGURE 78. EVOLUTION DU RAPPORT CIRCONFERENCE SUR VOLUME EN FONCTION DE L'AGE.....	60
FIGURE 79. SUPERPOSITION DE COUPES SCANNER D'ENFANTS DE 3 ANS ET DE 6 MOIS AVEC DES COUPES SCANNER D'ADULTES AUXQUELLES LES FACTEURS D'ECHELLE APPROPRIES ONT ETE APPLIQUEES.....	60
FIGURE 80. EPAISSEURS CRANIENNES POUR LES DONNEES ANTHROPOMETRIQUES ET LES DONNEES ISSUES DE LA METHODE DES FACTEURS D'ECHELLE.....	61
FIGURE 81: MODULE ELASTIQUE EN FLEXION DES OS PARIETAUX EN FONCTION DE L'AGE (IRWIN ET MERTZ 1997).....	64
FIGURE 82. DEPLACEMENTS DE L'OS OBSERVE LORS DE L'ACCOUCHEMENT (MCPHERSON ET KRIE WALL 1980).....	66
FIGURE 83. EFFETS DE LA PRESSION RADIALE ET AMNIOTIQUE SUR LE CRANE DURANT LE PREMIER STADE DU TRAVAIL (LAPEER 2001).....	67
FIGURE 84. SIMULATION PAR ELEMENTS FINIS SIMPLIFIEE DE LA TETE DE L'ENFANT (MARGULIES).....	68
FIGURE 85. EVOLUTION DE M EN FONCTION DU TEMPS (PRANGE ET AL. 1996).....	69
FIGURE 86. CONTOURS DE LA TETE D'UN ADULTE ET D'UN ENFANT OBTENUS PAR IRM (PRANGE ET AL. 1996).....	69
FIGURE 87. CONTOUR DES DEFORMATIONS OBTENUES (PRANGE ET AL. 1996).....	70
FIGURE 88. MODELE ELEMENT FINI DE DESANTIS KLINICH (TETE D'ENFANT DE 6 MOIS).....	71
FIGURE 89. MODELE ELEMENTS FINIS DE MIZUNO ET AL. (2004).....	73
FIGURE 90. IMAGES SCANNER DE L'ENFANT.....	75
FIGURE 91. ENSEMBLE DES POINTS RECONSTITUANTS LA GEOMETRIE.....	76
FIGURE 92. SEPARATION DES DIFFERENTES ZONES DE LA TETE.....	76
FIGURE 93. CREATION DES NOUVELLES SURFACES PASSANT PAR LE PLUS GRAND NOMBRE DE POINTS POSSIBLES.....	77
FIGURE 94. CONTINUTE ENTRE DEUX SURFACES.....	77
FIGURE 95. ILLUSTRATION DES SURFACES EXTERNES DU CRANE D'UN ENFANT DE 3 ANS.....	78
FIGURE 96. CRITÈRES DE MAILLAGE.....	78
FIGURE 97. MAILLAGE DES MEMBRANES ET DU LCR :.....	79
FIGURE 98. MAILLAGE DES ELEMENTS OSSEUX :.....	79
FIGURE 99. VUE DE FACE ET DE PROFIL DU MAILLAGE DU CERVEAU (17294 ELEMENTS BRIQUES).....	80
FIGURE 100. REPRESENTATION DU MAILLAGE DU SCALP (2704 ELEMENTS BRIQUES).....	80
FIGURE 101. REPRESENTATION DU MAILLAGE FINAL DE LA TETE D'UN ENFANT DE 3 ANS (23782 ELEMENTS BRIQUES ET 4044 ELEMENTS COQUES COMPRENANT 1.5% D'ELEMENTS TRIANGULAIRES).....	81
FIGURE 102. REPRESENTATION DU MAILLAGE DES DIVERS CONSTITUANTS DE LA TETE D'UN ENFANT DE SIX ANS.....	82

FIGURE 103. MEF COMPLET DE LA TETE D'UN ENFANT DE SIX ANS (9826 ELEMENTS BRIQUE ET 2637 ELEMENTS COQUE).....	82
FIGURE 104. COUPE SCANNER D'UNE VERTEBRE.	84
FIGURE 105. RECONSTRUCTION 3D DU COU DE L'ENFANT APRES TRAITEMENT DES IMAGES SCANNER.	84
FIGURE 106. LOCALISATION DES DIFFERENTS LIGAMENTS MODELISES.	85
FIGURE 107. SYSTEME LIGAMENTAIRE DU RACHIS CERVICAL SUPERIEUR.....	86
FIGURE 108. MODELE COMPLET DU COU DE L'ENFANT.....	86
FIGURE 109. COURBES TYPIQUES DE LOIS DE COMPORTEMENTS DES LIGAMENTS	87
FIGURE 110. INPUT DU MODELE DU COU	89
FIGURE 111. VALIDATION DU MODELE DU COU DE L'ENFANT EN CHOC FRONTAL.....	90
FIGURE 112. VALIDATION DU MODELE DU COU DE L'ENFANT EN CHOC ARRIERE.....	91
FIGURE 113. VALIDATION DU MODELE DU COU DE L'ENFANT EN CHOC LATERAL	92
FIGURE 114. VALIDATION DU MODELE DU COU DE L'ENFANT EN CHOC OBLIQUE.	93
FIGURE 115. SIMULATION D'UNE CHUTE D'UN CADDIE SUR L'OS OCCIPITAL.	96
FIGURE 116. DISTRIBUTION DU CHAMP DE CONTRAINTE DE VON MISES DANS LE CERVEAU TOUTES 2 MILLISECONDES.....	96
FIGURE 117. MAXIMUM DE PRESSION DANS LE CERVEAU 2 MILLISECONDES APRES L'IMPACT.	97
FIGURE 118. EVOLUTION DE L'ENERGIE DE DEFORMATION DU LCR PENDANT LE CHOC.....	97
FIGURE 119. EVOLUTION DE LA FORCE D'INTERACTION PENDANT LE CHOC.	97
FIGURE 120. SIMULATION D'UNE CHUTE D'UN LIT SUPERPOSE.	98
FIGURE 121. SIMULATION D'UNE CHUTE D'UNE TERRASSE DE 0.9M.	99
FIGURE 122. SIMULATION D'UNE CHUTE DE SA HAUTEUR D'UN ENFANT DE 2 ANS SUR LA FACE.	100
FIGURE 123. SIMULATION D'UNE CHUTE DE SA HAUTEUR D'UN ENFANT DE 2 ANS ET 9 MOIS SUR DU BETON EN ZONE OCCIPITALE GAUCHE.	101
FIGURE 124. HISTOGRAMME REALISE POUR CORRELER L'ENERGIE DE DEFORMATION DU LCR AUX HEMATOMES SOUS-DURAUX POUR L'ADULTE.	101
FIGURE 125. COMPARAISONS ESSAIS CADAVRES/ SIMULATION NUMERIQUE POUR LE TEST DE NAHUM.	103
FIGURE 126. MECANISMES DE LESION DE L'HEMATOME SOUS-DURAL CHEZ L'ENFANT APRES TRAITEMENT STATISTIQUE.....	104
FIGURE 127. DIFFERENTES VOIX POSSIBLES POUR L'ETUDE DES MECANISMES DE LESIONS CHEZ L'ENFANT.....	105
FIGURE 128. MANNEQUINS DE CRASH TESTS DEVELOPPES POUR L'ETUDE DES CRITERES DE LESIONS.....	105
FIGURE 129. DONNEES DISPONIBLES DANS LA BASE DE DONNEE CHILD (CONFIGURATION DES MANNEQUINS, SIMULATION DE L'ACCIDENT, PARAMETRES MECANIQUE CALCULES PAR LES CAPTEURS).....	106
FIGURE 130. HISTOGRAMME DU PARAMETRE HIC POUR DES AIS 0, 1, 3, 4, 5.....	107
FIGURE 131. VITESSE INITIALE APPLIQUEE AU MODELE ELEMENT FINIS.....	108
FIGURE 132. EXEMPLES D'HISTOGRAMMES POUR UN CANDIDAT AU MECANISME DE LESION	111
FIGURE 133. HISTOGRAMMES POUR LES DIFFERENTS PARAMETRES MECANIQUE CANDIDATS AU MECANISME DE LESION NEUROLOGIQUE MODEREE.....	119
FIGURE 134. COURBES DE RISQUES POUR LES DIFFERENTS PARAMETRES CANDIDATS AUX MECANISMES DE LESIONS NEUROLOGIQUES MODEREES CHEZ L'ENFANT.....	127
FIGURE 135. COMPARAISON DES PARAMETRES DE REGRESSION.	128
FIGURE 136. DISTINCTION DES CAS D'IMPACTS OCCIPITAUX ET FRONTAUX.....	129
FIGURE 137. RESULTATS DE L'ETUDE PARAMETRIQUE SUR L'ELASTICITE DU CRANE	131
FIGURE 138. METHODOLOGIE UTILISEE POUR OBTENIR LES CORRIDORS DE RAIDEUR.	133
FIGURE 139. CORRIDORS DE RAIDEUR OBTENUS SELON LA PROCEDURE EURONCAP.....	134
FIGURE 140. REPRESENTATION DES DIVERS COMPOSANTS DU MODELE DE CAPOT.....	134
FIGURE 141. LOI ELASTOPLASTIQUE DE JOHNSON COOK	135
FIGURE 142. MODELE DE TETE PIETON ISO.	136
FIGURE 143. TETE HEMISPHERIQUE UTILISEE LORS DES IMPACTS EXPERIMENTAUX.	136
FIGURE 144. EMBLACEMENT DE L'ACCELEROMETRE.....	137
FIGURE 145. CONDITIONS AUX LIMITES DU CAPOT.	137
FIGURE 146. CONDITIONS AUX LIMITES DU BLOC MOTEUR.	138
FIGURE 147. CONDITIONS INITIALES APPLIQUEES A LA TETE LORS DES SIMULATIONS NUMERIQUES.....	138
FIGURE 148. RESULTAT OBTENU EN TERME DE FORCE/DEPLACEMENT POUR UN CAPOT « VERT ».....	139
FIGURE 149. RESULTAT OBTENU EN TERME DE FORCE/DEPLACEMENT POUR UN CAPOT « JAUNE ».....	139
FIGURE 150. RESULTAT OBTENU EN TERME DE FORCE/DEPLACEMENT POUR UN CAPOT « ROUGE »	140
FIGURE 151. RESULTATS OBTENUS EN TERME DE HIC POUR LES TROIS CAPOTS.	140
FIGURE 152. CONFIGURATION DES SIMULATIONS EFFECTUEES AVEC LE MODELE ULP.....	141
FIGURE 153. RESULTATS OBTENUS EN TERME DE MAXIMUM D'ENERGIE DE DEFORMATION DU CRANE.	142
FIGURE 154. RESULTATS OBTENUS EN TERME DE MINIMUM DE PRESSION DU CSF.	142

FIGURE 155. RESULTATS OBTENUS EN TERME DE MAXIMUM DE LA CONTRAINTE DE VON MISES.	143
FIGURE 156. SYSTEME DE PREDICTION DES LESIONS PROPOSE PAR L'ULP.	144

TABLEAUX

TABLEAU 1. NOMBRE DE TUES DANS DES ACCIDENTS DE LA ROUTE PAR CATEGORIE D'USAGERS.	11
TABLEAU 2. REPARTITION DES LESIONS LORS D'ACCIDENTS PIETON-VOITURE.	12
TABLEAU 3. MODELE PAR ELEMENTS FINIS DE LA TETE HUMAINE. PROPRIETES DE MAILLAGE ET COMPORTEMENT MECANIQUE.	24
TABLEAU 4. MODELE PAR ELEMENTS FINIS DU PARE-BRISE. COMPORTEMENT MECANIQUE.	25
TABLEAU 5. MODELE PAR ELEMENTS FINIS DU CAPOT. COMPORTEMENT MECANIQUE.	25
TABLEAU 6. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	28
TABLEAU 7. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	29
TABLEAU 8. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	30
TABLEAU 9. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	31
TABLEAU 10. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	32
TABLEAU 11. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	33
TABLEAU 12. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	34
TABLEAU 13. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	35
TABLEAU 14. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	36
TABLEAU 15. PROPRIETES MECANQUES DES TROIS COUCHES REPRESENTANT LA CHAUSSEE.	37
TABLEAU 16. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	38
TABLEAU 17. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	39
TABLEAU 18. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	40
TABLEAU 19. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	41
TABLEAU 20. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	42
TABLEAU 21. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	43
TABLEAU 22. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	43
TABLEAU 23. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	44
TABLEAU 24. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	44
TABLEAU 25. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	45
TABLEAU 26. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	45
TABLEAU 27. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	46
TABLEAU 28. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	46
TABLEAU 29. PARAMETRES MECANQUES CALCULES ET PREDICTION DES LESIONS.	47
TABLEAU 30. DIMENSIONS GENERALES DU CRANE EN FONCTION DE L'AGE (NENY 2001).	50
TABLEAU 31. EPAISSEUR DE LA VOUTE EN FONCTION DE L'AGE.	53
TABLEAU 32. EPAISSEUR DU CRANE AU NIVEAU DU NASION EN FONCTION DE L'AGE.	55
TABLEAU 33. DIMENSIONS ANATOMIQUES GENERALES : CIRCONFERENCE, LARGEUR, LONGUEUR, HAUTEUR, VOLUME, EPAISSEUR DE L'EMINENCE FRONTALE ET PARIETALE (NENY 2001).	56
TABLEAU 34. TABLEAU DES RAPPORTS ENFANT/ADULTE.	57
TABLEAU 35. DIMENSIONS ANTHROPOMETRIQUES, POIDS TOTAL ET MODULE ELASTIQUE (MERTZ ET AL. 2001, SNYDER ET AL. 1969, 1977).	57
TABLEAU 36. FACTEURS D'EHELLES SELON L'AGE (MERTZ ET AL. 1997).	58
TABLEAU 37. EFFET DE L'ORIENTATION DES FIBRES SUR LA VALEUR DU MODULE D'YOUNG DU CRANE DE L'ENFANT NOUVEAU NE (McPHERSON ET KRIEWALL 1980).	62
TABLEAU 38. PROPRIETES MECANQUES DU CRANE.	63
TABLEAU 39. VALEURS POUR LA DURE-MERE.	63
TABLEAU 40. PROPRIETES MECANQUES DE L'OS CRANIEN D'ENFANTS EN FLEXION 3 POINTS (MARGULIES ET THIBAUT 2000).	63
TABLEAU 41. MODULE ELASTIQUE EN GPA POUR DIFFERENTS AGES (MERTZ ET AL. 1997).	64
TABLEAU 42. PROPRIETES VISCOELASTIQUES DU CERVEAU DE L'ENFANT (MARGULIES ET THIBAUT 1998).	65
TABLEAU 43. TABLEAU RECAPITULATIF DES SOURCES ET DES PROPRIETES MECANQUES DISPONIBLES.	65
TABLEAU 44. PROPRIETES MECANQUES UTILISEES DANS LE MODELE ELEMENTS FINIS (MARGULIES ET THIBAUT 2000).	67
TABLEAU 45. PROPRIETES MECANQUES DES TISSUS DU CERVEAU (PRANGE ET AL. 1999).	69
TABLEAU 46. SIMULATIONS REALISEES (PRANGE ET AL. 1996).	70
TABLEAU 47. CAS REELS TRAITES LORS DE LA RECONSTRUCTION D'ACCIDENTS (DeSANTIS KLINICH 2002).	72
TABLEAU 48. VALEURS DU MODULE D'YOUNG, DU COEFFICIENT DE POISSON ET DE LA MASSE VOLUMIQUE UTILISEES DANS LE MODELE DE TETE D'ENFANT DE 6 MOIS (DeSANTIS KLINICH ET AL 2002).	72

TABLEAU 49. RESULTATS DE LA RECONSTRUCTION D'ACCIDENTS (DESANTIS KLINICH 2002).	73
TABLEAU 50. TABLEAU RECAPITULATIF DES MODELES ELEMENTS FINIS EXISTANTS.	74
TABLEAU 51. INFORMATIONS DISPONIBLES SUR LE SCANNER.	74
TABLEAU 52. PROPRIETES MECANIQUES IMPLEMENTEES DANS LE MEF DE LA TETE D'ENFANT 3 ANS.	81
TABLEAU 53. PROPRIETES MECANIQUES DE L'ENFANT DE SIX ANS.	83
TABLEAU 54. CRITERES UTILISES POUR LE MAILLAGE.	84
TABLEAU 55. TABLEAU DES COEFFICIENTS.....	87
TABLEAU 56. FACTEURS D'ECHELLE UTILISES POUR OBTENIR LES DONNEES ENFANTS A PARTIR DE L'ADULTE.	88
TABLEAU 57. MASSE ET INERTIES DES DIFFERENTES PARTIES DU MODELE DU COU DE L'ENFANT.	88
TABLEAU 58. ENSEMBLE DES ACCIDENTS CORRECTEMENT RENSEIGNES DISPONIBLES A L'HOPITAL PASTEUR DE COLMAR.....	95
TABLEAU 59. PARAMETRES ENREGISTRES DANS LA SIMULATION DU CAS PTR_3_19.....	98
TABLEAU 60. PARAMETRES ENREGISTRES DANS LA SIMULATION DU CAS PTR_3_20.....	99
TABLEAU 61. PARAMETRES ENREGISTRES DANS LA SIMULATION DU CAS PTR_3_21.....	100
TABLEAU 62. PARAMETRES ENREGISTRES DANS LA SIMULATION DU CAS PTR_3_22.....	101
TABLEAU 63. MODULE D'YOUNG DU SOL UTILISE DANS LES SIMULATIONS NUMERIQUES	109
TABLEAU 64. ENSEMBLE DES ACCIDENTS RECONSTRUITS.....	110
TABLEAU 65. CLASSIFICATION DES CAPOTS EN FONCTION DE LA VALEUR DU HIC SELON LA PROCEDURE EURONCAP.	133
TABLEAU 66. PROPRIETES MECANIQUES DU CAPOT EN ALUMINIUM.....	135
TABLEAU 67. CARACTERISTIQUES DE LA TETE PIETON ISO UTILISEE.	136
TABLEAU 68. PROPRIETES MECANIQUES DES DIFFERENTES COMPOSANTES DE LA TETE.....	137

Introduction

L'objectif de ce projet est de mettre en place des outils numériques d'évaluation de l'agressivité de l'intérieur et de la face avant des véhicules à l'encontre des passagers et piétons, notamment enfants. Ce projet s'intéresse plus précisément à la modélisation numérique de la tête de l'adulte et de l'enfant dans différents cas de chargement et différentes situations dynamiques. Une interaction étroite avec diverses institutions nous a fourni les informations relatives à la cinématique des victimes. Tous les éléments seront alors en place pour simuler l'impact crânien afin de superposer les sollicitations intracrâniennes aux lésions observées. Ainsi, le rapport final de ce projet explique les différentes étapes du développement des outils numériques de prédictions de lésions qui permettent ainsi une optimisation des systèmes de protections.

Une étude accidentologique précise sera tout d'abord menée et les études statistiques dans différents pays européens permettent de mettre en évidence l'importance de l'étude du système tête / cou. A la lumière de ces études accidentologiques, et dans le but de consolider les critères de lésions de la tête mais aussi pour mieux comprendre le traumatisme crânien du piéton, un ensemble de 9 accidents de piétons ont été reconstruits au moyen du modèle éléments finis de la tête de l'adulte disponible au laboratoire

De même que pour l'adulte, il apparaît important d'étudier les mécanismes de lésions chez l'enfant, tant le nombre d'accident impliquant est important. Le développement de nouveau modèle éléments finis de la tête et du cou de l'enfant est donc expliqué, en mettant l'accent sur les différences significatives des constituants en présence en terme de morphologie, de structures et de propriétés mécaniques.

Ainsi, les modèles de tête de trois ans et de six ans sont développés et soumis à des répliques de cas d'accidents réels bien documentés dans le but de corréler des paramètres mécaniques aux lésions effectivement observées, et d'étudier les mécanismes de lésions et les limites de tolérances aux lésions neurologiques, comme cela a été le cas chez l'adulte. Le modèle du cou de l'enfant de trois ans est développé et validé en utilisant des tests expérimentaux de la littérature sur l'adulte et adapté à l'enfant à l'aide de la méthode des facteurs d'échelles.

Ainsi renseigné sur les paramètres lésionnels et leurs limites, il sera possible d'entamer une réflexion sur l'amélioration de la protection des faces avant ou de l'intérieur de véhicules automobiles par rapport au choc crânien enfant. Une discussion des normes de protections actuelle sera également conduite à la lumière des résultats.

1. Accidentologie

Les données statistiques relatives à l'accidentologie piéton sont présentées dans ce document pour l'Allemagne, le Royaume Uni, l'Espagne et la Suède. Ces données sont issues de différents instituts européens de recherche en accidentologie et nous ont été fournies par les différents organismes présentés au paragraphe "Bases de données".

1.1. Bases de données

	Sources	Zone d'échantillonnage	Période
BASC (Birmingham Automotive Safety Centre)	Rapports de police	Royaume Uni	1997-2001
DC (Daimler Chrysler)	Federal Statistical Office of Germany	Allemagne	Année 2002
DC(2)	FARS Database	USA	
DC(3)	CARE Database	Europe sauf Allemagne et Italie	
Chalmers (Chalmers University of Technology, Suède)	Rapports de police	Suède	
INSIA (Universidad Politécnica de Madrid)	Rapports de police	Espagne	

1.2. Quelques chiffres pour la France

En 2006, en France métropolitaine, le nombre de tués et de blessés lors d'accidents de voiture s'élève respectivement à 4709 et à 102125. Ces chiffres représentent une diminution de 11.5% de tués et de 5.5% de blessés par rapport à 2005. Cette diminution s'explique principalement par la baisse des vitesses moyennes pratiquées par les automobilistes et les motocyclistes. Cette diminution a été principalement profitable aux piétons, aux usagers de voitures de tourisme et aux motocyclistes. Le nombre de tués a diminué pour toutes les classes d'âge mais plus particulièrement pour les classes de 15 à 44 ans. La figure 1 représente l'évolution du nombre d'accidents et de victimes depuis 1972.

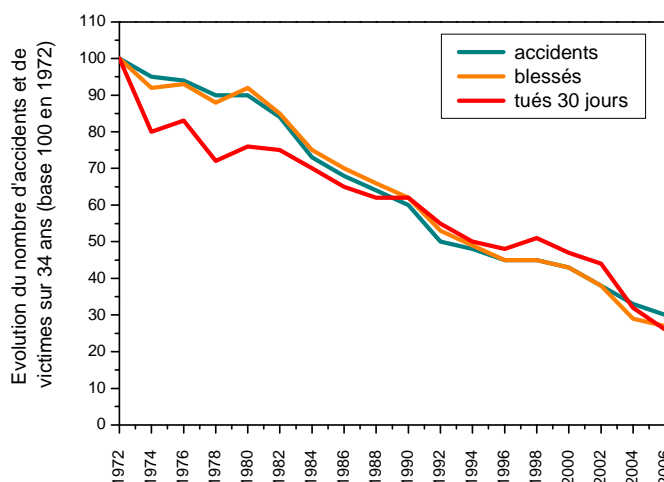


Figure 1. Evolution comparée du nombre d'accidents et de victimes sur 34 ans (base 100 en 1972).

Le tableau 1 représente la répartition du nombre de tués par catégorie d'usagers en 1996 et en 2006.

Tués	1996	2006
Piétons	12.2%	11.4%
Cyclistes	3.7%	3.8%
Cyclomotoristes	5.9%	6.7%
Motocyclistes	9.2%	16.3%
Usagers de VL	64.9%	55.8%
Usagers de VUL	1.7%	2.6%
Usagers de PL	1.4%	1.9%
Autres usagers	1.0%	1.6%

Tableau 1. Nombre de tués dans des accidents de la route par catégorie d'usagers.

1.3. Données d'autres pays de l'Union Européenne

Chaque année en Europe, environ 20% des décès liés à des accidents de voiture sont des piétons. La figure 2 représente le nombre d'accidents mettant en cause des piétons ayant eu lieu au Royaume-Uni de 1997 à 2001 (l'étude ayant été réalisée sur un total de 215985 piétons).

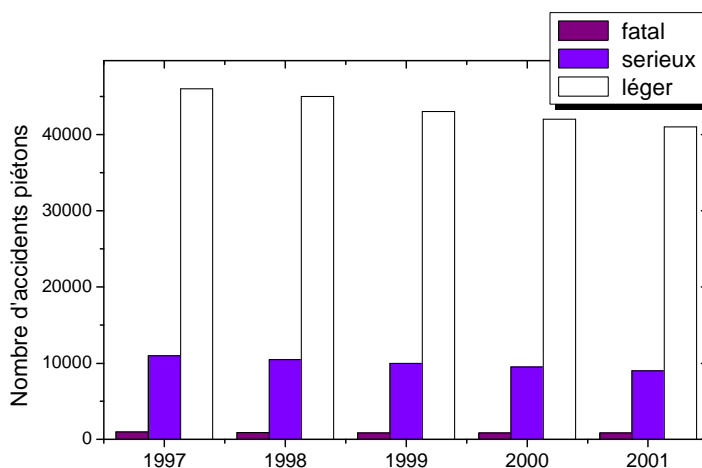


Figure 2. Nombre d'accidents piéton de 1997 à 2001 au Royaume-Uni [SP3 2005].

Cet histogramme montre également une diminution du nombre d'accidents piétons au fil des ans : cette diminution est par exemple de 4% par an au Royaume-Uni, et, en Europe, la baisse moyenne sur ces dix dernières années est de 5%.

1.3.1. Gravité des accidents

Comme représenté figure 3, 2% des accidents piétons sont mortels, 27% sont considérés comme sérieux et 71% comme légers au niveau européen.

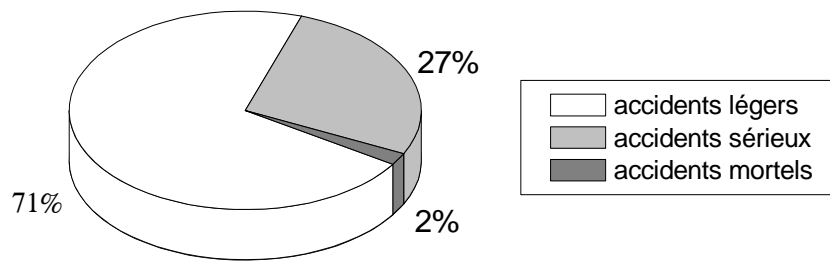


Figure 3. Proportion des accidents piétons selon leur gravité en Europe.

Une étude réalisée en 2003 a permis d'obtenir la répartition des lésions sur le corps humain lors d'accidents piéton/voiture dans cinq pays industrialisés. Quel que soit le pays considéré, les régions les plus lésées sont les jambes (32.6% des lésions) et la tête (31.4% des lésions), comme illustré au travers du tableau 2 : les lésions des jambes sont dues aux impacts pare-chocs et ceux de la tête aux impacts capots et pare-brise. Ce résultat s'explique par le fait que 60% des impacts ont lieu avec l'avant des véhicules.

Région du corps	USA	Allemagne	Japon	Australie	TOTAL
Tête	32,70%	29,90%	28,90%	39,30%	31,40%
Face	3,70%	5,20%	2,20%	3,70%	4,20%
Cou	0,00%	1,70%	4,70%	3,10%	1,40%
Poitrine	9,40%	11,70%	8,60%	10,40%	10,30%
Abdomen	7,70%	3,40%	4,70%	4,90%	5,40%
Ventre	5,30%	7,90%	4,40%	4,90%	6,30%
Bras	7,90%	8,20%	9,20%	8,00%	8,20%
Jambes	33,30%	31,60%	37,20%	25,80%	32,60%
Inconnu	0,00%	0,40%	0,00%	0,00%	0,20%
TOTAL	100%	100%	100%	100%	100%

Tableau 2. Répartition des lésions lors d'accidents piéton-voiture.

Parmi les lésions touchant la tête, on distingue trois types de lésions : les fractures du crâne, les lésions cérébrales et les lésions extra et sous-duraux (figure 4).

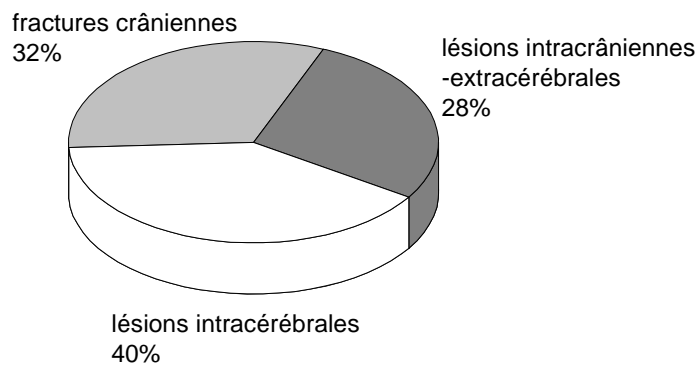


Figure 4. Répartition des lésions de la tête chez l'adulte.

1.3.2. Localisation de l'impact de la tête sur la voiture

La figure 5 montre que les impacts tête apparaissent principalement sur et autour du cadre du pare-brise. Les seuls impacts intervenant au centre du pare-brise ne sont pas fatals. Sur les trois impacts tête qui interviennent sur le capot loin des montants, les trois ne sont pas fatals et deux mettent en jeu des enfants.

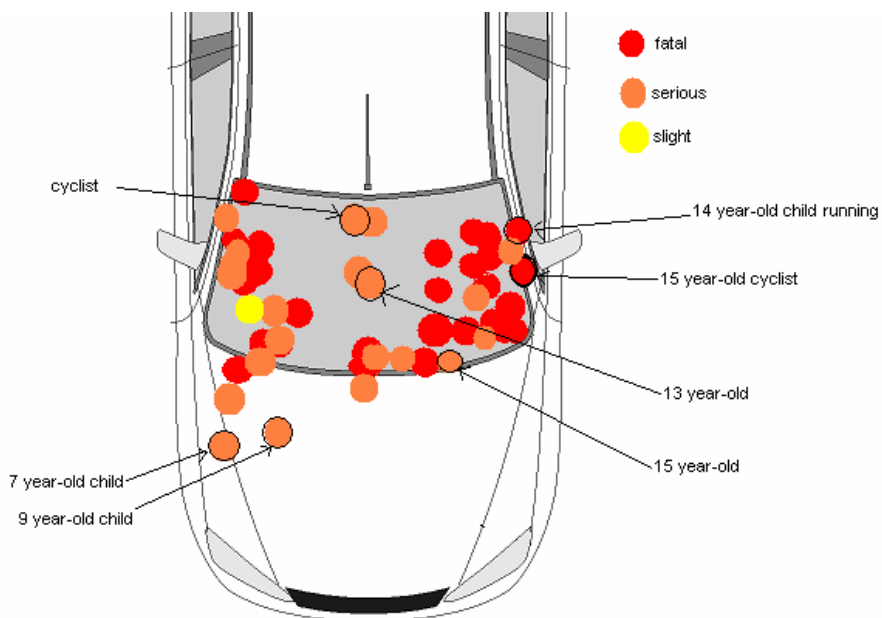


Figure 5. Localisation des impacts selon la sévérité

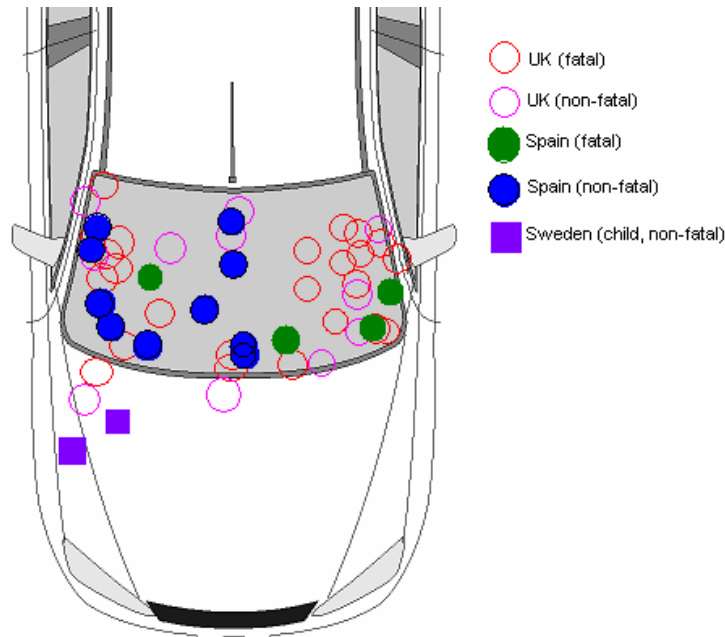


Figure 6. Localisation des impacts tête selon les pays.

La figure 6 montre les localisations des impacts selon les pays, au regard du côté de conduite du pays considéré : côté droit pour le Royaume Uni, côté gauche pour les autres pays d'Europe en l'occurrence la Suède et l'Espagne.

1.3.3. Importance du second impact

Parmi les piétons souffrant de lésions à la tête, 72,4% de ces lésions sont dues au premier impact (impact de la tête du piéton sur le capot ou le pare-brise du véhicule), et 60,2% sont dues au second impact (impact de la tête avec le sol par exemple).

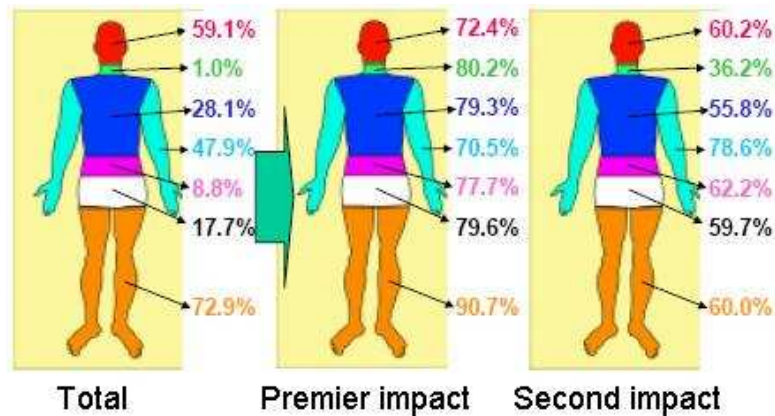


Figure 7. Fréquence des lésions selon la région du corps considérée.

Quelle que soit la région du corps concernée, la sévérité des lésions est plus importante lors du premier impact que lors du second, ce qui s'explique par le risque élevé de fractures lors d'un impact sur les différentes parties du véhicule.

1.3.4. Véhicule impliqué

Quel que soit le pays européen, dans 80% des accidents, le piéton est heurté par une voiture. La gravité est directement liée au tonnage du véhicule. Par exemple, en Allemagne, dans 16% des accidents mortels, le piéton est heurté par un camion.

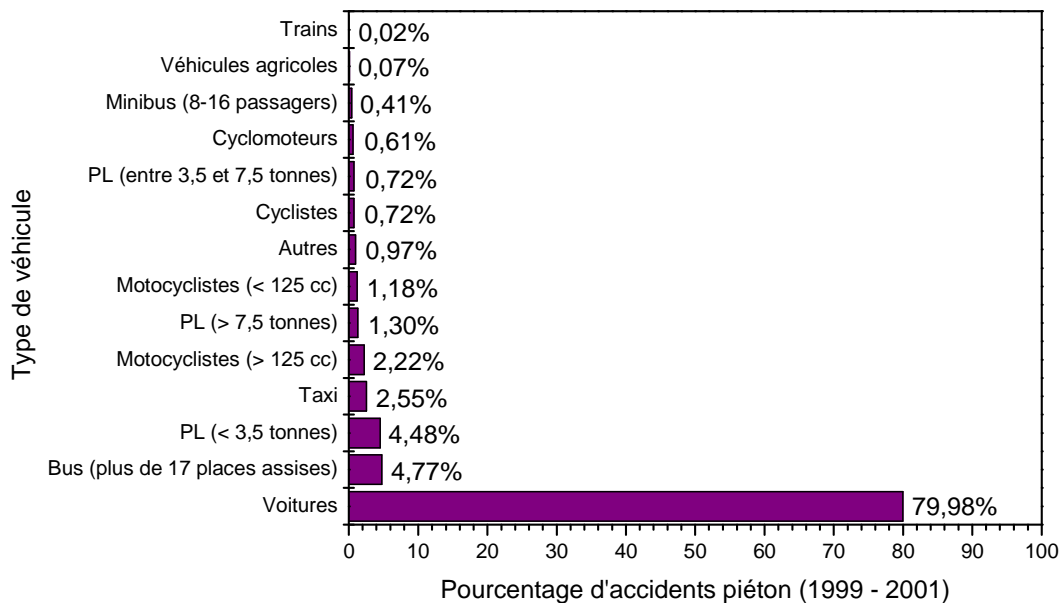


Figure 8. Répartition du nombre d'accidents piéton en fonction du type de véhicule.

1.3.5. Scénario type

Dans 60% des cas, le piéton est heurté par l'avant du véhicule et dans près de 80% des cas, le véhicule arrive tout droit. Par ailleurs, dans un accident sur deux, le véhicule n'a pas le temps de freiner. Le scénario type est un véhicule arrivant tout droit et ne voyant pas un piéton en train de traverser la route (celui marche dans 63% des cas alors qu'il n'est en train de courir que dans 20% des accidents). Au Royaume Uni, ce scénario type représente 60% des cas. La plupart du temps, l'accident survient en ville (80% des cas) et en dehors d'une intersection (à l'approche d'une intersection, le chauffeur serait moins surpris de voir traverser un piéton). L'effet de surprise est bien souvent à l'origine de l'accident. Dans 40% des cas, le piéton vient du côté de la route où circule la voiture alors qu'il ne vient du côté opposé que dans 22% des cas (Royaume Uni).

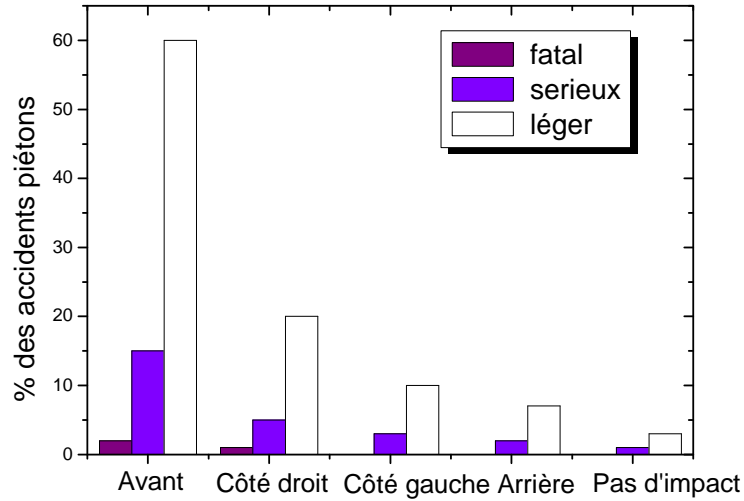


Figure 9. Localisation du premier point d'impact.

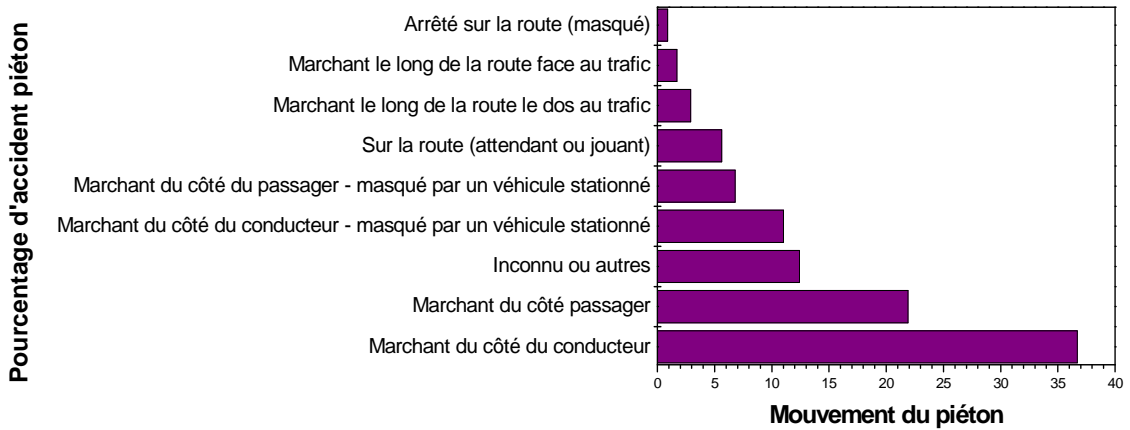
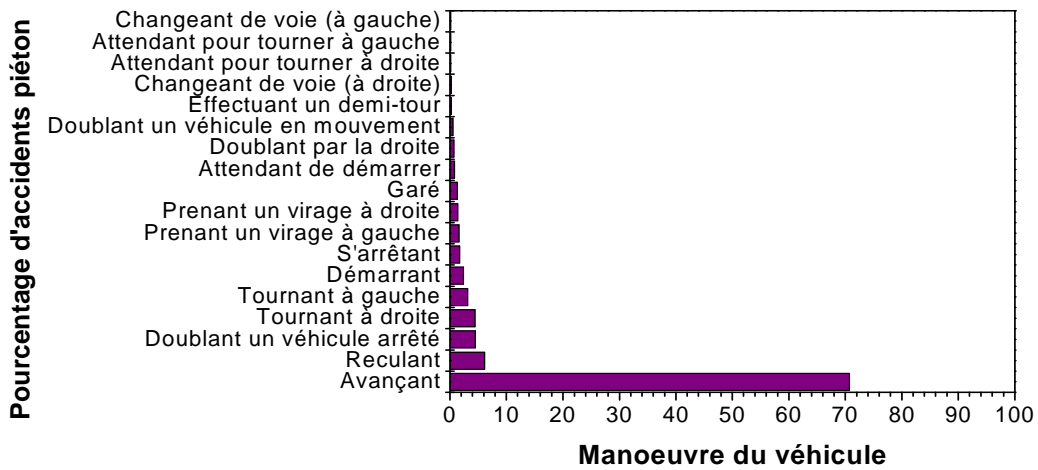


Figure 10. Répartition des accidents piéton selon le mouvement du véhicule et du piéton.

1.3.6. Lieu de l'accident

En ce qui concerne les accidents mortels, les accidents hors zone urbaine atteignent plus de 30% des cas. Selon une étude réalisée au niveau européen, 91% des accidents piéton/voiture ont lieu à une vitesse inférieure à 45 km.h⁻¹. La figure 11 donne la répartition des vitesses d'impact pour les 441 cas d'accidents répertoriés.

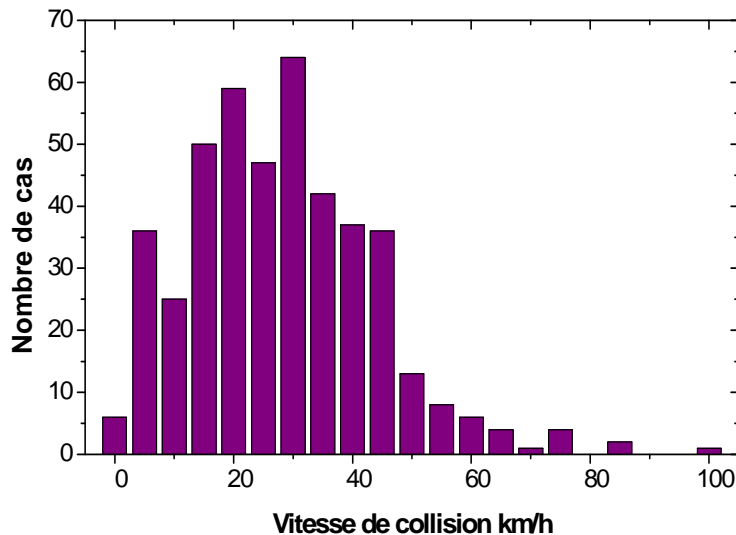


Figure 11. Répartition des vitesses d'impact [SP3 2005].

Les paramètres qui ont le plus d'influence sur la sévérité des lésions sont la vitesse d'impact, la géométrie des véhicules incriminés ou encore la rigidité de ces véhicules. Une vitesse inférieure à 25 km.h⁻¹ n'entraînera en général que des lésions mineures tandis qu'une vitesse de 45 km.h⁻¹ impliquera des lésions sévères à mortelles.

1.3.7. Conditions extérieures (période, heure, luminosité, etc.)

Le nombre d'accidents piéton est homogène tout au long de l'année avec toutefois un accroissement durant les mois de novembre et décembre qui correspondent à des journées avec un nombre plus important d'heures d'obscurité. L'obscurité est donc un facteur aggravant de risque même si, en absolu, la grosse majorité des accidents se déroulent de jour dans la mesure où le nombre de piétons dans les rues est alors plus important. Il est néanmoins à noter que plus de la moitié des accidents mortels se déroulent de nuit (55% en Allemagne, en 2002).

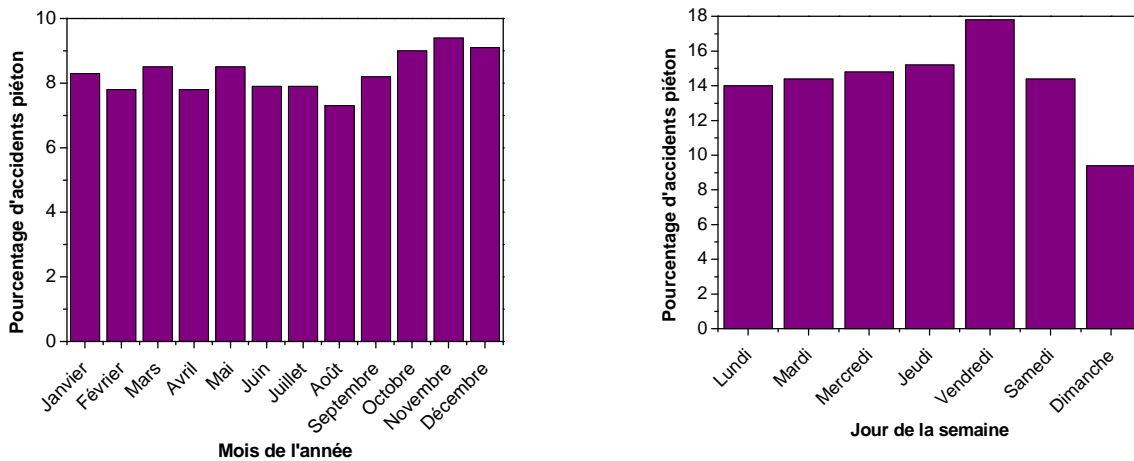


Figure 12. Répartition des accidents piéton selon la période l'année et selon le jour de la semaine.

En revanche, mis à part le week-end où le nombre d'accidents baisse, aucun jour de la semaine ne se distingue. En ce qui concerne les heures, les pics se situent aux heures de trajet pour le travail (qui peuvent varier d'un pays à l'autre). En général, il s'agit de 8h-9h pour le matin et de 16h-17h pour l'après-midi, la grosse majorité des accidents se déroulant plutôt durant ce deuxième créneau horaire.

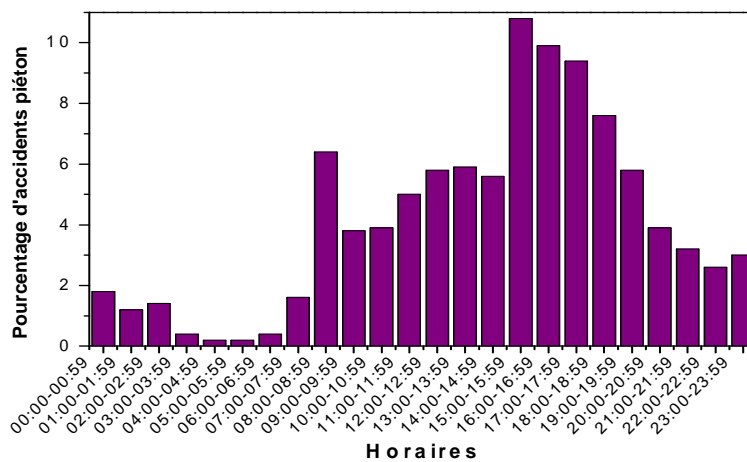


Figure 13. Répartition des accidents en fonction des heures de la journée (source : BASC).

En ce qui concerne les conditions climatiques, la majorité des accidents se déroulent par beau temps. Il ne faut évidemment pas en conclure que la pluie et a fortiori la neige ne sont pas des facteurs de risque mais tout simplement que le nombre de piétons est plus important sur les routes par beau temps. Ainsi, au Royaume Uni, 60% des accidents ont lieu par beau temps. Ce chiffre monte à 71% en Suède et 90% en Espagne.

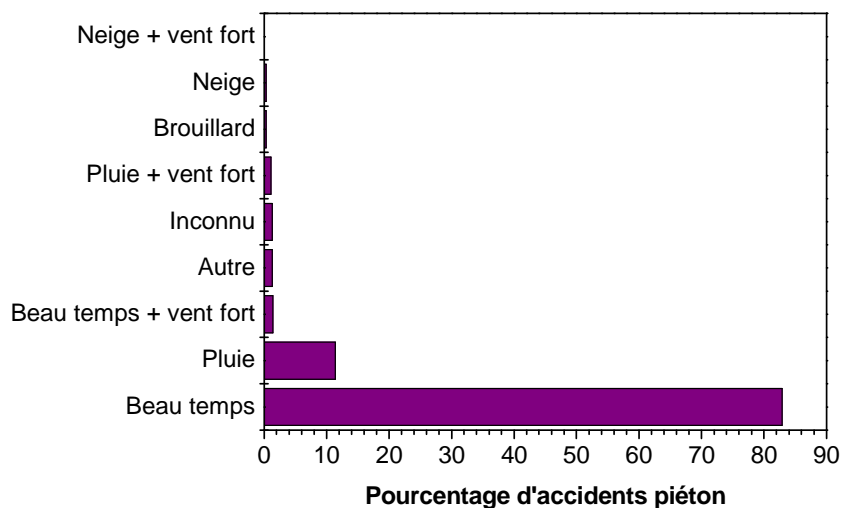
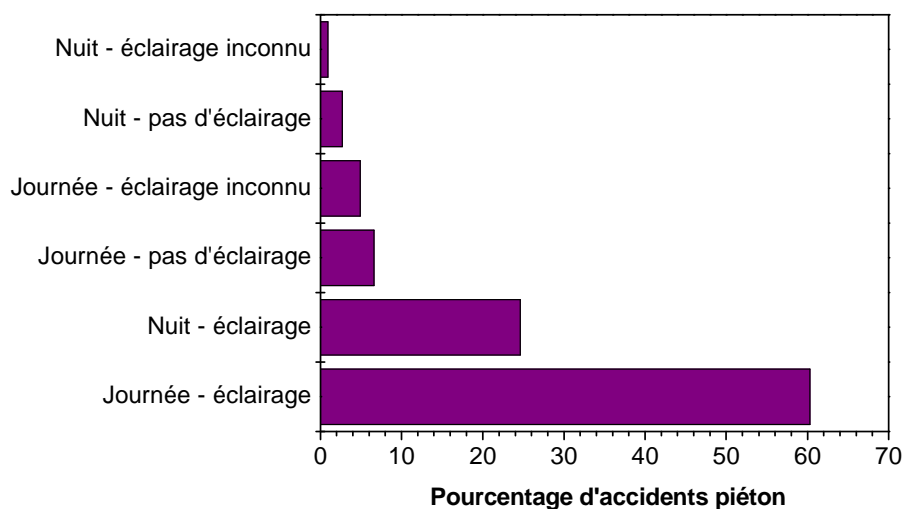


Figure 14. Répartition des accidents piéton en fonction de la luminosité et des conditions climatiques.

1.3.8. Age et sexe

Parmi ces piétons accidentés, un tiers environ est constitué d'enfants âgés de 0 à 15 ans : on compte, par exemple, 30% d'enfants parmi les piétons impliqués dans des accidents en Suède. La figure 15 donne le pourcentage de piétons accidentés au Royaume-Uni de 1997 à 2001 en fonction de l'âge, et en différenciant les hommes des femmes.

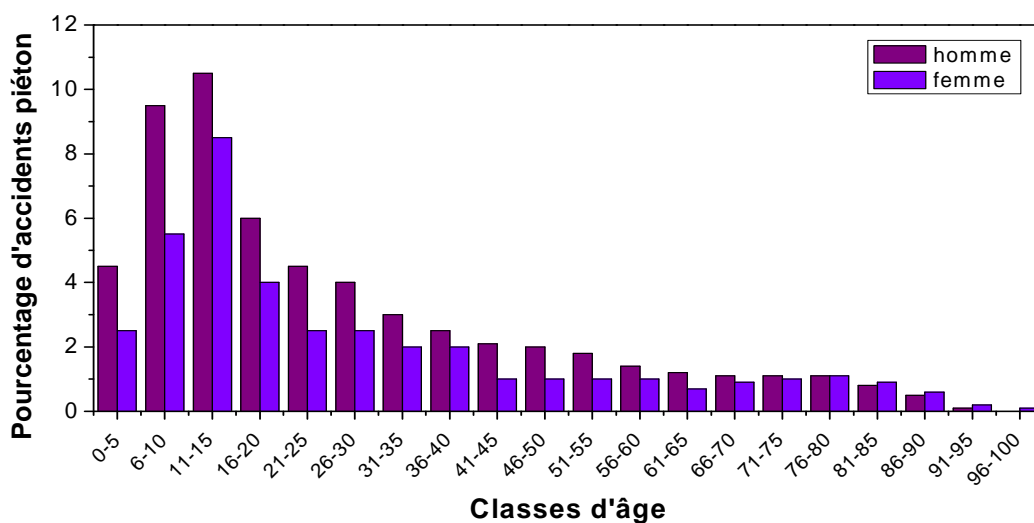


Figure 15. Pourcentage de piétons accidentés en fonction de l'âge au Royaume-Uni de 1997 à 2001 [SP3 2005].

Par ailleurs, chez les jeunes, les garçons sont d'avantage touchés que les filles. Avec l'âge, cette différence s'atténue et, dans certains pays, elle a même tendance à s'inverser (Espagne et Allemagne). Enfin, quelle que soit la source, on constate que le nombre d'accidents mortels augmente systématiquement avec l'âge de la victime. Les accidents impliquant des enfants en bas âge sont également souvent sévères mais plus rarement mortels.

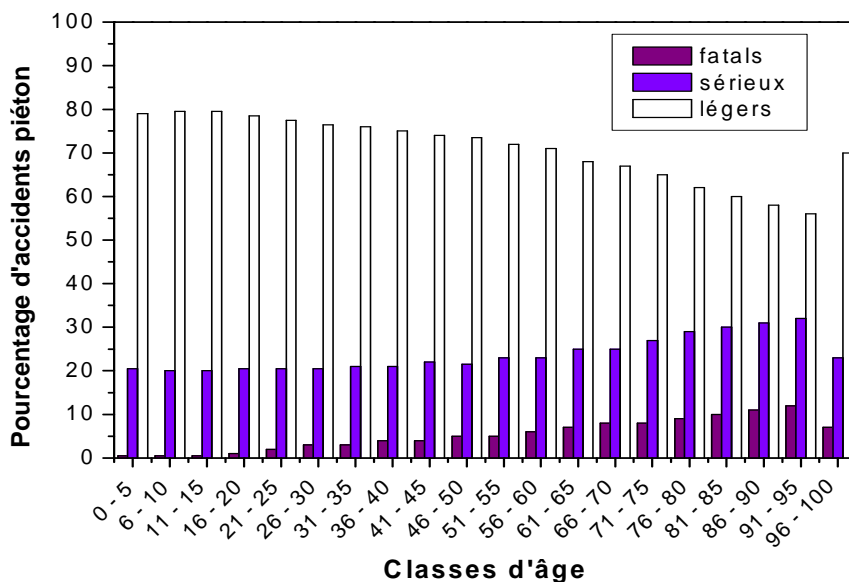


Figure 16. Influence de l'âge sur la sévérité des lésions.

1.3.9. Localisation de l'impact

Quelle que soit la sévérité de l'impact, la majorité des impacts a lieu avec l'avant des véhicules.

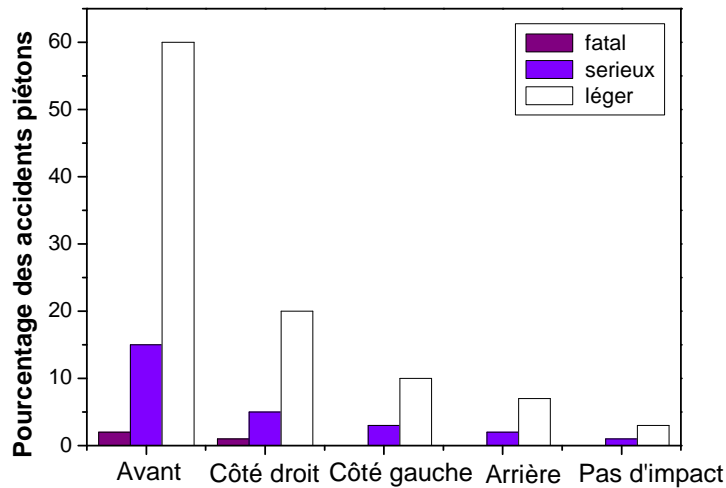


Figure 17. Répartition des accidents piéton en fonction de la localisation du point d'impact.

1.3.10. Comparaison avec d'autres pays d'Europe

Parmi les autres pays européens, la France se classe en quatrième position derrière le Danemark, les Pays-Bas et la Suède. Les pays ayant les plus mauvais résultats restent les pays de l'est de l'Europe (Pologne, Hongrie et République Tchèque).

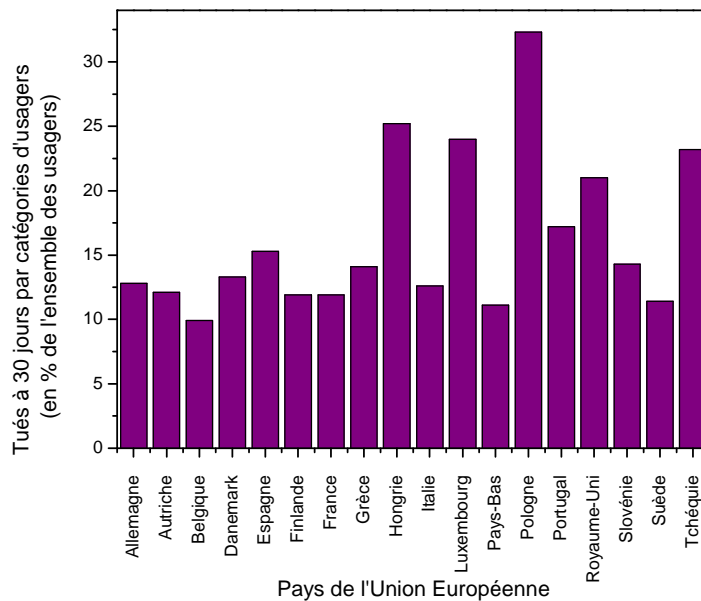


Figure 18. Représentation du nombre de tués par catégories d'usagers pour différents pays de l'Union Européenne

1.4. Conclusion

Au vu de ces études statistiques, il apparaît que de nombreux progrès sont nécessaires dans le domaine de la protection des usagers vulnérables de la route (piétons et cyclistes). Ces résultats montrent l'utilité de poursuivre les recherches dans le domaine de la biomécanique pour trouver de nouvelles solutions technologiques de protection des usagers vulnérables. D'après ces statistiques, il est remarquable que le système tête/cou est l'organe le plus souvent touché lors de ces accidents ce qui justifie les recherches et le développement d'outil de prédiction de lésions explicités dans les chapitres qui suivent.

2. Reconstruction d'accidents piétons et cyclistes adultes

2.1. Introduction

Ce travail consiste à s'intéresser à l'impact de la tête d'un piéton sur le capot ou le pare-brise d'une automobile. Il s'agit en effet de comprendre la vulnérabilité d'un piéton renversé (du moins de sa tête) et par là même de saisir les mécanismes de lésions en jeu et les limites de tolérance afférentes à ces mécanismes. Pour cela, la cinématique d'un certain nombre de piétons renversés réellement par une automobile a été déterminée dans le cadre d'un projet intégré européen. Cette cinématique est utilisée pour positionner la tête du piéton en regard de la structure impactée (pare-brise ou capot) et de lui donner la vitesse relative estimée. Cette approche utilise une modélisation par éléments finis. Ainsi, il sera possible de calculer un grand nombre de paramètres mécaniques que la tête de la victime va subir durant l'accident. Ce sont ces paramètres mécaniques qui permettront de prédire la survenue ou non d'une lésion donnée (*Baumgartner (2001)*). Cette prédiction sera ensuite comparée à l'occurrence effective d'une lésion pour démontrer la puissance de tels outils numériques de prédiction. Plus généralement, on comprendra que ces outils numériques s'avèrent être des atouts particulièrement puissants pour la conception, l'évaluation, la validation et l'optimisation de structures censées protéger un individu.

2.2. Modèle éléments finis de la tête humaine

Le modèle numérique par éléments finis de la tête humaine utilisé dans cette étude est celui développé par *Kang et al. (1997)*. Il comporte les principaux composants anatomiques de la tête humaine, à savoir le scalp, la boîte crânienne et le massif facial, l'espace compris entre la tête et le crâne, le cerveau et le cervelet, la faux du cerveau et la tente du cervelet. Les caractéristiques géométriques et les lois de comportement mécaniques des différents composants anatomiques de la tête humaine sont consignées dans le tableau 3. La validation de ce modèle numérique par éléments finis de la tête humaine repose sur des tests expérimentaux réalisés sur des sujets anatomiques et couvre un large domaine de sollicitations mécaniques dont la durée varie de 2 ms à 30 ms. Les tests expérimentaux utilisés sont ceux de *Yoganandan et al. (1994)* pour les impacts courts générant des fractures osseuses, de *Nahum et al. (1977)* pour les impacts moyens et de *Trosseille et al. (1992)* pour les impacts longs, fortement amortis et à grande composante rotatoire générant des mouvements de fluide à travers l'espace sous arachnoïdien et dans les ventricules cérébraux. Ce modèle comporte 13208 éléments dont 10395 éléments brique et 2813 éléments coque. Son poids est de 4800 g. Il est maillé de manière continue au moyen du logiciel HYPERMESH et est exploitable au moyen du logiciel RADIOSS CRASH. Il convient de souligner que ce modèle est capable de prédire les fractures du crâne grâce à un critère de Tsai Wu et aussi de reproduire le mouvement relatif possible entre le cerveau et le crâne.

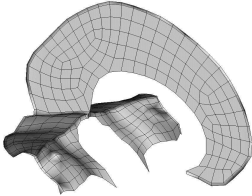
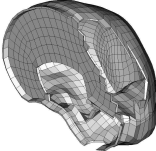
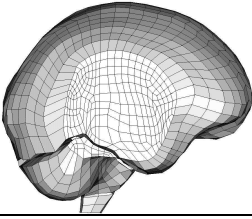
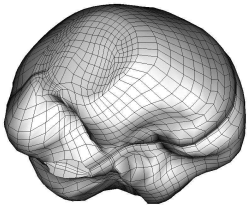
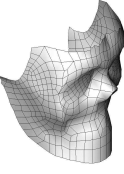
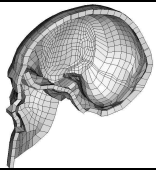
Segment	Illustration	Maillage	Comportement Mécanique	Caractéristiques Mécaniques	Caractéristiques Mécaniques
Faux du Cerveau et Tente du Cervelet		471 Eléments Membranes	Elastique Linéaire	$e = 1 \text{ mm}$ $\rho = 1140 \text{ kg/m}^3$ $E = 31.5 \text{ MPa}$ $\nu = 0.45$	/
Interface Cerveau Crâne		2591 Eléments Briques	Elastique Linéaire	$\rho = 1040 \text{ kg/m}^3$ $E = 0.012 \text{ MPa}$ $\nu = 0.49$	/
Cerveau et Cervelet		5508 Eléments Briques	Elastic Visqueux	$\rho = 1040 \text{ kg/m}^3$ $K = 1125 \text{ MPa}$ $G_0 = 0.049 \text{ MPa}$ $G_{\text{inf}} = 0.0167$ $\beta = 145 \text{ s}^{-1}$	/
Crâne		1813 Eléments Coques Composites 3 couches	Elastique Plastique Fragile	Cortical $e = 2 \text{ mm}$ $\rho = 1900 \text{ kg/m}^3$ $E = 15000 \text{ MPa}$ $\nu = 0.21$ $K = 6200 \text{ MPa}$ $UTS = 90 \text{ MPa}$ $UTC = 145 \text{ MPa}$	Spongieux $e = 3 \text{ mm}$ $\rho = 1500 \text{ kg/m}^3$ $E = 4600 \text{ MPa}$ $\nu = 0.05$ $K = 2300 \text{ MPa}$ $UTS = 35 \text{ MPa}$ $UTC = 28 \text{ MPa}$
Face		529 Eléments Coques	Elastique Linéaire	$e = 10 \text{ mm}$ $\rho = 2500 \text{ kg/m}^3$ $E = 5000 \text{ MPa}$ $\nu = 0.23$	/
Peau		2296 Eléments Briques	Elastique Linéaire	$\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$ $E = 16.7 \text{ MPa}$ $\nu = 0.42$	/

Tableau 3. Modèle par éléments finis de la tête humaine. Propriétés de maillage et comportement mécanique.

2.3. Modèle éléments finis du pare-brise

De façon à représenter un pare-brise de voiture, une surface rectangulaire de 1200 mm par 800 mm a été maillée régulièrement au moyen de 1536 éléments coques composites trois couches. Les deux surfaces externes de verre laminé qui ont une épaisseur de 2.2 mm sont liées par une membrane interne de poly vinyle butyle (PVB) d'épaisseur 1 mm. De manière à représenter la masse et l'inertie de la voiture, les éléments coques composites trois couches du pare-brise sont fixés sur un cadre rigide. Il s'agit là des éléments du pare-brise compris entre le bord de celui-ci et une profondeur de 20 mm. Enfin, des masses ajoutées sont affectées à

ces éléments du bord du pare-brise pour représenter la masse et l'inertie du véhicule. Néanmoins, il faut souligner qu'une étude annexe a montré que ces masses ajoutées n'ont pas d'influence significative sur la réponse dynamique de la tête durant l'impact. Le comportement mécanique adopté pour les deux couches externes de verre est un comportement élastique plastique qui permet de modéliser la rupture de ce verre. La membrane en poly vinyle butyle est quant à elle supposée élastique linéaire. Ces deux comportements mécaniques reposent sur une étude de *Havard et al. (1975)* et sont détaillés dans le tableau ci-dessous. La validation de ce modèle par éléments finis du pare-brise est basée sur une comparaison entre les dommages observés et prédits par le modèle dans une configuration d'impact spécifique similaire à celle préconisée par les standards. Il est à noter que ce modèle par éléments finis du pare-brise repose sur celui développé par *Mukherjee et al. (2000)*.

Structure	ρ [kg/m ³]	e [mm]	E [GPa]	ν	ϵ_{rt}	ϵ_{mt}	σ_{el} [MPa]
Verre	2400	2.2	65	0.22	0.000615	0.00123	3.8
PVB	950	1	50000	0.22	/	/	/

Tableau 4. Modèle par éléments finis du pare-brise. Comportement mécanique.

2.4. Modèle éléments finis du capot

De façon à modéliser un capot de voiture, une surface rectangulaire de 1200 mm par 1500 mm a été maillée régulièrement au moyen de 4500 éléments coques. L'épaisseur de chaque élément s'élève à 1 mm. Les éléments du bord sont fixés à un cadre rigide qui représente la masse et l'inertie du véhicule. Des masses ajoutées sont affectées à ces éléments pour ajuster la masse et l'inertie du véhicule. Néanmoins, comme pour le pare-brise, il a été démontré que ces masses ajoutées n'ont pas d'influence significative sur la réponse dynamique de la tête durant l'impact. Le comportement mécanique adopté pour le capot de la voiture est un comportement élastique plastique de Johnson Cook détaillé dans le tableau qui suit. Les données sont issues d'un constructeur automobile. La validation de ce modèle par éléments finis du pare-brise repose sur une comparaison entre la force et l'accélération d'impact d'une sphère rigide mesurée expérimentalement et celles obtenues numériquement dans une configuration d'impact standard.

Structure	ρ [kg/m ³]	e [mm]	E [GPa]	ν	a	b	n	σ_{max} [MPa]
Capot	2700	1	69	0.3	120	567	0.623	345

Tableau 5. Modèle par éléments finis du capot. Comportement mécanique.

2.5. Reconstruction d'accidents réels

Neuf accidents sont considérés ici :

- Un cycliste provenant de la banque de données de BASC (Université de Birmingham) :
 - Cycliste BASC 001 (BC001)
- Huit piétons provenant de la banque de données de :
 - BASC (Université de Birmingham) :
 - Piéton BASC 002 (BP002)
 - Piéton BASC 022 (BP022)
 - Piéton BASC 023 (BP023)
 - GIDAS (Daimler Chrysler Germany) :

- Piéton GIDAS 001 (GP001)
- Piéton GIDAS 002 (GP002)
- INSIA (Institut pour la Recherche en Matière de Transports de Madrid) :
 - Piéton INSIA 002 (IP002)
 - Piéton INSIA 003 (IP003)
 - Piéton INSIA 006 (IP006)

Pour chaque accident, une première étape de reconstruction de la cinématique du piéton renversé est menée au moyen du logiciel MADYMO. Un des buts de cette première étape de reconstruction est d'établir la position et la vitesse relative de la tête du piéton par rapport au pare-brise ou au capot au moment de son impact sur le pare-brise ou le capot. Une fois cette position et cette vitesse déterminées, le modèle par éléments finis de la tête humaine est positionné face au modèle par éléments finis du capot ou du pare-brise au moment de l'impact de la tête. La vitesse initiale entre la tête et le pare-brise ou le capot est quant à elle attribuée à l'ensemble des nœuds de la tête d'une part et à l'ensemble des nœuds du pare-brise ou du capot d'autre part.

Cette reconstruction numérique est réalisée au moyen du code de calculs par éléments finis RADIOSS CRASH. Le pré et le post traitement sont effectués sur des stations de travail de type SUN SUNBLADE 150. Le moteur de calcul repose sur une machine DEC ALPHA SERVER. Chaque cas d'accidents est considéré sur une durée de 30 ms. Un tel temps de calcul nécessite un temps CPU d'environ 8 heures.

Les différents paramètres mécaniques calculés durant l'impact de la tête sont les suivants :

- La pression cérébrale.
- La contrainte de cisaillement de Von Mises cérébrale.
- L'énergie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne.
- L'énergie globale de déformation du crâne.
- Le nombre d'éléments détruits sur le crâne.
- La force d'interaction entre la tête et la structure impactée (pare-brise ou capot).
- La déflexion de la structure impactée (pare-brise ou capot).

2.6. Mécanismes de lésions et limites de tolérance de la tête humaine

Dans l'optique de démontrer la capacité de tels outils numériques à prédire des lésions de la tête humaine en cas de traumatisme crânien, les paramètres mécaniques calculés, décrits dans la section précédente, peuvent être comparés à des limites de tolérance existantes. Si ces paramètres mécaniques calculés restent sous les valeurs limites de tolérance, aucune lésion ne sera prédite par le modèle. Dans le cas contraire, le modèle donnera un pronostic lésionnel. En effet, il a déjà été largement prouvé dans la littérature que les mécanismes de lésion et les limites de tolérance de la tête humaine peuvent être obtenus au moyen d'une modélisation par éléments finis dans le cadre de reconstructions d'accidents réels (*Baumgartner (2001)*). Dans la présente étude, le modèle par éléments finis utilisé est celui développé et disponible au sein de l'Université Louis Pasteur de Strasbourg par *Kang et al. (1997)*. Ce modèle a été décrit précédemment et a permis d'établir les mécanismes de lésions et les limites de tolérance de la tête humaine comme suivent :

- Les contusions cérébrales (CONT) surviennent lorsque la pression cérébrale atteint 200 kPa selon *Ward et al. (1980)*. Dans cette étude, on pourra supposer qu'aucune contusion cérébrale ne surviendra si la pression cérébrale reste en dessous de 160 kPa et qu'à l'inverse, si la pression cérébrale est supérieure à 240 kPa, une contusion

cérébrale est quasiment certaine. Dans l'intervalle compris entre 160 kPa et 240 kPa, une incertitude demeure.

- Les lésions neurologiques cérébrales telles les lésions axonales diffuses ou bien les commotions cérébrales surviennent lorsque la contrainte de cisaillement de Von Mises cérébrale atteint 18 kPa (pour des lésions modérées : MOD DAI) et 38 kPa (pour des lésions sévères : SEV DAI). Ces résultats reposent sur une étude antérieure de *Baumgartner (2001)*. Dans cette étude, on pourra supposer qu'aucune lésion neurologique modérée ne surviendra si la contrainte de cisaillement de Von Mises cérébrale reste en dessous de 14 kPa et qu'à l'inverse, si la contrainte de cisaillement de Von Mises cérébrale est supérieure à 22 kPa, une lésion neurologique modérée est quasiment certaine. Dans l'intervalle compris entre 14 kPa et 22 kPa, une incertitude demeure. Pour ce qui est des lésions neurologiques sévères, l'intervalle d'incertitude se situe entre 30 kPa et 46 kPa.
- Les hématomes sous durax (SDH) ou sous arachnoïdien (SAH) surviennent lorsque l'énergie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne atteint 5.5 J selon *Baumgartner (2001)*. Dans cette étude, on pourra supposer qu'aucun hématome sous dural ou sous arachnoïdien ne surviendra si l'énergie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne reste en dessous de 4400 mJ et qu'à l'inverse, si cette énergie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne est supérieure à 6600 mJ, un hématome sous dural ou sous arachnoïdien est quasiment certain. Dans l'intervalle compris entre 4400 mJ et 6600 mJ, une incertitude demeure.
- Les fractures du crâne (SF) surviennent lorsque l'énergie globale de déformation du crâne atteint 2.2 J selon *Baumgartner (2001)*. Dans cette étude, on pourra supposer qu'aucune fracture du crâne ne surviendra si l'énergie globale de déformation du crâne reste en dessous de 1700 mJ et qu'à l'inverse, si cette énergie globale de déformation du crâne est supérieure à 2700 mJ, une fracture du crâne est quasiment certaine. Dans l'intervalle compris entre 1700 mJ et 2700 mJ, une incertitude demeure.

Il convient de souligner que ces mécanismes de lésions de la tête humaine et les limites de tolérance afférentes sont spécifiques à un modèle par éléments finis donné de la tête humaine. D'autres modèles par éléments finis de la tête humaine sont capables de prédire des lésions au moyen des mêmes paramètres mécaniques (avec cependant des valeurs de limites de tolérance qui peuvent différer sensiblement) ou encore d'autres comme les déformations, les déplacements et les taux de déformation. En effet, les valeurs des limites de tolérance de la tête humaine sont sensibles à la géométrie du modèle ainsi qu'au comportement mécanique adopté pour les différents constituants.

2.7. Simulation du premier impact crânien du piéton

2.7.1. Introduction

Dans cette section, les résultats les plus significatifs de chaque reconstruction numérique d'accidents réels sont présentés. Une attention toute particulière est portée à la comparaison entre les lésions prédites d'une part et les lésions observées d'autre part, et ce pour évaluer la capacité de prédiction des modèles développés. Il faut également se rappeler que, pour certains cas, un second impact au sol est mentionné dans le rapport d'investigation. Les résultats des simulations de ce second impact sont présentés dans la section suivante. Ainsi, dans quelques cas, ce n'est pas l'impact sur le capot ou sur le pare-brise qui a été la cause des lésions observées, mais bien l'impact secondaire sur le sol.

2.7.2. Cycliste BASC 001 (BC 001)

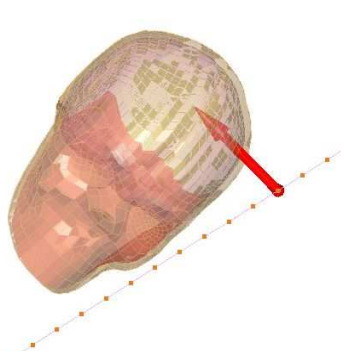


Figure 19. Position et vitesse initiales relatives entre la tête et le pare-brise.

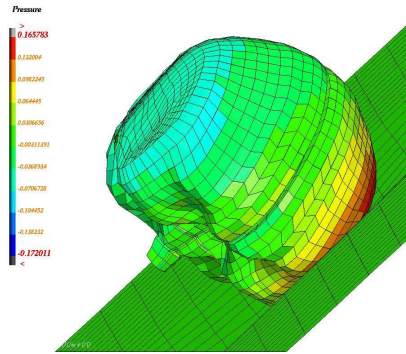


Figure 20. Champ de pression cérébrale.

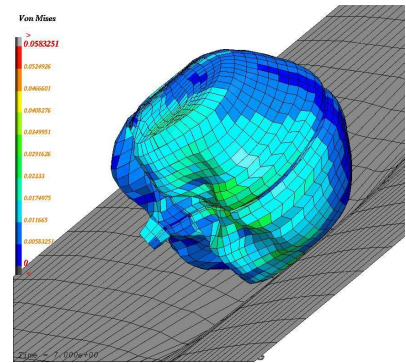


Figure 21. Champ de contrainte de Von Mises cérébrale

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale	Lésion prédite	Lésion observée
Pression cérébrale [kPa]	150	NO CONT	NO CONT
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	55	SEV DAI	SEV DAI
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	2923	NO SDH	NO SDH
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	790	NO SF	NO SF
Force d'interaction tête/structure [N]	8567	/	/
Déflexion de la structure [mm]	64.4	/	/
Eléments détruits sur le crâne	NO	NO SF	NO SF

Tableau 6. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

2.7.3. Piéton BASC 002 (BP 002)

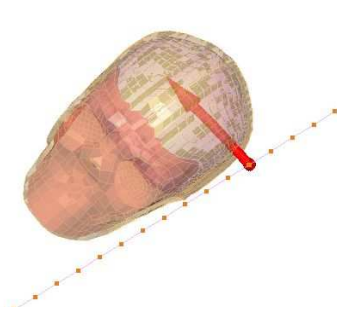


Figure 22. Position et vitesse initiales relatives entre la tête et le pare-brise.

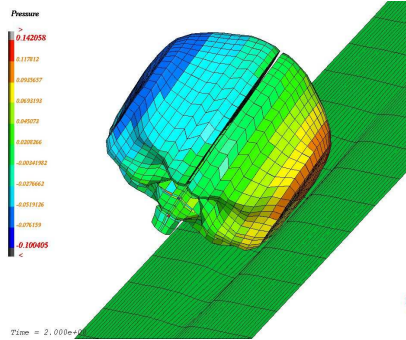


Figure 23. Champ de pression cérébrale.

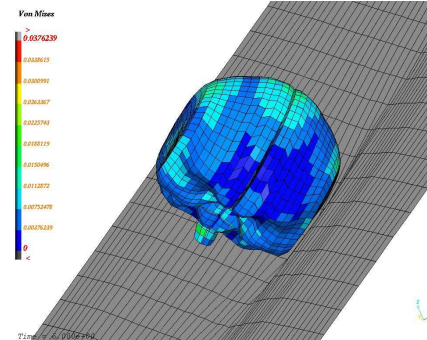


Figure 24. Champ de contrainte de Von Mises cérébrale.

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale	Lésion prédite	Lésion observée
Pression cérébrale [kPa]	130	NO CONT	CONT
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	25	MOD DAI	SEV DAI
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	2261	NO SAH	SAH
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	2167	SF*	SF
Force d'interaction tête/structure [N]	7360	/	/
Déflexion de la structure [mm]	65.0	/	/
Eléments détruits sur le crâne	NO	NO SF	SF

Tableau 7. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

2.7.4. Piéton BASC 022 (BP 022)

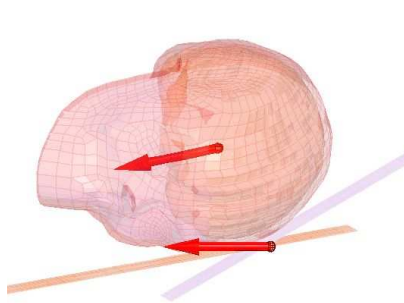


Figure 25. Position et vitesse initiales relatives entre la tête et le pare-brise/capot.

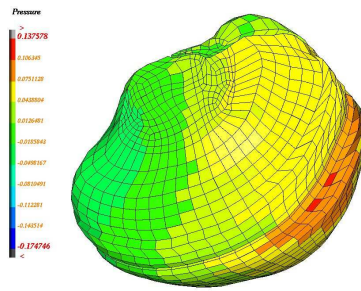


Figure 26. Champ de pression cérébrale.

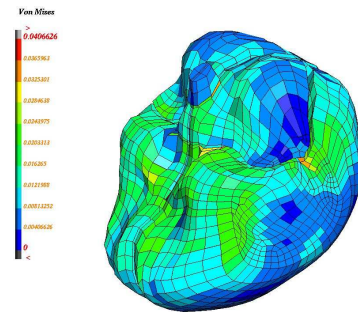


Figure 27. Champ de contrainte de Von Mises cérébrale.

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale	Lésion prédite	Lésion observée
Pression cérébrale [kPa]	110	NO CONT	CONT
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	18	MOD DAI*	SEV DAI
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	1601	NO SDH	SDH
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	461	NO SF	SF
Force d'interaction tête/structure [N]	/	/	/
Déflexion de la structure [mm]	/	/	/
Eléments détruits sur le crâne	NO	NO SF	SF

Tableau 8. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

2.7.5. Piéton BASC 023 (BP 023)

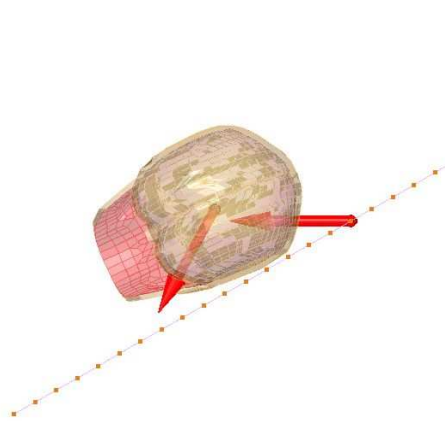


Figure 28. Position et vitesse initiales relatives entre la tête et le pare-brise.

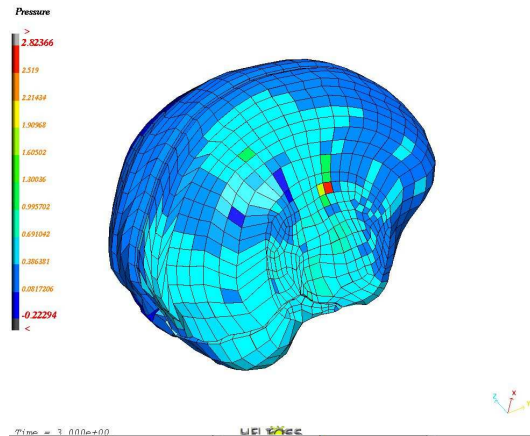


Figure 29. Champ de pression cérébrale.

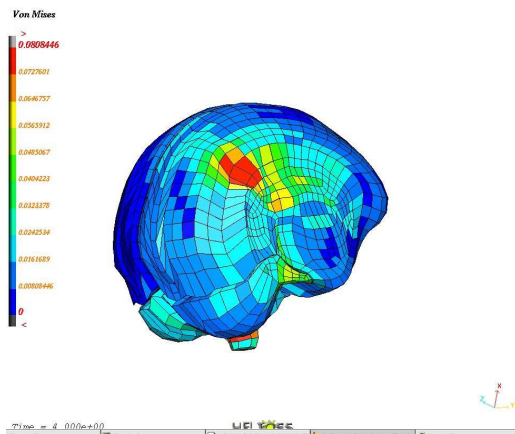


Figure 30. Champ de contrainte de Von Mises cérébrale.

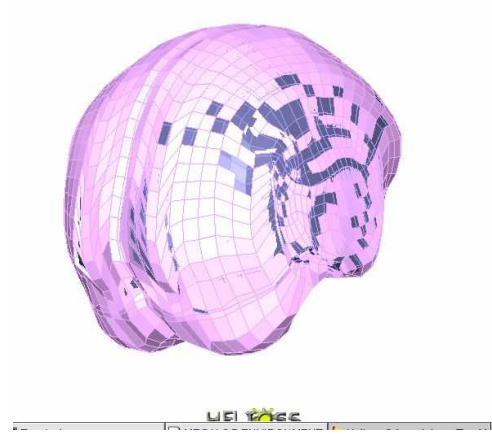


Figure 31. Eléments détruits sur le crâne.

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale	Lésion prédite	Lésion observée
Pression cérébrale [kPa]	1590	CONT	CONT
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	80	SEV DAI	SEV DAI
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	21737	SDH	SDH
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	25642	SF	SF
Force d'interaction tête/structure [N]	24554	/	/
Déflexion de la structure [mm]	21.5	/	/
Eléments détruits sur le crâne	YES	SF	SF

Tableau 9. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

2.7.6. Piéton GIDAS 001 (GP 001)

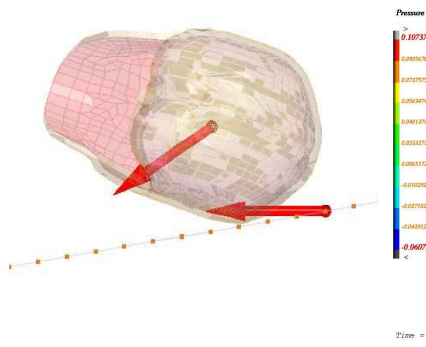


Figure 32. Position et vitesse initiales relatives entre la tête et le capot.

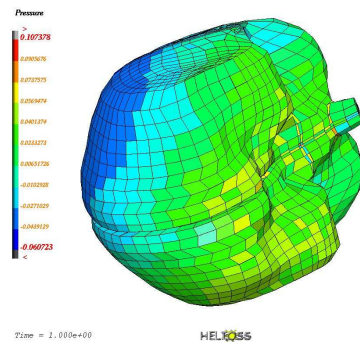


Figure 33. Champ de pression cérébrale.

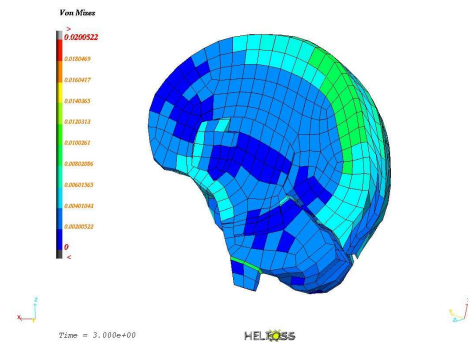


Figure 34. Champ de contrainte de Von Mises cérébrale.

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale	Lésion prédite	Lésion observée
Pression cérébrale [kPa]	65	NO CONT	NO CONT
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	10	NO DAI	NO DAI
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	651	NO SDH	NO SDH
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	1618	NO SF	NO SF
Force d'interaction tête/structure [N]	906	/	/
Déflexion de la structure [mm]	6.2	/	/
Eléments détruits sur le crâne	NO	NO SF	NO SF

Tableau 10. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

2.7.7. Piéton GIDAS 002 (GP 002)

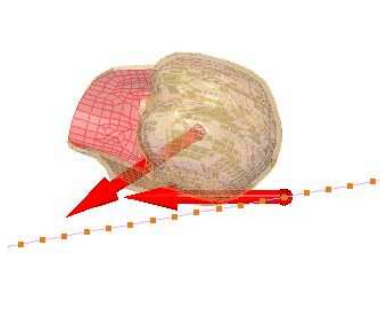


Figure 35. Position et vitesse initiales relatives entre la tête et le capot.

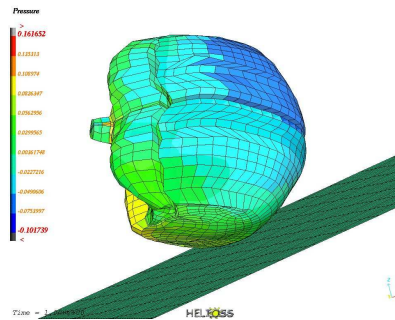


Figure 36. Champ de pression cérébrale.

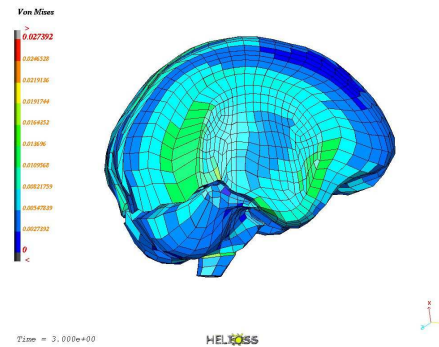


Figure 37. Champ de contrainte de Von Mises cérébrale.

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale	Lésion prédite	Lésion observée
Pression cérébrale [kPa]	126	NO CONT	NO CONT
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	16	MOD DAI*	MOD DAI
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	2305	NO SDH	NO SDH
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	4818	SF	NO SF
Force d'interaction tête/structure [N]	1437	/	/
Déflexion de la structure [mm]	20.1	/	/
Eléments détruits sur le crâne	NO	NO SF	NO SF

Tableau 11. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

2.7.8. Piéton INSIA 002 (IP 002)

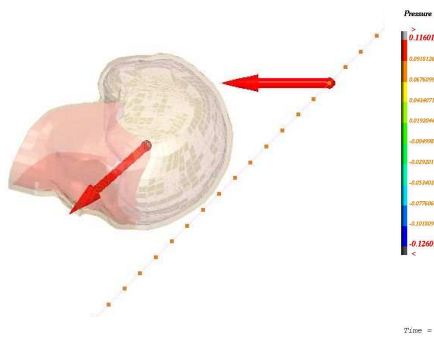


Figure 38. Position et vitesse initiales relatives entre la tête et le pare-brise.

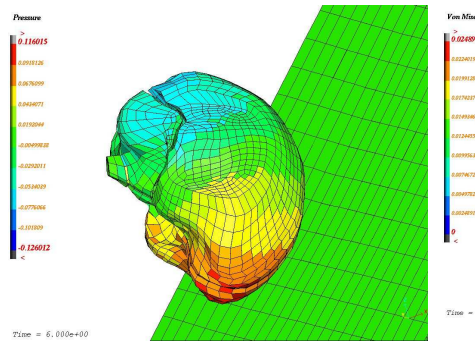


Figure 39. Champ de pression cérébrale.

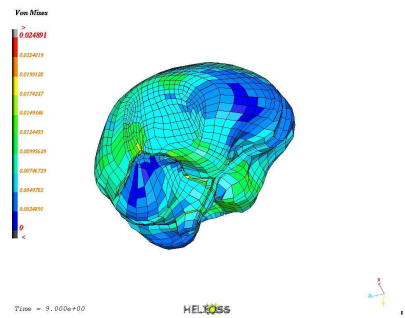


Figure 40. Champ de contrainte de Von Mises cérébrale.

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale	Lésion prédite	Lésion observée
Pression cérébrale [kPa]	100	NO CONT	NO CONT
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	18	MOD DAI*	MOD DAI
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	225	NO SDH	NO SDH
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	1258	NO SF	NO SF
Force d'interaction tête/structure [N]	3663	/	/
Déflexion de la structure [mm]	60	/	/
Eléments détruits sur le crâne	NO	NO SF	NO SF

Tableau 12. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

2.7.9. Piéton INSIA 003 (IP 003)

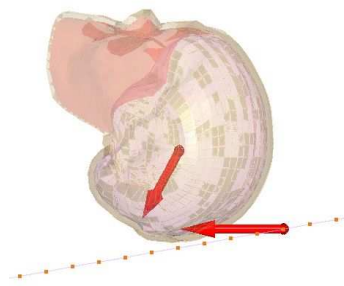


Figure 41. Position et vitesse initiales relatives entre la tête et le capot.

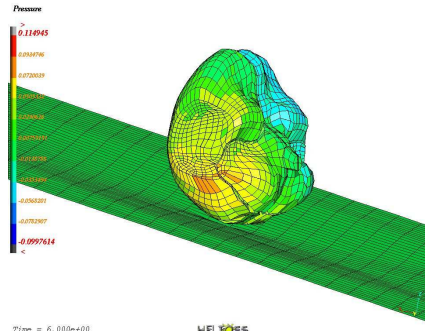


Figure 42. Champ de pression cérébrale.

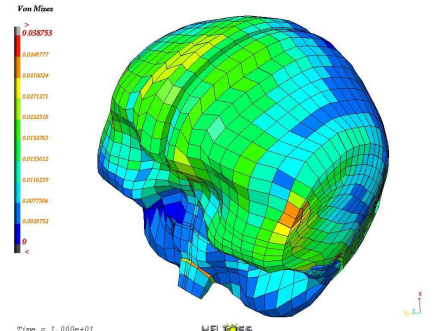


Figure 43. Champ de contrainte de Von Mises cérébrale.

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale	Lésion prédite	Lésion observée
Pression cérébrale [kPa]	88	NO CONT	NO CONT
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	35	SEV DAI*	MOD DAI
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	1176	NO SDH	NO SDH
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	233	NO SF	NO SF
Force d'interaction tête/structure [N]	2705	/	/
Déflexion de la structure [mm]	32.7	/	/
Skull deleted elements	NO	NO SF	NO SF

Tableau 13. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

2.7.10. Piéton INSIA 006 (IP 006)

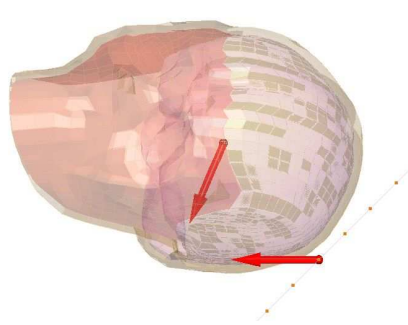


Figure 44. Position et vitesse initiales relatives entre la tête et le pare-brise.

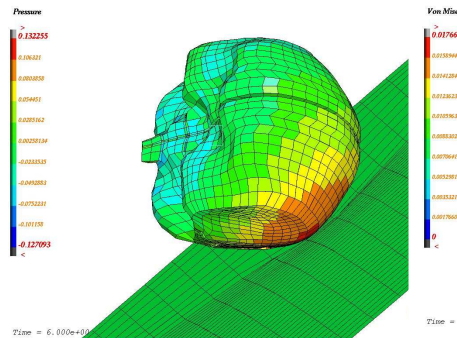


Figure 45. Champ de pression cérébrale.

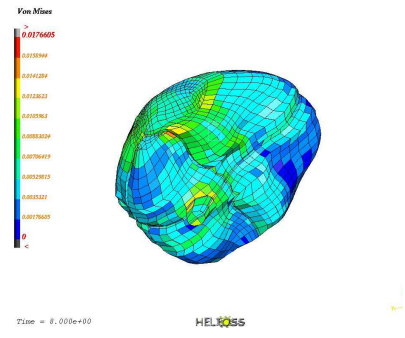


Figure 46. Champ de contrainte de Von Mises cérébrale.

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale	Lésion prédite	Lésion observée
Pression cérébrale [kPa]	110	NO CONT	NO CONT
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	15	MOD DAI*	MOD DAI
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	1270	NO SDH	NO SDH
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	530	NO SF	NO SF
Force d'interaction tête/structure [N]	4684	/	/
Déflexion de la structure [mm]	3	/	/
Eléments détruits sur le crâne	NO	NO SF	NO SF

Tableau 14. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

2.8. Simulation du second impact crânien du piéton

2.8.1. Introduction

Dans cette section, l'intérêt est porté sur l'impact de la tête sur la chaussée. Dans certains cas d'accidents (BP002, BP022, BP023, GP001 et GP002), un impact de la tête sur le sol est mentionné dans le rapport d'investigation, impact faisant suite à celui de la tête sur le pare-brise ou le capot. Cet impact sur le sol peut également générer des lésions au niveau de la tête. Par conséquent, un des buts de cette étude est de déterminer si l'impact sur le sol est plus ou moins source de lésion de la tête que l'impact sur le capot ou sur le pare-brise.

Comme pour l'impact dit primaire de la tête sur le capot ou sur le pare-brise, l'impact de la tête sur le sol, encore appelé impact secondaire, peut être décrit en termes de position et de vitesse initiales relatives entre la tête et le sol. Ces positions et vitesses initiales relatives entre la tête et le sol, calculées au moyen du logiciel MADYMO, sont affectées à l'ensemble des nœuds du modèle par éléments finis de la tête humaine. L'objectif est de calculer des paramètres mécaniques significatifs que la tête de la victime subit au moment de son impact

sur le sol. La procédure complète est identique à celle décrite pour l'impact de la tête sur le pare-brise ou sur le capot. Ainsi, les paramètres mécaniques calculés sont les suivants :

- Pression cérébrale.
- Contrainte de Von Mises cérébrale.
- Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne.
- Energie globale de déformation du crâne.
- Eléments détruits sur le crâne.
- Force d'interaction entre la tête et le sol.
- Déflexion du sol.

Le modèle par éléments finis du sol utilisé dans cette étude est détaillé dans le paragraphe suivant.

2.8.2. Modèle par éléments finis du sol

Dans le but de représenter une chaussée, un volume parallélépipédique est maillé de manière continue en trois couches comme cela est illustré en figure 47.

La couche initiale représente la base en terre. Elle a une épaisseur de 500 mm, une longueur et une largeur de 1000 mm. La couche intermédiaire représente le béton bitumeux. Il a une épaisseur de 290 mm, une longueur et une largeur de 1000 mm. La couche supérieure représente le bitume et est encore appelée bande de roulement. Il a une épaisseur de 80 mm, une longueur et une largeur de 1000 mm. Les propriétés mécaniques des différents composants du sol sont résumées dans le tableau 15.

	Base en terre	Béton bitumeux	Bitume
Densité	1600 kg/m ³	1600 kg/m ³	1600 kg/m ³
Module d'Young	50 MPa	9300 MPa	5400 MPa
Coefficient de Poisson	0.35	0.35	0.35

Tableau 15. Propriétés mécaniques des trois couches représentant la chaussée.

L'impact de la tête est considéré au centre de la surface supérieure carrée de la couche de bitume.

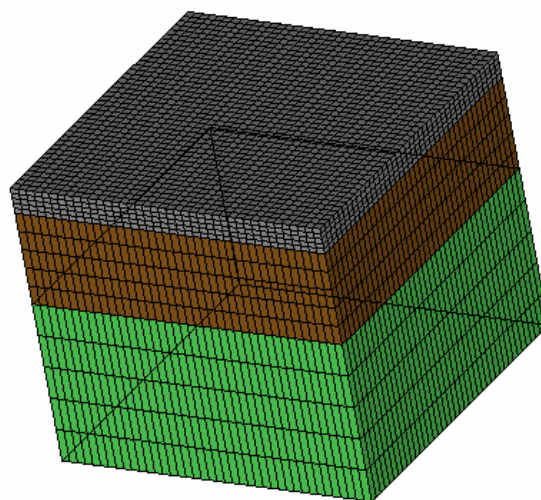


Figure 47. Maillage du sol.

2.8.3. Piéton BASC 002 (BP 002)

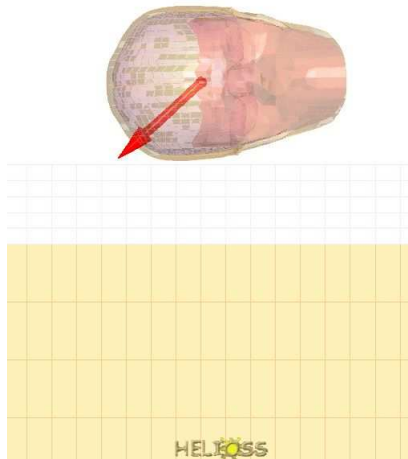


Figure 48. Position et vitesse initiales relatives entre la tête et le sol.

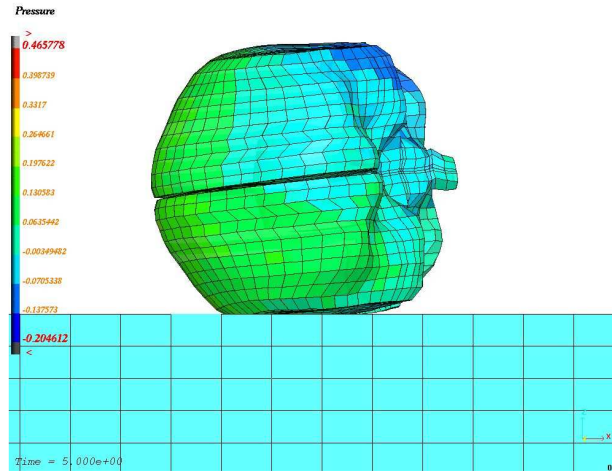


Figure 49. Champ de pression cérébrale.

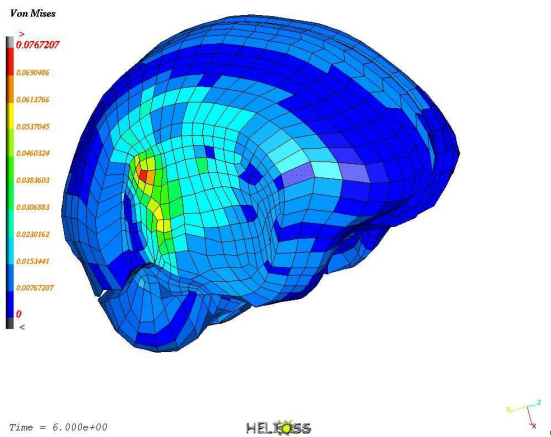


Figure 50. Champ de contrainte de Von Mises cérébrale.

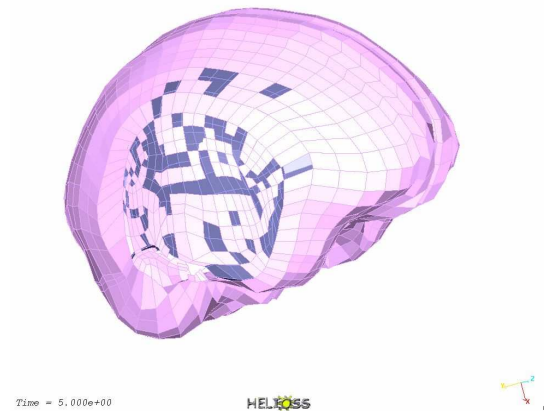


Figure 51. Éléments détruits sur le crâne.

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale	Lésion prédite	Lésion observée
Pression cérébrale [kPa]	250	CONT	CONT
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	68	SEV DAI	SEV DAI
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	2916	NO SAH	SAH
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	14538	SF	SF
Force d'interaction tête/sol [N]	9648	/	/
Déflexion du sol [mm]	0.08	/	/
Éléments détruits sur le crâne	YES	SF	SF

Tableau 16. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

2.8.4. Piéton BASC 022 (BP 022)

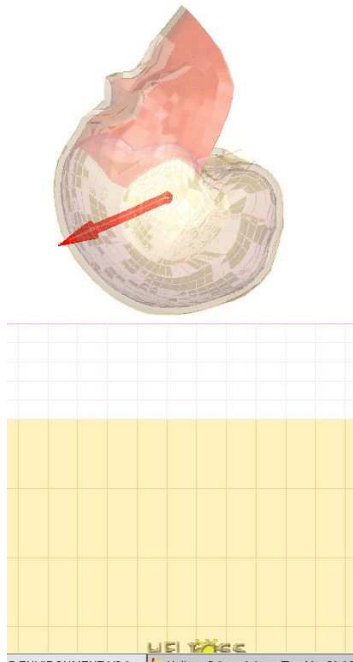


Figure 52. Position et vitesse initiales relatives entre la tête et le sol.

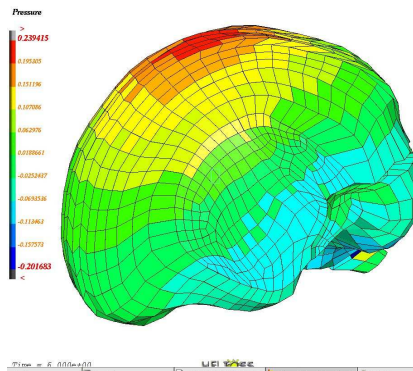


Figure 53. Champ de pression cérébrale.

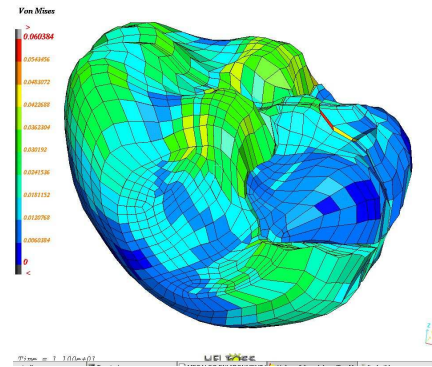


Figure 54. Champ de contrainte de Von Mises cérébrale.

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale	Lésion prédite	Lésion observée
Pression cérébrale [kPa]	220	CONT*	CONT
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	60	SEV DAI	SEV DAI
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	5403	SDH*	SDH
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	5701	SF	SF
Force d'interaction tête/sol [N]	8915	/	/
Déflexion du sol [mm]	0.05	/	/
Eléments détruits sur le crâne	NO	NO SF	SF

Tableau 17. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

2.8.5. Piéton BASC 023 (BP 023)

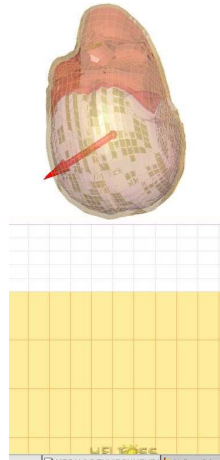


Figure 55. Position et vitesse initiales relatives entre la tête et le sol.

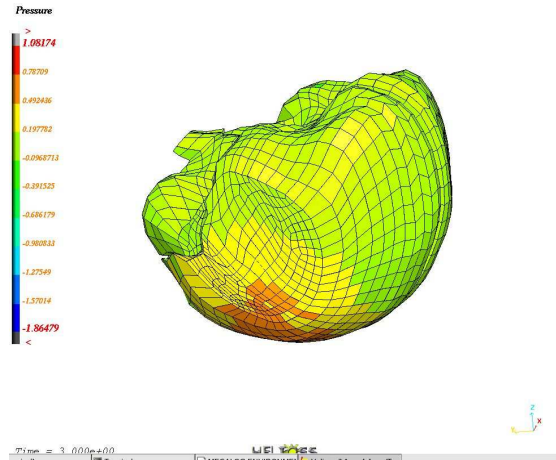


Figure 56. Champ de pression cérébrale.

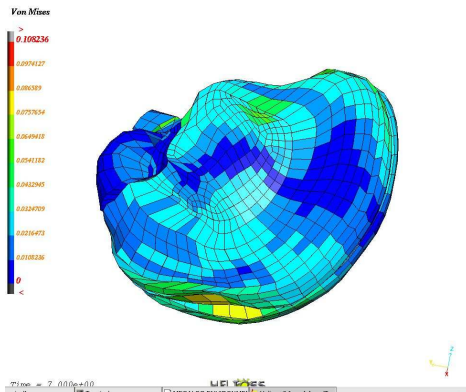


Figure 57. Champ de contrainte de Von Mises cérébrale.

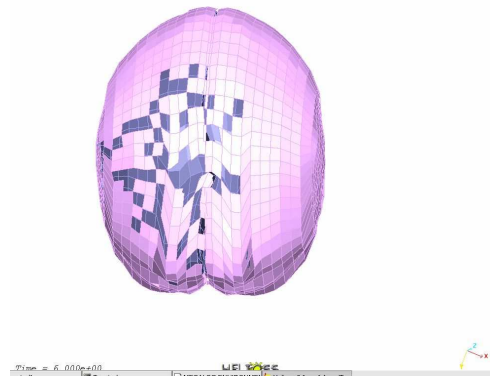


Figure 58. Éléments détruits sur le crâne.

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale	Lésion prédite	Lésion observée
Pression cérébrale [kPa]	750	CONT	CONT
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	85	SEV DAI	SEV DAI
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	13916	SDH	SDH
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	29000	SF	SF
Force d'interaction tête/sol [N]	16487	/	/
Déflexion du sol [mm]	0.2	/	/
Éléments détruits sur le crâne	YES	PB SF	SF

Tableau 18. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

2.8.6. Piéton GIDAS 001 (GP 001)

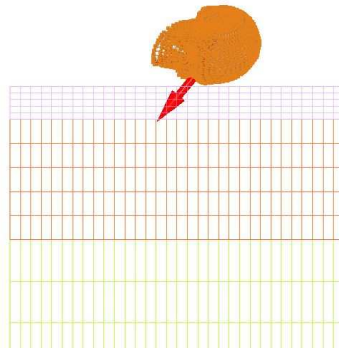


Figure 59. Position et vitesse initiales relatives entre la tête et le sol.

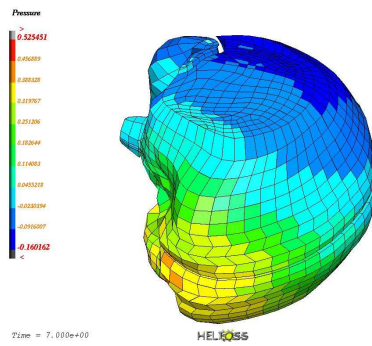


Figure 60. Champ de pression cérébrale.

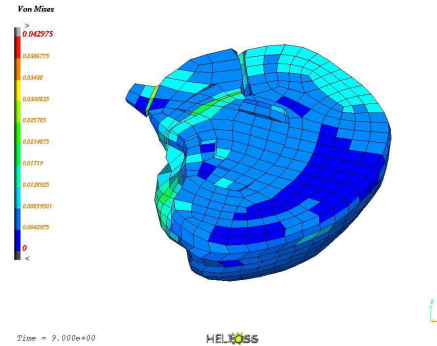


Figure 61. Champ de contrainte de Von Mises cérébrale.

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale	Lésion prédite	Lésion observée
Pression cérébrale [kPa]	490	CONT	NO CONT
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	39	SEV DAI*	NO DAI
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	8086	SDH	NO SDH
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	1952	SF*	NO SF
Force d'interaction tête/sol [N]	14876	/	/
Déflexion du sol [mm]	0.4	/	/
Eléments détruits sur le crâne	NO	NO SF	NO SF

Tableau 19. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

2.8.7. Piéton GIDAS 002 (GP 002)

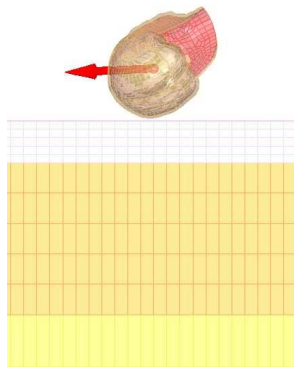


Figure 62. Position et vitesse initiales relatives entre la tête et le sol.

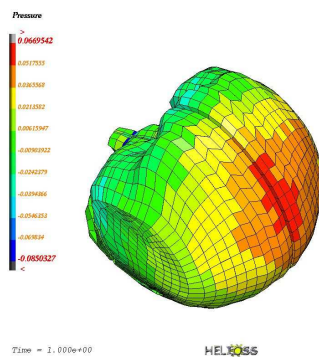


Figure 63. Champ de pression cérébrale.

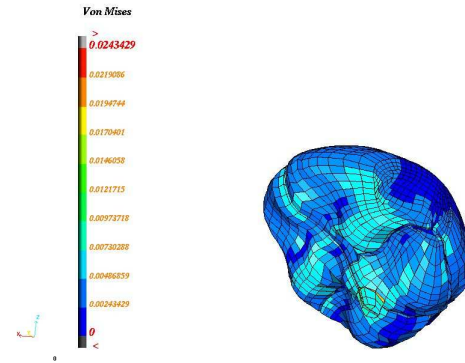


Figure 64. Champ de contrainte de Von Mises cérébrale.

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale	Lésion prédite	Lésion observée
Pression cérébrale [kPa]	60	NO CONT	NO CONT
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	8	NO DAI	MOD DAI
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	493	NO SDH	NO SDH
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	1205	NO SF	NO SF
Force d'interaction tête/sol [N]	284	/	/
Déflexion du sol [mm]	0.9	/	/
Eléments détruits sur le crâne	NO	NO SF	NO SF

Tableau 20. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

2.9. Conclusion générale des accidents piéton

2.9.1. Cycliste BASC 001 (BC 001)

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale 1	Valeur maximale 2	Lésion observée	Lésion prédite 1	Lésion prédite 2
Pression cérébrale [kPa]	150	/	NO CONT	NO CONT	/
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	55	/	SEV DAI	SEV DAI	/
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	2923	/	NO SDH	NO SDH	/
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	790	/	NO SF	NO SF	/

Tableau 21. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions

Dans ce cas d'accident de cycliste, le modèle par éléments finis prédit bien l'ensemble des lésions effectivement observées qui se résume à des lésions neurologiques sévères cérébrales lors du seul impact simulé : celui de la tête sur le pare-brise ou le capot. Il représente également bien l'absence de lésion telles les contusions cérébrales, les hématomes sous durs ou sous arachnoïdiens et les fractures du crâne.

2.9.2. Piéton BASC 002 (BP 002)

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale 1	Valeur maximale 2	Lésion observée	Lésion prédite 1	Lésion prédite 2
Pression cérébrale [kPa]	130	250	CONT	NO CONT	CONT
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	25	68	SEV DAI	MOD DAI	SEV DAI
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	2261	2916	SAH	NO SAH	NO SAH
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	2167	14538	SF	SF*	SF

Tableau 22. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

Dans ce cas d'accident de piéton, il semble que les contusions et les lésions neurologiques cérébrales soient imputables au deuxième impact de la tête du piéton sur le sol. En effet, ces lésions ne sont pas prédites par le premier impact de la tête du piéton sur le pare-brise ou le capot. Les fractures du crâne sont quant à elles prédites par les deux impacts. Il est donc probable que les deux impacts aient généré ce type de lésion. Enfin, l'hématome sous arachnoïdien n'est prédit ni par l'impact initial sur le pare-brise ou le capot ni par l'impact secondaire sur le sol.

2.9.3. Piéton BASC 022 (BP 022)

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale 1	Valeur maximale 2	Lésion observée	Lésion prédite 1	Lésion prédite 2
Pression cérébrale [kPa]	110	220	CONT	NO CONT	CONT*
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	18	60	SEV DAI	MOD DAI*	SEV DAI
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	1601	5403	SDH	NO SDH	SDH*
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	461	5701	SF	NO SF	SF

Tableau 23. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

Dans ce cas d'accident de piéton, toutes les lésions observées sont liées au deuxième impact de la tête sur le sol. En effet, le premier impact de la tête sur le pare-brise ou le capot ne prédit aucune des lésions observées alors que le second impact de la tête sur le sol les prédit toutes.

2.9.4. Piéton BASC 023 (BP 023)

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale 1	Valeur maximale 2	Lésion observée	Lésion prédite 1	Lésion prédite 2
Pression cérébrale [kPa]	1590	750	CONT	CONT	CONT
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	80	85	SEV DAI	SEV DAI	SEV DAI
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	21737	13916	SDH	SDH	SDH
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	25642	29000	SF	SF	SF

Tableau 24. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

Dans ce cas d'accident de piéton, l'ensemble des lésions observées est aussi bien prédit par l'impact de la tête sur le pare-brise ou le capot que par l'impact de la tête sur le sol. Il est donc impossible de discerner ces deux impacts d'un point de vue lésionnel pour préciser celui qui aura été le plus violent.

2.9.5. Piéton GIDAS 001 (GP 001)

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale 1	Valeur maximale 2	Lésion observée	Lésion prédite 1	Lésion prédite 2
Pression cérébrale [kPa]	65	490	NO CONT	NO CONT	CONT
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	10	39	NO DAI	NO DAI	SEV DAI*
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	651	8086	NO SDH	NO SDH	SDH
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	1618	1952	NO SF	NO SF	SF*

Tableau 25. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

Dans ce cas d'accident de piéton, aucune lésion n'est observée. Cette absence de lésion est bien prédite par le premier impact de la tête sur le pare-brise ou le capot. Par contre, le second impact de la tête sur le sol prédit toute une série de lésions pourtant non observées. Ceci est peut être lié à une mauvaise estimation des conditions initiales d'impact de la tête sur le sol.

2.9.6. Piéton GIDAS 002 (GP 002)

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale 1	Valeur maximale 2	Lésion observée	Lésion prédite 1	Lésion prédite 2
Pression cérébrale [kPa]	126	60	NO CONT	NO CONT	NO CONT
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	16	8	MOD DAI	MOD DAI*	NO DAI
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	2305	493	NO SDH	NO SDH	NO SDH
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	4818	1205	NO SF	SF	NO SF

Tableau 26. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

Dans ce cas d'accident de piéton, seules des lésions neurologiques modérées cérébrales sont observées. Le premier impact de la tête sur le pare-brise prédit bien ces lésions. Il prédit également bien l'absence de contusion cérébrale et d'hématome sous dural ou sous arachnoïdien. Par contre, ce premier impact prédit une fracture du crâne pourtant non observée en réalité. Le second impact de la tête sur le sol quant à lui prédit bien l'absence de contusions cérébrales, d'hématome sous dural ou sous arachnoïdien et de fracture du crâne. Par contre, cet impact ne prédit pas les lésions neurologiques modérées cérébrales effectivement observées.

2.9.7. Piéton INSIA 002 (IP 002)

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale 1	Valeur maximale 2	Lésion observée	Lésion prédite 1	Lésion prédite 2
Pression cérébrale [kPa]	100	/	NO CONT	NO CONT	/
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	18	/	MOD DAI	MOD DAI*	/
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	225	/	NO SDH	NO SDH	/
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	1258	/	NO SF	NO SF	/

Tableau 27. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

Dans ce cas d'accident de piéton, le modèle par éléments finis prédit bien l'ensemble des lésions effectivement observées qui se résume à des lésions neurologiques modérées cérébrales lors du seul impact simulé : celui de la tête sur le pare-brise ou le capot. Il représente également bien l'absence de lésions telles les contusions cérébrales, les hématomes sous durs ou sous arachnoïdiens et les fractures du crâne.

2.9.8. Piéton INSIA 003 (IP 003)

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale 1	Valeur maximale 2	Lésion observée	Lésion prédite 1	Lésion prédite 2
Pression cérébrale [kPa]	88	/	NO CONT	NO CONT	/
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	35	/	MOD DAI	SEV DAI*	/
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	1176	/	NO SDH	NO SDH	/
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	233	/	NO SF	NO SF	/

Tableau 28. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

Dans ce cas d'accident de piéton, le modèle par éléments finis prédit des lésions neurologiques sévères alors que celles observées ne sont que modérées lors du seul impact simulé : celui de la tête sur le pare-brise ou le capot. Il représente également bien l'absence de lésions telles les contusions cérébrales, les hématomes sous durs ou sous arachnoïdiens et les fractures du crâne.

2.9.9. Piéton INSIA 006 (IP 006)

Paramètre mécanique calculé	Valeur maximale 1	Valeur maximale 2	Lésion observée	Lésion prédite 1	Lésion prédite 2
Pression cérébrale [kPa]	110	/	NO CONT	NO CONT	/
Contrainte de Von Mises cérébrale [kPa]	15	/	MOD DAI	MOD DAI*	/
Energie globale de déformation de l'interface cerveau/crâne [mJ]	1270	/	NO SDH	NO SDH	/
Energie globale de déformation du crâne [mJ]	530	/	NO SF	NO SF	/

Tableau 29. Paramètres mécaniques calculés et prédiction des lésions.

Dans ce cas d'accident de piéton, le modèle par éléments finis prédit bien l'ensemble des lésions effectivement observées qui se résume à des lésions neurologiques modérées cérébrales lors du seul impact simulé : celui de la tête sur le pare-brise ou le capot. Il représente également bien l'absence de lésions telles les contusions cérébrales, les hématomes sous durs ou sous arachnoïdiens et les fractures du crâne.

2.9.10. Bilan

On peut dire que dans l'ensemble, le modèle par éléments finis de la tête humaine employé ici prédit bien les lésions effectivement observées chez les victimes. Il prédit également bien l'absence de lésions quand aucune lésion n'est observée en réalité. Les rares cas pour lesquels la prédiction n'est pas bonne, sont ceux pour lesquels les conditions initiales de position et de vitesse des structures en interaction sont certainement mal estimées.

3. Modèle éléments finis du cou et de la tête de l'enfant

3.1. Spécificités de la tête de l'enfant

Lorsque l'on étudie un crâne d'enfant, il est important de prendre en compte les particularités de l'enfant par rapport à l'adulte.

3.1.1. Spécificités anatomiques

A la naissance, l'ossification n'est pas terminée. De ce fait, il manque du tissu osseux à la périphérie des os, d'où la présence d'espaces plus ou moins larges appelés sutures, qui permettent la déformation du crâne lors de l'accouchement. Les régions plus « molles » car formées par du tissu membraneux cartilagineux flexible sont les fontanelles qui se trouvent à la jonction entre les différentes sutures. A la naissance, les fontanelles et les sutures sont constituées de tissus conjonctifs fibreux. Les fontanelles vont s'ossifier au fur et à mesure du développement de l'enfant. Les fontanelles disparaissent entre 18 et 36 mois.

La fontanelle la plus importante est la fontanelle antérieure ou bregma. Elle est large, de forme rhombique et se trouve au confluent des sutures coronale, interpariétale et métopique. Elle se ferme entre 15 et 18 mois. Elle mesure 2 à 3 cm de large.

La fontanelle postérieure (ou lambdatique), triangulaire, se situe au confluent des sutures lambdoïde et inter pariétale, elle est petite et disparaît vers 2 à 3 mois. Elle mesure 0.5 cm de large.

La fontanelle sphénoïde (ou ptérique) se ferme à 6 mois, la fontanelle mastoïdienne (ou astérique) à 18 mois et la fontanelle antérieure (ou bregmatique) entre 15 et 24 mois. La figure 65 illustre un crâne de nouveau né.

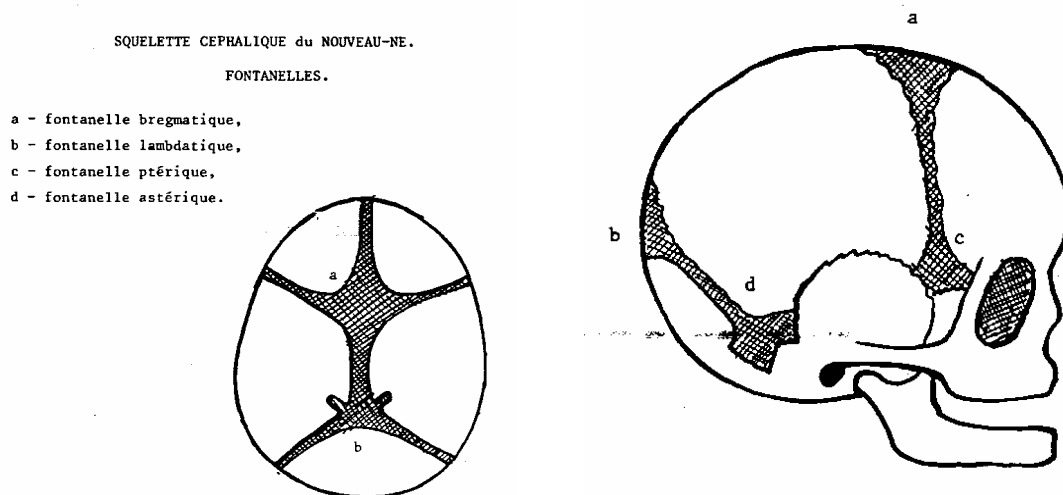


Figure 65. Crâne du nouveau-né : les fontanelles (cours de faculté de médecine 2003).

Sur la figure 66, il est possible de voir les sutures présentes chez le nouveau né.

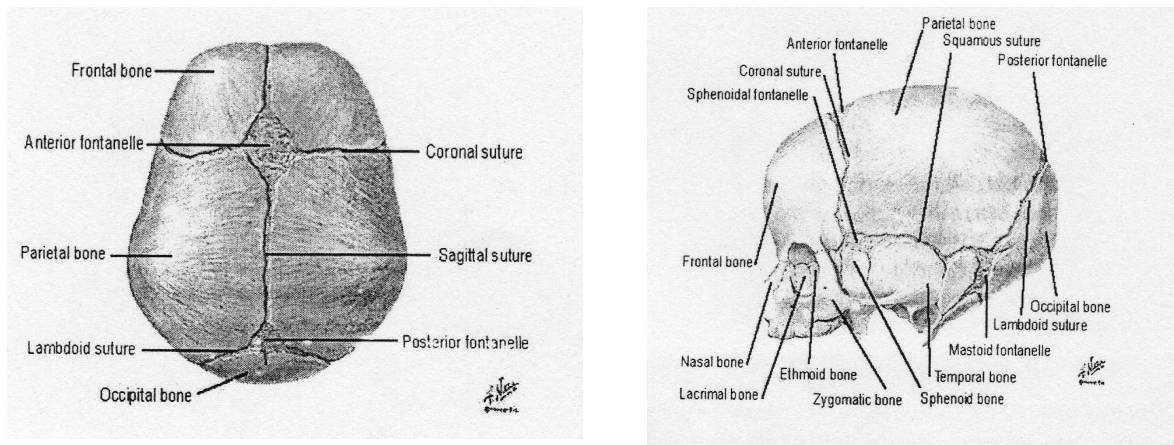


Figure 66. Crâne d'un nouveau-né : mise en évidence des sutures.

Le crâne de l'enfant compte comme chez l'adulte environ cinq sutures principales:

- la suture sagittale
- la suture coronale
- la suture lambdoïde
- les deux sutures calleuses

La largeur des sutures est variable, pouvant être supérieure au centimètre à la naissance. A partir de 2 mois, la largeur est régulière et vaut environ 3 mm. A partir de 1 an, la largeur vaut 2 mm environ.

La fermeture des sutures pour la face interne se fait vers l'âge de trois ans alors que la fermeture des sutures de la face externe se fait vers 45 ans.

La figure 67 montre la forme de la tête en fonction de l'âge. On voit que la tête de l'enfant n'est pas seulement une miniature de celle de l'adulte. La forme générale de la tête change en fonction de l'âge par l'intermédiaire du changement relatif des proportions du crâne et de l'évolution de la mâchoire. Ces différences sont dues à des changements d'inertie de la tête.

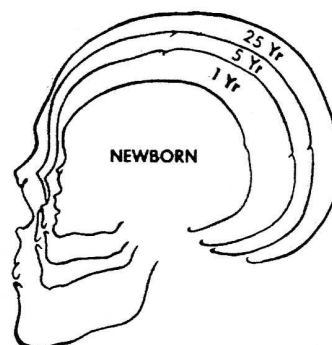


Figure 67. Changement de la géométrie de la tête en fonction de l'âge (Burdi et al. 1969).

Tableau récapitulatif de l'évolution des sutures et fontanelles :

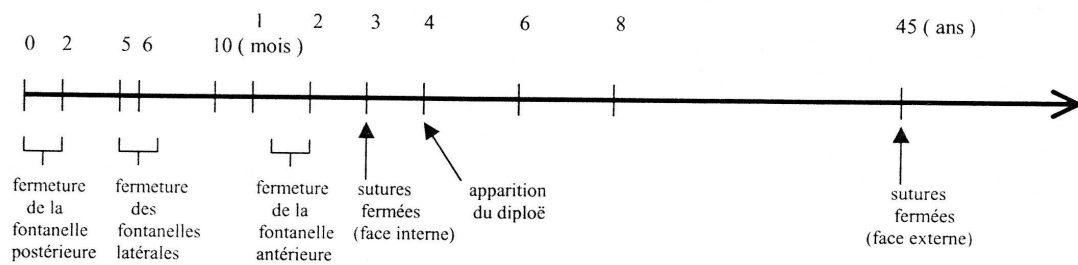


Figure 68. Evolution des sutures et fontanelles au cours du temps.

La microstructure du crâne de l'enfant diffère également de celui de l'adulte. Chez les adultes, le crâne est constitué de couches d'os compact, l'os cortical, entourant une couche d'os poreux, le diploë. Chez les enfants, les trois couches d'os ne sont pas différenciées en couches distinctes et ont une microstructure uniforme. Le crâne chez le nouveau-né est très fin, non homogène et possède des fibres fortement orientées.

3.1.2. Spécificités géométriques

Les dimensions générales de la tête en fonction de l'âge ont été déterminées par Dekaban en 1977. L'épaisseur de la voûte crânienne a été déterminée pour un certain nombre de crânes par Lang et Brückner en 1981. Enfin, l'épaisseur du crâne au niveau du nasion a été étudiée en 1953 par Roche. Les tableaux et figures ci-dessous nous montrent les résultats obtenus lors de ces différentes études.

	âge (année)	nombre de crânes		circonférence moyenne (cm)		largeur moyenne (cm)		longueur moyenne (cm)		hauteur moyenne (cm)		volume moyen (cm ³)		
		HOMME	FEMME	HOMME	FEMME	HOMME	FEMME	HOMME	FEMME	HOMME	FEMME	HOMME	FEMME	
	(7 jours)	0,0192	19	19	35	34,9	9,6	9,3	11,9	11,6	8,5	8,3	410	398
	(1 mois)	0,0833	24	21	37,1	36,6	10,1	8,8	12,7	12,8	9,2	9,2	522	510
	(2 mois)	0,1667	22	20	39,2	38,6	10,3	10,3	13,7	13,4	9,8	9,5	609	529
	(4 mois)	0,3333	20	19	41,8	40,6	11,3	10,8	14,4	14	10,5	10	766	721
	(6 mois)	0,5000	21	23	43,7	42,7	11,8	11,4	15,2	14,7	11	10,4	847	748
	(9 mois)	0,7500	19	20	45,4	44,7	12	12	15,4	15,3	11,1	10,8	896	845
	1,0000	19	19	47,2	46,7	12,5	12,3	16,4	15,6	11,3	11	1010	913	
	1,5000	20	21	48,4	47,2	12,9	12,7	16,8	16,3	11,8	11,4	1078	1012	
	2,0000	20	18	49,4	48,3	13,1	12,9	17,1	16,5	11,9	11,4	1129	1033	
→	3,0000	29	21	51	49,2	13,5	13,1	17,8	17	12,2	11,9	1206	1148	
	4,0000	29	23	51,3	50	13,7	13,5	17,7	17,1	12,4	12	1267	1180	
	5,0000	30	25	51,5	50,7	13,9	13,6	17,8	17,3	12,4	11,9	1281	1198	
	6,0000	22	22	52	50,8	14	13,6	18,1	17,5	12,4	12	1309	1218	
	7,5000	30	29	52,6	51,8	14,4	13,8	18,2	17,9	12,3	12	1354	1260	
	9,5000	44	39	53,3	52,5	14,4	14,1	18,7	18,2	12,3	12,1	1384	1310	
	11,5000	49	31	54	53,3	14,5	14,3	18,9	18,2	12,5	12,2	1424	1339	
	13,5000	35	35	54,9	54	14,6	14,4	19,2	18,5	12,7	12,2	1480	1371	
	15,5000	27	31	55,7	54,2	14,9	14,5	19,3	18,6	12,8	12,2	1492	1386	
	17,5000	46	30	56,1	54,3	15,3	14,7	19,5	18,6	12,8	12,9	1553	1402	
	19,5000	30	37	56,7	54,5	15,3	14,7	19,5	18,6	12,8	12,4	1548	1425	

Tableau 30. Dimensions générales du crâne en fonction de l'âge (Nény 2001).

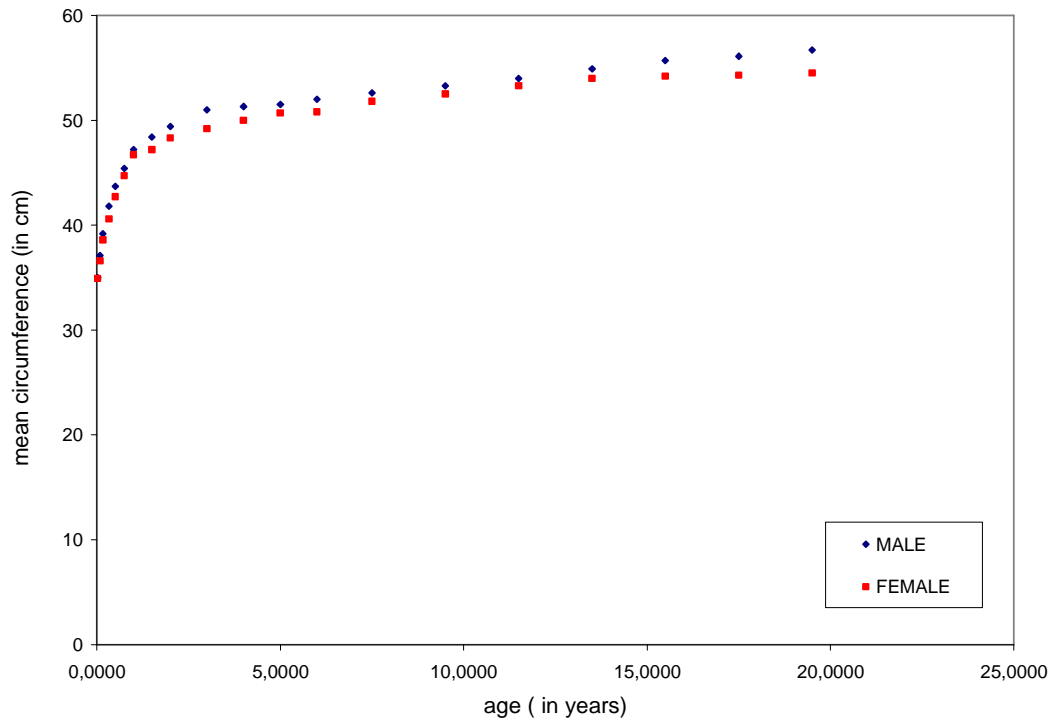


Figure 69. Evolution de la circonférence crânienne chez l'homme et la femme en fonction de l'âge.

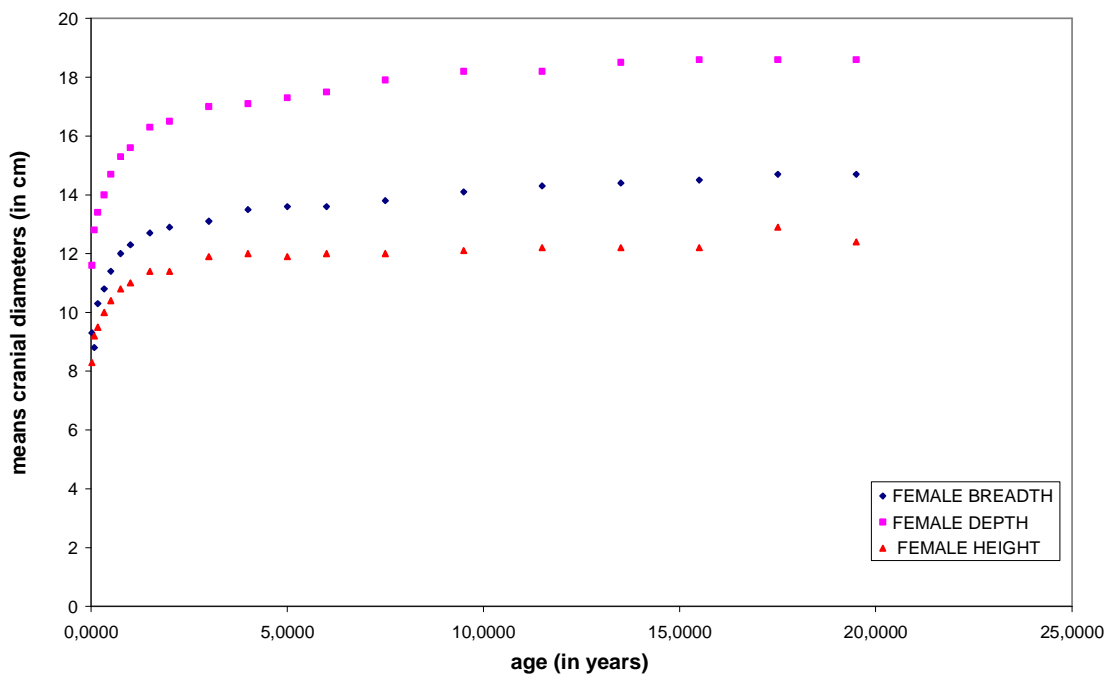


Figure 70. Evolution des diamètres crâniens chez la femme en fonction de l'âge.

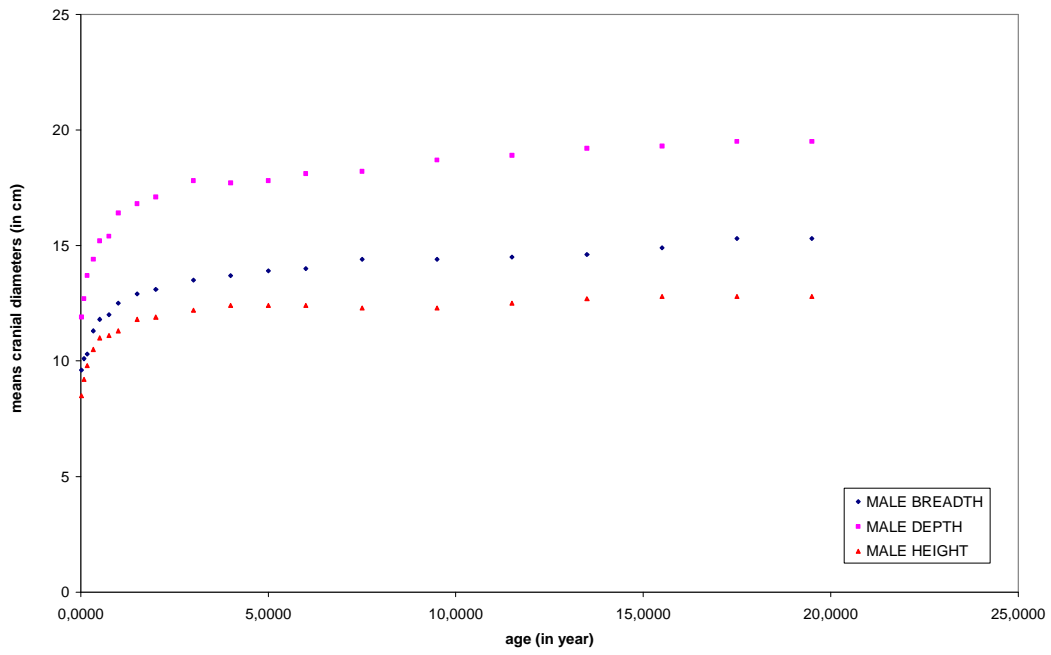


Figure 71. Evolution des diamètres crâniens chez l'homme en fonction de l'âge.

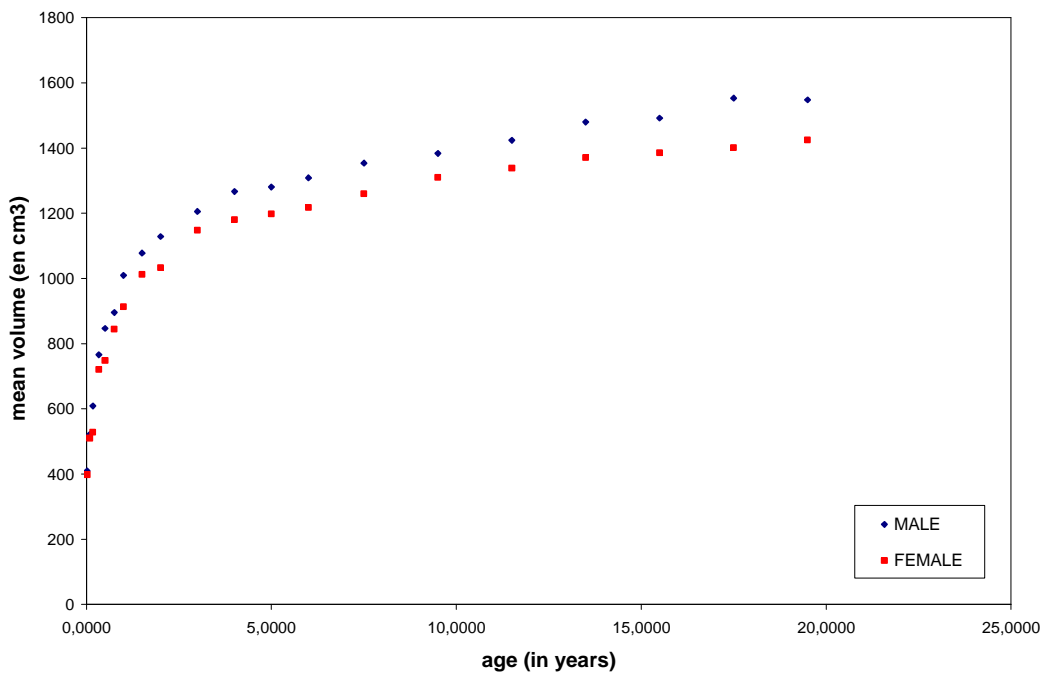


Figure 72. Evolution de la capacité crânienne chez l'homme et la femme en fonction de l'âge.

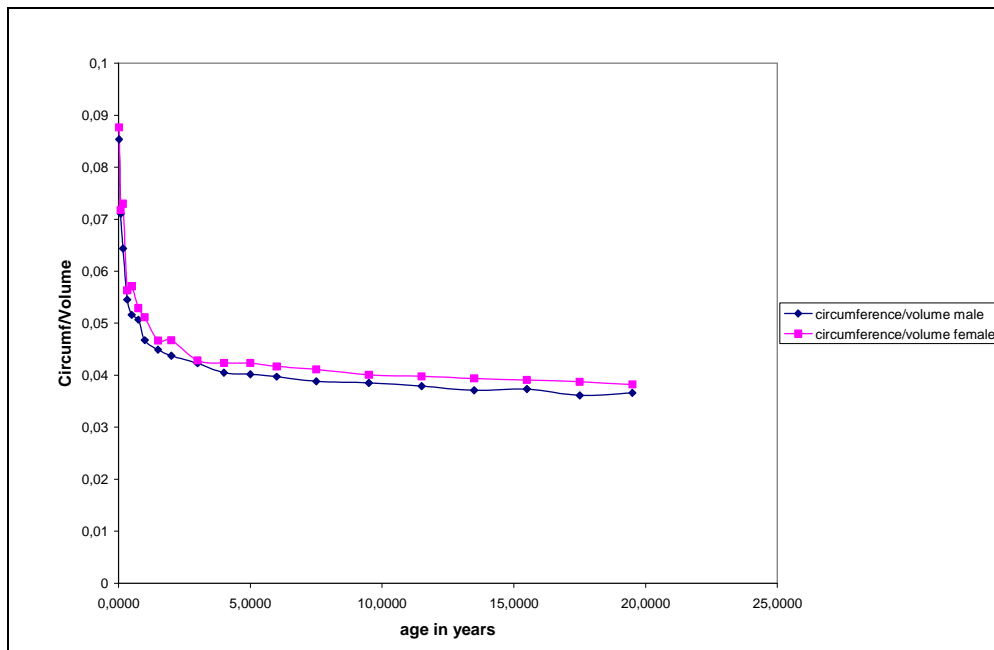


Figure 73. Evolution du rapport circonférence/volume en fonction de l'âge chez l'homme et la femme.

Chez l'homme, on distingue très bien deux évolutions différentes : avant 5 ans, on a une forte augmentation de tous les diamètres crâniens puis une stabilisation plus ou moins marquée après 5 ans. Si l'on regarde de plus près cette période (avant 5 ans), on constate une discontinuité entre le sixième et le neuvième mois pour les trois diamètres, le plus visible étant au niveau de la longueur. Puis, à partir de 3 ans, les diamètres semblent se stabiliser. Chez la femme, on retrouve la même allure de courbe. Cependant, on ne distingue pas de discontinuité entre le sixième et le neuvième mois comme chez l'homme. Il est possible de déterminer approximativement l'âge auquel le crâne enfant est homothétique à celui de l'adulte, ce qui correspond à peu près à 6 ans.

âge (en année)	éminence frontale (mm)			écaille du frontal (mm)			éminence pariétale (mm)		
	gauche	droite	n	gauche	droite	n	gauche	droite	n
	1,04	1,1	5	1,16	1,16	5	1,06	1,14	5
(2 mois)	0,17	1,34	7	1,15	1,14	4	1,21	1,15	4
(3 mois)	0,25	1,34	7	1,15	1,14	4	1,21	1,15	4
	0,50	1,46	6	1,88	1,88	5	1,18	1,18	5
	1,00	1,92	4	1,95	2,07	3	1,75	1,57	3
	2,00	1,95	4	2,12	2,15	6	2,32	2,07	6
→	3,00	2,48	6	2,81	2,51	6	2,4	2,23	6
	4,00	2,55	4	2,87	2,77	5	2,42	2,57	5
	5,00	2,97	5	2,86	2,82	8	2,72	2,68	8
	6,00	3,28	5	2,86	2,8	4	2,98	2,9	4
	7,00	3,28	5	2,86	2,8	4	2,98	2,9	4
	8,00	3,31	4	3,36	3,57	4	3,17	3,15	4
	10,00	3,45	5	3,5	3,64	6	3,36	3,18	6
	16,50	5,76	4	4,45	4,5	3	4,93	5	4
	adulte	5,95	60	6,72	6,72	60	5,92	5,62	60

Tableau 31. Epaisseur de la voûte en fonction de l'âge.

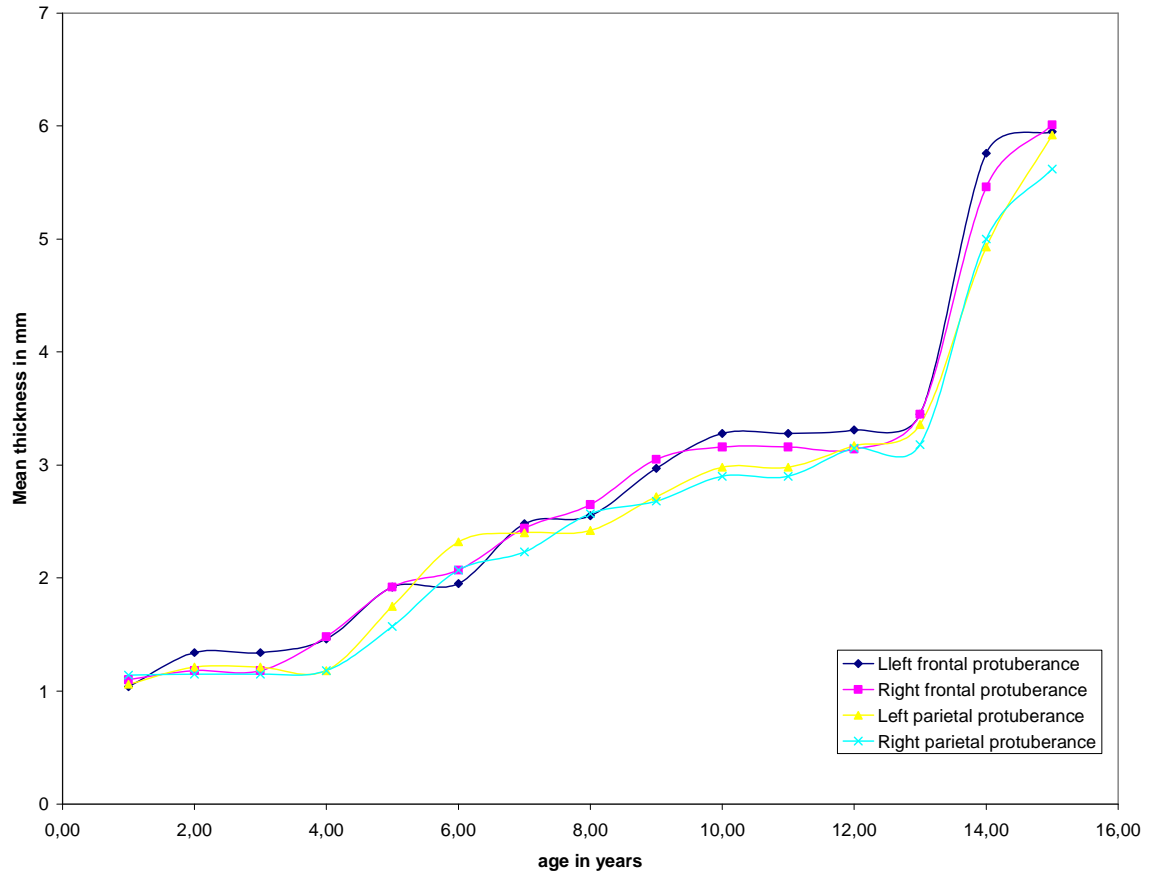


Figure 74. Evolution des épaisseurs moyennes de la voûte crânienne en fonction de l'âge.

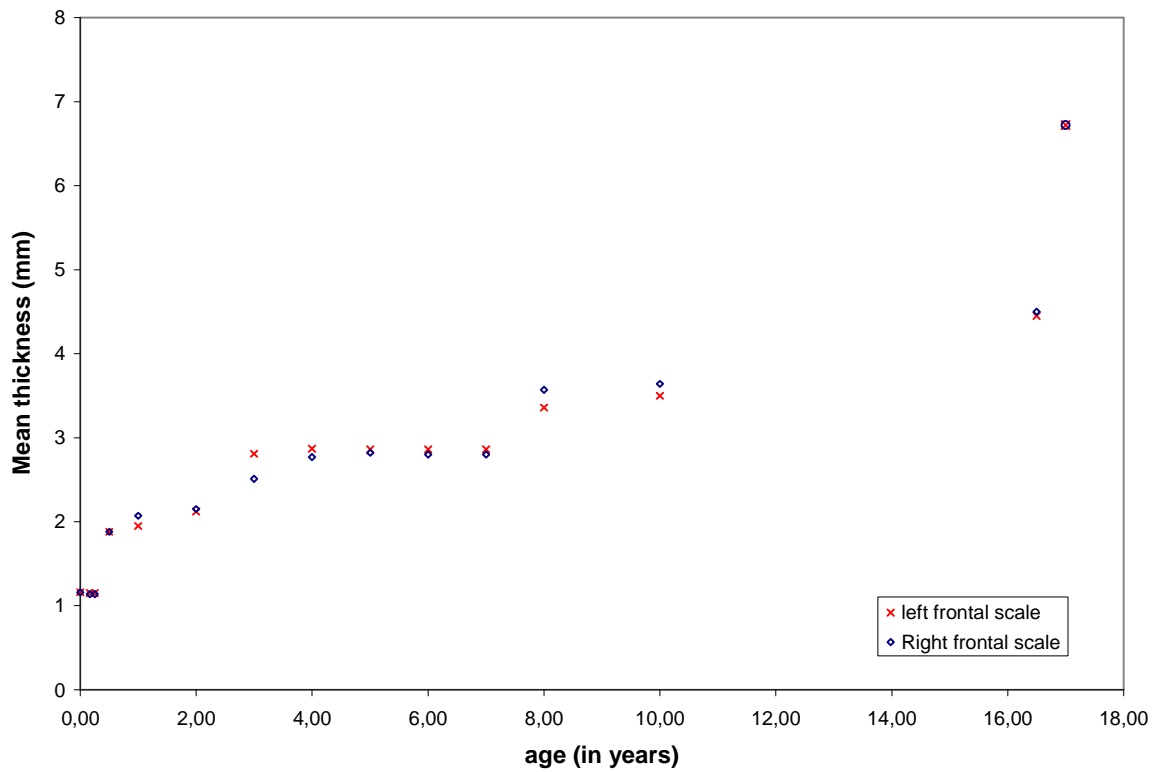


Figure 75. Evolution de l'épaisseur de l'écaille du frontal en fonction de l'âge.

On s'aperçoit sur la figure 74 que les éminences frontales gauche et droite ont approximativement les mêmes épaisseurs aux âges étudiés, les différences restant minimes (0,15 mm). Cela prouve qu'on a bien une symétrie du crâne en ce qui concerne les épaisseurs. Par ailleurs, l'épaisseur des éminences frontales n'a pas tout à fait atteint son maximum à 16,5 ans.

Comparons à présent les éminences frontale et pariétale gauches par exemple. Les épaisseurs semblent se développer brusquement avec de légères stabilités à certaines périodes. Malheureusement, comme précédemment, on ne peut émettre aucune affirmation entre 10 et 16 ans, par manque de données. Toutefois, avant 10 ans, on remarque que l'épaisseur du frontal est en général légèrement plus importante que celle du pariétal.

Au niveau de l'écaille du frontal, on peut remarquer que son développement s'effectue également par palier (0-3 mois / 6 mois-2 ans / 3-7 ans / 8-10 ans). Par ailleurs, à 16 ans, l'épaisseur du frontal n'a pas du tout fini d'évoluer. Au stade final du développement (âge adulte), l'écaille se trouve être plus épaisse que les éminences.

âge (en année)	épaisseur moyenne du crâne au niveau du nasion (incluant le sinus frontal) (mm)		
	HOMME	FEMME	
(3 mois)	0,25	4	3,6
(6 mois)	0,5	4,7	4,2
(9 mois)	0,75	5,3	4,6
	1	5,4	4,9
(18 mois)	1,5	6,1	5,6
	2	6,4	5,9
	2,5	6,7	6,2
	3	7,1	6,4
	3,5	7,6	6,6
	4	7,8	6,9
	4,5	8,1	7,1
	5	8,4	7,7
	6	8,8	8,2
	7	9,3	8,6
	8	9,8	9,1
	9	10,3	9,5
	10	11,1	10
	11	11,7	10,6
	12	12,2	11,2
	13	12,9	11,6
	14	13,6	11,8
	15	14,5	12,2
	16	15	12,3
	17	15,6	12,2
	18	15,3	12,2
	19	14,1	12,4
	20	15	12,3
	21	14,5	12,8

Tableau 32. Epaisseur du crâne au niveau du nasion en fonction de l'âge.

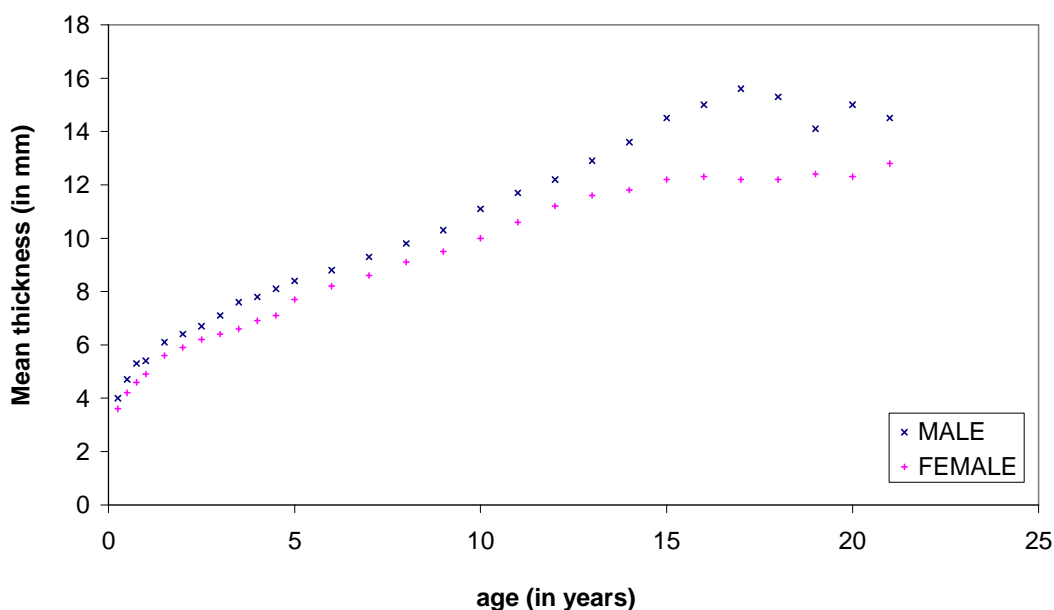


Figure 76. Evolution de l'épaisseur du crâne en fonction de l'âge chez l'homme et la femme.

Il est facile de constater (figure 76) que l'épaisseur du crâne, au niveau du nasion, évolue linéairement par segments continus (0-1 an / 1,5-14 ans).

Précisons toutefois que les épaisseurs du crâne sont mesurées au niveau du nasion et des sinus frontaux. Cependant, ces derniers présentent une épaisseur qui varie selon les individus. On ne peut donc pas exploiter précisément ces données par la suite.

La théorie du « scaling down » permet de trouver les dimensions et les tailles en fonction de l'âge. Dans le tableau suivant, on trouve pour certaines grandeurs (circonférence, largeur moyenne, longueur moyenne, hauteur moyenne, volume moyen, éminence frontale, éminence pariétale) leurs valeurs chez l'enfant et l'adulte ainsi que leurs facteurs d'échelle résultants. Nous avons considéré ici les valeurs des grandeurs présentes dans le tableau 33.

	Bébé de 1 mois	Enfant de 1 an	Enfant de 3 ans	Enfant de 6 ans	Enfant de 12 ans	Adulte
Circonférence tête (cm)	36.85	46.95	50.1	51.4	53.65	55.6
Largeur moyenne tête (cm)	9.45	12.4	13.3	13.8	14.4	15
Longueur moyenne tête (cm)	12.75	16	17.4	17.8	18.55	19.05
Hauteur moyenne tête (cm)	9.2	11.15	12.05	12.2	12.35	12.6
Volume moyen tête (cm³)	516	961.5	1177	1263.5	1381.5	1486.5
Epaisseur éminence frontale (mm)	1.165	1.92	2.46	3.22	3.45	5.98
Epaisseur éminence pariétale (mm)	1.14	1.66	2.315	2.94	3.27	5.77

Tableau 33. Dimensions anatomiques générales : Circonférence, largeur, longueur, hauteur, volume, épaisseur de l'éminence frontale et pariétale (Neny 2001).

Tableau des facteurs d'échelle :

Dimensions tête en cm	Rapport bébé 1	Rapport Enfant	Rapport Enfant 3 ans	Rapport Enfant 6 ans	Rapport Enfant 12 ans
Circonférence tête (cm)	0.663	0.844	0.90	0.924	0.965
Largeur moyenne	0.63	0.826	0.89	0.92	0.96
Longueur moyenne	0.654	0.839	0.91	0.934	0.974
Hauteur moyenne	0.73	0.884	0.96	0.968	0.98
Volume moyen (cm ³)	0.347	0.647	0.79	0.849	0.923
Epaisseur éminence frontale	0.195	0.321	0.41	0.538	0.577
Epaisseur éminence pariétale	0.197	0.288	0.40	0.509	0.567

Tableau 34. Tableau des rapports enfant/adulte.

D'autres données anatomiques sur des enfants d'âges variables ont été réalisées par Snyder et al. en 1969 et 1977. Dans le tableau qui suit sont regroupées les valeurs qu'ils ont trouvées pour la tête en fonction de différents âges.

Description	6 mois	12 mois	18 mois	3 ans	6 ans	10 ans	Femme	Homme de taille moyenne	Homme de forte corpulence
Taille (mm)	671	747	813	953	1168	1374	1513	1751	1864
Taille assise (mm)	439	480	505	546	635	719	812	907	971
Circonférence de la tête (mm)	442	465	481	498	523	531	534	574	594
Largeur tête (mm)	119	127	130	135	142	145	145	154	156
Profondeur tête (mm)	156	164	170	177	180	185	183	197	202
Longueur tête (mm)	148	159	165	176	185	195	200	221	233
Poids total (kg)	7.80	9.70	11.20	14.51	20.86	32.40	46.72	78.20	102.5

Tableau 35. Dimensions anthropométriques, poids total et module élastique (Mertz et al. 2001, Snyder et al. 1969, 1977).

3.1.3. Les facteurs d'échelle

Dans ce paragraphe, nous allons nous intéresser aux « scale factors » ou facteurs d'échelle. Ce sont des facteurs géométriques qui permettent de passer de l'adulte à l'enfant. Nous allons nous baser sur un article de Irwin et Mertz de 1997 qui s'intitule « Biomechanical bases for the CRABI and Hybrid III Child Dummies ». Dans cet article, les auteurs cherchent à mettre au point des mannequins d'enfants de 6, 12, 18 mois, 3 et 6 ans. Ils se basent sur une étude anthropométrique détaillée précédemment.

Afin de calculer les facteurs d'échelles, il faut travailler avec le module élastique, les dimensions caractéristiques de la partie du corps étudiée et enfin des masses du segment anatomique considéré.

Pour la tête, les facteurs d'échelles λ_x , λ_y , et λ_z ont tous la même valeur et résultent du rapport de la somme de la circonférence, de la largeur, et de la profondeur de la tête de l'enfant sur cette même somme appliquée à l'adulte. Le facteur correspondant à la masse λ_m est obtenu à partir de produit de λ_x , λ_y et λ_z .

Requirements of the Hybrid III 50th Percentile Adult Male Dummy.

		6 Month Old	12 Month Old	18 Month Old	3 Year Old	6 Year Old
Head	λ_x	0.775	0.817	0.844	0.876	0.914
	λ_y	0.775	0.817	0.844	0.876	0.914
	λ_z	0.775	0.817	0.844	0.876	0.914
	λ_m	0.465	0.548	0.599	0.672	0.764
Neck	λ_x	0.577	0.590	0.590	0.637	0.618
	λ_y	0.577	0.590	0.590	0.637	0.618
	λ_z	0.577	0.590	0.590	0.637	0.700
	λ_m	0.192	0.205	0.205	0.259	0.267
Torso	λ_x	0.455	0.485	0.508	0.556	0.618
	λ_y	0.455	0.485	0.508	0.556	0.618
	λ_z	0.484	0.529	0.557	0.602	0.700
	λ_m	0.100	0.124	0.143	0.186	0.267
Thigh	λ_x					0.505
	λ_y					0.505
	λ_z					0.647
	λ_m					0.165
Leg	λ_x					0.553
	λ_y					0.553
	λ_z					0.659
	λ_m					0.202
Elastic Bending Modulus	λ_E	0.283	0.323	0.364	0.475	0.667

Tableau 36. Facteurs d'échelles selon l'âge (Mertz et al. 1997).

A partir de ces facteurs d'échelle, les longueurs caractéristiques comme les épaisseurs crâniennes, les longueurs, les circonférences peuvent être retrouvées pour différents âges. Pour vérifier la validité de cette méthode, nous nous proposons de superposer les valeurs de ces grandeurs caractéristiques trouvées avec cette méthode (Mertz 1984), et les grandeurs résultantes d'études anatomiques réalisées par Roche (1953) et Dekaban (1977) et disponibles dans la littérature.

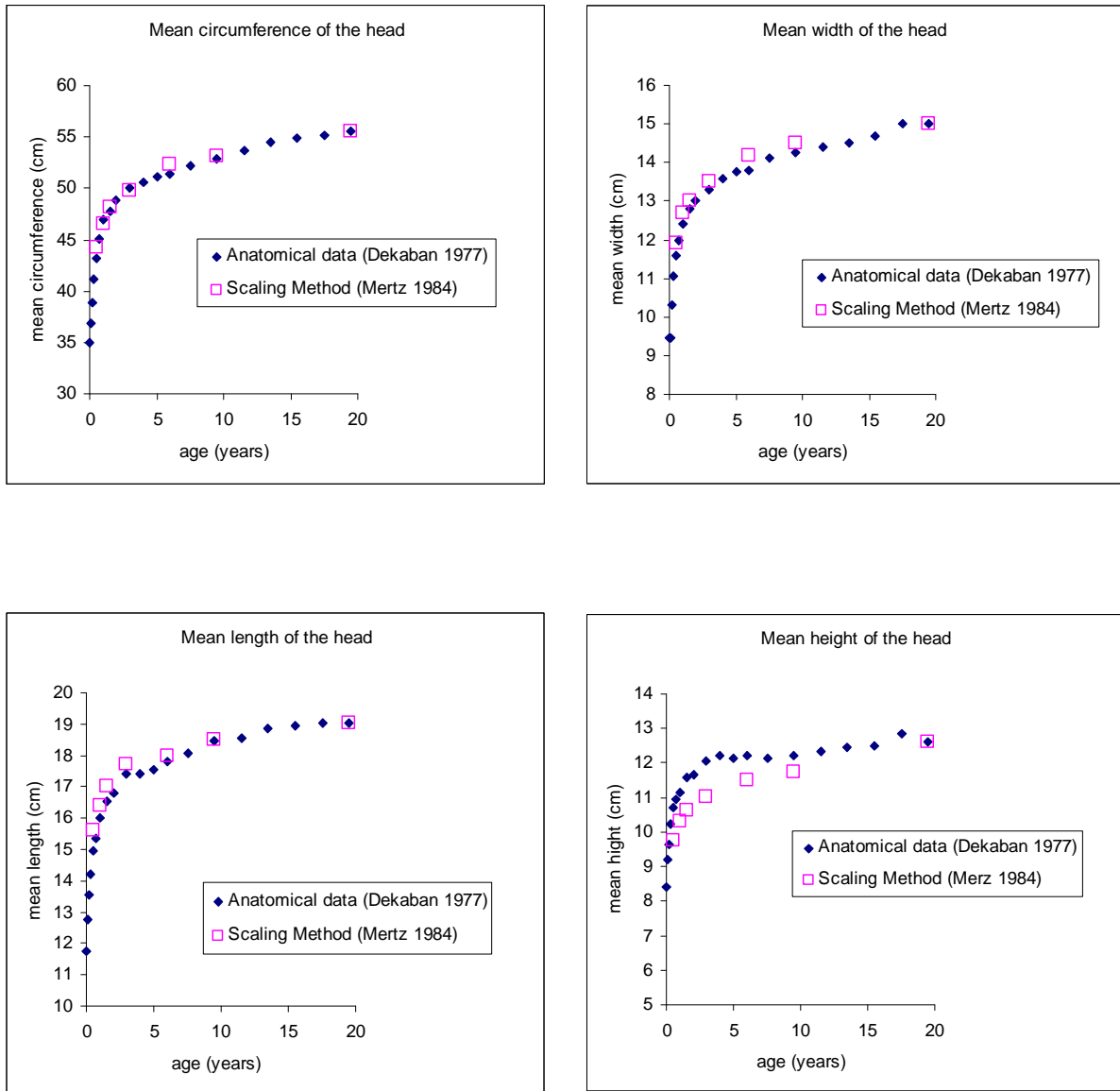


Figure 77. Superposition des grandeurs caractéristiques trouvées avec la méthode des facteurs d'échelle (Mertz) et celles d'études anthropométriques (Dekaban).

Il apparaît sur ces graphiques que la méthode des facteurs d'échelle donne des résultats très cohérents au niveau de la géométrie globale.

En addition de ces courbes, la figure 78 montre un « paramètre de forme », et illustre l'évolution du rapport de la circonférence sur le volume de la tête en fonction de l'âge. Une stabilisation de cette courbe après l'âge de 6 ans est observée et permet d'illustrer que la tête de l'enfant a une forme similaire à celle de l'adulte après cet âge. La tête de l'enfant peut donc être considérée comme une homothétie de celle de l'adulte à partir de 6 ans, et la réduction d'un modèle de tête d'adulte ne peut être valable qu'à partir de cet âge.

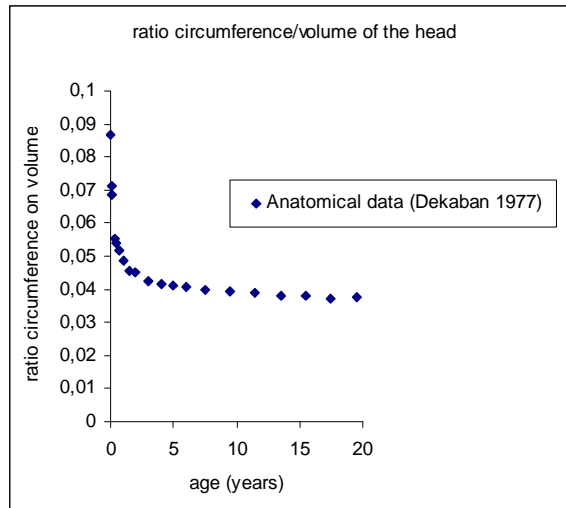


Figure 78. Evolution du rapport circonférence sur volume en fonction de l'âge.

En terme de forme globale de la tête, la visualisation de coupes scanner du cerveau dans un plan sagittal et coronal pour des enfants de 3 ans et de 6 mois, superposées à celles d'un adulte auxquelles les facteurs d'échelle ont été appliqués (Mertz), permet à nouveau d'illustrer la différence de géométrie.

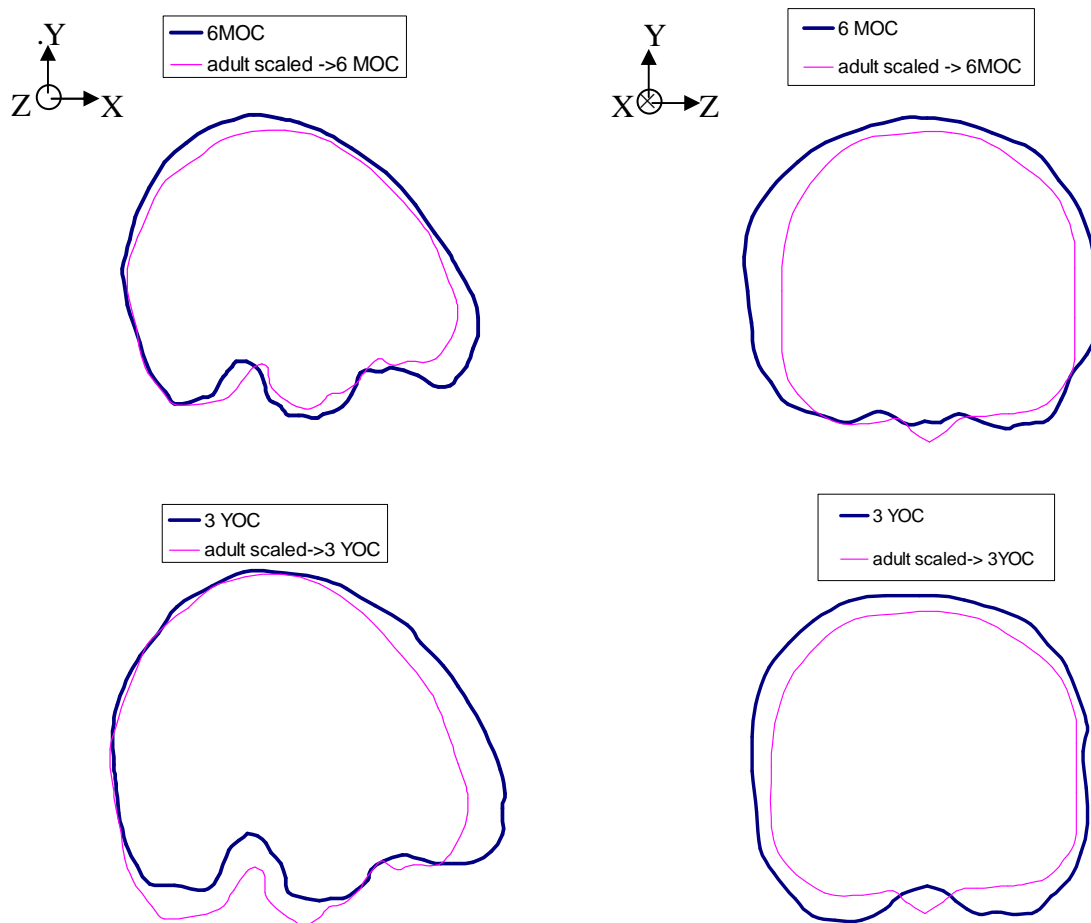


Figure 79. Superposition de coupes scanner d'enfants de 3 ans et de 6 mois avec des coupes scanner d'adultes auxquelles les facteurs d'échelle appropriés ont été appliqués.

En plus de la géométrie globale, l'épaisseur crânienne au niveau frontal et pariétal a aussi été analysée. La figure 80 montre l'évolution des épaisseurs crâniennes pour la méthode des facteurs d'échelle et les données anthropométriques. Nous observons une nette différence entre les deux types de données : en réalité, l'épaisseur de l'os varie beaucoup plus que ne le prédit la méthode des facteurs d'échelle.

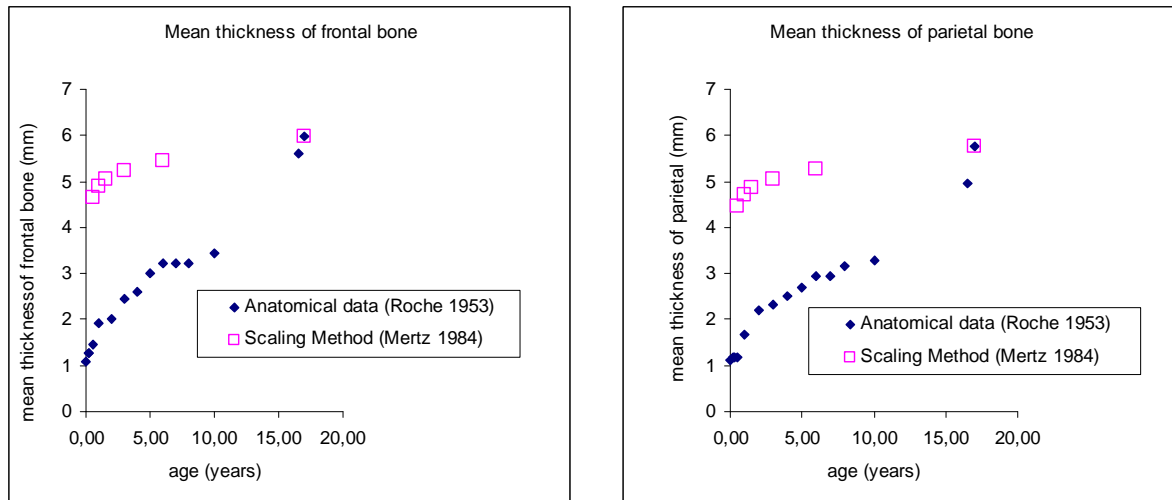


Figure 80. Epaisseurs crâniennes pour les données anthropométriques et les données issues de la méthode des facteurs d'échelle.

3.1.4. Conclusion

Une étude morphologique et structurelle de la tête de l'enfant a été réalisée, et permet de conclure que la tête de l'enfant n'est pas un « modèle réduit » de celle de l'adulte, puisqu'elles diffèrent tant en terme de géométrie qu'en terme de structure (structure de l'os, sutures, fontanelles) jusqu'à l'âge de 6 ans. Le tableau suivant résume les limitations de la méthode des facteurs d'échelle et donne les principales recommandations pour la définition de la géométrie de l'enfant.

Aspect structurel			
Age	Présence des fontanelles	Présence des sutures	Présence du diplôe
nouveau né	OUI	OUI	NON
6 mois	OUI	OUI	NON
1 an	OUI	OUI	NON
3 ans	NON	OUI	NON
6 ans	NON	NON	OUI
10 ans	NON	NON	OUI
Adulte	NON	NON	OUI

Champ d'application des la méthode des facteurs d'échelle				
Age	Au niveau géométrique			Au niveau structurel
nouveau né	Dx	Dy	Dz	Epaisseur du crâne Présence des fontanelles et sutures Présence du l'os spongieux
6 mois	NON	NON	NON	NON
1 an	NON	NON	NON	NON
3 ans	NON	NON	NON	NON
6 ans	NON	NON	NON	NON
10 ans	OUI	OUI	OUI	NON
Adulte	OUI	OUI	OUI	OUI

La création de nouveaux modèles respectant la géométrie et la structure est nécessaire jusqu'à l'âge de 6 ans. Passé cet âge, la tête de l'enfant peut être considérée comme une homothétie de la tête de l'adulte. A la lumière de cette étude, nous avons ensuite réalisé un nouveau modèle numérique de la tête de l'enfant de 3 ans puis procédé à la réduction du modèle adulte avec le coefficient approprié (0.914) pour obtenir le modèle de 6 ans.

3.2. Spécificités mécaniques

Nous allons détailler dans cette partie, la bibliographie concernant les spécificités de l'enfant en termes de propriétés mécaniques pour le crâne et le cerveau.

3.2.1. Propriétés mécaniques du crâne et des sutures

Mac Pherson et Kriewall en 1980 ont montré que les os du crâne du nouveau-né présentent des modules d'élasticité différents suivant l'orientation des fibres (radiales et tangentielles). De plus, ils ont travaillé en flexion trois points sur 86 spécimens, ce qui leur a permis de mettre en évidence le fait que l'os agit comme un matériau orthotrope.

Calvarium no.	Estimated gest. age (weeks)	Bone	Fiber orientation	No. of specimens	Elastic modulus \pm S.D. $\times 10^{-3}$ (MPa)	Coefficient of variability (%)
1	40 \pm 2	PR	PA	3	4.01 \pm 1.28	31.9
		PR	PD	3	1.74 \pm 0.59	33.9
		FL	PA	2	3.05 \pm 0.88	28.9
2	38 \pm 2	FR	PD	2	1.70 \pm 0.79	46.5
		PR	PA	9	4.24 \pm 0.73	17.2
3	27 \pm 2	PR	PD	8	0.84 \pm 0.19	22.6
		PR	PA	10	0.94 \pm 0.41	43.6
4	25 \pm 2	PR	PA	3	0.18 \pm 0.03	16.7
		PR	PD	8	1.30 \pm 0.60	46.2
6	28 \pm 2	PL	PD	3	0.12 \pm 0.01	8.3
		PR	PA	5	3.62 \pm 0.46	12.7
7	40 \pm 2	PR	PD	5	0.14 \pm 0.08	57.1
		PR	PA	5	3.72 \pm 0.35	9.4
		PL	PA	5	3.30 \pm 0.64	19.4
		PL	PD	5	0.57 \pm 0.14	24.6
		FR	PA	5	2.83 \pm 0.96	33.9
8	6-yr-old child	FL	PA	5	3.29 \pm 0.71	21.6
		PL	PA*	6	7.38 \pm 0.84	11.4
		PL	PD*	6	5.86 \pm 0.69	11.8

(1) Bone: PR — parietal, right; PL — parietal, left; FR — frontal, right; FL — frontal, left.
(2) Fiber orientation: PA — parallel to long axis of specimen; PD — perpendicular to long axis of specimen; * — for calvarium No. 8, PA designates specimens parallel to sagittal suture, while PD designates specimens perpendicular to sagittal suture.
(3) Test conditions: three point bending; deflection rate — 0.5 mm/min; tested at room temperature while being kept moist with normal saline drip.

Tableau 37. Effet de l'orientation des fibres sur la valeur du module d'Young du crâne de l'enfant nouveau né (McPherson et Kriewall 1980).

En écrivant la loi constitutive $\sigma = E\xi$, ils ont pu déterminer les valeurs des modules élastiques E_1 et E_2 ainsi que la valeur de ν_{12} et ν_{21} . Les valeurs obtenues sont :

E_1 (tangential)	E_2 (radial)	ν_{12}	ν_{21}
3.860 GPa	0.965 GPa	0.22	0.055

Tableau 38. Propriétés mécaniques du crâne.

Si on intègre les valeurs des modules élastiques et des coefficients de Poisson, voici la matrice élastique que l'on obtient :

$$\mathbf{E} = \begin{bmatrix} 3.907 & 0.215 & 0 \\ 0.215 & 0.977 & 0 \\ 0 & 0 & 1.582 \end{bmatrix}.$$

En travaillant sur deux os de nouveau-né et un os d'enfant de 6 ans, ils ont mis en évidence que :

- Le module élastique du crâne du nouveau-né prématuré est de 1.65 GPa alors que celui du bébé né à terme est de 3.86 GPa
- Le module d'Young E de l'os crânien d'un nouveau-né varie entre 2.5 GPa et 4 GPa
- Le module élastique de l'os crânien de l'enfant de 6 ans est de 6.6 GPa.

Bylski et al. en 1986 ont travaillé sur les propriétés mécaniques de la dure mère chez le bébé pour connaître les propriétés élastiques des sutures et fontanelles. Ils ont conclu que la dure mère était homogène, isotrope et incompressible. De plus, le matériau présente une loi élastique non linéaire et est plus particulièrement hyper élastique.

En considérant un modèle de Mooney-Rivlin, les valeurs reportées pour la dure mère sont :

C_1	C_2
1.18 MPa	0.295 MPa

Tableau 39. Valeurs pour la dure-mère.

D'après leur travail sur les propriétés de flexion des os du crâne, Jans et al. ont pu déterminer que, pour un nouveau-né, le module d'Young variait entre 1.7 et 3.3 GPa et ont pu connaître la contrainte limite qui varie de 115 à 235 MPa.

Dans leur étude sur les propriétés du crâne et des sutures d'enfants, Margulies et Thibault (2000) ont testé en flexion 3 points des crânes d'enfants et de porcelets. De ce fait, ils ont pu déterminer les propriétés regroupées dans le tableau 44.

Case	Age	Sample	Location	Rate (mm/min)	σ_{rupt} (MPa)	E (MPa)	U_0 (N.mm/mm ²)
1	25 wks gest.	1	L Parietal	2.54	4.5	71.6	0.0312
		2	L Parietal	2540	4.0	43.8	-
2	30 wks gest.	1	L Parietal	2.54	3.1	95.3	-
		2	R Parietal	2540	11.2	444.5	0.0624
		3	R Parietal	2.54	14.9	618.8	-
		4	R Parietal	2540	8.9	407.7	0.0575
		5	R Parietal	2540	17.0	455.4	0.0675
3	1 wk term	1	L Parietal	2540	10.6	820.8	0.0607
4	6 mos term	1	L Parietal	2.54	42.1	2111.7	0.1392
		2	R Parietal	2.54	44.6	2199.4	0.1834
		3	L Parietal	2540	NR**	2671.9	NR**
		4	R Parietal	2540	71.7	3582.2	0.4361

Tableau 40. Propriétés mécaniques de l'os crânien d'enfants en flexion 3 points (Margulies et Thibault 2000).

Les résultats concordent avec ceux décrits par McPherson et Kriewall en 1980. De même, ils ont pu mettre en évidence le fait que le module élastique E, l'énergie absorbée à la rupture et la contrainte maximale de l'os augmentent avec l'âge de l'enfant alors que, si l'on considère les sutures, la déformation maximale et l'énergie absorbée à la rupture diminuent avec l'âge.

Irwin et Mertz en 1997 ont pu, grâce aux données de Hubbard, de MacPherson et Kriewall, obtenir les valeurs des modules d'Young d'os pariétal d'enfants de plusieurs âges. Pour déterminer ces coefficients, la théorie du « scaling down » a été utilisée. Partant du module d'Young et des dimensions caractéristiques de la tête de l'adulte, des facteurs d'échelles ont été obtenus, permettant de trouver des modules d'élasticité pour chaque âge. Dans le tableau 41, nous avons les résultats en GPa obtenus par fitting des données :

	6 mois	12 mois	18 mois	3 ans	6 ans	10 ans	Adulte
Module élastique (GPa)	2.8	3.2	3.6	4.7	6.6	8.45	9.9

Tableau 41. Module Elastique en GPa pour différents âges (Mertz et al. 1997).

De même, pour déterminer le module élastique des os pariétaux, ils vont interpoler des données connues avec une régression cubique. Sur la Figure 81, on peut voir les courbes obtenues :

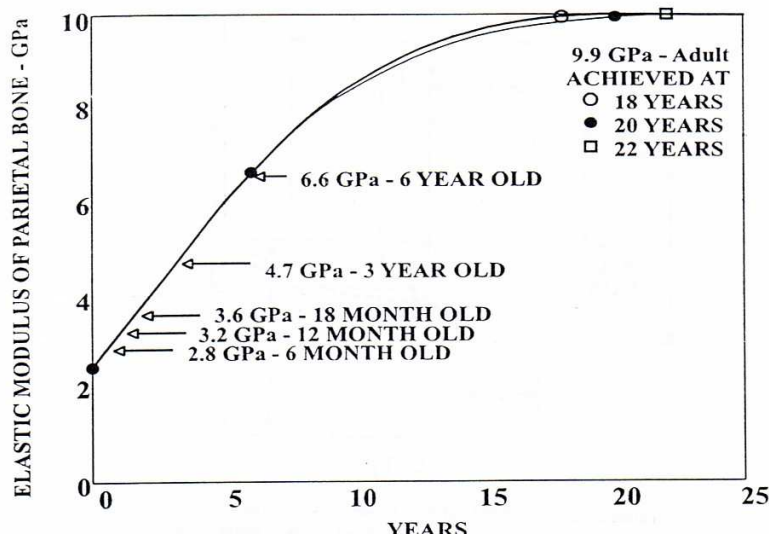


Figure 81: Module élastique en flexion des os pariétaux en fonction de l'âge (Irwin et Mertz 1997).

Alors qu'une grande partie de ces tests ont été réalisés en statique, très peu permettent de déterminer des constantes élastiques dynamiques. Ainsi, pour combler ce manque d'information, Coats et Margulies ont déterminé les propriétés de sutures et de crâne de porc en grande vitesse (les propriétés mécaniques de porcelet étant étroitement liées à celles de l'enfant puisque les propriétés mécaniques d'un porc de 3 jours correspondent un celles d'un nouveau né humain de moins d'un mois)

3.2.2. Les propriétés mécaniques du cerveau

En 1998, Margulies et Thibault ont réussi à déterminer les propriétés viscoélastiques du cerveau de l'enfant. Ils ont, comme pour leur étude sur les propriétés du crâne et des sutures, travaillé sur des porcs. Des échantillons de cerveau ont été testés à l'aide d'une analyse vibratoire en cisaillement avec des déformations de 2,5% ou 5% de 20-200 Hz à 25°C

et 100% d'humidité. Les propriétés mécaniques ainsi déterminées sur le porcelet de 3 jours correspondent à celles d'un nouveau né de moins d'un mois. Dans le tableau 42, nous avons regroupé les valeurs des coefficients viscoélastiques applicables à l'enfant :

	Module d'élasticité volumique	Module de cisaillement initial G_0	Module de cisaillement à long terme G_∞	Facteur de temps
Cerveau de porcelet correspondant à un nouveau né humain.	$2.11 \text{ e}^9 \text{ Pa}$	$5.99 \text{ e}^3 \text{ Pa}$	$2.32 \text{ e}^3 \text{ Pa}$	0.09248 s^{-1}

Tableau 42. Propriétés viscoélastiques du cerveau de l'enfant (Margulies et Thibault 1998).

Tableau de synthèse des propriétés mécaniques disponibles chez les bébés (du nouveau-né à 6 mois) :

Sources	Densité (kg/m^3)	Module d'Young (Pa)	Coefficient de Poisson	Contrainte à rupture (Pa)
Margulies et Thiebault (2000) et Mc Pherson et Kriewall (1980)	os cortical	2150	0,22	11.e6
Margulies et Thiebault (2000)	sutures	1130	0,28	5.e6
Margulies et Thiebault (1998)	cerveau	$G_0 = 5,99 \text{ e}^3$		
		$G_\infty = 2,32 \text{ e}^3$		
		$\beta = 0,09248 \text{ s}^{-1}$		
		$K = 2,11 \text{ e}^9$		
Jans(1998)		$1,7 \text{ e}^9 - 3,3 \text{ e}^9$		$115 \text{ e}^6 - 235 \text{ e}^6$
Irwin et Mertz (1997)		$2. \text{ e}^9$		

Tableau 43. Tableau récapitulatif des sources et des propriétés mécaniques disponibles.

3.3. Modèles éléments finis de la littérature

Alors que beaucoup de chercheurs ont étudié la biomécanique des chocs de la tête chez l'adulte à l'aide des éléments finis (comme Chu 1994, Kang 1997, DiMasi 1995, Turkiyer 1996, Ward 1980, Zhang 2001, Ruan 1993 et 2001, etc.), peu se sont intéressés au cas de l'enfant.

3.3.1. Modèles en statique

Le premier modèle éléments finis traitant de l'enfant date de 1980. Mc Pherson et Kriewall ont réalisé par la méthode des éléments finis un modèle linéaire des os pariétaux de la tête d'un nouveau-né prématuré afin d'étudier les déformations du crâne du nouveau-né lors de l'accouchement.

La géométrie de la tête a été obtenue à l'aide de trois radiographies orthogonales d'un bébé non prématuré dont on a tracé les projections orthographiques (projection perspective

dont le point de vue est rejeté à l'infini). Pour avoir la géométrie crânienne pour un bébé prématuré, les auteurs ont utilisé un facteur d'échelle de 0.6.

Quatre distributions de pressions différentes ont été étudiées. Ces distributions correspondent au cas de :

- Présence de pression hydrostatique (présente avant l'engagement)
- Coefficient de dilatation du col de 25 %
- Coefficient de dilatation du col de 50 %
- Coefficient de dilatation du col de 75 %

La valeur du module d'Young de l'os cortical utilisée dans leur modèle est de 2.5 GPa.

Bien que le modèle présente des simplifications, il est possible de noter que les déformations des os observés dans le modèle éléments finis sont quantitativement similaires à celles observées sur les radiographies (voir figures suivantes).

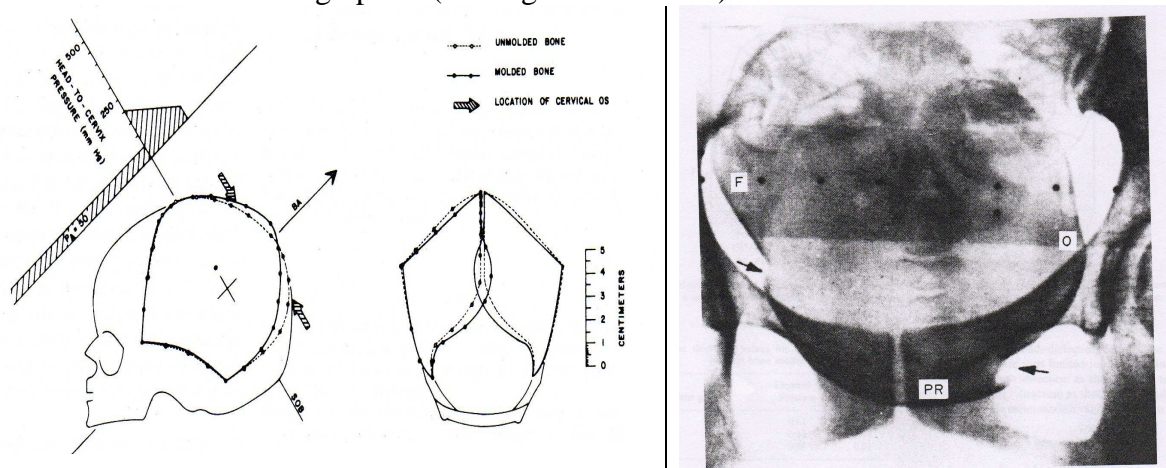


Figure 82. Déplacements de l'os observé lors de l'accouchement (McPherson et Kriewall 1980).

De plus, ils ont observé que les déformations des os pariétaux sont plus importantes chez le prématuré que chez les autres bébés, ce qui correspond aux observations faites en clinique.

Lapeer et Prager, en 2001, ont étudié le comportement du crâne à l'aide d'un modèle non linéaire d'un crâne de nouveau-né. L'étude a porté sur la déformation des os pariétaux lors du premier stade du travail, qui débute lorsque les contractions s'intensifient et que le col se dilate, et se termine lorsque la dilatation du col est de 10 cm.

Pour mettre en place le modèle, il a fallu définir deux grandeurs :

- La pression intra-utérine ou pression amniotique
- La pression exercée par le col ou pression radiale

Voici l'expression utilisée pour caractériser ces deux pressions :

$$\Pi = \frac{P_r}{P_a} = \frac{6(\gamma - D_1)^2}{3(1 - D^4) - 8D_1(1 - D^3) + 6D_1^2(1 - D^2)}$$

où γ est r/R et D le coefficient de dilatation de l'utérus défini comme le rapport entre le plus petit rayon de contact sur le plus grand rayon de la tête.

Les valeurs des paramètres mécaniques considérés pour ce modèle sont :

- $E_1=3.860$ GPa (tangential)
- $E_2=0.965$ GPa (radial)
- $\nu_{12}=0.22$
- $\nu_{21}=0.055$

- $E = 4.46 \text{ GPa}$ et $\nu = 0.22$ pour la base du crâne et les maxillaires de l'enfant
- Pour les sutures et fontanelles : modèle de Mooney-Rivlin de constantes $C_1 = 1.18 \text{ MPa}$ et $C_2 = 0.295 \text{ MPa}$

Une analyse en statique a été réalisée avec le logiciel ABAQUS. Lors de cette simulation, les auteurs ont observé l'évolution du crâne de l'enfant lorsqu'il est soumis à des pressions (intra-utérine et radiale). Il a été possible de calculer la distribution de la pression sur le crâne ainsi que la valeur des différents diamètres rencontrés en craniométrie.

Le modèle a été validé en comparant des données expérimentales (photos faites après accouchement) du diamètre de la tête des enfants avec les diamètres après accouchement obtenus numériquement. Les simulations de forces appliquées lors du premier stade du travail donnent des résultats cohérents avec les observations cliniques en termes de déformations résiduelles et de forme de la tête après déformations. Voici un exemple de l'effet de la pression amniotique et de la pression radiale sur la tête du bébé :

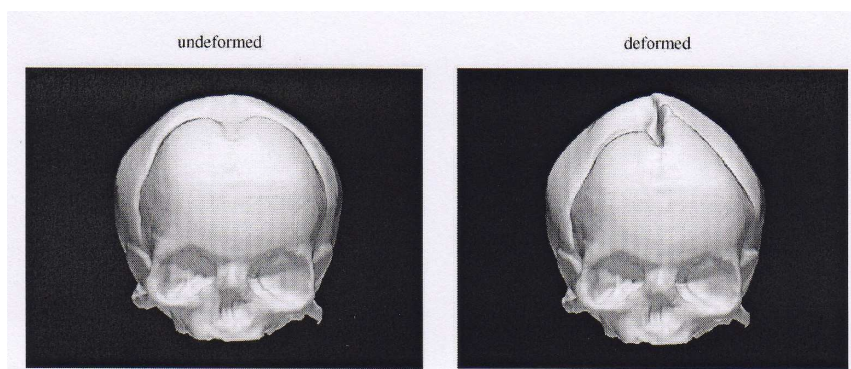


Figure 83. Effets de la pression radiale et amniotique sur le crâne durant le premier stade du travail (Lapeer 2001).

En conclusion, le modèle présenté par Lapeer et Prager permet d'évaluer la biomécanique du crâne du nouveau-né de façon quantitative. Ce modèle peut être utilisé à des fins obstétriques afin de simuler une quelconque complication lors de l'accouchement ou à des fins pédiatriques pour déterminer si le bébé présente des malformations congénitales comme l'hydrocéphalie.

En 2000, Margulies et Thibault, dans leur étude sur les propriétés mécaniques du crâne et des sutures, ont été amenés à construire un modèle éléments finis idéalisé de la tête d'un enfant d'un an afin de vérifier leurs résultats expérimentaux (tests de flexion 3 points sur des os d'enfant tableau récapitulatif des propriétés mécaniques). Le modèle consiste en un impacteur rigide plat et d'une tête décomposée en cinq régions : l'os crânien, les sutures, la fontanelle antérieure, le cerveau et le trou occipital.

Deux formulations du modèle ont été faites :

- Une avec les propriétés mécaniques de l'enfant
- Une autre avec les propriétés mécaniques de l'adulte

Les propriétés mécaniques utilisées dans le modèle sont disponibles dans le tableau 44 :

Matériaux	Modèle	Module d'Young E (MPa)	Masse volumique (kg/m ³)	Coefficient de poisson
Os crânien	Enfant	1300	2150	0.28
	Adulte	10000	2150	0.28
Suture	Enfant	200	1130	0.28
	Adulte	10000	2150	0.28

Tableau 44. Propriétés mécaniques utilisées dans le modèle éléments finis (Margulies et Thibault 2000).

Des simulations d'impacts mineurs et majeurs ont été réalisées. La durée de la pulsation était de 10 ms et l'amplitude des pics de 1000 N et 5000 N.

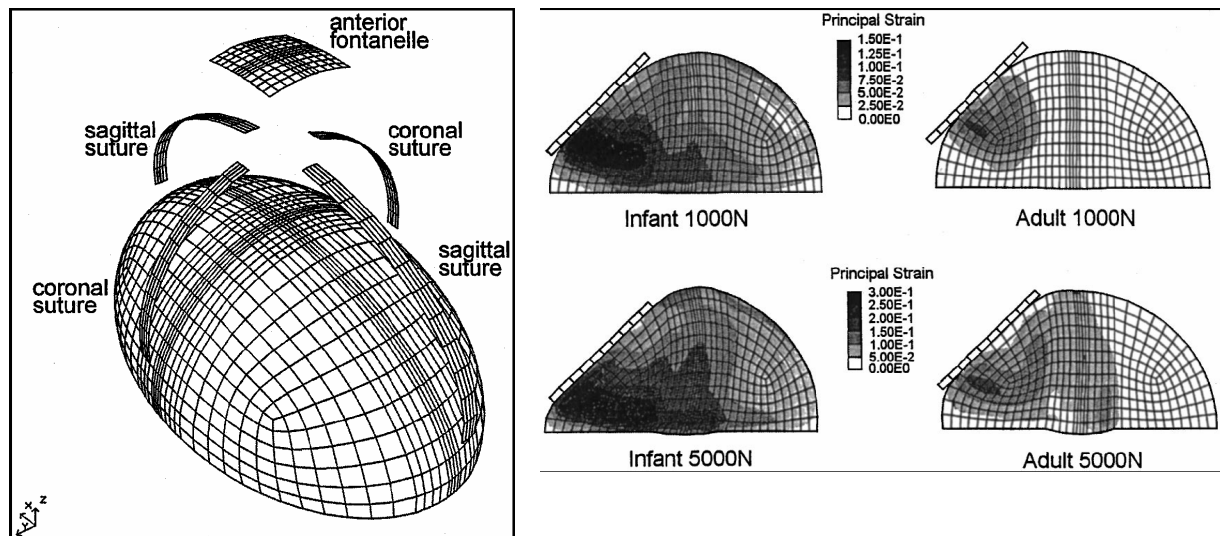


Figure 84. Simulation par éléments finis simplifiée de la tête de l'enfant (Margulies).

Les résultats des simulations sont très sensibles aux propriétés mécaniques, ainsi les déformations dans les cas du modèle enfant sont beaucoup plus importantes et beaucoup plus diffuses que dans le modèle adulte où elles semblent plus localisées.

3.3.2. Modèles en dynamique

Mazuchowski et al. en 1997 ont développé un modèle d'une tête d'enfant d'un mois. De même, Margulies et Thibault ont travaillé sur un modèle similaire. Ils ont étudié le rôle des propriétés des tissus sur la réponse en faisant varier les valeurs des propriétés du cerveau et du crâne. Pour les simulations utilisant les propriétés mécaniques d'un crâne et d'un cerveau d'enfant, les déformations ont été plus importantes et les forces s'exerçant à travers le cerveau étaient plus étendues que dans le cas d'un adulte.

Puis, Prange et al., en 1999, ont travaillé sur un modèle éléments finis d'une coupe coronaire de la tête afin de mettre en évidence la contribution des propriétés mécaniques sur les seuils de Diffuse Axonal Injury. Ils ont mis en évidence le fait que la géométrie de la tête et les propriétés des tissus jouent un rôle important quant aux résultats en déformations qu'il est possible d'observer. Ils se sont intéressés à un modèle d'enfant d'un mois en se basant sur l'hypothèse selon laquelle le cerveau d'un porcelet de 5 jours aurait les mêmes propriétés mécaniques que celui d'un enfant de 1 mois comme démontré par Thibault et Margulies en 1998. Pour les tissus du cerveau, une loi hyper élastique de Ogden a été mise en œuvre :

$$W = \frac{2\mu}{\alpha} (\lambda_1^\alpha + \lambda_2^\alpha + \lambda_3^\alpha - 3)$$

Avec α et μ des constantes du matériau et λ les déformations principales.

μ varie dans le temps selon une série de second ordre de Prony $\mu(t) = \mu_0 (1 - \sum_{i=1}^2 C_i (1 - e^{-\frac{t}{\tau_i}}))$.

Dans le tableau 45, on a répertorié les valeurs des différentes constantes du modèle.

	Pediatric	Average Adult
α	0.05	0.05
μ_0	526.9 Pa	263.7 Pa
C_1	0.3322	0.2774
τ_1	2.957 sec	2.703 sec
C_2	0.3890	0.5026
τ_2	0.1813 sec	0.1009 sec

Tableau 45. Propriétés mécaniques des tissus du cerveau (Prange et al. 1999).

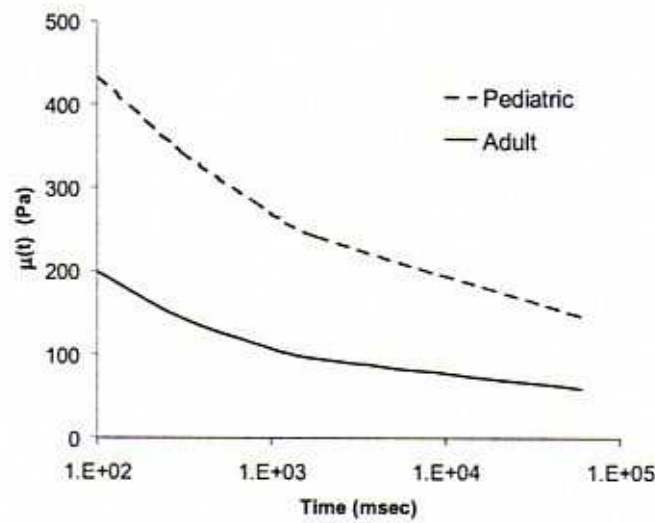


Figure 85. Evolution de μ en fonction du temps (Prange et al. 1996).

En ce qui concerne le modèle éléments finis, les auteurs partent d'un modèle de crâne adulte et utilisent des facteurs d'échelle afin d'obtenir la géométrie du modèle de l'enfant comme le montre la figure suivante.

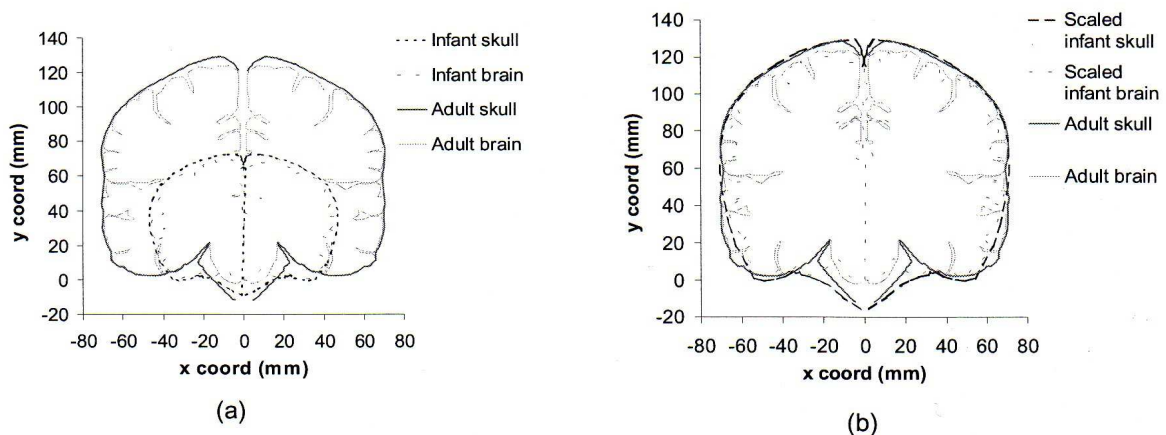


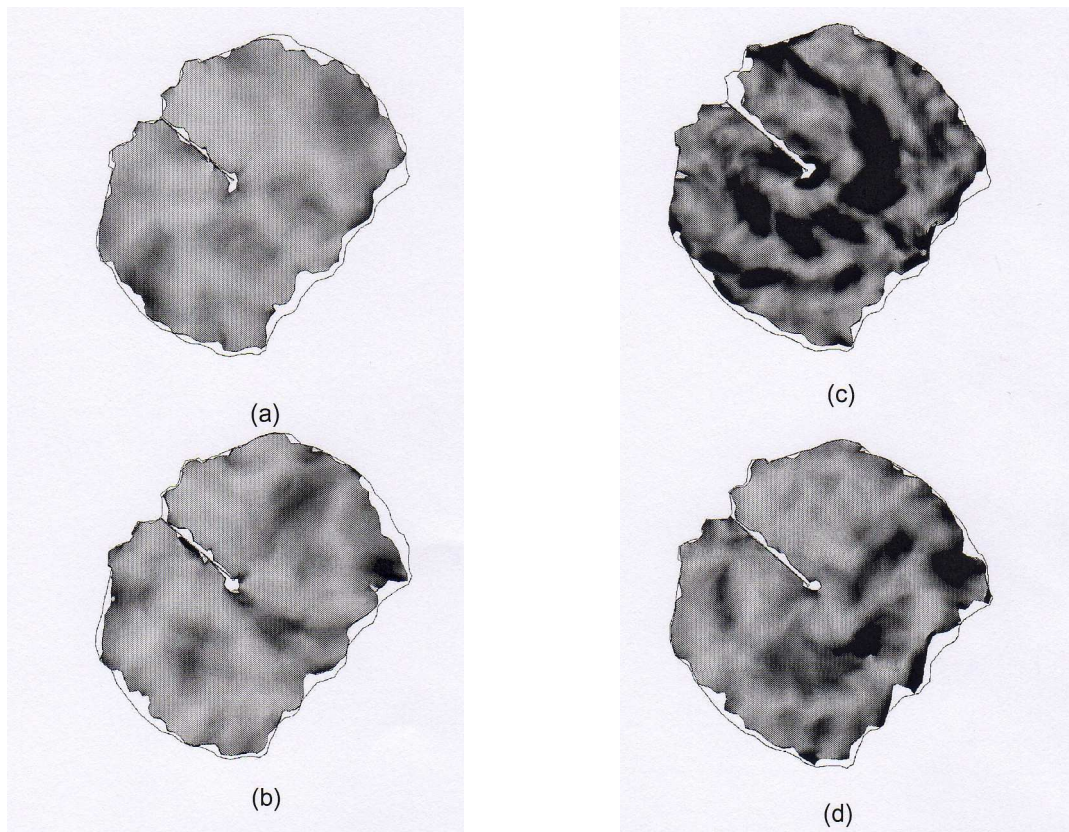
Figure 86. Contours de la tête d'un adulte et d'un enfant obtenus par IRM (prange et al. 1996).

Quatre simulations différentes ont été réalisées comme l'illustre le tableau qui suit. Les modèles sont asservis en accélération et en déplacement angulaire.

	Geometry	Material Properties	Peak $\ddot{\theta}$ rad/s ²
Model PP	Pediatric	Pediatric	1167
Model PA	Pediatric	Adult	1167
Model AA	Adult	Adult	1167
Model AA'	Adult	Adult	617.2

Tableau 46. Simulations réalisées (Prange et al. 1996).

Le maximum de la déformation principale est représenté sur la figure suivante. On peut observer que la déformation est plus importante dans la matière grise et le corps calleux.



**Figure 87. Contour des déformations obtenues (Prange et al. 1996).
a) Modèle PP ; b) Modèle PA ; c) Modèle AA ; d) Modèle AA'**

Afin de déterminer l'influence de la taille du cerveau, les modèles PA et AA ont été comparés. La déformation intracrânienne observée est plus importante dans le cas du modèle AA que du modèle PA. Par conséquent, la taille du cerveau a une grande influence sur la déformation intra crânienne (rapport AA/PA = 1.60).

Pour connaître l'importance des propriétés mécaniques du cerveau sur la déformation, on a comparé les modèles PP et PA. Lapeer et Prager ont remarqué que la déformation était plus importante chez l'adulte que chez l'enfant (rapport PA/PP = 1.29).

En conclusion, on peut dire que la taille et les propriétés mécaniques du cerveau jouent un rôle sur la déformation intra crânienne mais il semble que la taille soit le facteur dominant.

Les limitations du modèle reposent sur le fait que le cerveau est modélisé comme un matériau homogène et isotrope alors que d'autres études ont montré qu'en fait il était anisotrope et non homogène. De plus, le cerveau est modélisé par une coupe coronaire de 2 mm d'épaisseur donc pas vraiment représentative du cerveau dans sa globalité dans le cas de la biomécanique des chocs de la tête.

En 2002, DeSantis Klinich et al. ont travaillé sur un modèle éléments finis de la tête d'un bébé de six mois. Ce travail a été combiné à l'utilisation de reconstructions d'accidents mettant en jeu des enfants. Le but de cette étude était d'estimer des HIC (Head Injury Criteria) pour les enfants et de connaître la réponse de la tête de l'enfant à l'impact. De même, ils ont étudié le rôle des sutures sur la réponse à l'impact. La géométrie éléments finis de la tête de l'enfant résulte d'une image scanner de crâne d'un enfant de 27 semaines.

Une épaisseur de crâne moyenne mesurée à partir de chaque tranche du scanner a été utilisée pour projeter la surface intérieure du crâne afin de réaliser les différentes couches du modèle.

Pour modéliser le crâne, DeSantis Klinich et al. ont utilisé des éléments solides. Une couche d'éléments coques a été utilisée pour représenter le scalp. Le cerveau, la dure-mère et les éléments CSF ont été modélisés comme des éléments solides. Des éléments coques représentent le modèle pour le crâne et les sutures. La face a été considérée comme un corps rigide car il n'est pas prévu qu'elle ait un rôle prépondérant dans la distribution des contraintes lors des impacts. Lors de la création du maillage, les dimensions des plus grands éléments n'excédaient pas les 3 mm.

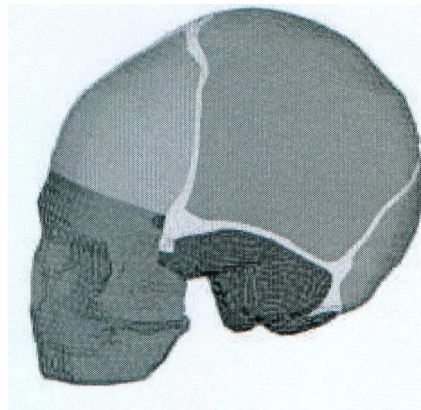


Figure 88. Modèle élément fini de DeSantis Klinich (tête d'enfant de 6 mois).

En ce qui concerne les simulations réalisées, elles sont regroupées dans le tableau 47.

Case code	F-35	F-26	NF-5
Case number	CA9522	DS9519	DS9522
Age	4MO	5MO	6MO
Gender	male	female	male
Mass (kg)	7.7	9	10
Stature (cm)	62	69	61
CRS	Evenflo Joyride	Evenflo Travel Tandem	Century 565
Vehicle	1995 Saturn SL1	1994 Toyota Camry	1995 Ford Escort
Crash type	frontal	frontal	frontal
Crash severity (kph)	12-19 delta V	9 delta V	11 delta V
Outcome	Fatal	Fatal	Survived
MAIS	5	5	2
ISS	35	26	5
Scalp injuries	Right contusions	Left and right temporo-occipital subgaleal hematomas	
Skull fractures	Right middle fossa into sphenoid wing and floor fx, right depressed parietal/temporal fx, left parietal linear burst fx	Left temporo-occipital fx, right occipital fx	Left linear parietal fx
ICI	Left temporal and right occipital lobe contusions, bilateral epidural hemorrhage, right subdural hemorrhage, bilateral uncal and tonsillar herniation, massive swelling, left subdural hemorrhage, lateral right temporal and frontal lobe brain lacerations, film of subarachnoid blood over brain, right extruded brain tissue, cerebellum swelling with hemorrhagic herniation of tonsils	Subdural hemorrhage (lateral, superior, occipital region), global subarachnoid hemorrhage	Underlying subdural hematoma

Tableau 47. Cas réels traités lors de la reconstruction d'accidents (DeSantis Klinich 2002).

Pour réaliser leur modèle éléments finis d'un bébé de 6 mois, DeSantis Klinich et al. ont utilisé des valeurs de propriétés mécaniques déjà disponibles dans la littérature. Le tableau suivant nous donne les valeurs de la densité, du module élastique et du coefficient de poisson qu'ils ont utilisées pour les différents composants de leur modèle ainsi que leurs sources :

	Density (kg/m ³)	Elastic Modulus (E) (Pa)	Poisson's Ratio	Source
Face	9000	3.0E4	0.22	Density calculated to provide correct total mass Modulus selected to be one order of magnitude higher than skull, skull Poisson's ratio used
Scalp	1200	1.7E7	0.42	Ruan 1996
Skull	2150	3.0E9	0.22	Margulies and Thibault (2000), McPherson and Kriewall (1980)
Suture	2150	1.95E9	0.22	Margulies and Thibault (2000)
CSF	1040	7.0E4	0.499	Ruan 1991
Dura	1133	3.15E7	0.45	Ruan 1991
Brain	1040	$G(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty})e^{-\beta t}$ $G_0=5.99E3, G_{\infty}=2.32E3, \beta=0.09248 \text{ s}, K=2.11E9$		Thibault and Margulies (1998)

Tableau 48. Valeurs du module d'Young, du coefficient de poisson et de la masse volumique utilisées dans le modèle de tête d'enfant de 6 mois (DeSantis Klinich et al 2002).

Test Number	Outcome	Vehicle	CRS	Sled ΔV (mph)	Sled Accel (g)	Airbag Deployment time after time-zero (ms)	HIC	Peak head CG resultant Accel (g)
F35-E1*	Fatal ISS 35	Saturn	Evenflo Joyride (shell-style)	11.3	9.9	25	747+	143+
F35-E2*#				11.4	9.9	25	654+	114+
F35-E3				11.3	10.2	25	1360	199.1
NF5-E1*	Nonfatal ISS 5	Escort	Century Assura (shell-style), new version of Century 565	7.9	8.1	25	351+	102+
NF5-L1				7.8	7.8	80	114	70.1
NF5-E2*				7.6	8	25	259+	100+
NF5-E3				7.7	8.3	25	416	129.4
F26-E1	Fatal ISS 26	Camry	Evenflo Travel Tandem (shell-style)	8	8.2	30	215	82.4
F26-L1				7.9	8.1	90	421	125
F26-L2				7.9	8.1	90	317	106.2
NI11-1	no injury	Saturn	Evenflo Joyride	11.3	10.1	No airbag	43	25.6
NI20-1	no injury	Escort	Century Assura	20.6	17.7	No airbag	15	33
NI30-1	no injury	Camry	Century Assura	30	23	No airbag	186	46

* Indicates that peak values of some data channels were clipped; # Incorrect airbag delay used; + Because of clipped data, calculated HIC are assumed to be larger than these values

Tableau 49. Résultats de la reconstruction d'accidents (DeSantis Klinich 2002).

Les conclusions de cette étude sont les suivantes :

- Les résultats obtenus par éléments finis en termes d'accélération de la tête, de déformation du crâne et de distribution des contraintes correspondent bien aux cas réels étudiés.
- Les sutures agissent comme une charnière lors de chocs.

Mizuno a développé un modèle éléments finis d'un enfant de 3 ans. Tout le corps a été modélisé. Il a été obtenu en appliquant un facteur d'échelle au modèle THUMS d'adulte AM50 (au niveau des dimensions et au niveau des propriétés mécaniques).



Figure 89. Modèle éléments finis de Mizuno et al. (2004).

Un pendule vient frapper le thorax avec une vitesse de 6m/s et la force d'impact est mesurée et comparée à celle obtenue avec le mannequin Hybrid III. Ce modèle ne permet cependant pas d'obtenir des informations spécifiques sur la tête.

Voici un tableau récapitulatif des modèles éléments finis existants. Ce tableau recense uniquement les modèles éléments finis. Les modèles analytiques n'ont pas été recensés.

Margulies	2000	modèle élément fini de la tête idéalisé(demi-sphère) avec sutures	1 mois
Mizuno	2004	modèle élément fini complet	3 ans
DeSantis Klinich	2002	modèle élément fini de la tête	6 mois
Lapeer et Prager	2001	modèle élément fini de la tête	nouveau né

Tableau 50. Tableau récapitulatif des modèles éléments finis existants.

3.3.3. Conclusion

Au terme de cette étude bibliographique, il apparaît que de nombreuses études sur l'adulte ont été faites dans le cadre de la biomécanique des chocs. Peu d'équipes de chercheurs ont mis au point des modèles éléments finis de la tête de l'enfant.

Cependant, nous disposons d'informations tant géométriques que mécaniques pour réaliser un nouveau modèle de la tête de l'enfant.

Nous décrivons dans le chapitre qui suit tout le processus de reconstruction de la géométrie et de maillage

3.4. Modèle éléments finis de la tête d'enfant de 3 ans

3.4.1. Obtention de la géométrie

La géométrie de la tête de l'enfant a été obtenue par image scanner de crâne d'enfant de 3 ans. Initialement, les crânes scannés devaient provenir de la collection de l'Institut d'Anatomie de Strasbourg, mais il a été possible d'obtenir une image scanner d'un enfant vivant de 14 mois à l'hôpital de Hautepierre à Strasbourg. Le scanner utilisé est un scanner Siemens Sensation 16. Les informations concernant ce scanner sont disponibles dans le tableau 51 :

Table position	994.6000 mm
Table height	195.0000 mm
Scan time	0.75 s
Slice thickness	1.00
Pixel dimensions	0.36 0.36
Tube voltage	120.00 kV
Tube current	296.00 mA
Exposure	400 mAs

Tableau 51. Informations disponibles sur le scanner.

Après avoir dépersonnalisé les données obtenues, les images ont été retranscrites en format DICOM. Voici deux des images que nous avons obtenues :

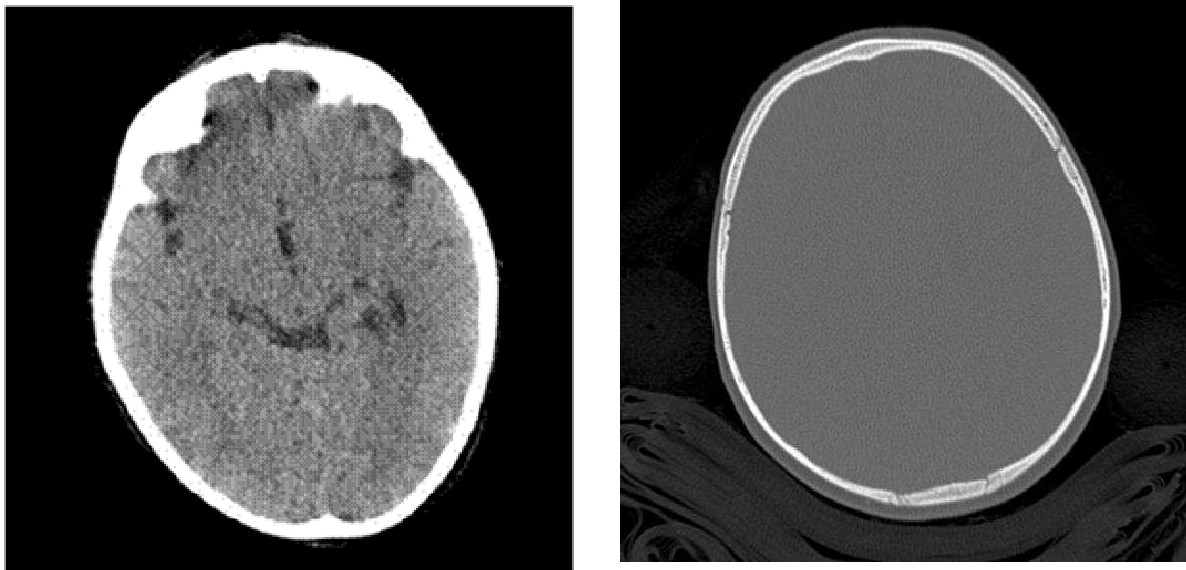


Figure 90. Images scanner de l'enfant.

3.4.2. Traitement de l'image afin d'obtenir le maillage de la géométrie

Les images scanner obtenues seront ensuite traitées à l'IRCAD (Institut de Recherche contre les Cancers de l'Appareil Digestif) de Strasbourg à l'aide d'un logiciel développé en partenariat avec l'INRIA (Institut National de Recherche en Informatique et Automatique).

La première étape de la reconstruction 3D du patient consiste en une segmentation semi-automatique des images. Cette segmentation a pour but de lister les pixels de l'image correspondant à chaque élément. Cela nous permet donc de différencier les os et la peau.

La peau est ensuite segmentée en utilisant un seuillage automatique de densité d'air. En effet, l'endroit où il n'y a plus d'air sur l'image correspond à l'endroit où se situe la peau. Nous avons donc pu obtenir le contour externe du patient.

Pour caractériser les os, le travail se révèle être plus difficile. En effet, les os de l'enfant ne sont pas très bien calcifiés. De ce fait, l'utilisation d'un seuil de calcification classique (300 à 500 Hounsfield Units) ne nous permet pas d'obtenir complètement les os mais seulement les centres d'ossifications. Il a donc fallu baisser la limite inférieure du seuillage afin de pouvoir distinguer l'os au complet.

Après un dernier travail sur les surfaces, on obtient deux maillages surfaciques (table interne et table externe) décrits par des éléments triangulaires. C'est à partir de ces maillages surfaciques que nous allons commencer notre modèle éléments finis. Mais auparavant, il va falloir modifier le maillage obtenu.

Nous obtenons alors une géométrie reconstituée comme le montre la figure suivante et ne permet que la visualisation et en aucun cas une utilisation directe. Le maillage obtenu est un maillage triangulaire. A partir de l'ensemble des points de ce maillage triangulaire, il est nécessaire de recréer les surfaces recouvrant le crâne, permettant un « remaillage » en éléments à 8 nœuds. Pour cela, nous travaillons avec le logiciel de maillage « HyperMesh »

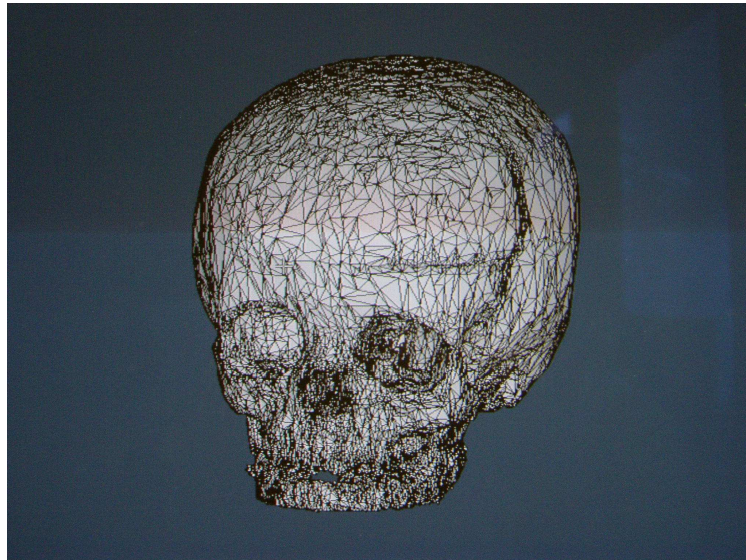


Figure 91. Ensemble des points reconstituants la géométrie.

Nous créons tout d'abord plusieurs "parts" pour distinguer les différentes parties anatomiques de la tête, comme le montre la figure suivante. Cette différenciation nous permet d'avoir une vue claire du modèle et des différentes parties.

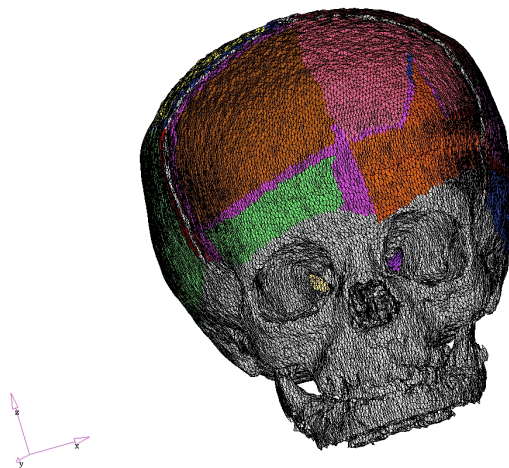


Figure 92. Séparation des différentes zones de la tête.

Les surfaces que nous recréons doivent recouvrir le modèle, en passant par le plus grand nombre de nœuds (du maillage initial) possible, comme le montre la figure qui suit.

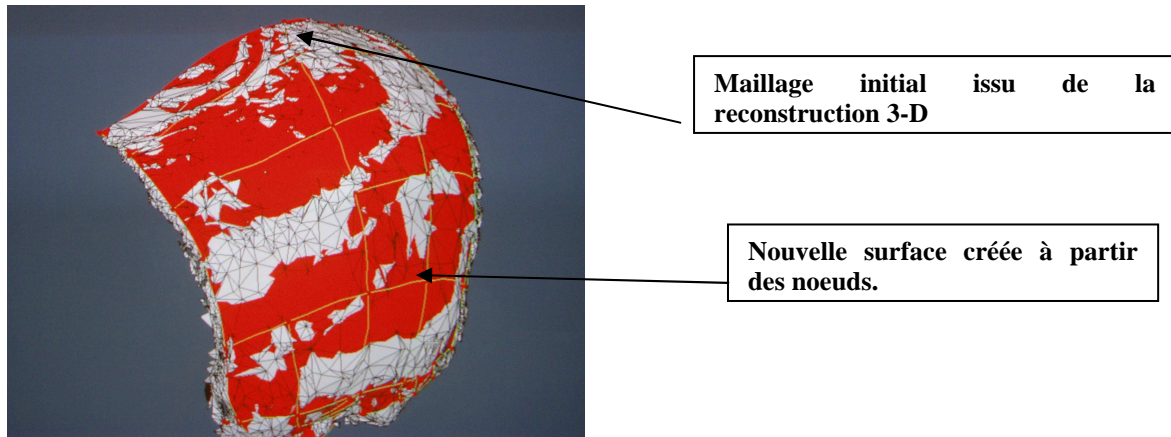


Figure 93. Création des nouvelles surfaces passant par le plus grand nombre de points possibles.

La jonction entre deux surfaces doit être contrôlée, pour assurer une continuité de surfaces et permettre un maillage continu.

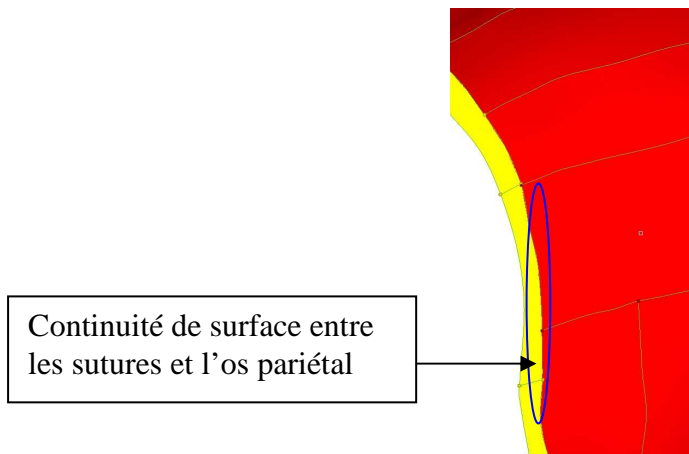


Figure 94. Continuité entre deux surfaces.

Une fois l'ensemble des surfaces reconstituées, nous obtenons une géométrie (en surfaces) proches de la géométrie initiale, comme le montre la figure suivante.

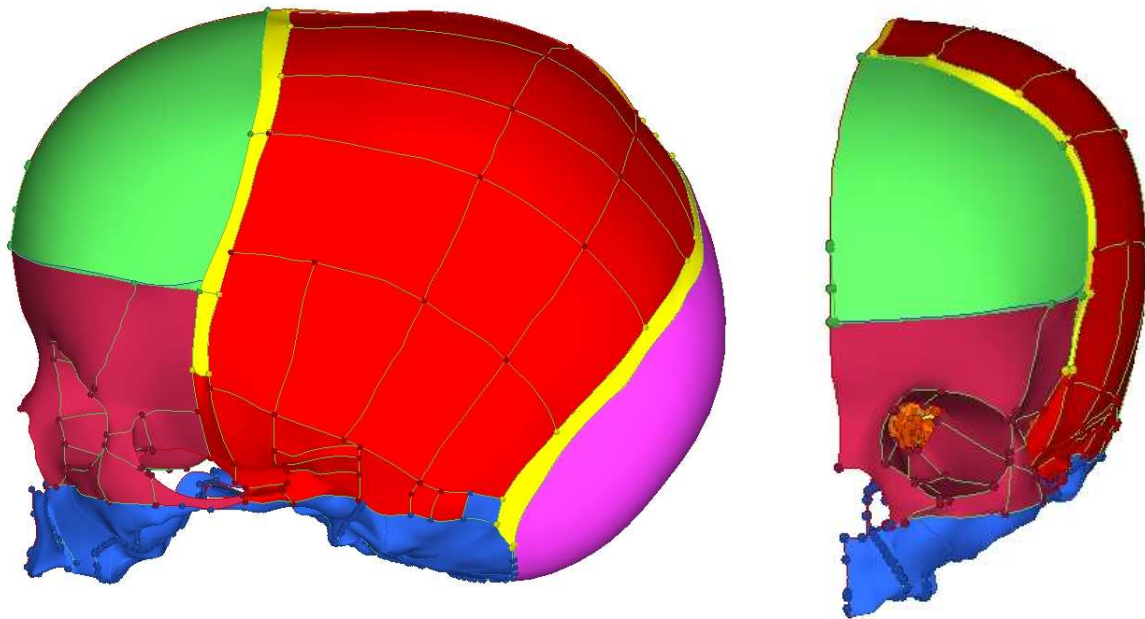


Figure 95. Illustration des surfaces externes du crâne d'un enfant de 3 ans.

3.4.3. Maillage des surfaces

La prochaine étape est la discrétisation des surfaces. Pour cela, nous avons à notre disposition des critères de maillage (tels la taille minimum, le choix du nombre de nœuds par éléments, la distorsion de chaque élément, etc.), chaque critère ayant une répercussion directe sur le pas de temps de calcul lors d'une simulation numérique. Lorsque les critères ont été évalués, nous commençons le maillage.

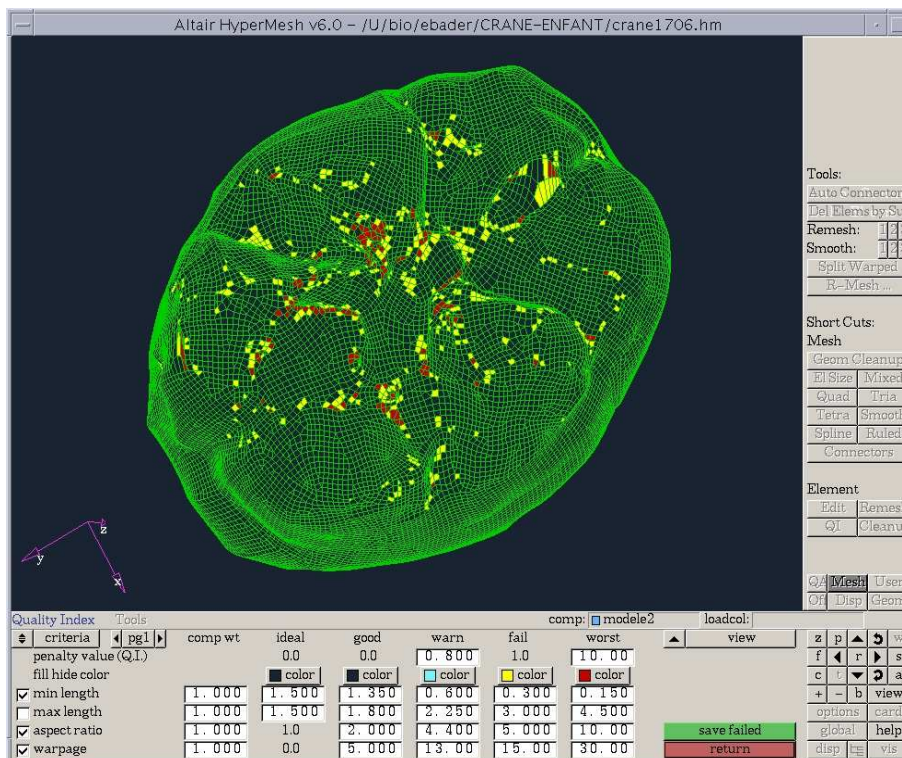


Figure 96. Critères de maillage.

Plusieurs types d'éléments sont disponibles dans le mailleur. Nous utiliserons des éléments 3D à 8 nœuds et des éléments 2D à 4 nœuds. L'usage d'autres types d'éléments doit être limité pour éviter des « ajouts de masses » dans le calcul et une chute du pas de temps, directement liés aux éléments.

Le modèle représente de manière assez fidèle les principaux éléments anatomiques de la tête : la tente, séparant cerveau et cervelet, la faux, séparant les deux hémisphères du cerveau, le Liquide Cérébro-Spinal (LCR), le crâne et les sutures, la face, le cerveau et le scalp.

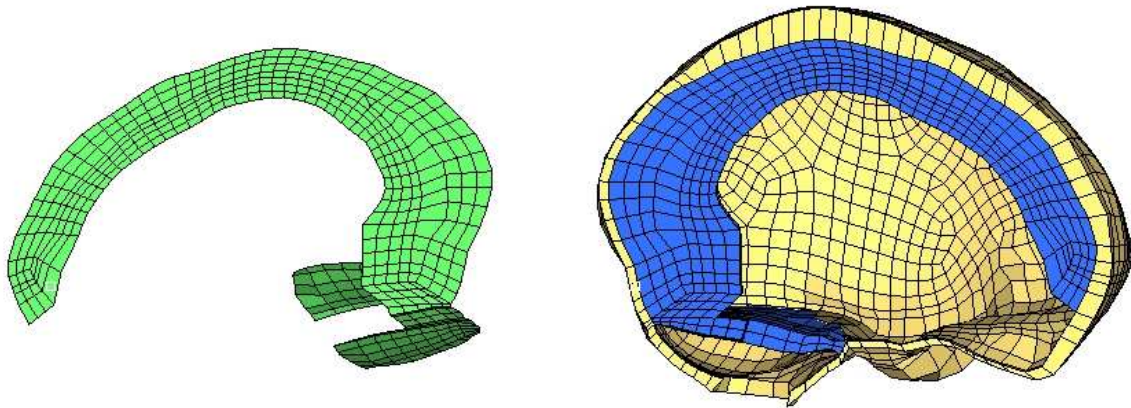


Figure 97. Maillage des membranes et du LCR :
En vert, les membranes : tantes et faux représentés avec 860 éléments coques.
En jaune et bleu le LCR représentés avec 3784 éléments briques.

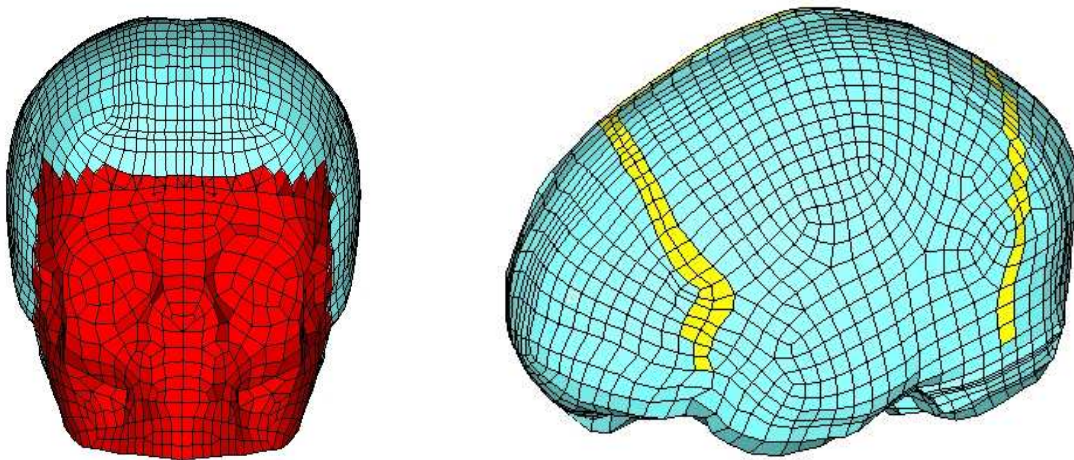


Figure 98. Maillage des éléments osseux :
En bleu clair, le crâne, modélisé avec 2496 éléments coques.
En jaune, les sutures, modélisées avec 186 éléments coques.
En rouge, la face, modélisée avec 502 éléments coques.

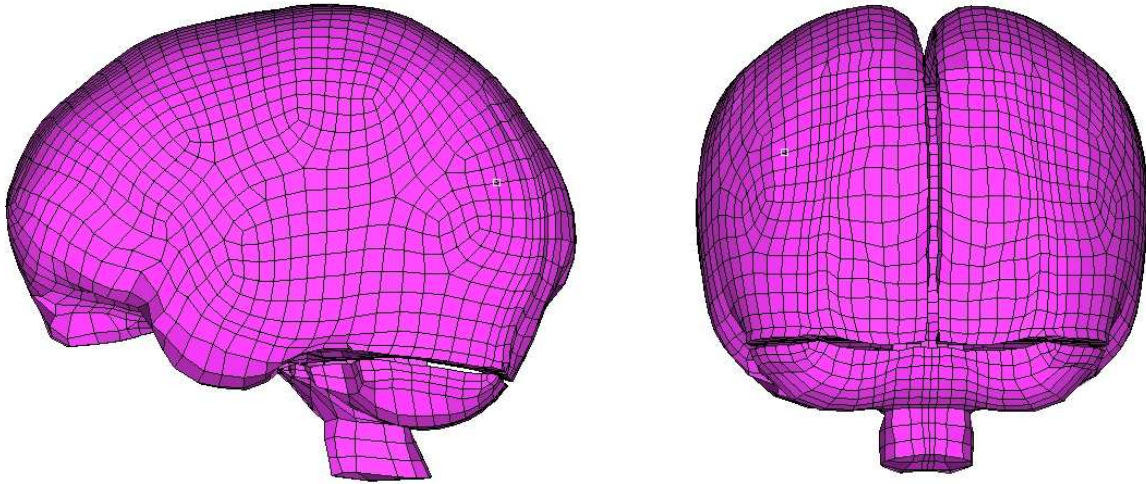


Figure 99. Vue de face et de profil du maillage du cerveau (17294 éléments briques).

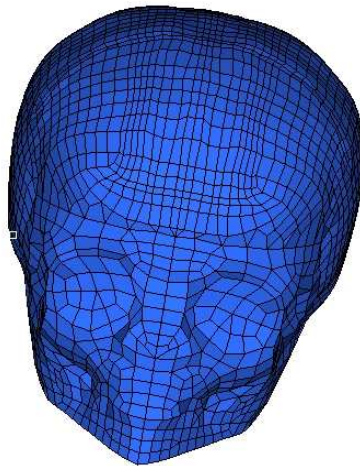


Figure 100. Représentation du maillage du scalp (2704 éléments briques).

Nous obtenons ainsi un modèle éléments finis de la tête de l'enfant de 3 ans modélisé en 23782 éléments briques et 4044 éléments coques comprenant 1.5% d'éléments triangulaires.

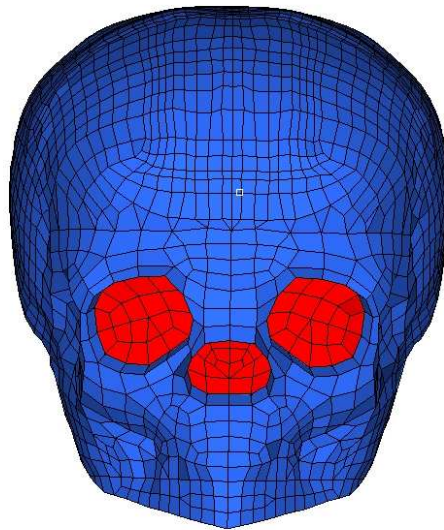


Figure 101. Représentation du maillage final de la tête d'un enfant de 3 ans (23782 éléments briques et 4044 éléments coques comprenant 1.5% d'éléments triangulaires).

En ce qui concerne les lois de comportements, celles trouvées dans la littérature ont été implémentées dans le modèle.

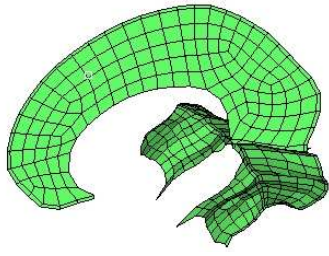
Le TABLEAU 52 résume les propriétés mécaniques utilisées :

	Young Modulus (Mpa)	Poisson's ratio	Density (kg/ m ³)	Références
Membranes	31.5	0.45	1140	Zhou (1996)
CSF	0.012	0.49	1040	Willinger (1995)
Scalp	16.7	0.42	1200	Zhou (1996)
Skull	4700	0.22	2150	Scaling Method (Mertz)
Sutures	1500	0.22	2150	Margulies and Thiebault (2000)
Brain	$G(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty}) \cdot e^{-\beta \cdot t}$ $G_0 = 5.99 \cdot 10^{-3} \text{ MPa} \quad G_{\infty} = 2.32 \cdot 10^{-3} \text{ MPa}$ $\beta = 0.09248 \cdot \text{s}^{-1}$ with a bulk modulus K= 2110 MPa			Thiebault and Margulies (1998)

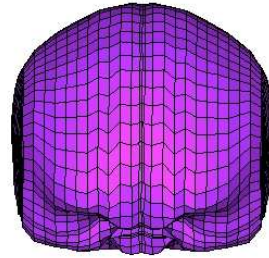
Tableau 52. Propriétés mécaniques implémentées dans le MEF de la tête d'enfant 3 ans.

3.5. Modèle éléments finis de la tête d'enfant de 6 ans

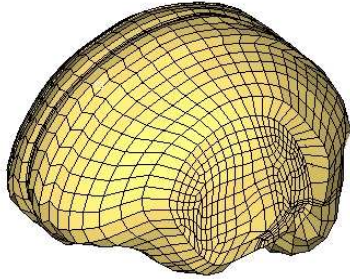
Comme nous l'avons vu dans le chapitre précédent, l'âge de 6 ans constitue une limite. En effet, c'est à partir de cet âge que l'on peut considérer la tête de l'enfant comme étant une homothétie de celle de l'adulte. La méthode des facteurs d'échelle peut donc s'appliquer et nous utiliserons donc le modèle de tête adulte à laquelle nous appliquons un facteur d'échelle de 0.914.



La tente et la faux (471 éléments coque).



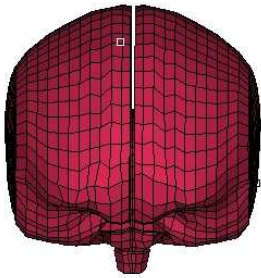
Le crâne (1797 éléments coque)



Le LCR (2591 éléments brique)



La face (369 éléments coque)



Le cerveau (5508 éléments brique)



Le scalp (1727 éléments brique)

Figure 102. Représentation du maillage des divers constituants de la tête d'un enfant de six ans.

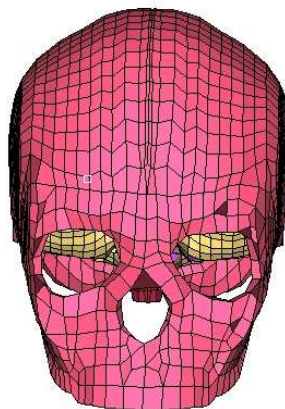


Figure 103. MEF complet de la tête d'un enfant de six ans (9826 éléments brique et 2637 éléments coque).

Concernant les propriétés mécaniques de ce modèle, nous avons à nouveau implémenté les lois disponibles dans la littérature. Le tableau suivant regroupe les lois de comportement utilisées pour ce modèle.

	Young Modulus (Mpa)	Poisson'ratio	Density (kg/ m ³)	
Membranes	31.5	0.45	1140	Zhou (1996)
CSF	0.012	0.49	1040	Willinger (1995)
Scalp	16.7	0.42	1200	Zhou (1996)
Cortical	6500	0.22	2150	Scaling Method (Mertz)
Diplôme	4500	0	2150	Melvin (1984)
Brain	$G(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty}) \cdot e^{-\beta \cdot t}$ $G_0 = 0.049 \text{ Pa} \quad G_{\infty} = 0.0167 \text{ MPa}$ $\beta = 0.14 \cdot \text{s}^{-1}$ with a bulk modulus $K = 1125 \text{ MPa}$			Shuck (1972)

Tableau 53. Propriétés mécaniques de l'enfant de six ans.

Nous disposons à présent de modèles éléments finis utilisables pour les simulations numériques.

Pour réaliser ces modèles, nous nous sommes donc basés sur des scanners d'enfants de l'âge considéré. Une reconstruction 3D au format STL est alors générée et retravaillée sous un mailleur industriel. De là, un nouveau maillage est alors créé, et importé sous un logiciel de calcul par éléments finis. Des lois de comportement de la littérature sont alors implémentées pour chaque constituant de la tête, en faisant varier les propriétés mécaniques du cerveau, afin d'analyser l'influence de ces dernières sur la réponse du modèle. L'objectif est donc, comme cela a été fait pour l'adulte de soumettre ces têtes à des accidents de la vie, dont on connaît les blessures, et de corréler certains paramètres mécaniques aux blessures observées. Des critères de lésions peuvent alors être trouvés et des limites de tolérances peuvent ainsi être définies.

3.6. Développement et validation du modèle éléments finis du cou de l'enfant

3.6.1. Modélisation du cou de l'enfant

Malgré les récents progrès de la sécurité automobile, la protection des enfants dans une voiture n'est pas optimale et beaucoup de lésions du système tête/cou qui interviennent dans un accident de la voie publique restent encore mal connus. Ainsi, pour mieux comprendre les mécanismes de lésions, un modèle éléments finis biofidèle du cou de l'enfant de trois ans est développé.

La première étape de ce développement est le scanner, ou les images scanner sont créées afin de distinguer les tissus mous des parties osseuses. Un exemple d'image scanner est donné figure 104.



Figure 104. Coupe scanner d'une vertèbre.

Ces différentes parties anatomiques sont séparées et une reconstruction 3D très précise de ces segments anatomiques est alors effectuée en portant une attention particulière au système articulaire.

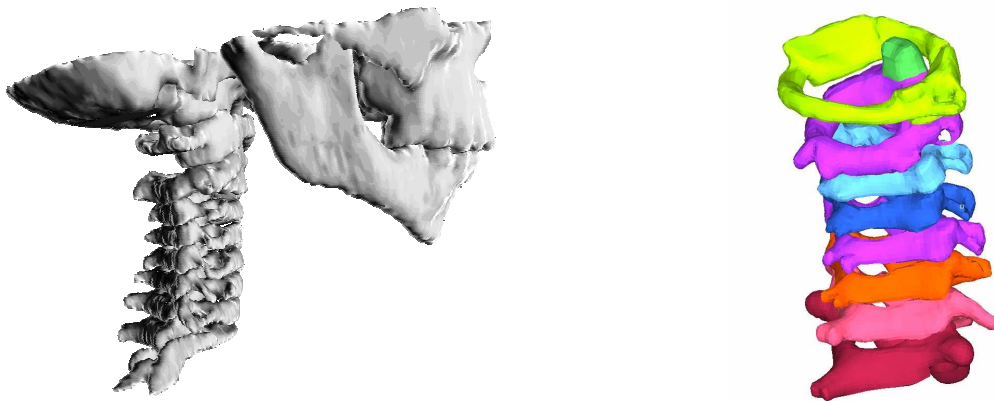


Figure 105. Reconstruction 3D du cou de l'enfant après traitement des images scanner.

Un maillage triangulaire est alors généré automatiquement pour obtenir un modèle élément fini du cou. Ce modèle est pour le moment inexploitable puisqu'il est maillé en éléments surfaciques triangulaires incompatibles avec un logiciel de calcul crash tel que nous l'utiliserons. Ce maillage triangulaire est importé sous le logiciel Hypermesh V7 et remaillé en éléments coques ou briques à 4 ou 8 nœuds, tel que recommandé par le logiciel Radioss. La qualité du maillage ayant un rôle primordial dans le calcul du pas de temps, une attention particulière est alors portée à la qualité du maillage, et certains critères importants sont alors observés, comme le montre le tableau 54.

Critères	Valeurs
Longueur minimale	2.25 mm
Longueur maximale	3 mm
Aspect	[1-2]
Distorsion	[0-5]
Angle maximum (carrés)	[70-100]
Angle maximum (triangles)	[50-80]
Jacobien	[0.7-1]
Pourcentage de triangles	6

Tableau 54. Critères utilisés pour le maillage.

Les principales structures anatomiques sont présentes dans le modèle: la tête, les sept vertèbres cervicales (C1-C7), les disques intervertébraux, et les principaux ligaments qui sont simulés à l'aide de ressorts non linéaires. Les raideurs de ces éléments sont alors extraites de la littérature et réduites d'un facteur d'échelle tel que le décrit Irwin dans le développement de la "scaling method". Le contact entre les surfaces articulaires est simulé à l'aide d'interfaces permettant un mouvement de friction.

Comme la fracture vertébrale n'est pas le but de l'étude, les vertèbres sont modélisées en corps rigide. Cette option permet de respecter précisément les géométries et les inerties des vertèbres.

En ce qui concerne la partie inférieure de la colonne cervicale, cinq types de ligaments sont utilisés: le ligament longitudinal antérieur (ALL) le ligament longitudinal postérieur (PLL) le ligament flavum (FL) le ligament interspinal (ISL) et le ligament capsulaire (CL).

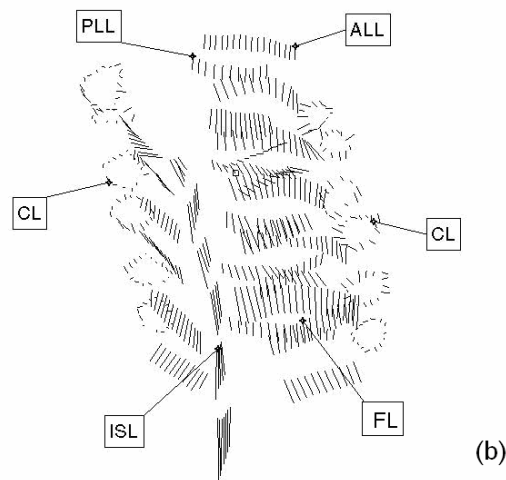
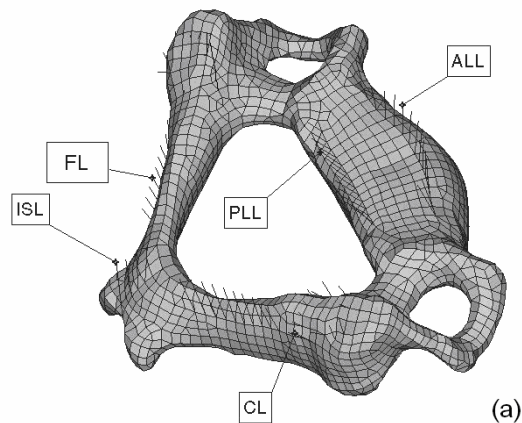


Figure 106. Localisation des différents ligaments modélisés.

Pour la partie supérieure du rachis cervical, on trouve les ligaments postérieur, (C2-C0; C2-C1; C1-C0), le ligament atloïdien-axoïdien antérieur, le ligament transverse, le ligament (C2-C1), le ligament axoïde transverse, le ligament occipito-atloïde antérieur, le ligament alar, le ligament occipito-atloïde postérieur, le ligament capsulaire C2-C1, le ligament capsulaire tête/C1, la membrane tectoria, le ligament occipito-odontoid médian et le ligament occipito-atloïdien latéral, comme illustré sur la figure 107.



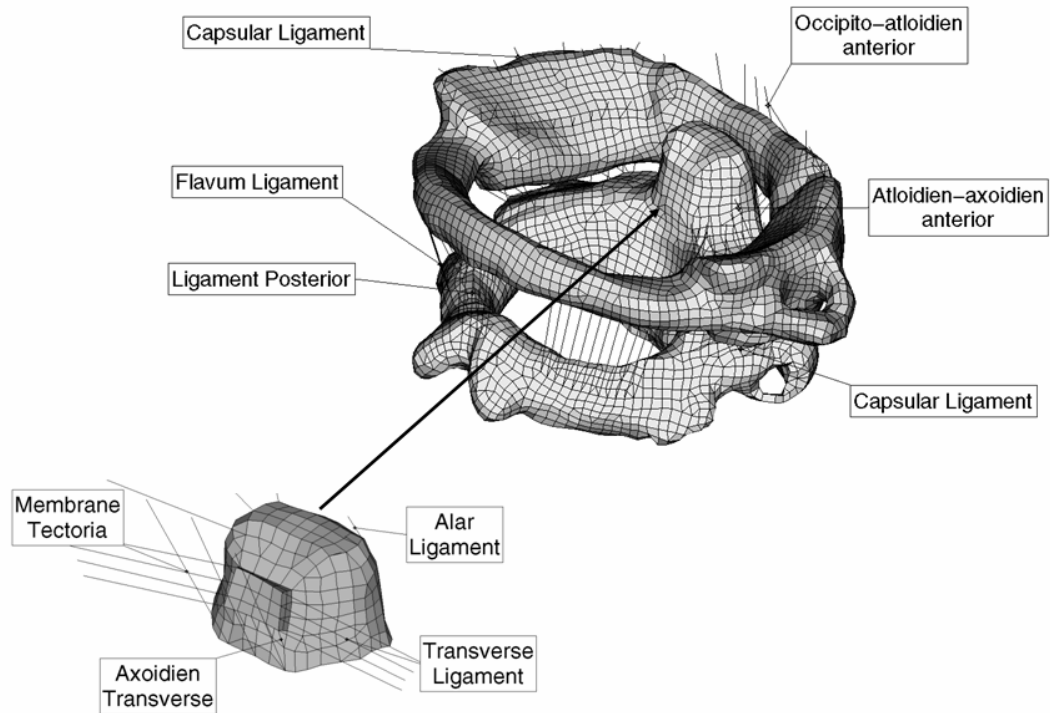


Figure 107. Système ligamentaire du rachis cervical supérieur

Les disques intervertébraux sont modélisés en trois couches d'éléments briques, et justifié par la nécessité de reproduire fidèlement le comportement tridimensionnel en cisaillement de la structure. Enfin, une tête simplifiée est liée au rachis pour simuler les effets d'inertie et de la masse. Finalement, le modèle du système tête/cou contient 48296 éléments dont 44758 éléments coques, 712 éléments ressorts et 2826 éléments briques. La figure 108 illustre le modèle global.

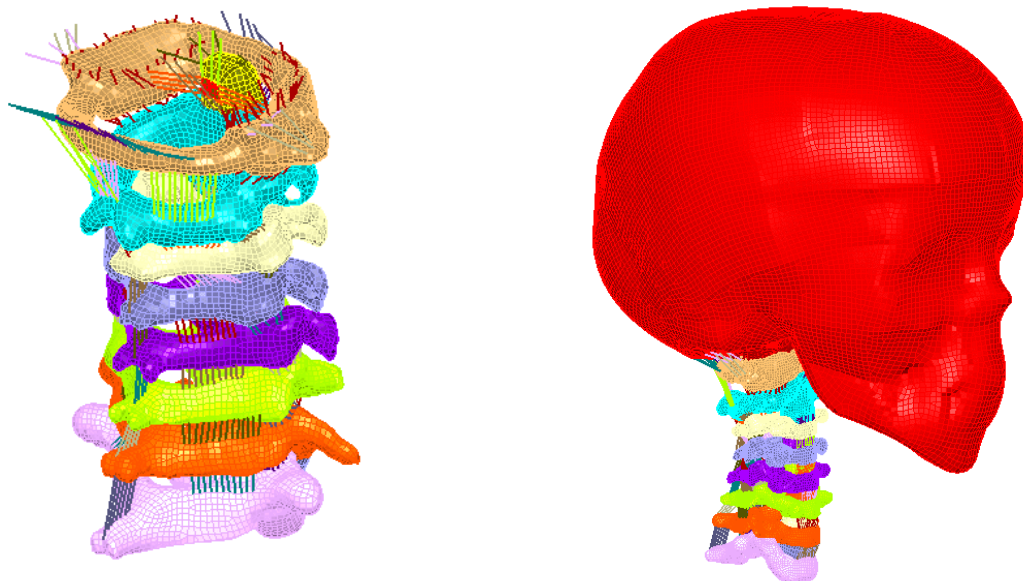


Figure 108. Modèle complet du cou de l'enfant

3.6.2. Propriétés mécaniques

Très peu de propriétés mécaniques sont disponibles dans littérature sur les structures biologiques de l'enfant. Pour cette raison, la méthode des facteurs d'échelle initialement appliquée aux géométries est étendue aux propriétés mécaniques permettant d'obtenir des données pour l'enfant à partir de données de l'adulte. Irwin et Mertz (1997) ont développé des coefficients permettant l'obtention des propriétés mécaniques pour l'enfant.

Les lois de comportement de chaque ligament pour les rachis supérieur et inférieur sont définies par deux études complémentaires (Chazal et al. (1985) et Yoganandan (2001)) et donnent des informations sur le comportement non linéaire viscoélastique des ligaments, et leurs propriétés de rupture.

Le comportement global des ligaments peut être caractérisé par trois points dans la courbe force/déformation: α_1 , α_2 , α_3 , définissant respectivement les limites de la zone neutre, la zone linéaire et enfin la zone non linéaire, comme le montre la figure 109.

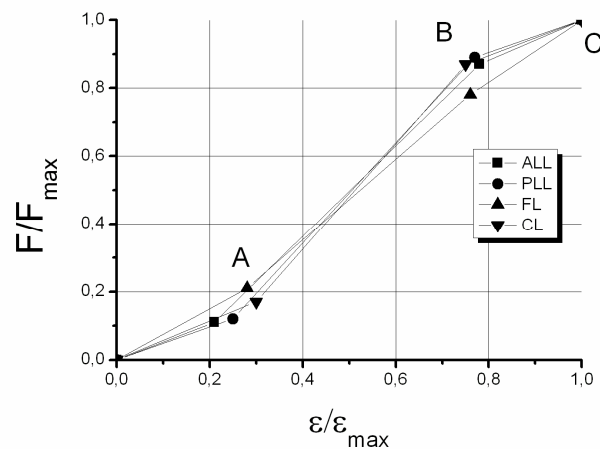


Figure 109. Courbes typiques de lois de comportements des ligaments

Les coefficients utilisés dans ce modèle sont répertoriés dans le tableau 55:

Ligaments	α_1		α_2		α_3			
	$\epsilon_1/\epsilon_{3max}$	F_1/F_{3max}	$\epsilon_2/\epsilon_{max}$	F_2/F_{3max}	ϵ_{3max} C2-C5	F_{3max} C2-C5	ϵ_{3max} C5-T1	F_{3max} C5-T1
ALL	0.21	0.11	0.78	0.87	0.308	92.8	0.354	145.2
PLL	0.25	0.12	0.77	0.89	0.182	71.1	0.341	188.2
FL	0.28	0.21	0.76	0.88	0.77	121.5	0.884	129.1
ISL	0.3	0.17	0.75	0.87	0.609	38.6	0.681	38.6
CL	0.26	0.15	0.76	0.88	1.41	119.7	1.16	181.1
Upper cervical spine ligaments	0.26	0.15	0.76	0.88	1	-	1	-

Tableau 55. Tableau des coefficients.

Pour prendre en compte la longueur initiale des ligaments dans le modèle et ceux déterminés expérimentalement par Yoganandan (2001) sur le rachis inférieur, les lois suivantes sont calculées:

$$\begin{cases} d_i = \alpha_i * L * \left(\frac{L_m}{L}\right) \\ F_i = \frac{F_3 * \alpha_i}{N_{spring}} * \left(\frac{L_m}{L}\right) \end{cases} \quad i = 1, 2, 3$$

Où d_i est l'élongation du ressort, F_i représente la force, N_{spring} le nombre de ressorts, L la longueur expérimentale du ligament et L_m la longueur moyenne maximale du ressort dans le modèle. Pour les ligaments supérieurs, leurs comportements sont diminués à l'aide des facteurs proposés par Irwin (1997) et Yoganandan (2000), en terme de force et détaillés dans le tableau 55.

En ce qui concerne les lois de comportements des disques intervertébraux, une grande plage de valeur est observée dans la littérature, variant de 3.4 MPa dans le modèle de Yoganandan à 200 MPa pour le modèle de Dauvillier. Un coefficient de réduction de 0.705 pour obtenir l'élasticité des disques intervertébraux est préconisé par Yoganandan, pour un enfant de trois ans, conduisant à un module d'Young de 100 MPa.

En terme d'inertie et de masse, les données sont issues des travaux de Deng (1987) et diminué du facteur d'échelle approprié pour cet âge d'après les coefficients d'Irwin donnés dans le tableau 56.

	Facteurs d'échelles			
	λ_x	λ_y	λ_z	λ_m
Tête	0.876	0.876	0.876	0.672
Cou	0.637	0.637	0.637	0.259

Tableau 56. Facteurs d'échelle utilisés pour obtenir les données enfants à partir de l'adulte.

Basées sur les longueurs caractéristiques, les nouvelles inerties des vertèbres sont données dans le tableau 57:

Nom	Masse [g]	Ixx [Kg.cm ²]	Iyy [Kg.cm ²]	Izz [Kg.cm ²]
Tête	3200	130	180	120
T1	78	0.846	0.626	0.129
C7	58	0.763	0.328	0.965
C6	58	0.763	0.328	0.965
C5	50	0.636	0.210	0.753
C4	56	0.773	0.221	0.897
C3	70	0.816	0.325	1.01
C2	86	0.902	0.662	1.24
C1	57	1.28	0.36	1.58

Tableau 57. Masse et inerties des différentes parties du modèle du cou de l'enfant.

3.6.3. Validation du modèle

Les modèles éléments finis du cou sont généralement validés par rapport aux données expérimentales réalisées par le NBDL (Naval BioDynamics Laboratory) en chocs frontaux, obliques et latéraux (Ewing 1968), qui sont bien instrumentés et réalisés sur volontaires. Malheureusement, il n'est pas possible de réaliser ces mêmes tests sur des enfants pour des raisons d'éthiques évidentes. Aucune donnée de validation n'existe donc dans la littérature.

Basé sur les tests adulte, nous proposons à l'aide de la méthode des facteurs d'échelles et à partir des courbes de validations adulte, de créer de nouvelles courbes de validation pour les chocs enfants. Les courbes d'entrée du modèle du cou sont celles du NBDL pour l'adulte, et les courbes de sorties, comme les accélérations et les déplacements sont réduites en utilisant un facteur d'échelle. Pour l'enfant de trois ans, les coefficients de réduction sont donnés dans le tableau 56. Les accélérations résultantes sont alors inversement proportionnelles à la longueur caractéristique, comme le montre l'équation suivante:

$$R_a = 1/\lambda_x$$

Les nouvelles courbes de validation sont alors obtenues. Les courbes suivantes montrent la superposition des corridors expérimentaux et la réponse du modèle éléments finis du cou de l'enfant de trois ans pour les chocs frontaux, arrière, latéraux et obliques. Pour chaque cas, la validation du modèle est donnée en termes d'accélération et de déplacement relatif tête/C1. La cinématique de chaque cas de chargement est donnée dans les figures suivantes.

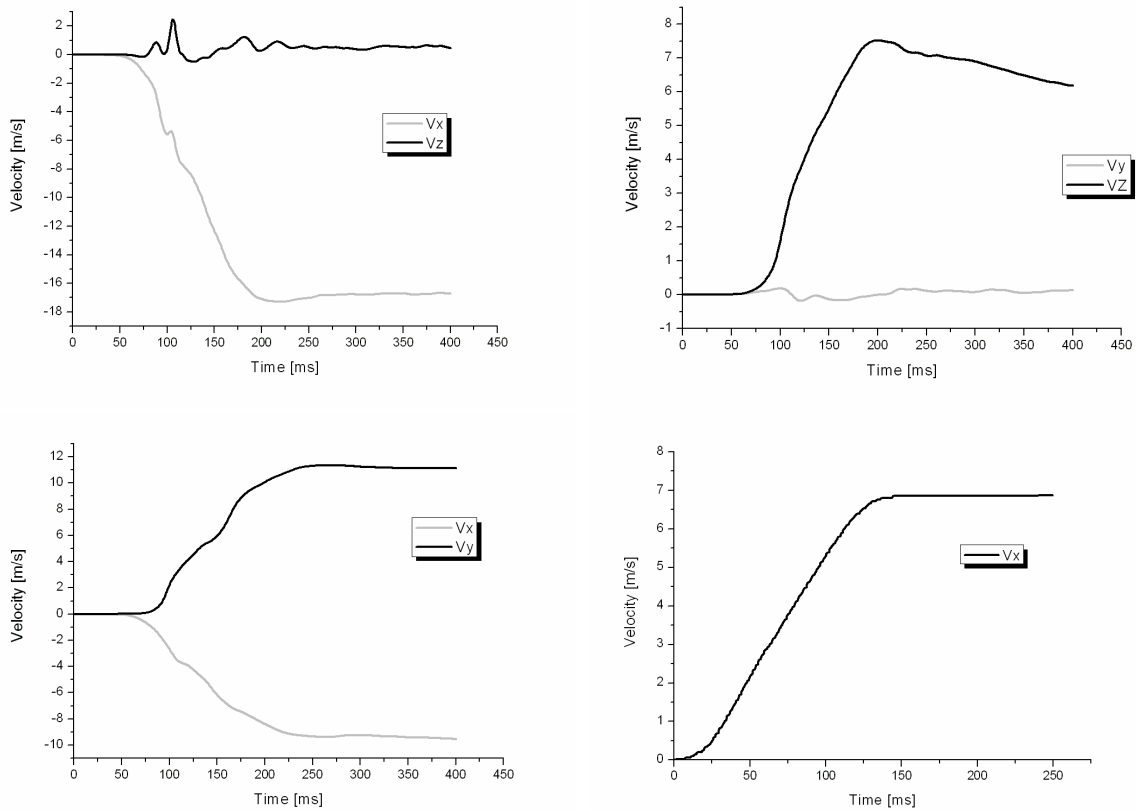


Figure 110. Input du modèle du cou

Choc frontal

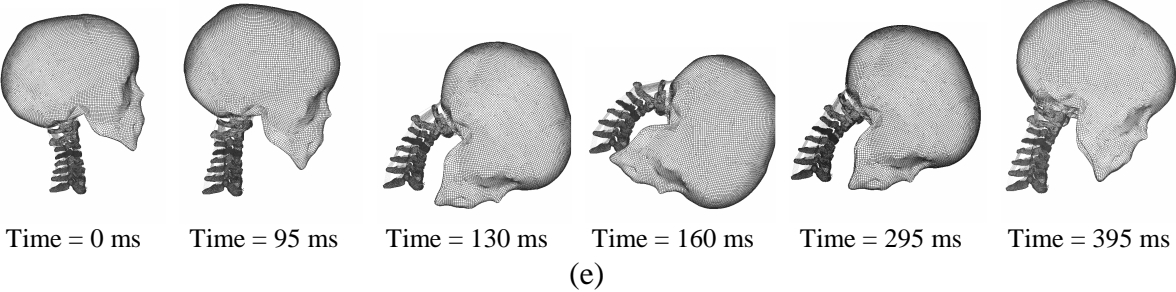
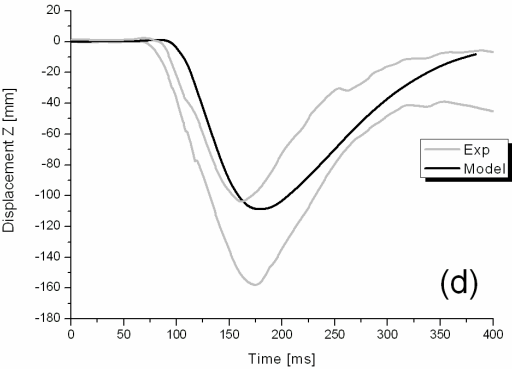
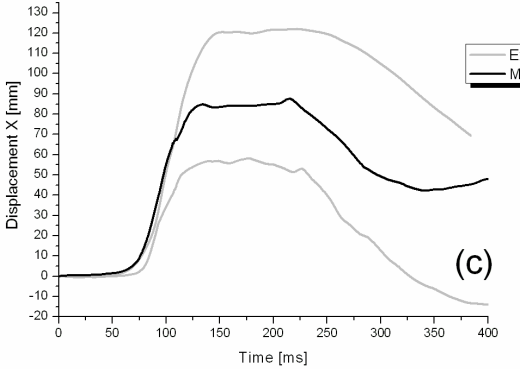
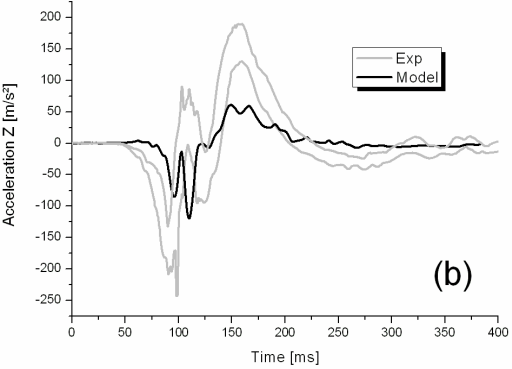
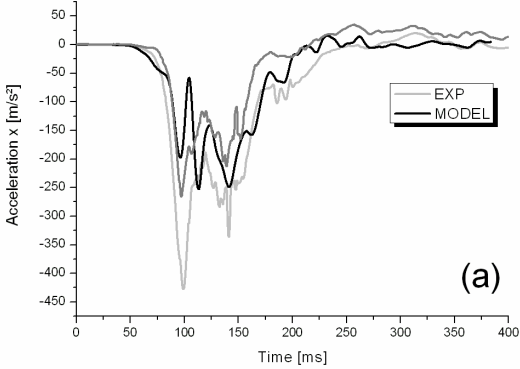


Figure 111. Validation du modèle du cou de l'enfant en choc frontal.

Choc arrière

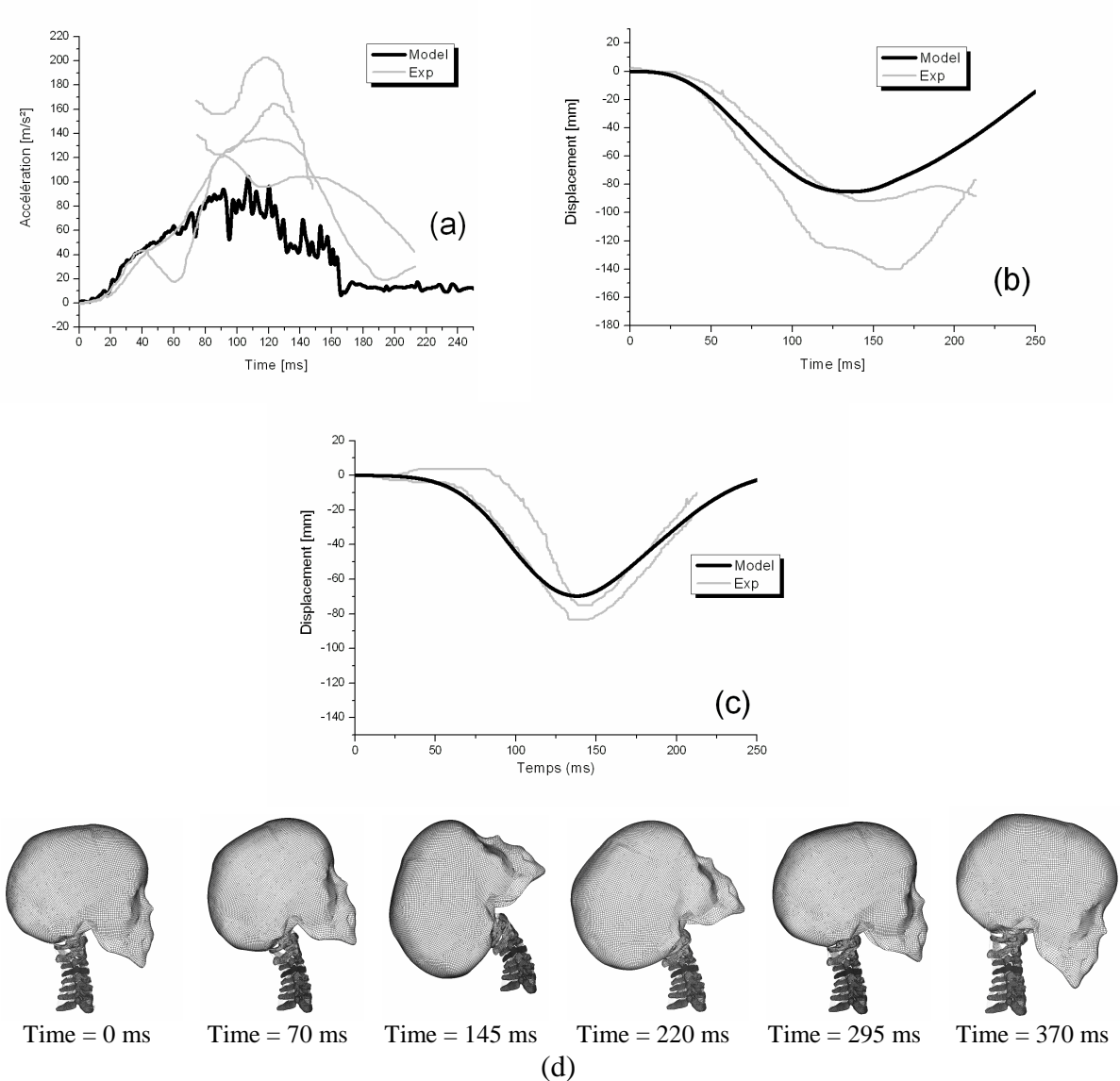


Figure 112. Validation du modèle du cou de l'enfant en choc arrière.

Choc latéral

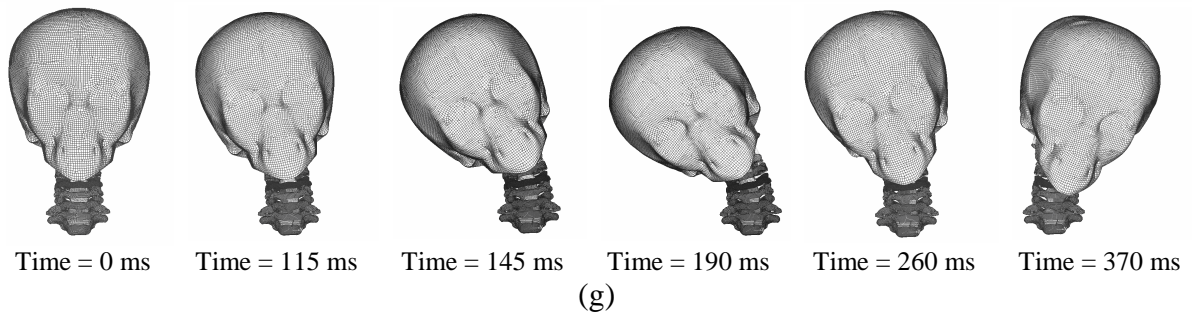
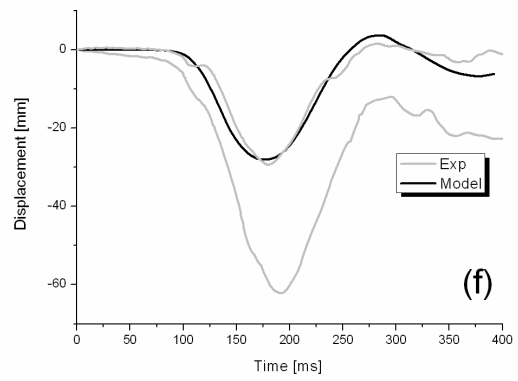
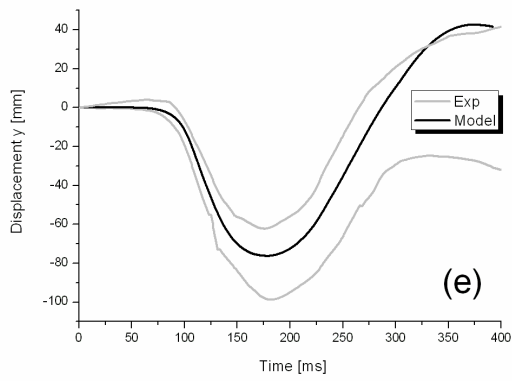
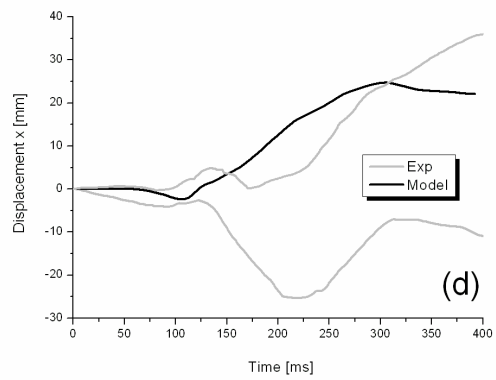
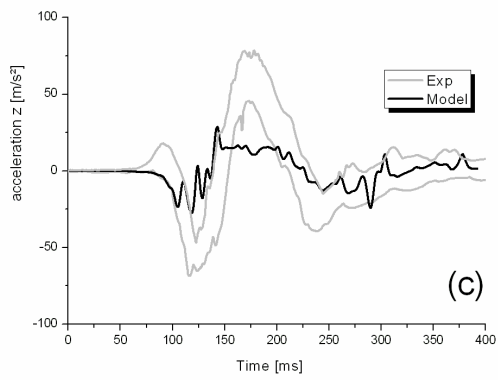
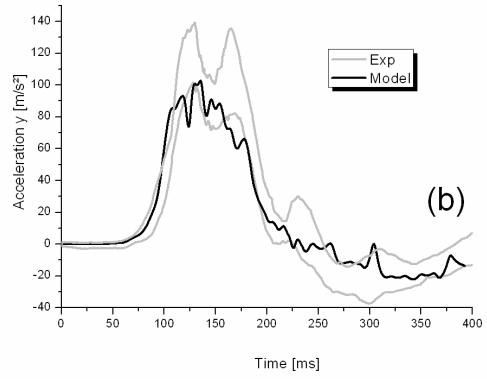
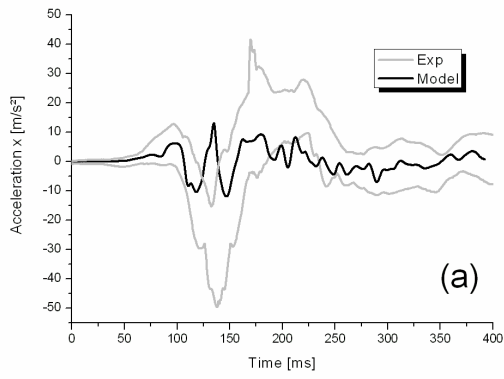


Figure 113. Validation du modèle du cou de l'enfant en choc latéral.

Choc oblique

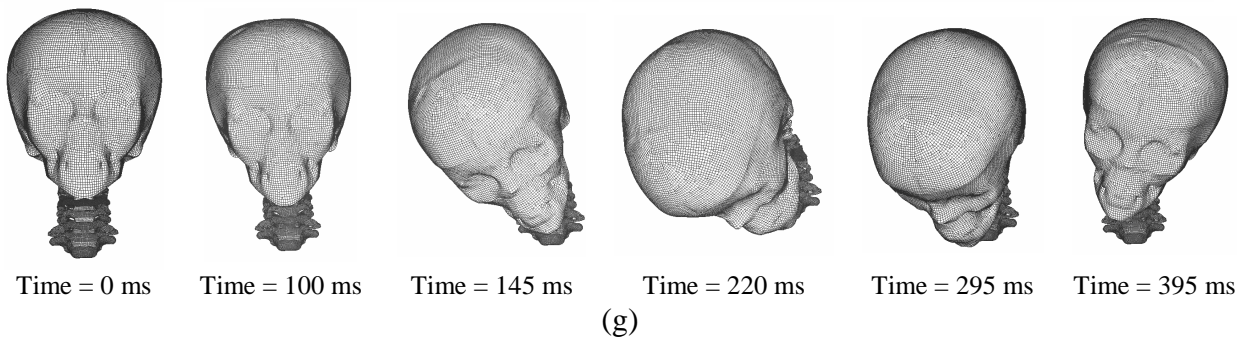
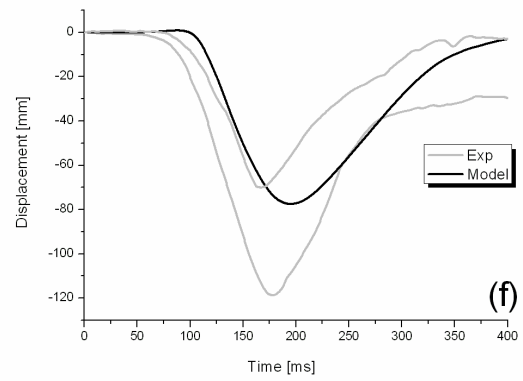
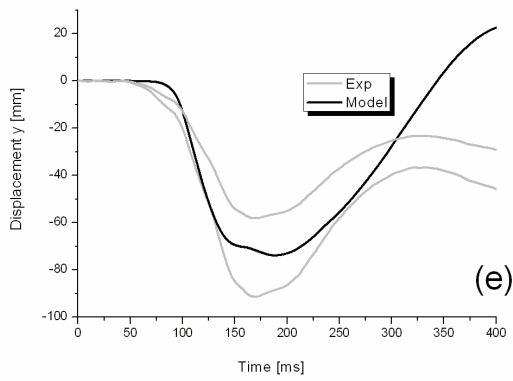
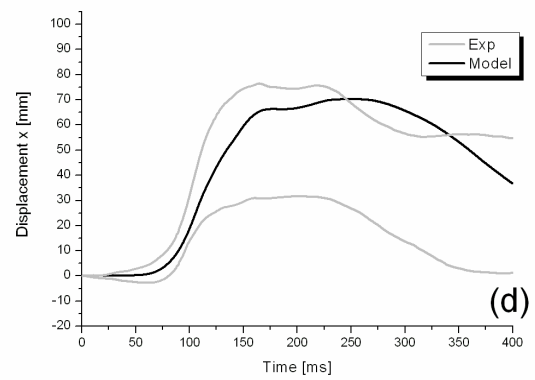
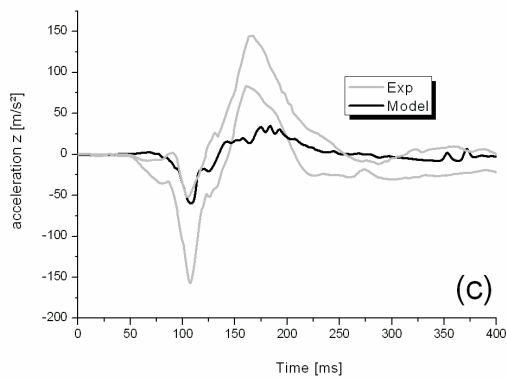
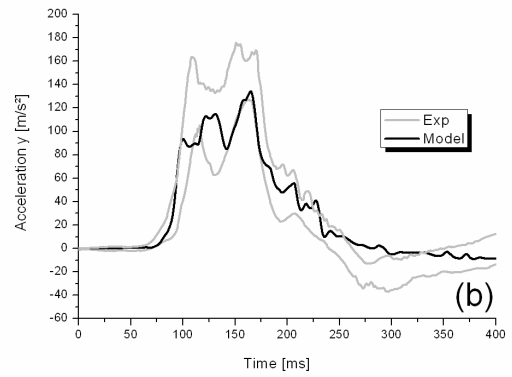
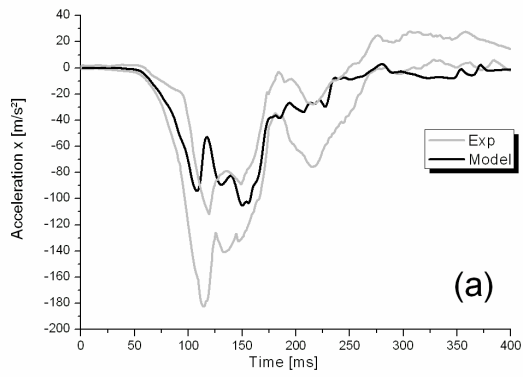


Figure 114. Validation du modèle du cou de l'enfant en choc oblique.

Nous disposons alors d'un modèle biofidèle et validé du cou de l'enfant pour reconstruire des accidents dans l'objectif de développer un outil de prédiction de lésions du cou de l'enfant , comme cela a été réalisé pour l'adulte (voir chapitre sur l'outil de prédiction de lésion de la tête ULP)

4. Reconstruction de traumatismes crâniens enfant et limites de tolérance

4.1. Analyse des accidents

Nous disposons à présent de deux modèles permettant de reproduire des accidents réels. Nous avons donc constitué une base de données d'accident, comportant plusieurs dizaines d'accidents domestiques, principalement des chutes. Nous avons analysé un grand nombre de dossiers dans les hôpitaux civils de Strasbourg et de Colmar et listé l'âge, les circonstances de l'accident (hauteur de chute), la surface impactée, et les blessures éventuelles, quelquefois les photos des radios, scanners ou irm. Le tableau suivant dresse la liste des accidents.

cas	hauteur de chute (m)	zone de la tête impactée	type de sol	traumatisme crânien ou cérébral ou non
02	1	occipital	inconnu	rien
03	2	face	inconnu	rien
04	1	péριο-occiput	béton	Fracture occipitale gauche
05	0.9	frontal	linoléum	rien
07	1	occipital	inconnu	rien
10	1.8	temporal	carrelage	Brève perte de connaissance
13	1.3	face	inconnu	Perte de connaissance
14	0.8	frontal	inconnu	rien
15	1	occipital	carrelage	rien
16	3	face	inconnu	Perte de connaissance
17	0.9	occipital	baignoire	rien
18	1.8	frontal/face	inconnu	rien
19	1	frontal gauche	inconnu	Perte de connaissance
20	0.9	frontal gauche	inconnu	Perte de connaissance d'une minute
22	0.95	occipital gauche	béton	Perte de connaissance d'une minute
24	1	frontal	inconnu	rien
25	0.5	occipital	moquette	rien
26	0.85	occipital	inconnu	rien
27	0.95	face	béton	rien
28	0.5	frontal	inconnu	rien
30	1.4	frontal gauche	inconnu	Perte de connaissance
32	1.1	face	béton	rien
33	1.1	frontal gauche	parquet	rien
34	0.5	frontal droit	goudron	rien
35	1.8	temporal droit	linoléum	rien

Tableau 58. Ensemble des accidents correctement renseignés disponibles à l'hôpital Pasteur de Colmar.

Certains dossiers médicaux ne comportaient pas les détails sur le type de sol sur lequel l'accident s'est produit. Nous avons donc estimé la valeur de l'élasticité du sol selon les circonstances de l'accident. Le cas numéro 02, par exemple, décrit la chute d'un caddie d'un enfant de 4 ans. Nous supposons donc que le sol impacté est un sol dur.

4.1.1. CAS PTR_3_02

Le cas numéro 2 décrit une chute d'un caddie, d'un garçon de 4 ans, sur l'os occipital. L'enfant souffre de vomissements et de somnolences.

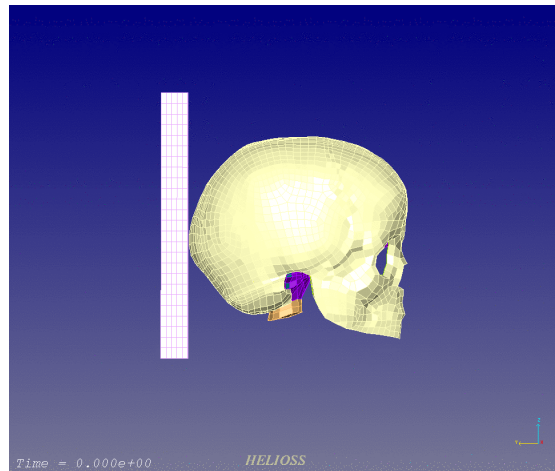


Figure 115. Simulation d'une chute d'un caddie sur l'os occipital.

Plusieurs paramètres sont enregistrés : la contrainte de Von Mises, la pression, et l'énergie de déformation. La FIGURE 116 montre l'évolution du champ de contrainte de Von Mises dans le cerveau en pendant la durée du choc.

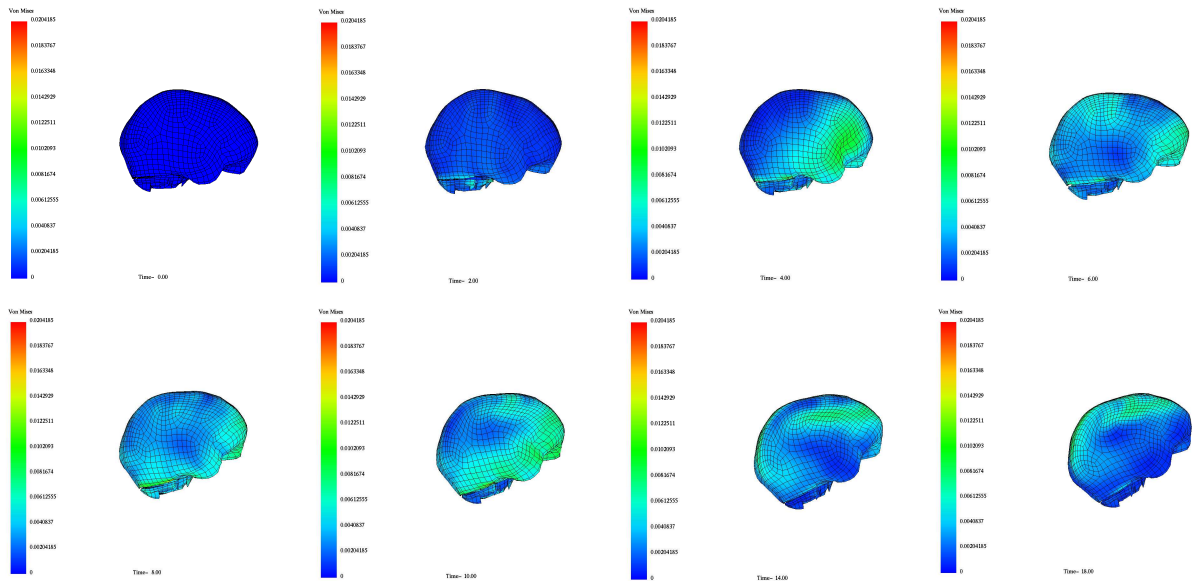


Figure 116. Distribution du champ de contrainte de Von Mises dans le cerveau toutes 2 millisecondes.

La figure 117 montre la distribution de pression dans le cerveau au moment où la pression est maximum.

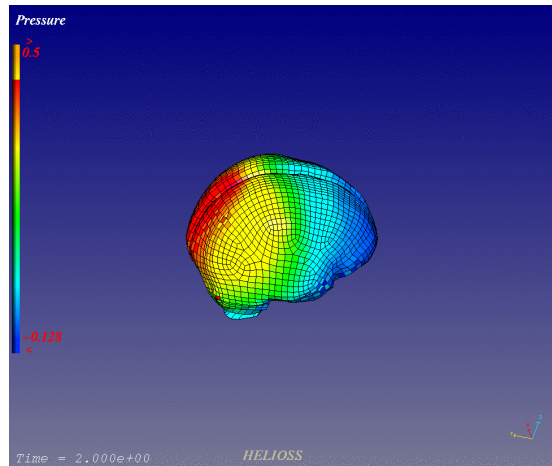


Figure 117. Maximum de Pression dans le cerveau 2 millisecondes après l'impact.

La distribution de la contrainte de Von Mises et de la pression, la force d'interaction ainsi que l'énergie de déformation sont enregistrées dans le LCR comme le montrent les figures 118 et 119.

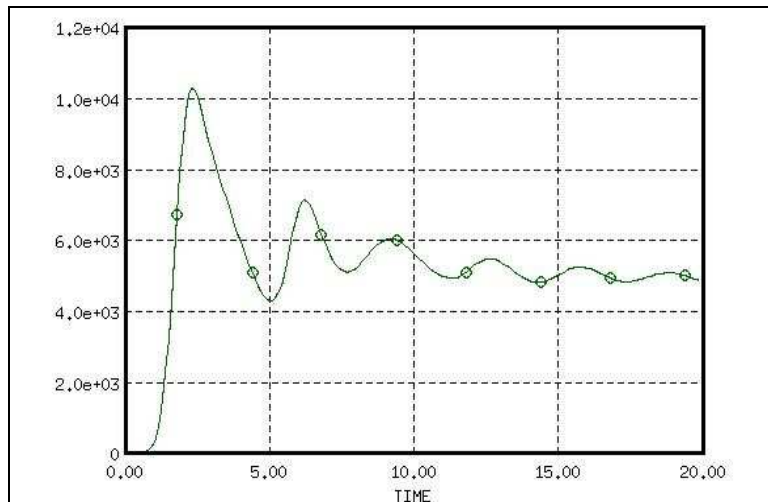


Figure 118. Evolution de l'énergie de déformation du LCR pendant le choc.

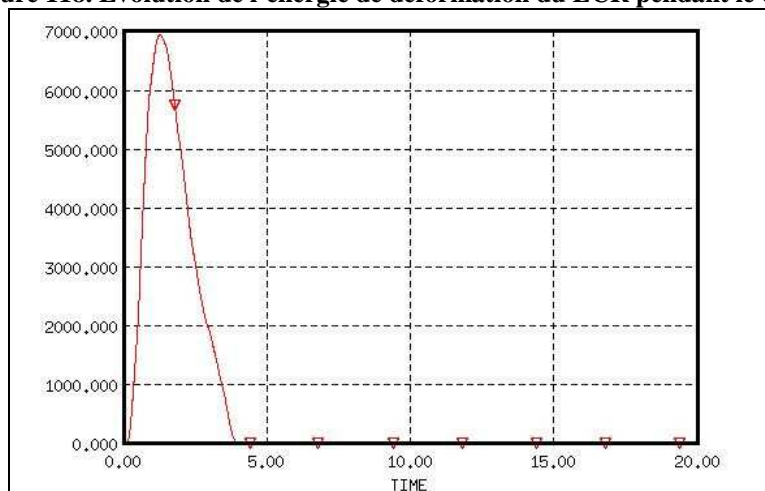


Figure 119. Evolution de la force d'interaction pendant le choc.

4.1.2. CAS PTR_3_19

Le cas numéro 19 est une chute d'un enfant de 2 ans et 8 mois d'un lit superposé. La zone d'impact est frontale gauche comme le montre la figure 120. L'enfant perd connaissance pendant plusieurs minutes

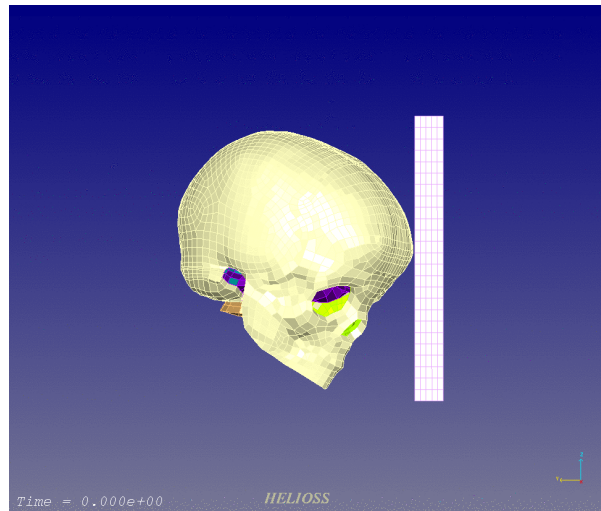


Figure 120. Simulation d'une chute d'un lit superposé.

Les résultats de cette simulation sont regroupés dans le TABLEAU 59.

Paramètres	Max Von Mises dans le Cerveau (MPa)	Max Pression dans le cerveau (MPa)	Max Von Mises LCR (MPa)	Max Pression LCR (MPa)	Force d'interaction (N)	Energie de déformation du LCR (mJ)	Energie de déformation du cerveau (mJ)
	0.0135	0.48	0.014	0.55	6296	11394	650

Tableau 59. Paramètres enregistrés dans la simulation du cas PTR_3_19.

4.1.3. CAS PTR_3_20

Le cas numéro 20 est une chute d'un enfant de 3 ans d'une terrasse de 0.9 m sur un remblais. La zone d'impact est frontale gauche comme le montre la figure 121. L'enfant perd connaissance pendant environ une minute.

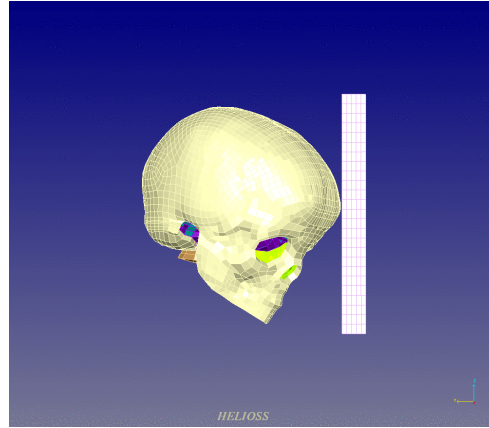


Figure 121. Simulation d'une chute d'une terrasse de 0.9m.

Les résultats obtenus lors de cette simulation sont résumés dans le TABLEAU 60.

Paramètres	Max Von Mises dans le Cerveau (MPa)	Max Pression dans le cerveau (MPa)	Max Von Mises dans le LCR (MPa)	Max Pression LCR (MPa)	Force d'interaction (N)	Energie de déformation du LCR (mJ)	Energie de déformation du cerveau (mJ)
	0.0126	0.51	0.025	0.51	6105	10156	600

Tableau 60. Paramètres enregistrés dans la simulation du cas PTR_3_20.

4.1.4. CAS PTR_3_21

Le cas numéro 21 est une chute d'un enfant de 2 ans de sa hauteur sur du béton. La zone d'impact est faciale comme le montre la figure 122. L'enfant n'a pas de blessures mais a des troubles du comportement.

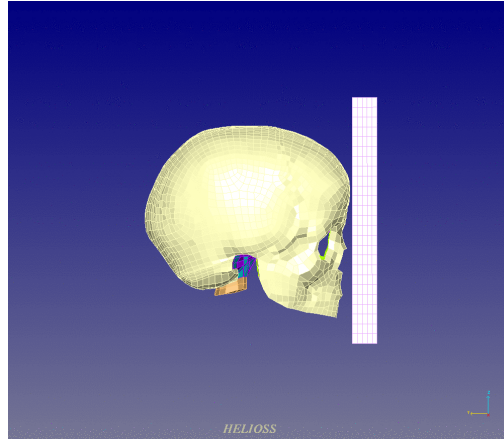


Figure 122. Simulation d'une chute de sa hauteur d'un enfant de 2 ans sur la face.

Les résultats obtenus lors de cette simulation sont résumés dans le TABLEAU 61.

Paramètres	Max Von Mises dans le Cerveau (MPa)	Max Pression dans le cerveau (MPa)	Max Von Mises LCR (MPa)	Max Pression LCR (MPa)	Force d'interaction (N)	Energie de déformation du LCR (mJ)	Energie de déformation du cerveau (mJ)
	0.01	0.5	0.02	0.592	5624	11042	250

Tableau 61. Paramètres enregistrés dans la simulation du cas PTR_3_21.

4.1.5. CAS PTR_3_21

Le cas numéro 22 est une chute d'un enfant de 2 ans et 9 mois de sa hauteur sur du béton. La zone d'impact est la zone occipitale gauche, comme le montre la figure 123. L'enfant perd connaissance pendant 1 minute et demie.

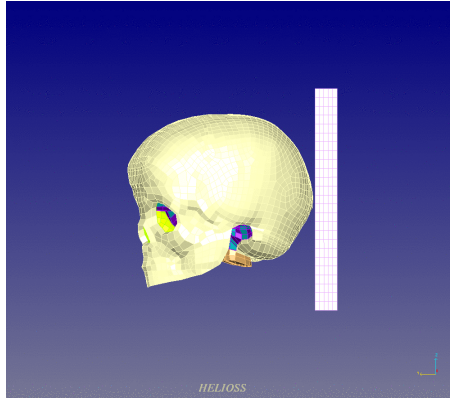


Figure 123. Simulation d'une chute de sa hauteur d'un enfant de 2 ans et 9 mois sur du béton en zone occipitale gauche.

Paramètres	Max Von Mises dans le Cerveau (MPa)	Max Pression dans le cerveau (MPa)	Max Von Mises LCR (MPa)	Max Pression LCR (MPa)	Force d'interaction (N)	Energie de déformation du LCR (mJ)	Energie de déformation du cerveau (mJ)
	0.0128	0.45	0.026	0.705	6103	8859	520

Tableau 62. Paramètres enregistrés dans la simulation du cas PTR_3_22.

Cinq accidents domestiques ont pour l'instant été reconstruits, et plusieurs paramètres ont été enregistrés. L'objectif de des reconstructions d'accidents est, tout comme cela a été fait pour la tête d'adulte, de corréler un paramètre à une lésion, et de trouver une valeur limite de ce paramètre qui déterminera si l'enfant est blessé ou non. Pour l'adulte, une étude statistique a été réalisée sur 64 accidents, et ainsi, des critères de lésions ont pu être trouvés comme le montre la figure suivante qui montre une corrélation entre les hématomes sous-duraux ou sous-arachnoïdiens avec l'énergie de déformation du liquide céphalo rachidien.

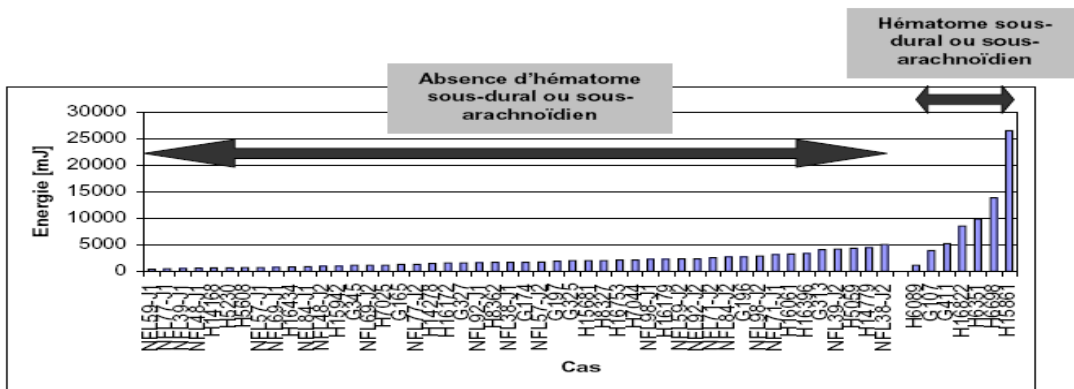


Figure 124. Histogramme réalisé pour corréler l'énergie de déformation du LCR aux hématomes sous-duraux pour l'adulte.

Les accidents reconstruits ne permettent pour l'instant pas une étude statistique correcte puisque ils sont au nombre de cinq et donc trop peu nombreux. La prochaine étape consiste donc à reconstruire l'ensemble des 25 accidents, puis de procéder à un post-traitement identique à celui qui a été fait pour les 5 accidents déjà reconstruits.

4.1.6. Conclusion

Nous avons donc au cours de cette étude réalisé une étude statistique d'accidents de piétons et fait une revue bibliographique de la biomécanique de l'enfant.

La création de modèles éléments finis de la tête de l'enfant permet donc à partir de reconstruction d'accidents, de simuler un impact ou une cinématique, nous donnant accès à des critères de lésions et à des limites de tolérances, l'objectif étant à terme de comprendre les mécanismes de lésions et optimiser les systèmes de protection afin d'éviter des traumatismes crâniens ou cérébraux.

Ainsi, la géométrie de l'enfant diffère de manière importante de celle de l'adulte, tant en termes d'épaisseurs, de longueurs, de circonférences, et la réduction d'échelle d'un modèle d'adulte pour obtenir un modèle d'enfant semble donc être assez critiquable avant l'âge de 6 ans. A partir de cet âge, la tête de l'enfant peut être considérée comme un « modèle réduit » de tête d'adulte.

Nous avons créé deux modèles :

- La tête de l'enfant de 3 ans qui est en dessous de la limite de validité de la méthode des facteurs d'échelle. La création d'un modèle élément fini à partir d'une véritable géométrie d'enfant apparaît donc indispensable pour étudier la dynamique d'une telle structure.
- La tête de l'enfant de 6 ans, qui est dans la zone de validité de la méthode des facteurs d'échelle. Nous avons donc réduit la tête de l'adulte d'un facteur 0.914 pour obtenir la tête de 6 ans.

Vingt-cinq accidents domestiques d'enfants entre deux et quatre ans ont été réunis. Cinq accidents ont pour l'instant été reconstruit numériquement avec le modèle de 3 ans. L'ensemble des accidents sera reconstruit, à court terme, et permettra une étude statistique des paramètres mécaniques pouvant être à l'origine des lésions neurologiques chez l'enfant.

4.2. L'utilisation des modèles enfants : les critères sont-ils biofidèles ?

4.2.1. Introduction

L'étude de la biomécanique du corps humain est très difficile, puisqu'elle nécessite de passer par des expérimentations. En effet, la caractérisation mécanique des structures biologiques est très complexe et soumise à des règles éthiques très strictes. C'est pour cette raison que plusieurs autres voies ont été développées pour tenter d'étudier la mécanique du corps humain : les mannequins de crash tests, les mannequins utilisés dans les tests NCAP (EuroNCAP par exemple), ou des méthodes numériques comme les méthodes par éléments finis. Pour chaque méthode, des limites en terme de paramètres mécaniques sont définies et des optimisations de structures comme des casques, capots ou parebrises peuvent alors être réalisées.

Cependant, quelle que soit la méthode utilisée, la principale limitation est le caractère réaliste et biofidèle de ces outils. En effet, lorsque des crash tests sont réalisés, l'utilisation de mannequins tente de reproduire le plus fidèlement possible le comportement de l'humain.

Cependant, il est clair que ces mannequins de plus en plus réalistes ne sont pas à cent pour cent biofidèles, ne serait-ce que par les matériaux utilisés pour leurs conceptions, mais sont pourtant importants puisque les essais cadavres ne sont pas aussi facilement réalisables. En parallèles des essais de mannequins, les modèles éléments finis ont été largement développés ces trente dernières années. En ce qui concerne la tête, on compte plus d'une douzaine de modèles, qui sont « validés » par rapport à quelques essais sur cadavres qui ont été réalisés. Des mesures de pressions cérébrales et de déplacements de certains points du cerveau sont mesurés lorsque la tête est soumise à un chargement. Ces mêmes chargements sont appliqués au modèle par éléments finis et la réponse du modèle est superposée à la réponse du test physique. La figure 125 montre la simulation du test de Nahum et la réponse du modèle éléments finis ULP98. Quelques tests cadavres sur la tête existent, et chaque modèle éléments finis doit être validé en reproduisant numériquement l'essai physique. Ainsi, ces validations permettent de vérifier le caractère biofidèle des modèles. Une fois assuré que les modèles réagissent de manière réalistes, des reconstructions d'accident réels sont réalisées afin de trouver une limite de tolérance à partir de laquelle des lésions (cérébrales, osseuses) apparaissent. L'association de la validation par rapport à des tests expérimentaux et des reconstructions d'accidents réels permet d'obtenir un outil de prédiction de lésions de la tête tout à fait fiable.

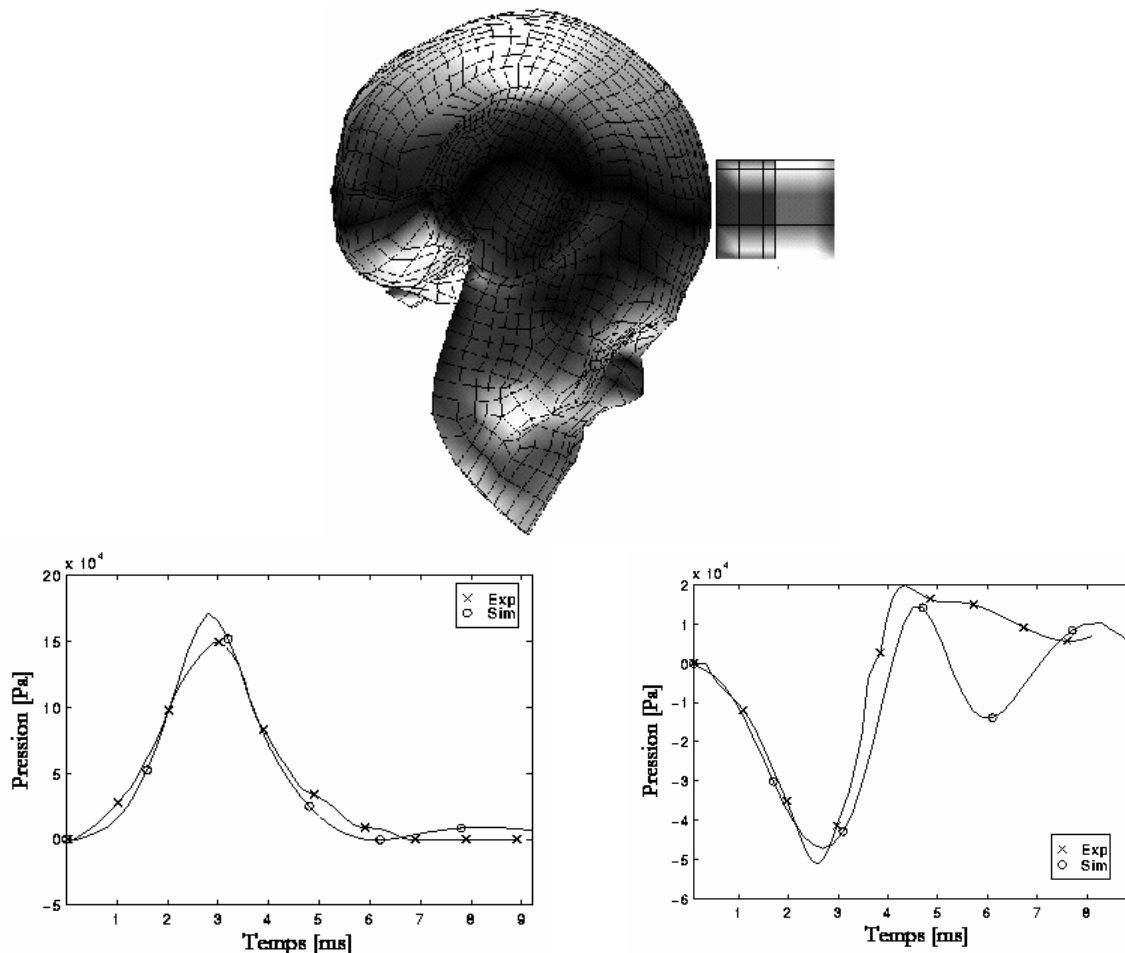


Figure 125. Comparaisons essais cadavres/ simulation numérique pour le test de Nahum.

En ce qui concerne l'enfant, les problèmes éthiques sont beaucoup trop importants pour autoriser les tests de validation qui sont donc quasiment impossibles. Les validations des modèles par éléments finis ne sont pas réalisables. Cependant, ce manque de données de

validation ne doit pas être un obstacle à l'étude des mécanismes de lésions et des limites de tolérances de la tête de l'enfant. En effet, un très grand nombre d'accidents domestiques ou de maltraitements mettent en jeu des enfants, et les modèles par éléments finis peuvent être un outil de compréhension des mécanismes de lésions.

En étudiant un grand nombre d'accidents réels avec des modèles physiques ou numériques, même si le caractère biofidèle ne peut pas être vérifié, des études statistiques consistantes peuvent être menées, comme l'a réalisé Baumgartner et al. en 2003 avec le modèle d'adulte ULP98, en faisant une distinction entre le caractère biofidèle et le caractère prédictif de tels modèles. En effet, dans l'étude des mécanismes de lésions de la tête de l'enfant, il est nécessaire de développer un outil capable de prédire l'apparition de lésions même si le caractère réaliste de cet outil ne peut pas être vérifié. Ainsi, pour étudier les lésions de la tête chez l'enfant, un chemin possible serait de reconstruire ces accidents réels, susceptibles de fournir un grand nombre de réponses mécaniques corrélables à un mécanisme de lésions spécifiques, après un traitement statistique. La figure 126 montre la méthodologie employée par Baumgartner et al. (2003) pour trouver le mécanisme de lésion de l'HSD (Hématome Sous Dural), en classant les réponses numériques de chaque accident sous forme d'histogramme.

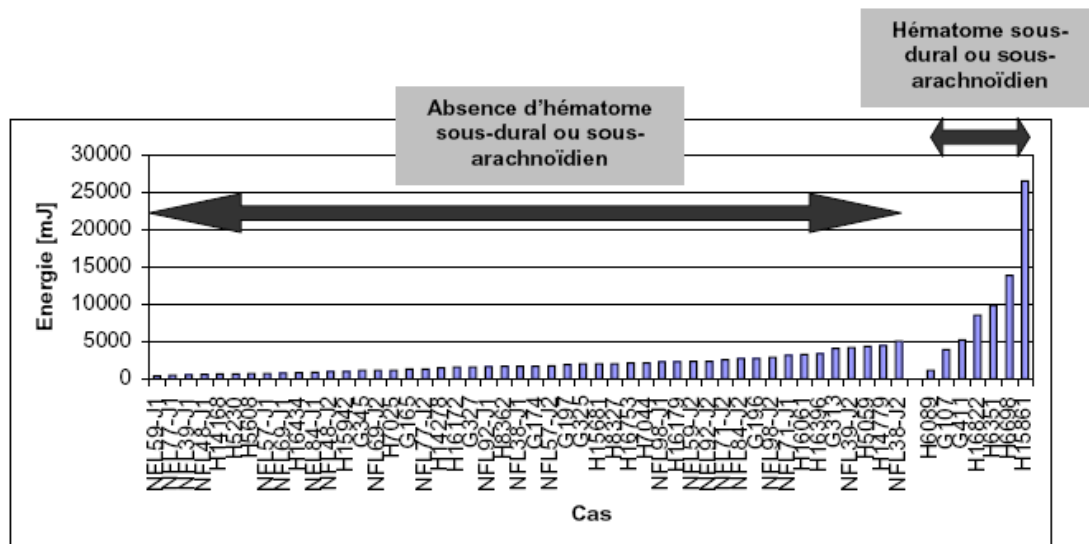


Figure 126. Mécanismes de lésion de l'Hématome sous-dural chez l'enfant après traitement statistique

La figure 127 montre les différentes voies possibles dans l'étude des mécanismes de lésions chez l'enfant. La distinction est faite entre la réponse réaliste du modèle et le caractère prédictif du modèle. L'évolution idéale est donc une modélisation qui puisse être validée par rapport à des données expérimentales, et complétée par des reconstructions d'accidents réels permettant de développer un outil de prédiction. En ce qui concerne l'enfant, le manque de données de validation nous pousse donc vers une étude statistique d'accidents réels et un développement d'outil prédictif.

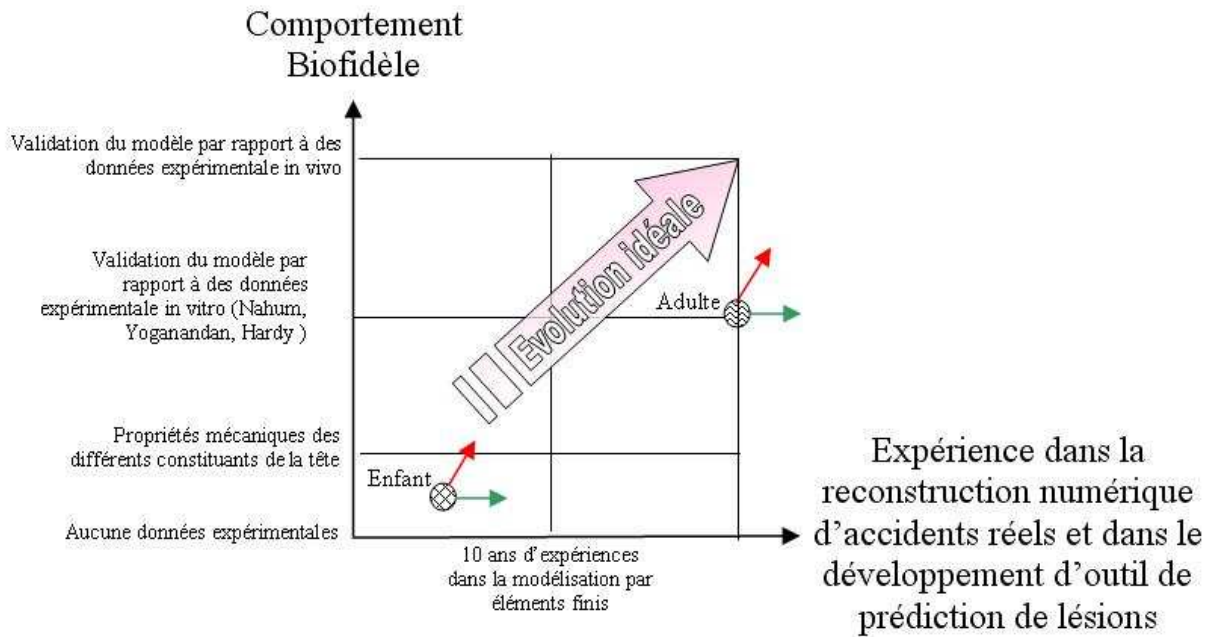


Figure 127. différentes voix possibles pour l'étude des mécanismes de lésions chez l'enfant

4.2.2. Base de données d'accidents : les projets CREST et CHILD

Un certain nombre de mannequins a été développé, prenant en compte différentes spécificités, comme l'âge, le sexe, la taille, le poids, etc. La figure 128 montre certains mannequins qui ont été développés par l'industrie automobile, afin de reconstruire des cas d'accidents et d'améliorer les structures pour la sécurité active et passive.

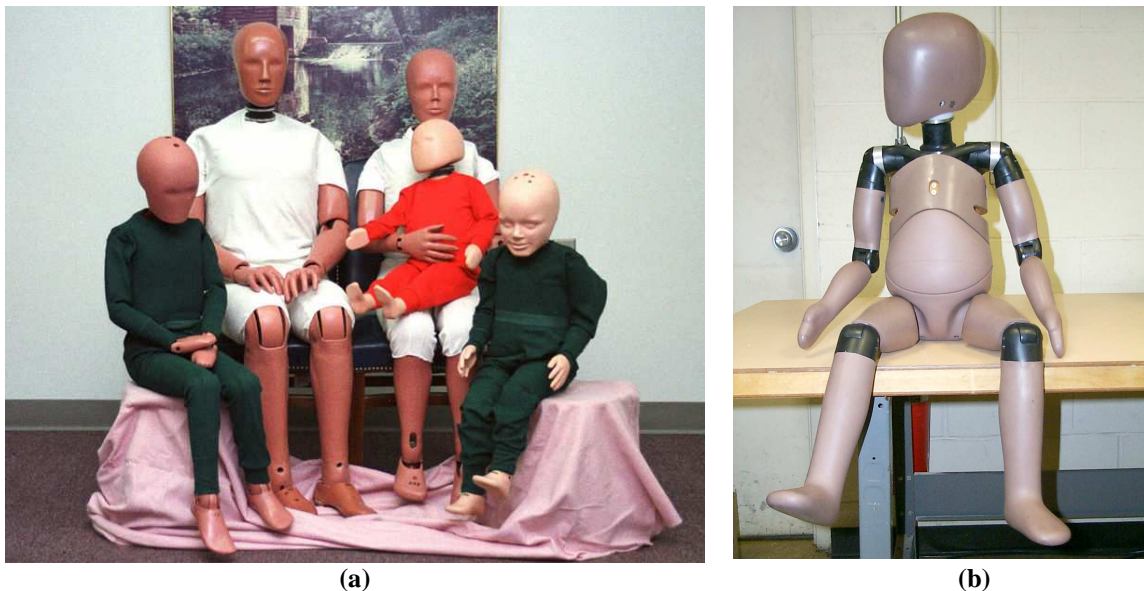


Figure 128. Mannequins de crash tests développés pour l'étude des critères de lésions

Les limites de tolérances explicitées dans le chapitre 1 sont alors utilisées pour les procédures de tests.

Afin d'aller plus loin dans la compréhension des critères de lésions enfants, le projet européen CHILD (anciennement CREST) regroupe plusieurs dizaines de reconstructions d'accidents. Cette base de données a été élaborée en partenariat avec plusieurs entreprises et

instituts de recherche : Renault SA, PSA Peugeot Citroen, FIAT Auto, Technical University of Berlin, University of Loughborough, INRETS, TNO, IDIADA, Chalmers University, TRL, University Louis Pasteur, BAST, ARU Medical University of Hannover. Les accidents sont reconstruits avec différents mannequins et les conditions de l'accident réel sont fidèlement reproduites : voitures mises en jeu dans l'accident, vitesses d'impacts, overlap (surface de contact entre les deux voitures lors de l'impact). Ces accidents sont alors précisément analysés et un maximum d'informations est reporté dans la base de donnée : les blessures observées pour chaque segment anatomique avec le codage AIS, les paramètres mécaniques calculés par les capteurs sur les mannequins (capteurs de force, de moments, d'accélération), les vidéos de l'accident comme le montre la figure 129.

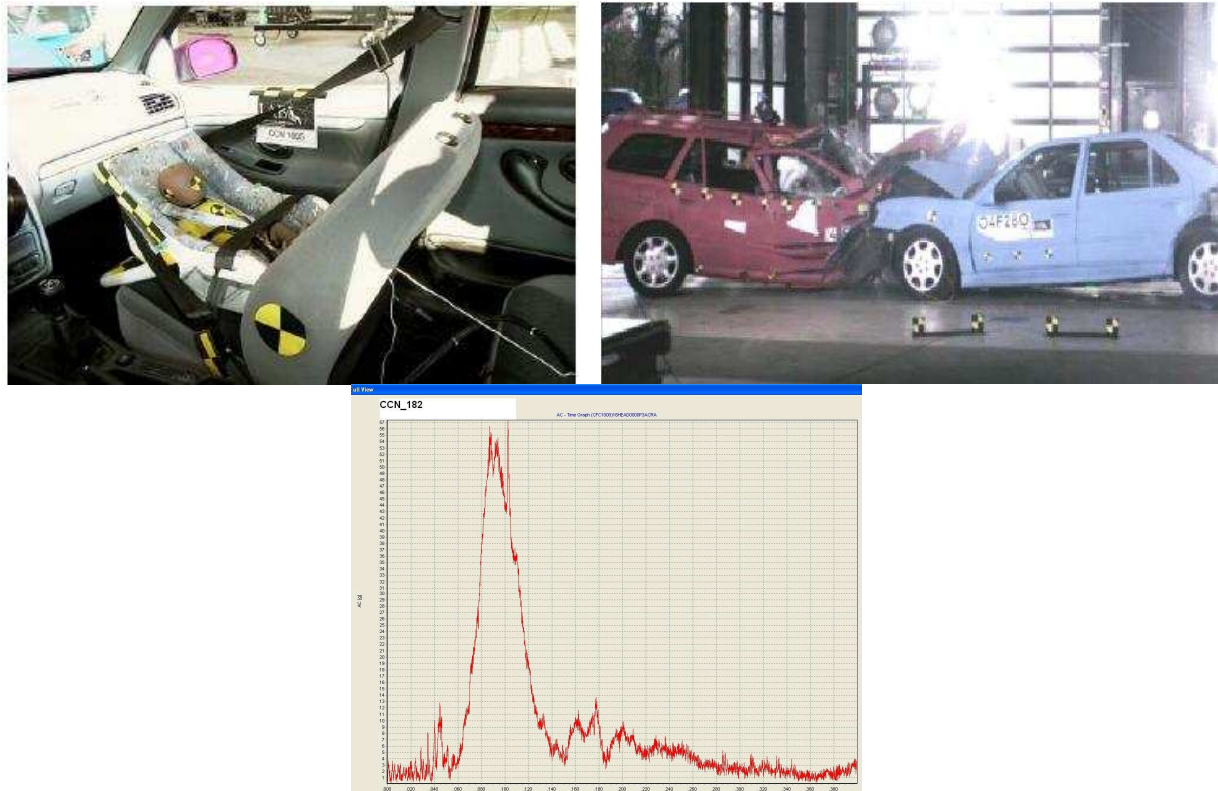


Figure 129. Données disponibles dans la base de donnée CHILD (configuration des mannequins, simulation de l'accident, paramètres mécaniques calculés par les capteurs)

Les mannequins utilisés sont par définition conçus à l'aide de matériaux considérés comme rigides comparativement aux matériaux biologiques. En ce qui concerne notre étude, les têtes de mannequins d'enfants possèdent des capteurs accélérométriques.

La base de donnée des accidents reconstruits fournit donc toutes les accélérations et permet de calculer le HIC (paramètre mécanique utilisé en biomécanique depuis une trentaine d'année et un des seuls paramètres mécaniques pouvant être calculé avec une tête rigide). Selon le codage des blessures (AIS), nous nous proposons tout d'abord d'étudier le paramètre HIC à partir des ces accidents. Par exemple, si le HIC est un bon critère de lésion, la valeur du HIC pour un AIS 0 sera plus faible que le HIC pour un AIS 1. Sur l'ensemble des accidents impliquant des enfants de trois ans, nous traçons donc un histogramme montrant le paramètre HIC pour chaque cas et donc pour différents AIS. La figure 130 illustre la non-corrélation du HIC avec les AIS.

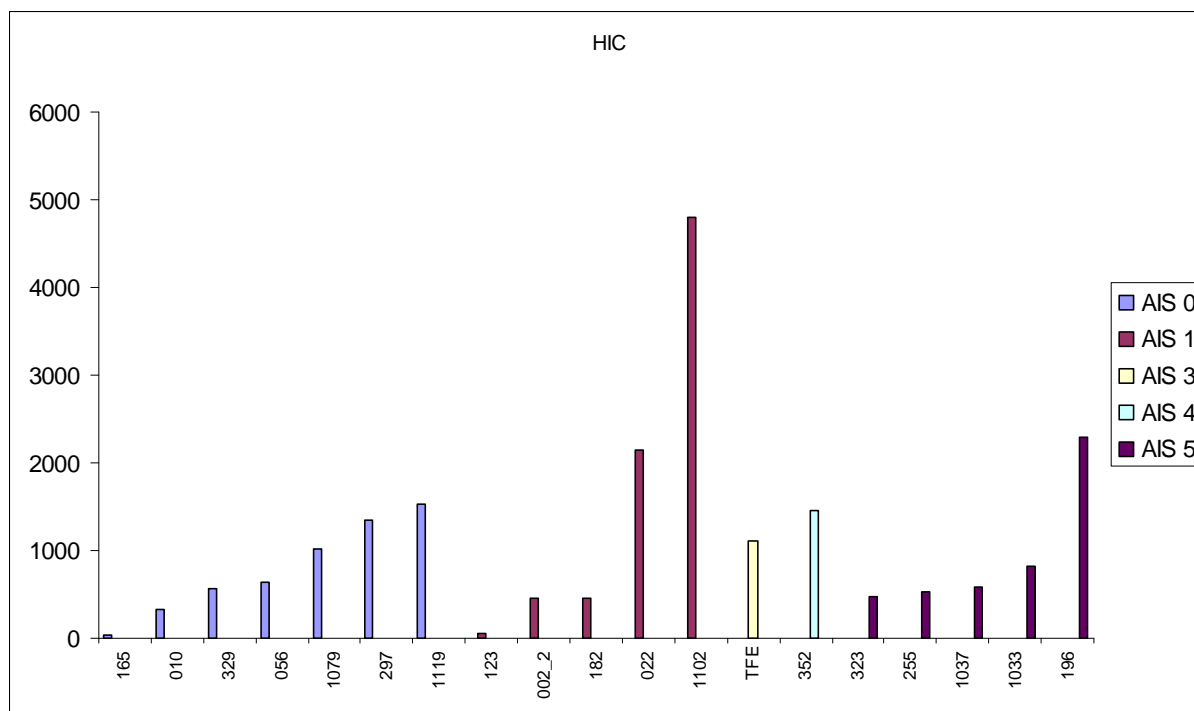


Figure 130. Histogramme du paramètre HIC pour des AIS 0, 1, 3, 4, 5.

Plus l'AIS est élevé, plus la blessure est importante et grave. Mais des blessures graves ne sont pas synonymes de HIC élevé d'après cet histogramme, ce qui montre la difficulté du HIC à prédire correctement les blessures.

Le HIC est le seul paramètre mécanique (mises à part les accélérations) pouvant être calculé à l'aide de cette base de données puisque le mannequin est rigide. C'est la une des grandes limitations de cette base de donnée puisque l'utilisation d'un mannequin ne permet pas une cinématique et une configuration de choc réaliste. Le crâne indéformable d'un mannequin ne permet pas d'être fidèle à une configuration de choc mettant en jeu un crâne déformable, et certaines lésions neurologiques probablement liées à la déformation du crâne ne peuvent donc pas être analysées dans un choc mannequin. D'autres analyses de cas d'accidents impliquant des enfants sont donc nécessaires.

4.2.3. Collecte d'accidents domestiques

Les bases de données impliquant des mannequins ne semblent pas être adaptées à la reconstruction d'accident et à l'analyse des accidents têtes. En plus du caractère non biofidèle des mannequins, l'impact et donc la déformation crânienne ne sont pas prises en compte dans une tête rigide de mannequin. La réplification d'accidents réels et en particulier les accidents automobiles avec mannequins semblent donc être trop limitée. Nous nous proposons donc de collecter des cas d'accidents domestiques réels impliquant des enfants. Ces accidents domestiques sont en particulier des cas de chutes, facile à reconstruire du point de vue numérique.

Pour collecter tous ces cas d'accident réels, nous avons eu accès à des dossiers médicaux dans les hôpitaux de CHU Strasbourg-Hautepierre et du CHG Louis Pasteur à Colmar, dans les services de pédiatrie qui ont pris en charge les traumatismes crâniens. Ces dossiers sont divers et sont généralement des dossiers d'accidents de la voie publique, ou des chutes. Ce sont donc les chutes qui sont collectées. Les dossiers médicaux comportent l'âge, le sexe de l'enfant et le rapport de l'accident explicité par le corps médical (souvent le Samu), avec la hauteur de chute, le type de sol, la zone de la tête qui a frappé le sol, et parfois les images scanner ou radiographiques. Certains dossiers médicaux reportent aussi le

comportement des parents ou des gardiens à l'arrivée à l'hôpital ainsi que leurs descriptions personnelles de l'accident. Ces comportements sont analysés par les médecins et certains cas sont alors considérés comme suspects. Ces cas ne sont donc pas collectés pour la réplique numérique.

Les cas de chutes d'une hauteur donnée sont des cas intéressants puisqu'ils permettent une évaluation de la vitesse d'impact.

Une centaine d'accidents a été collectée dans ces divers hôpitaux. L'ensemble de ces accidents implique des enfants âgés de 15 jours à 10 ans. Les reconstructions numériques qui suivront utiliseront des cas impliquant des enfants âgés de 2 à 4 ans, avec le modèle éléments finis de 3 ans.

Nous utilisons des lois viscoélastique et hyper élastique pour modéliser le cerveau. Toutes ces lois sont issues de la littérature: deux lois viscoélastiques à 1 mode de relaxation provenant de données de Shuck (1972) et Nicolle (2004), une loi viscoélastique à 5 modes de relaxations issus de données de Nicolle (2004) et une loi hyperélastique de type Ogden dont les paramètres mécaniques ont été évalués à partir de tests expérimentaux sur matière cérébrale de porc.

4.2.4. Reconstruction numérique d'accidents réels

Introduction

Sur les 25 cas d'accidents impliquant des enfants de deux à quatre ans, 16 cas de chute ne rapportent aucune blessure de la tête, et 9 cas rapportent des lésions neurologiques modérées, c'est-à-dire des pertes de connaissances ne dépassant pas 24 heures. Aucun cas de lésions neurologiques sévères, c'est-à-dire de perte de connaissances de plus de 24 heures, n'est rapporté. Sur les 9 cas de blessures cérébrales, aucune séquelle neurologique n'a été observée.

La hauteur de chute permet de trouver la vitesse d'impact en faisant un bilan d'énergie mécanique. L'énergie potentielle et l'énergie cinétique permettent de trouver l'équation de vitesse suivante : $v = \sqrt{2.g.h}$ ou g correspond à l'accélération de la pesanteur, et h la hauteur de chute. Ainsi, la donnée d'entrée du modèle éléments finis est une vitesse initiale, comme le montre la figure 131.

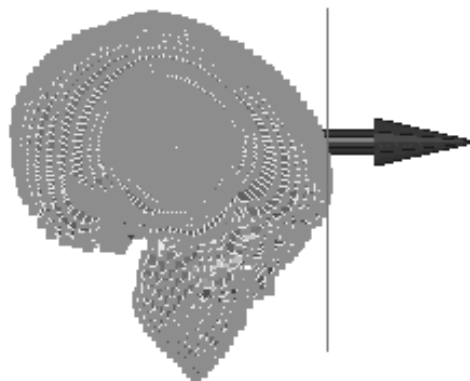


Figure 131. Vitesse initiale appliquée au modèle élément finis.

Modélisation de l'impact

Les dossiers médicaux rapportent le type de sol impliqué dans les différents accidents. Nous distinguons alors plusieurs types de sols : du gravier, du béton et du carrelage. Même si les propriétés mécaniques de ces matériaux sont différentes, les impacts sont de types

« durs ». En effet, ces sols ont une très faible capacité à se déformer lorsque la tête impacte, et toute l'énergie est alors transmise à la tête. Ainsi même si les modules d'Young des sols utilisés dans les simulations sont différents pour chaque cas d'accident comme le montre le tableau 63, l'influence de l'élasticité est très faible, puisqu'il s'agit dans chaque cas d'impacts « durs ». En effet lorsque l'enfant chute, c'est évidemment la tête qui se déforme, et quel que soit le type de sol mis en jeu (carrelage, béton ou gravier) le sol est quasiment indéformable. Le sol est modélisé par 1000 éléments coques de 7 millimètre de coté.

	Gravier	Carrelage	Béton
Module d'élasticité (GPa)	40	70	30

Tableau 63. Module d'Young du sol utilisé dans les simulations numériques

4.2.5. Simulations

Le tableau suivant regroupe les accidents reconstruits impliquant des enfants de 2 à 4 ans, avec la zone de la tête impactée, le type de sol et la hauteur de chute. PdC signifie perte de connaissance.

case	Height of fall (m)	velocity (m/s)	Area of head impact	Impacted Floor	Head injuries
PTR_3_02	1	4.43	Occipital	béton	/
HP_2005_2	2	6.26	Left parietal	gravier	PdC
PTR_3_04	1	4.43	Pério-occiput	carrelage	/
PTR_3_05	0.9	4.20	Frontal	flagstone	/
HP_2007_16	1	4.43	Occipital	béton	PdC
PTR_3_10	1.8	5.94	Temporal	béton	PdC
PTR_3_13	1.3	5.05	Face	béton	PdC
PTR_3_14	0.8	3.96	Frontal	béton	/
PTR_3_15	1	4.43	Occipital	béton	/
PTR_3_16	3	7.67	Face	gravier	PdC
PTR_3_17	0.9	4.20	Occipital	béton	/
PTR_3_18	1.8	5.94	Frontal/face	flagstone	/
PTR_3_19	1	4.43	Left frontal	carrelage	PdC
PTR_3_20	0.9	4.20	Left frontal	gravier	PdC
PTR_3_21	0.8	3.96	Facial	carrelage	/
PTR_3_22	0.95	4.32	Left occipital	carrelage	PdC
PTR_3_24	1	4.43	Frontal	carrelage	/
PTR_3_25	0.5	3.13	Occipital	béton	/
PTR_3_26	0.85	4.08	Occipital	carrelage	/
PTR_3_27	0.95	4.32	Facial	carrelage	/
PTR_3_28	0.5	3.13	Frontal	flagstone	/
PTR_3_30	1.4	5.24	Left frontal	béton	PdC
PTR_3_32	1.1	4.65	Facial	gravier	/
PTR_3_33	1.1	4.65	Left frontal	flagstone	/
PTR_3_34	0.5	3.13	Right frontal	gravier	/

Tableau 64. Ensemble des accidents reconstruits.

Les blessures observées dans ces cas de chutes sont des blessures cérébrales et en particulier des lésions neurologiques modérées. La loi de comportement utilisée pour modéliser le cerveau joue donc un rôle prépondérant dans la réponse du modèle et dans la recherche du mécanisme de lésion. Comme nous l'avons vu dans le chapitre sur le développement des modèles éléments finis et en particulier le modèle 3 YOC (utilisé pour simuler ces accidents), nous disposons de plusieurs lois de comportement pour modéliser le tissu cérébral. Tous les accidents seront alors simulés avec les 4 lois de comportements différentes (viscoélastique Shuck 1 mode, Nicolle 1 mode, Nicolle 5 modes, et Ogden hyperélastique).

Pour calculer les paramètres cinématiques comme le HIC ou les accélérations linaires ou angulaires, le crâne est alors déclaré en corps rigide et les paramètres cinématiques sont calculés au centre de gravité du corps rigide.

Les paramètres mécaniques intracrâniens sont aussi calculés : les pressions minimum et maximum, les contraintes de Von Mises et les déformations de Von Mises.

L'ensemble de ces paramètres est alors classé pour réaliser des histogrammes.

4.2.6. Analyse de données et traitement statistique

Elaboration des histogrammes

Lorsque toutes les simulations sont terminées et que tous les paramètres mécaniques ont été post-traités, il est alors possible de créer des histogrammes, montrant la valeur du paramètre considéré pour chaque cas, et permettant de distinguer les cas lésés des cas non lésés.

La figure 132 montre un exemple simple d'histogramme. Pour un candidat au mécanisme de lésion, les cas lésés et les cas non lésés sont différenciés, et classés dans l'ordre croissant. Pour qu'un mécanisme de lésion soit correct, les valeurs du paramètre considéré des cas lésés doivent être plus élevées que pour les cas non lésés. La figure 132 (a) montre un histogramme d'un bon candidat au mécanisme de lésion, puisque qu'une limite nette apparaît entre les cas lésés et les cas non lésés. La figure 132 (b) montre un histogramme d'un candidat au mécanisme de lésion qui ne permet pas une distinction nette entre cas lésés et cas non lésés.

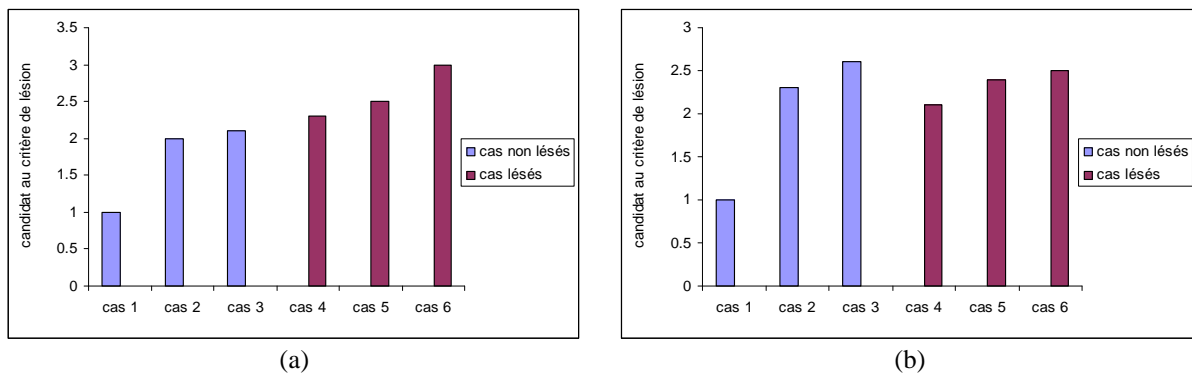


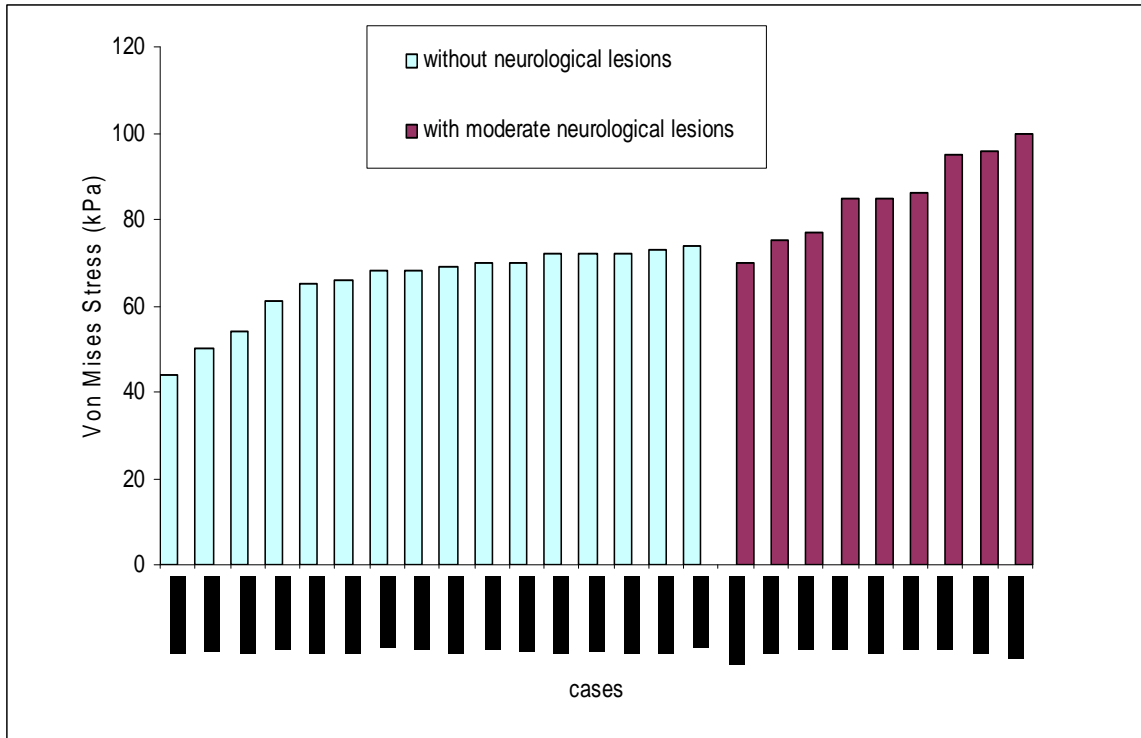
Figure 132. Exemples d'histogrammes pour un candidat au mécanisme de lésion

case	Height of fall (m)	Area of head impact	Head injuries	Shearing stress (Shuck) kPa	Shearing stress (Nicolle 1 mode) kPa	Shearing stress (Nicolle 5 modes) kPa	Shearing stress (Hyperelastic Ogden) kPa	Shearing strain (Shuck)	Shearing strain (Nicolle 1 mode)	Shearing strain (Nicolle 5 modes)	Shearing strain (Hyperelastic Ogden)	HIC	Λ_{max} (g)	$\ddot{\omega}$ (krad/s ²)	Pressure max/min (kPa)
PTR_3_02	1	Occipital	/	72	18.5	21	30	1.1	1.5	1.6	1.75	10600	765	35	630/-140
HP_2005_2	2	Left parietal	LOC	100	31	29	310	1.81	3.8	3.8	2.95	31000	1223	12.4	1550/-145
PTR_3_04	1	Pério-occiput	/	72	17.5	20	30	1.1	1.6	1.6	1.75	8800	663	30	600/-140
PTR_3_05	0.9	Frontal	/	70	13.5	11	20	1	1.4	1.4	1.8	7000	612	37	700/-125
HP_2007_16	1	Occipital	LOC	70	19	22	44	1.3	1.6	1.6	1.8	10000	1274	35	630/-140
PTR_3_10	1.8	Temporal	LOC	85	35	33	220	1.45	3.6	4	2.9	15600	969	75.2	700/-130
PTR_3_13	1.3	Face	LOC	77	15	13	42	1.2	1.6	1.6	1.8	16000	969	65	940/-150
PTR_3_14	0.8	Frontal	/	61	13	12	52	0.9	1.5	1.5	1.85	2900	408	31.9	440/-115
PTR_3_15	1	Occipital	/	74	18	19.5	42	1.2	1.5	1.5	1.75	10600	765	35	640/-140
PTR_3_16	3	Face	LOC	95	23	19.5	120	1.3	2.5	2.2	2.2	32000	713	85	1590/-155
PTR_3_17	0.9	Occipital	/	68	15	19	38	1.05	1.4	1.5	1.85	6600	612	27	500/-135
PTR_3_18	1.8	Frontal/face	/	70	18	16	65	1.1	1.6	1.6	2	19000	968	6.5	1010/-140
PTR_3_19	1	Left frontal	LOC	86	19	17.5	130	1.2	2	2.1	2.1	7500	662	48.5	650/-120
PTR_3_20	0.9	Left frontal	LOC	85	18	16	70	1.3	1.9	2	2	5300	530	37	570/-120
PTR_3_21	0.8	Facial	/	68	12	10	18	0.8	1.4	1.4	1.8	6100	612	47	580/-135
PTR_3_22	0.95	Left occipital	LOC	75	25	26	70	1.15	3.2	3.1	2.35	5500	560	38	460/-117
PTR_3_24	1	Frontal	/	69	15	12	25	1.1	1.3	1.3	1.85	8100	663	41	730/-125
PTR_3_25	0.5	Occipital	/	50	12.5	14	20	0.8	1.2	1.3	1.7	3400	459	20.5	390/-120
PTR_3_26	0.85	Occipital	/	66	16	19	25	1.05	1.4	1.5	1.75	7600	663	30	515/-130
PTR_3_27	0.95	Facial	/	72	13	11.5	22	0.9	1.4	1.4	1.75	7900	683	50	750/-140
PTR_3_28	0.5	Frontal	/	54	9.5	9	13	0.85	1.2	1.1	1.62	3000	433	27.5	460/-115
PTR_3_30	1.4	Left frontal	LOC	96	25	21	100	1.4	2.3	2.3	2.35	10800	734	54.5	870/-130
PTR_3_32	1.1	Facial	/	73	13	11.5	22	0.9	1.4	1.5	1.85	9500	724	54	830/-140
PTR_3_33	1.1	Left frontal	/	65	13.5	12.5	35	1.05	1.5	1.5	1.9	4700	459	29.5	400/-110
PTR_3_34	0.5	Right frontal	/	44	10	10	20	0.6	1.17	1.18	1.9	2600	357	4.6	450/-112

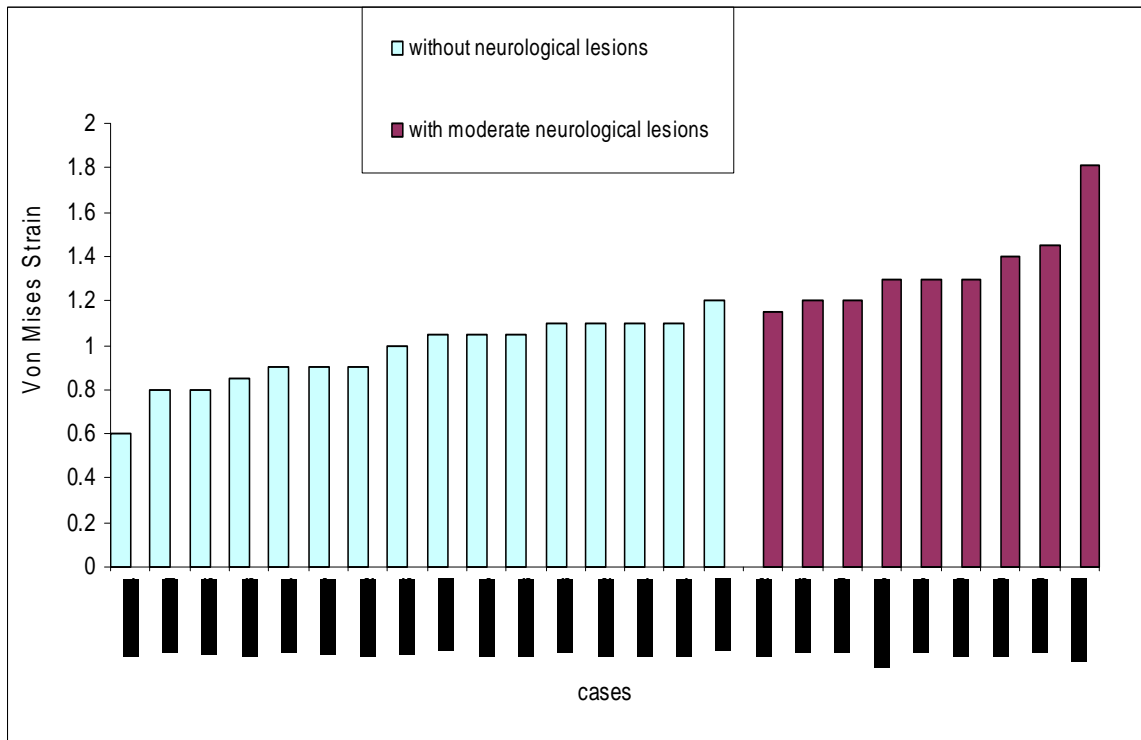
Les histogrammes sont alors élaborés pour les contraintes de Von Mises, pour la déformation de Von Mises, pour les pressions maximum et minimum, pour les quatre lois de comportement, et pour les paramètres cinématiques (pic d'accélération linéaires et angulaires, et HIC). Il est à noter que la pression est un invariant de la loi de comportement considérée.

En effet, la variation de pression peut être approximée par l'équation $\Delta P = \rho \cdot \ddot{x} \cdot \Delta l$, où \ddot{x} est l'accélération, ρ correspond à la densité et Δl correspond à la longueur caractéristique de la tête, et semble donc indépendante de la loi de comportement.

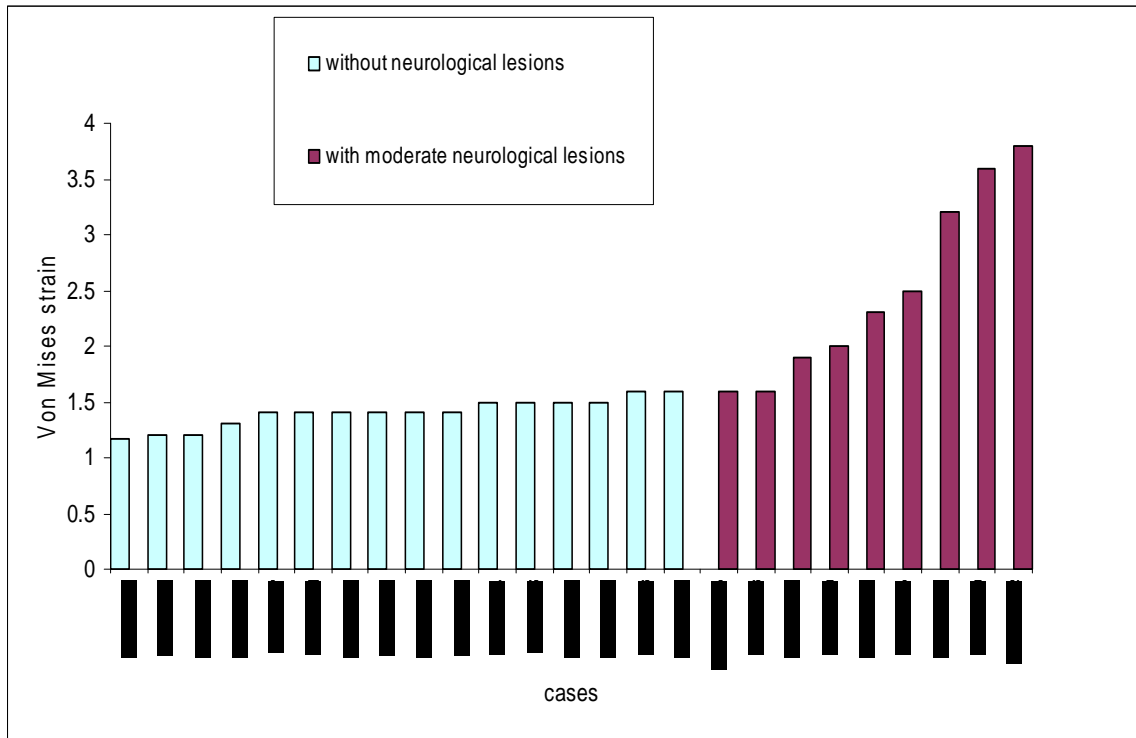
Les tableaux précédents montrent l'ensemble des résultats obtenus pour les 125 simulations, et les histogrammes pour tous les paramètres candidats au mécanisme de lésions neurologiques chez l'enfant.



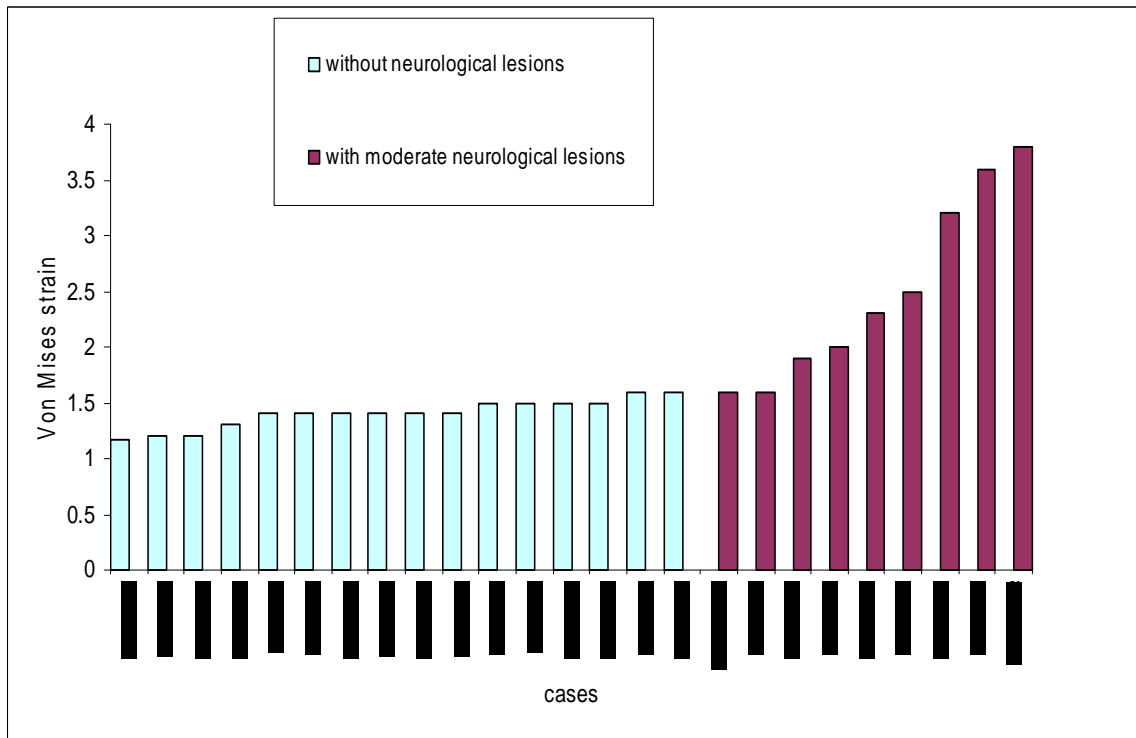
Contrainte de Von Mises (Shuck)



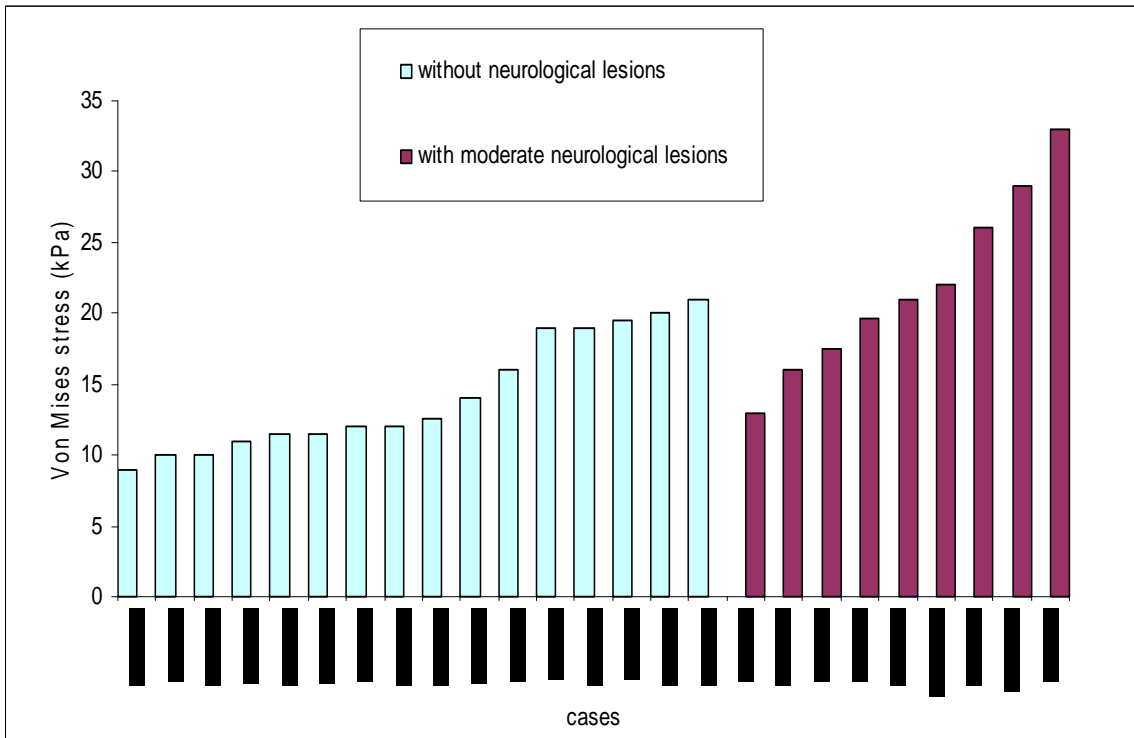
Déformation de Von Mises (Shuck)



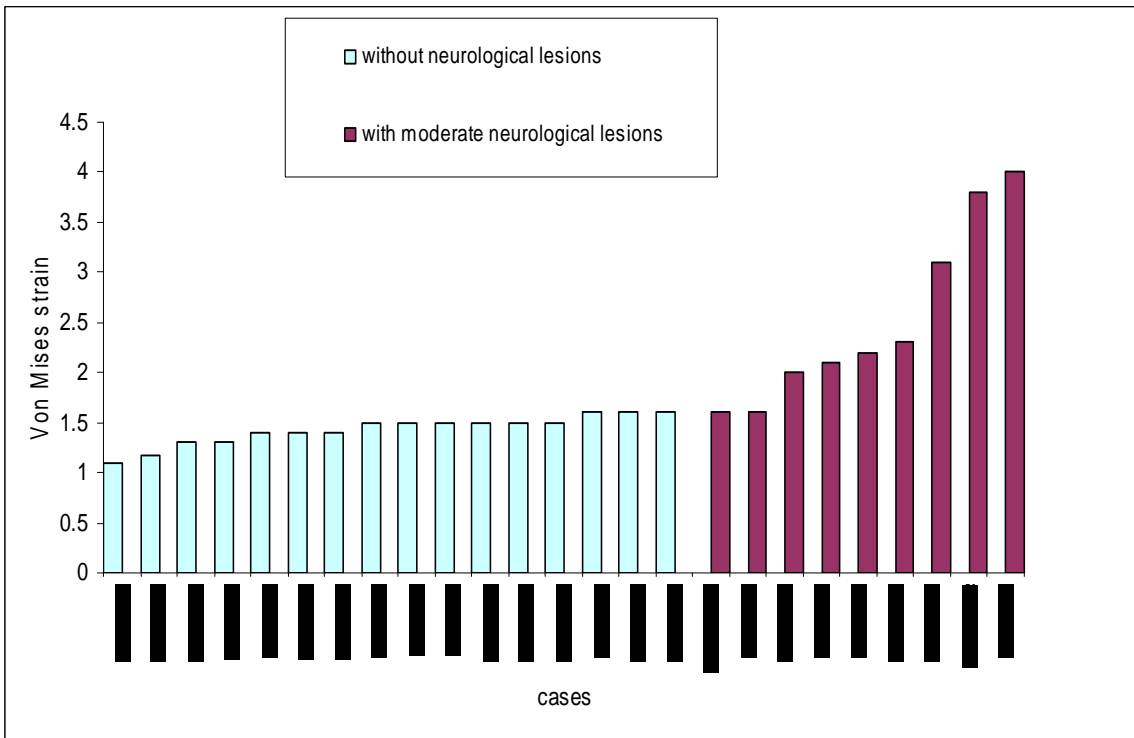
Contrainte de Von Mises (Nicolle 1 mode)



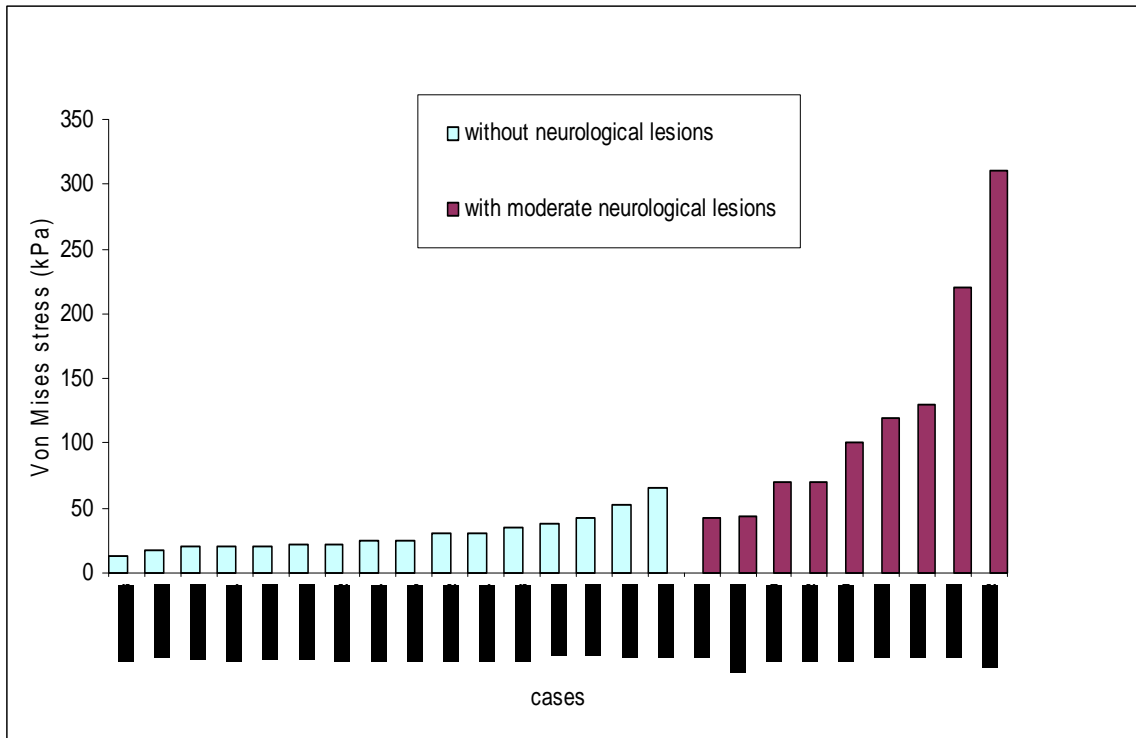
Déformation de Von Mises (Nicolle 1 mode)



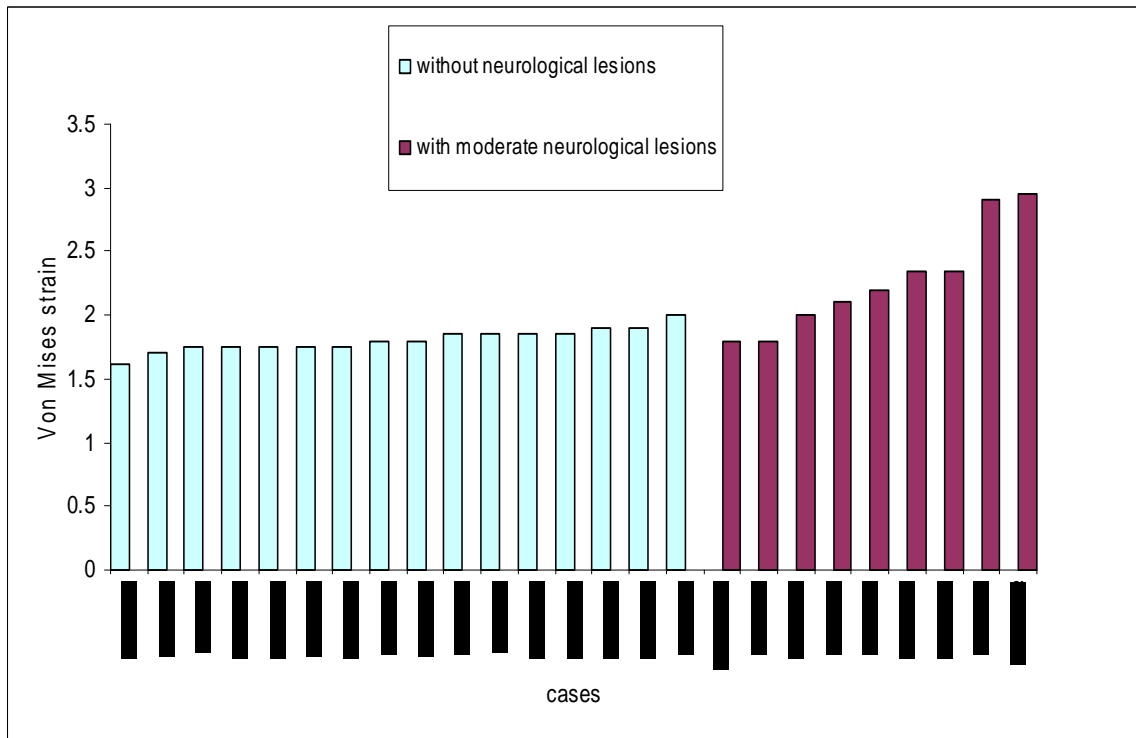
Contrainte de Von Mises (Nicolle 5 modes)



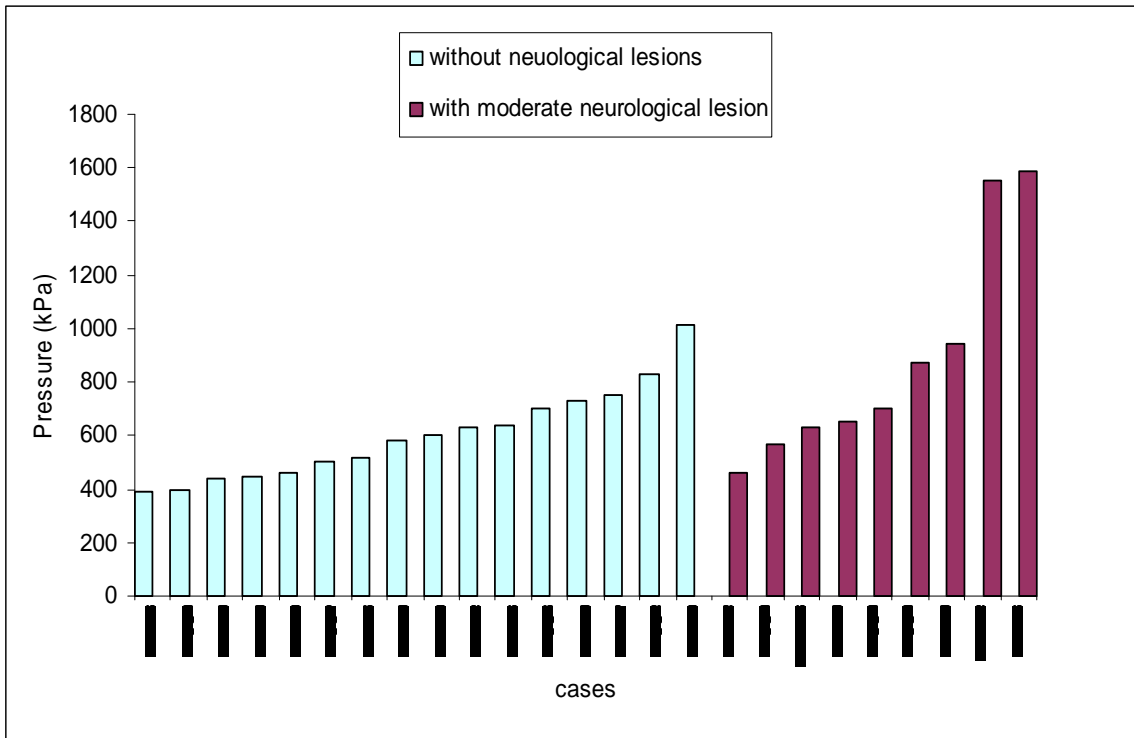
Déformation de Von Mises (Nicolle 5 modes)



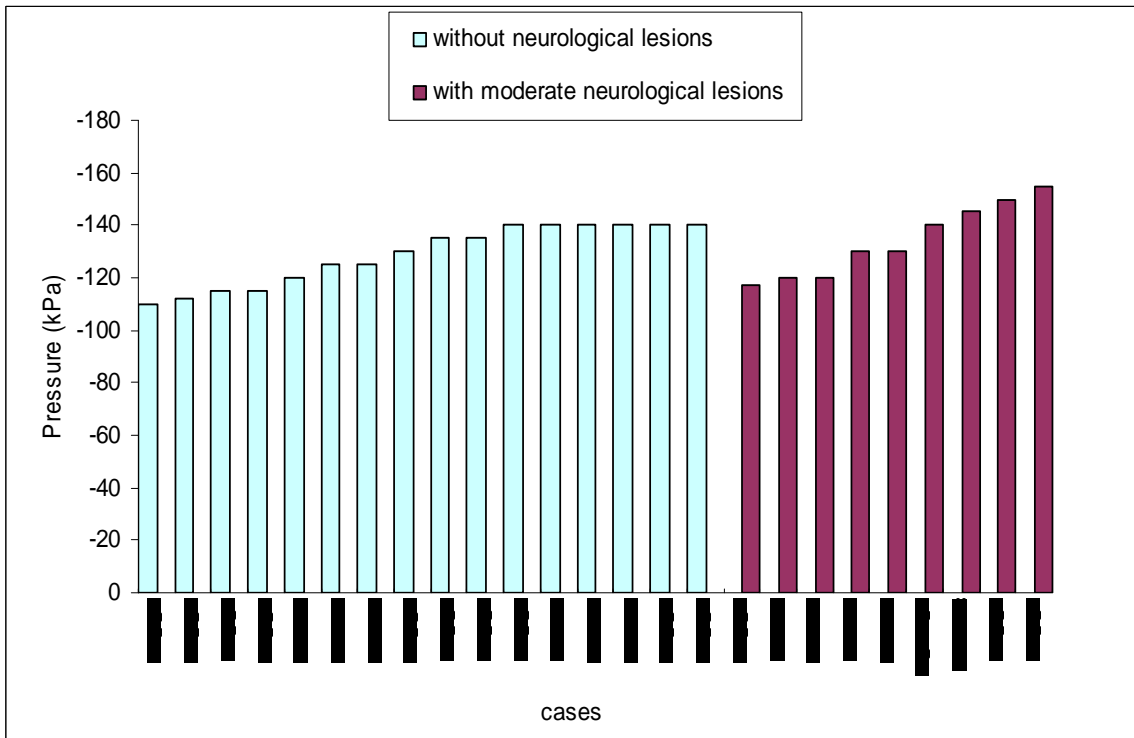
Contrainte de Von Mises (Hyperélastique Ogden)



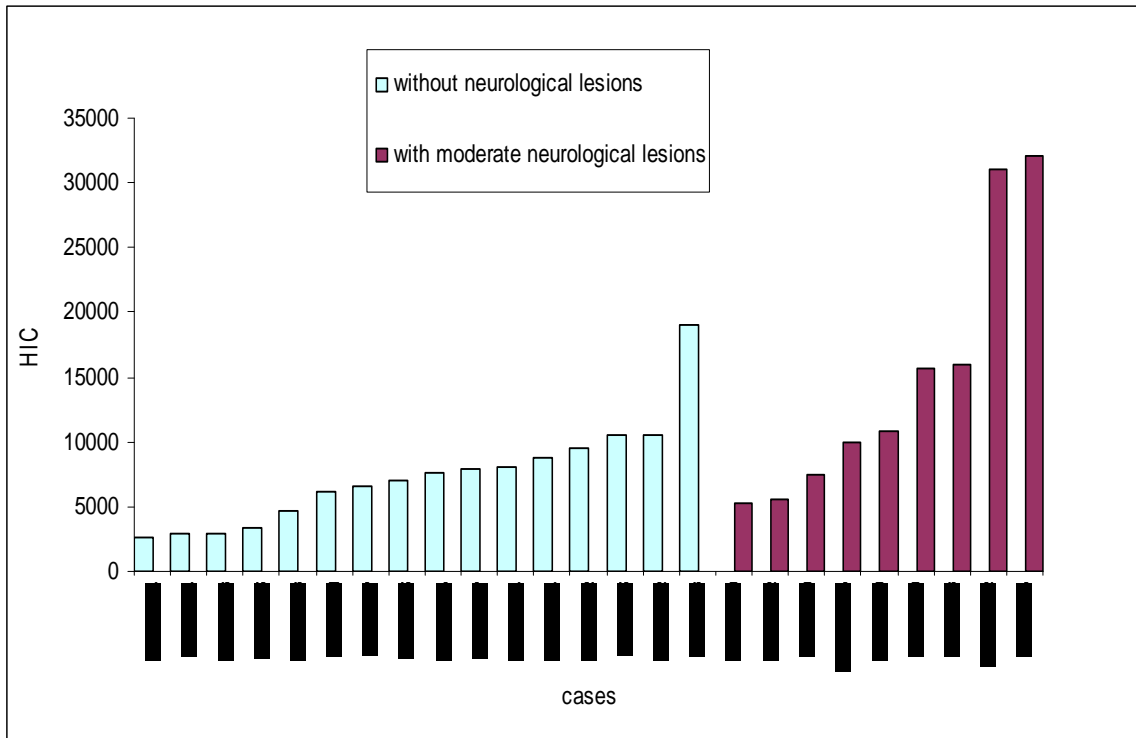
Déformation de Von Mises (Hyperélastique Ogden)



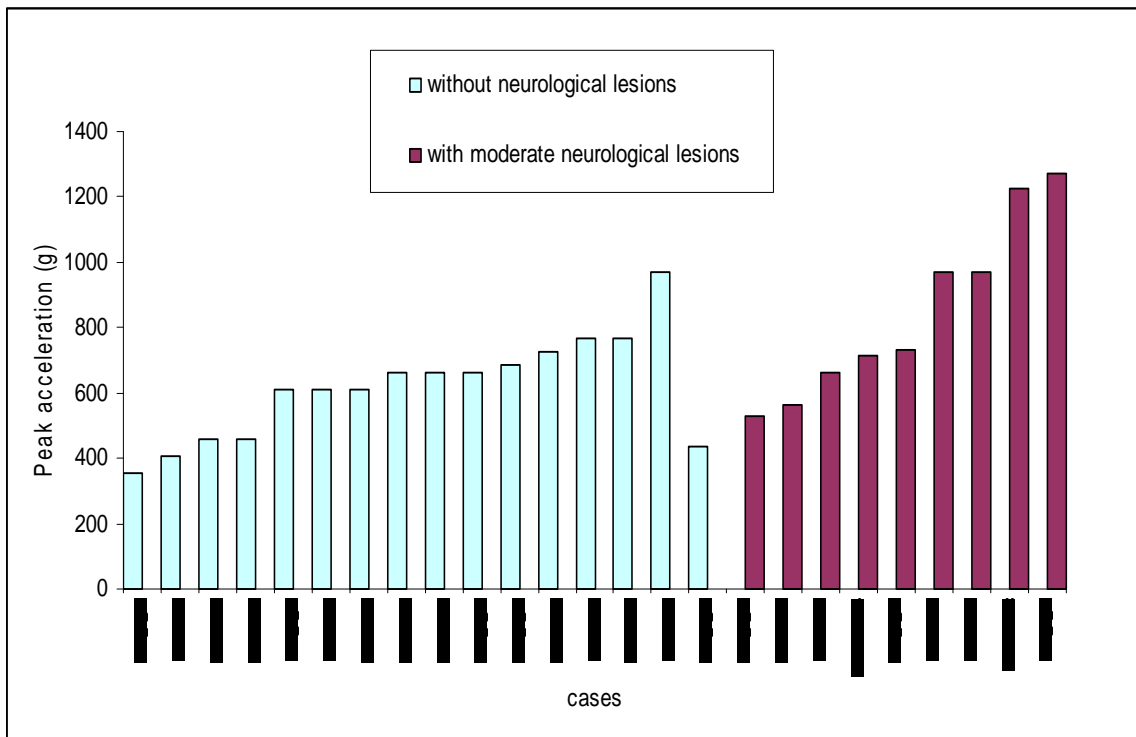
Pression maximum



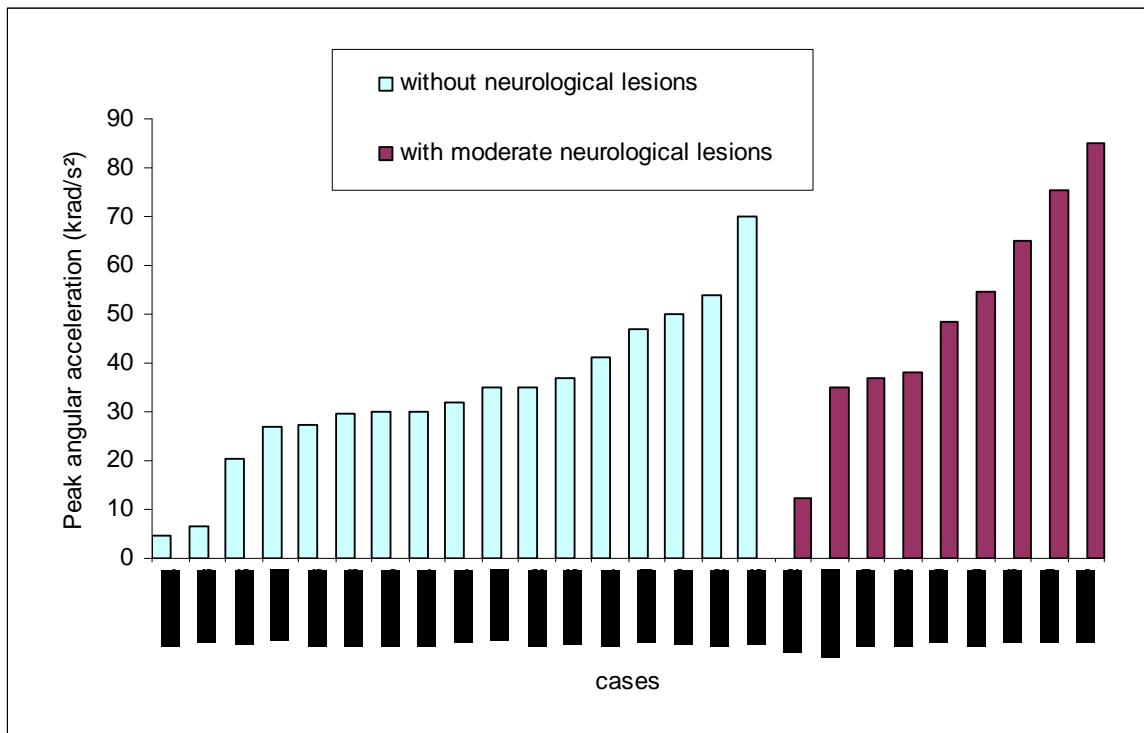
Pression minimum



HIC



Pic d'accélération linéaire



Pic d'accélération angulaire

Figure 133. Histogrammes pour les différents paramètres mécaniques candidats au mécanisme de lésion neurologique modérée.

4.2.7. Analyse statistique et élaboration de courbes de risque

Sur certains histogrammes, notamment l'histogramme de la déformation de Von Mises avec la loi de Nicolle 1 mode, un palier pour la valeur de 1.6 semble apparaître, qui sépare les individus lésés des individus non-lésés. Pour déterminer ce palier avec précision, une méthode statistique de régression logistique est menée sur les 25 cas de notre étude. La méthode employée est celle du Maximum de Vraisemblance Modifiée (MVM) développée par Nakahira et al. (2000) (NAK_2000). Cette méthode repose sur la méthode du Maximum de Vraisemblance Classique (MVC), détaillée par Lebart et al. (1990). Nakahira et al. (2000) montrent que la méthode MVM aboutit à de meilleurs résultats que la méthode classique, ou encore que celle de Mertz et Weber (1982), en termes de paramètres de régression. L'objet de cette méthode MVM est d'établir une courbe de risque reliant une valeur du paramètre mécanique étudié à la probabilité de lésion générée par ce paramètre pour la valeur atteinte.

La méthode MVM s'appuie sur deux postulats :

- La probabilité de lésion approche 0 lorsque les valeurs prises par le paramètre mécanique supposé entraîner la lésion approchent 0. C'est le postulat A.
- L'écart entre la courbe de risque et les lésions observées est minimal du point de vue du paramètre mécanique étudié. C'est le postulat B.

Lorsque la régression est menée, ces deux postulats sont évalués à travers deux estimateurs, EA et EB respectivement, indiquant la qualité de la courbe de risque obtenue. EB est choisi comme étant égal au logarithme népérien de la vraisemblance (ramené à la taille de l'échantillon), comme le suggère Ran (1984) :

$$EB = \frac{1}{n} \log \left(\left(\prod_i Y_i \right) \left(\prod_j (1 - Y_j) \right) \right)$$

Y_j est la probabilité de lésion, pour une valeur j sans lésion, pour le paramètre mécanique retenu. Plus EB est grand, plus l'écart entre la courbe de risque et les lésions observées est

minimal du point de vue du paramètre mécanique étudié. EB est toujours négatif, et est au mieux nul. Des valeurs négatives proches de 0 indiquent une bonne qualité de régression. Les valeurs de EB obtenues pour des régressions logistiques menées sur différents paramètres sont comparables entre elles, et permettent ainsi de comparer deux régressions logistiques dans leur qualité relative. Dans un deuxième temps, on peut supposer que Y_0 est une estimation de la probabilité de lésion, pour une valeur nulle du paramètre mécanique étudié. Il est évident qu'aucune lésion n'est observée lorsque le paramètre mécanique étudié, et candidat à être paramètre lésionnel, est nul. La vraisemblance de Y_0 peut alors s'écrire $(1-Y_0)^n$. Pour que la vraisemblance de Y_0 soit valide à un niveau significatif α , il est nécessaire d'avoir la relation suivante :

$$1 - \alpha \leq (1 - Y_0)^n$$

Soit encore,

$$1 - (1 - Y_0)^n \leq \alpha$$

Le membre de gauche de cette inégalité peut être défini comme un estimateur du postulat A. On obtient ainsi :

$$EA = 1 - (1 - Y_0)^n$$

La distribution des individus étant importante dans toute méthode statistique, celle-ci est supposée normale dans le cas présent. Le postulat EA ne peut cependant pas être satisfait par une telle distribution normale pour laquelle la probabilité de lésion ne peut jamais être nulle. Il est alors nécessaire d'examiner la valeur de la probabilité statistiquement nulle pour une valeur nulle du paramètre mécanique étudié. Si $P(0)$ est la probabilité de lésion estimée pour une valeur nulle du paramètre mécanique étudié, la vraisemblance de $P(0)$ vérifie :

$$1 - \alpha \leq (1 - P(0))^n$$

Soit encore :

$$P(0) \leq 1 - (1 - \alpha)^{\frac{1}{n}}$$

En fixant la valeur de α à 0.05 (5 %), il est possible d'obtenir la valeur de $P(0)$ en fonction de la taille de l'échantillon étudié. En particulier, plus l'échantillon étudié est grand, plus cette probabilité $P(0)$ est proche de 0. L'estimateur EA se trouve alors être α . C'est en effet le paramètre qui force la courbe de risque à tendre vers 0 lorsque le paramètre mécanique étudié tend vers 0. La fonction de régression logistique adoptée dans la méthode MVM est la même que celle utilisée dans la méthode du Maximum de Vraisemblance Classique :

$$P(x) = \frac{1}{(1 + e^{-(a+b.x)})}$$

où x est la valeur du paramètre mécanique étudié, et $P(x)$ est la probabilité de lésion pour une valeur x du paramètre mécanique étudié. a et b sont les coefficients de régression à déterminer à l'aide des postulats A et B, en maximisant la vraisemblance de $P(x)$. Ainsi :

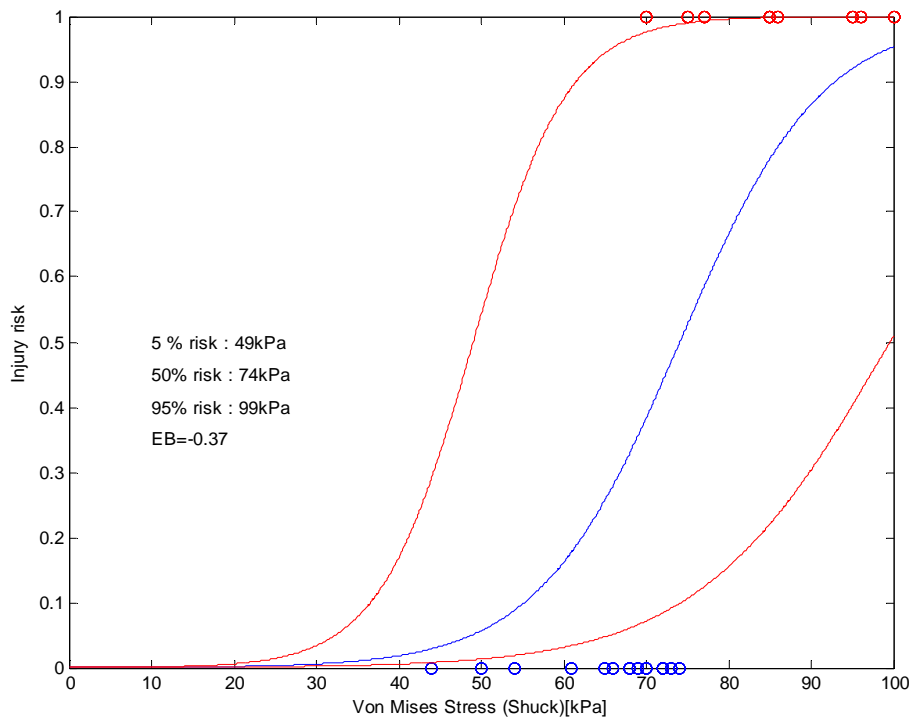
$$a = \text{Log} \left(\frac{P(0)}{1 - P(0)} \right)$$

b , quant à lui, est calculé à partir de EB.

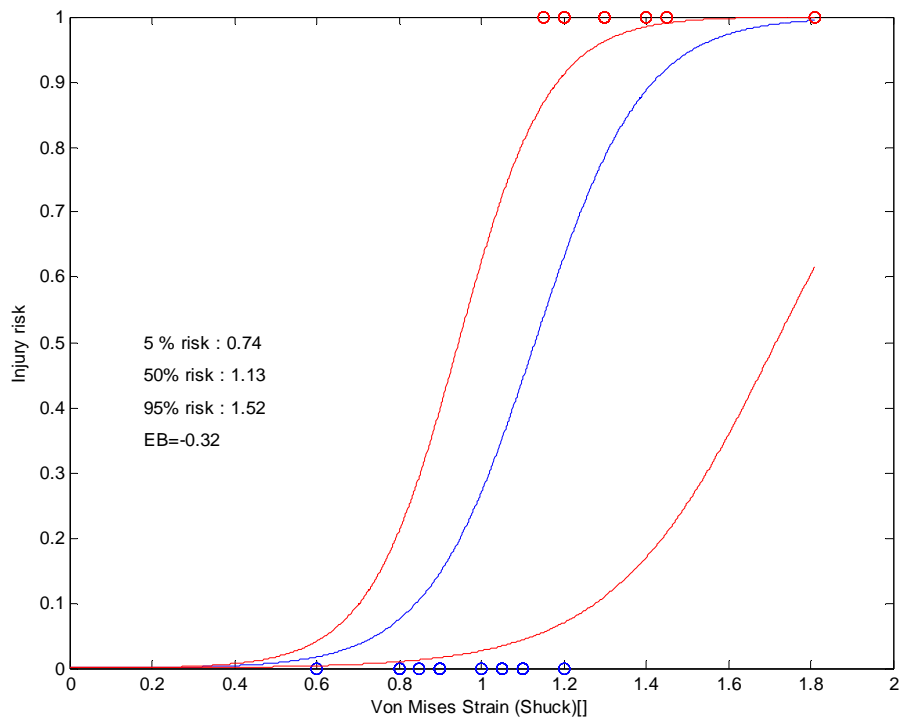
Cet algorithme de la méthode de régression logistique du Maximum de Vraisemblance Modifiée est, dans le cadre de cette étude, implémenté au niveau du logiciel de calcul MATLAB. Ce programme a été développé par Marjoux et al. (2006).

Ainsi, la figure suivante donne l'ensemble des courbes de risques pour tous les paramètres candidats, avec le paramètre de régression et les courbes de risques à 95% de confiance.

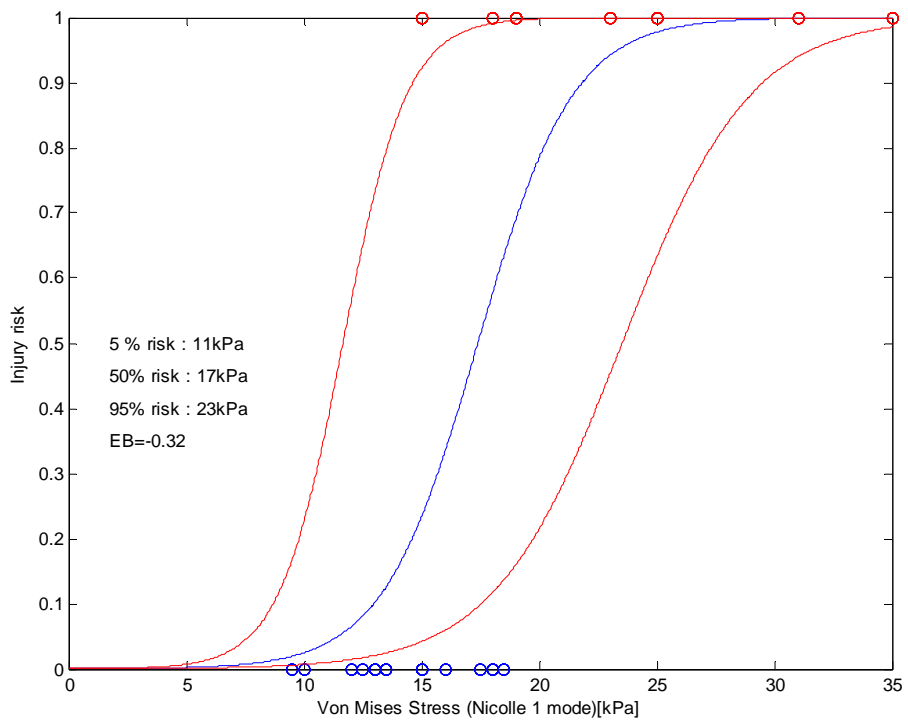
Plus le paramètre de régression EB est proche de 0, plus le paramètre candidat au critère de lésion est bon.



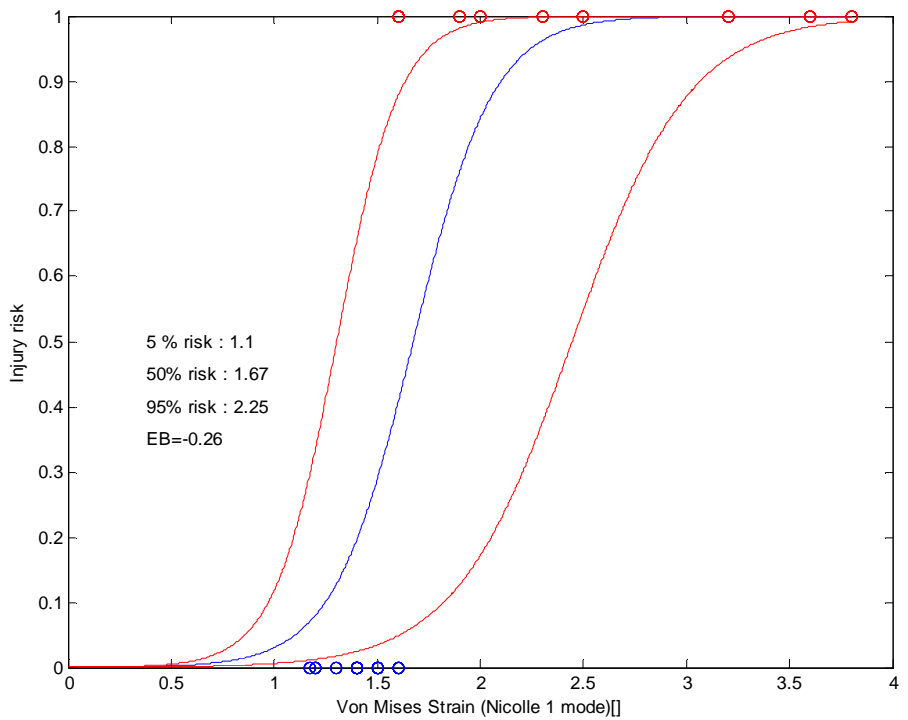
Contrainte de Von Mises (Shuck)



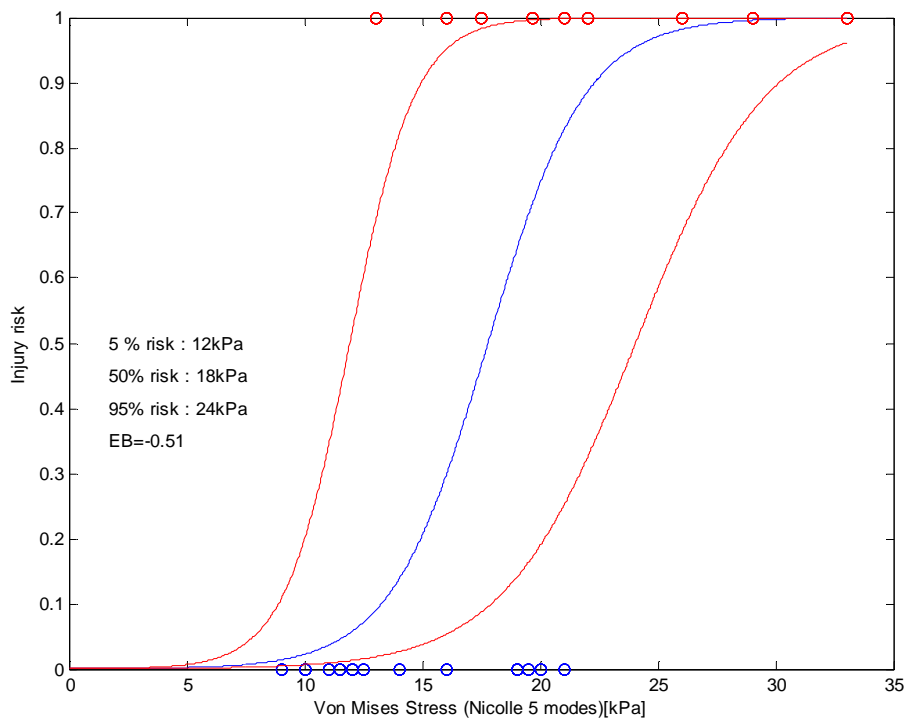
Déformation de Von Mises (Shuck)



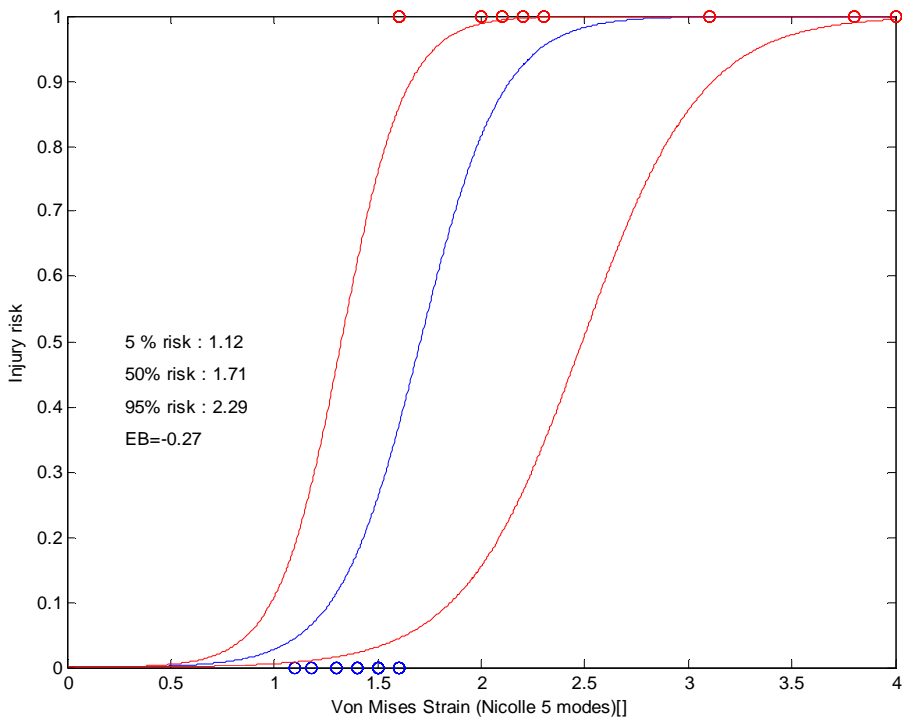
Contrainte de Von Mises (Nicolle 1 mode)



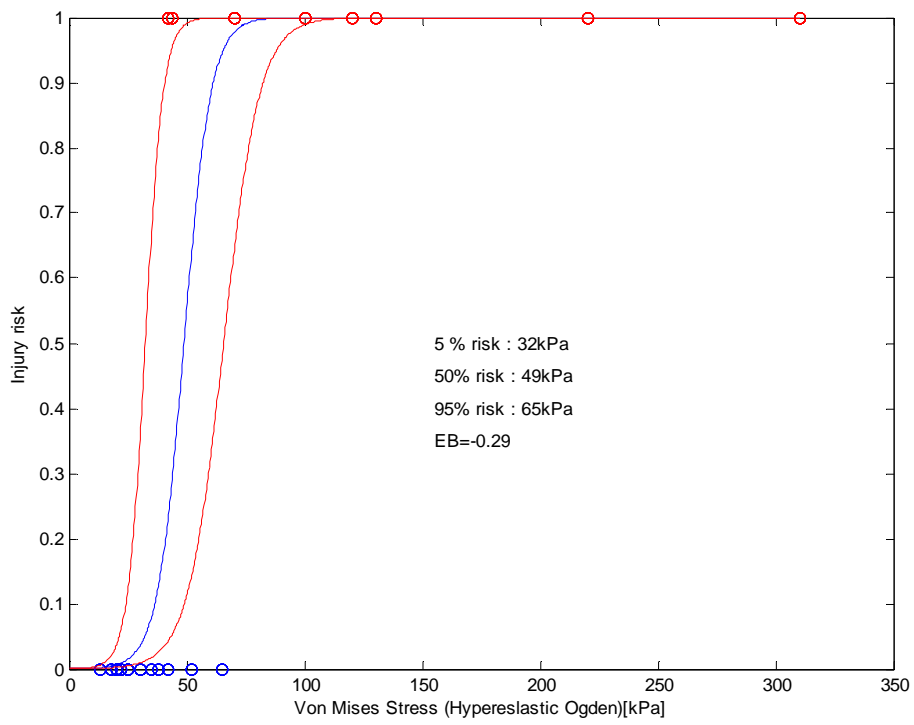
Déformation de Von Mises (Nicolle 1 mode)



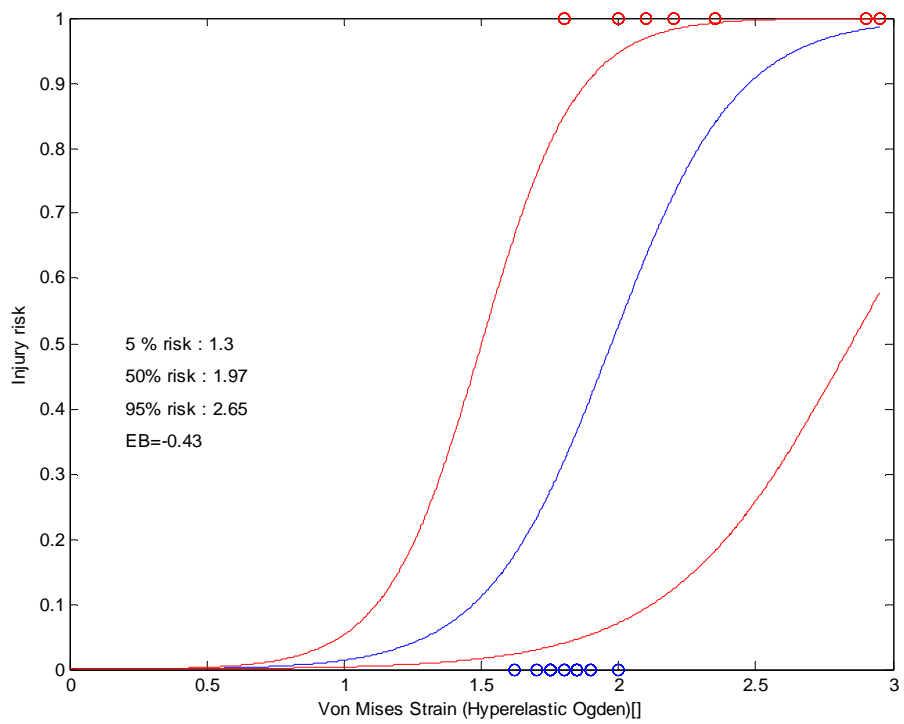
Contrainte de Von Mises (Nicolle 5 modes)



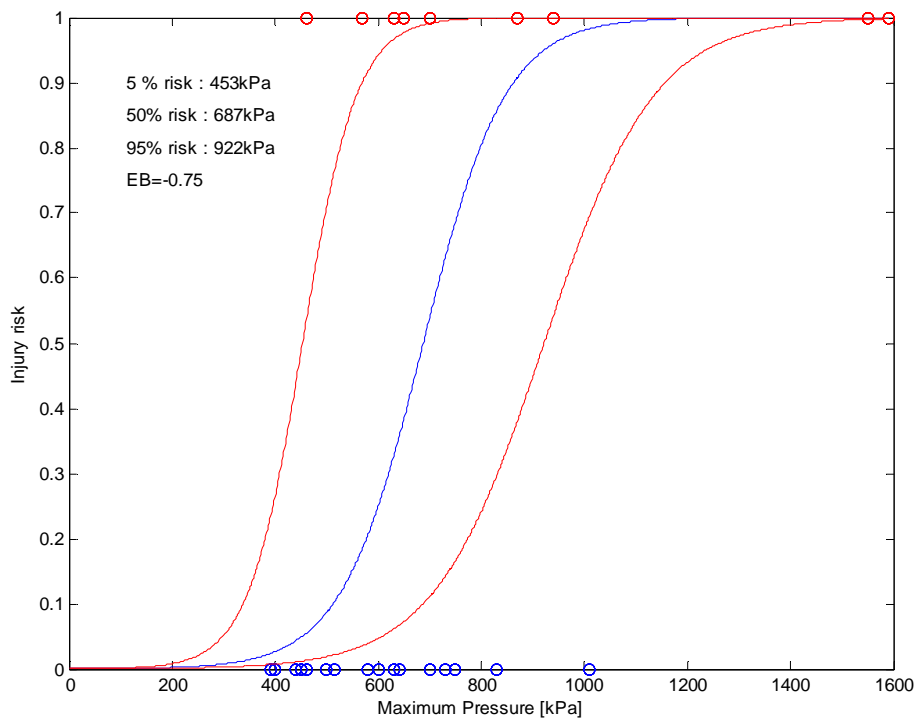
Déformation de Von Mises (Nicolle 5 modes)



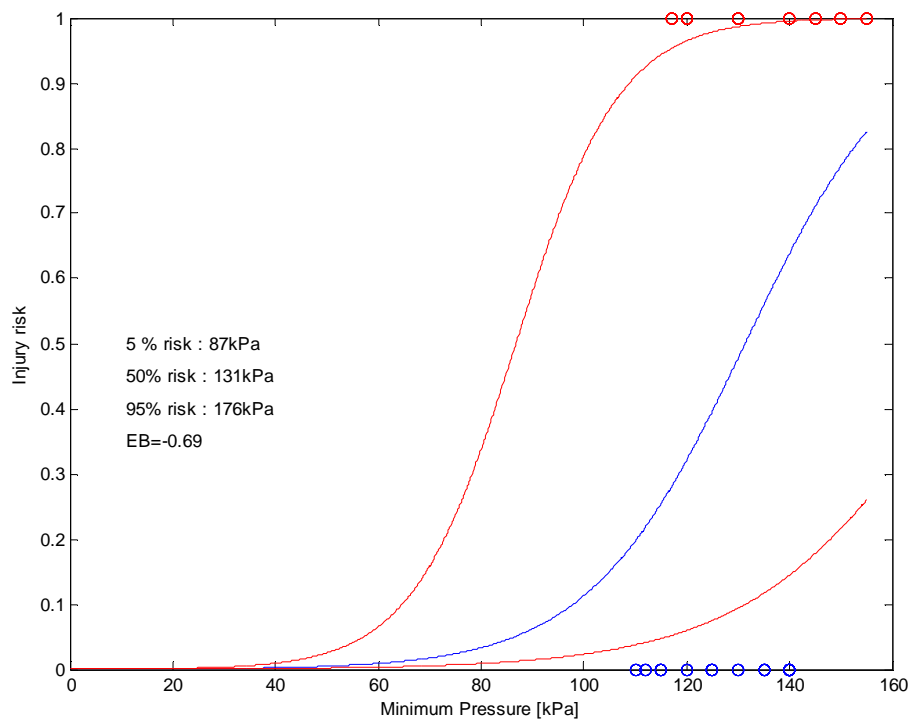
Contrainte de Von Mises (Hyperelastique Ogden)



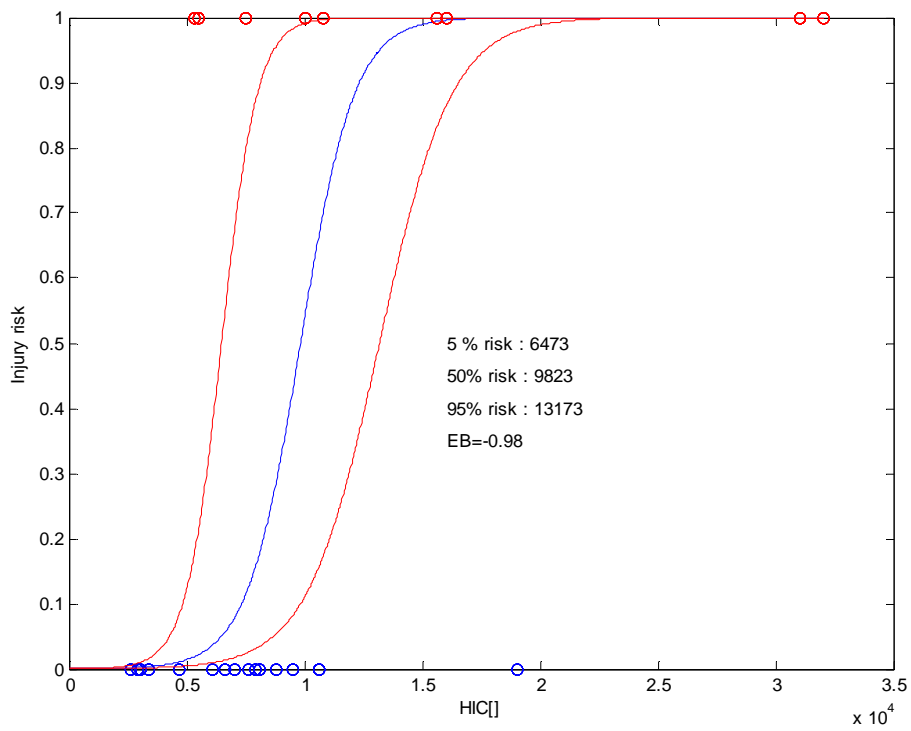
Déformation de Von Mises (Hyperelastique Ogden)



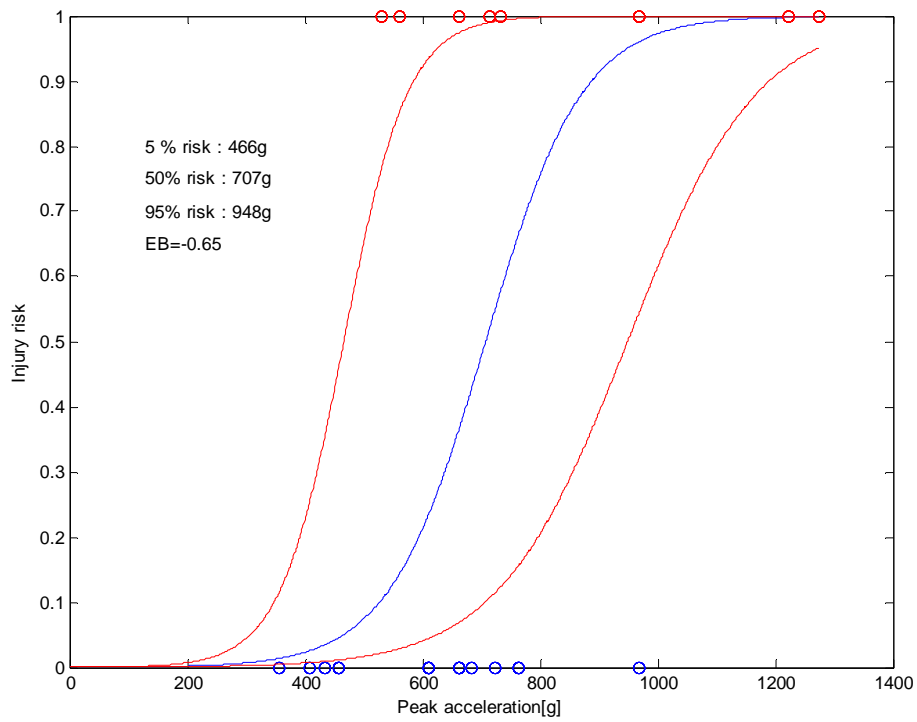
Pression maximum



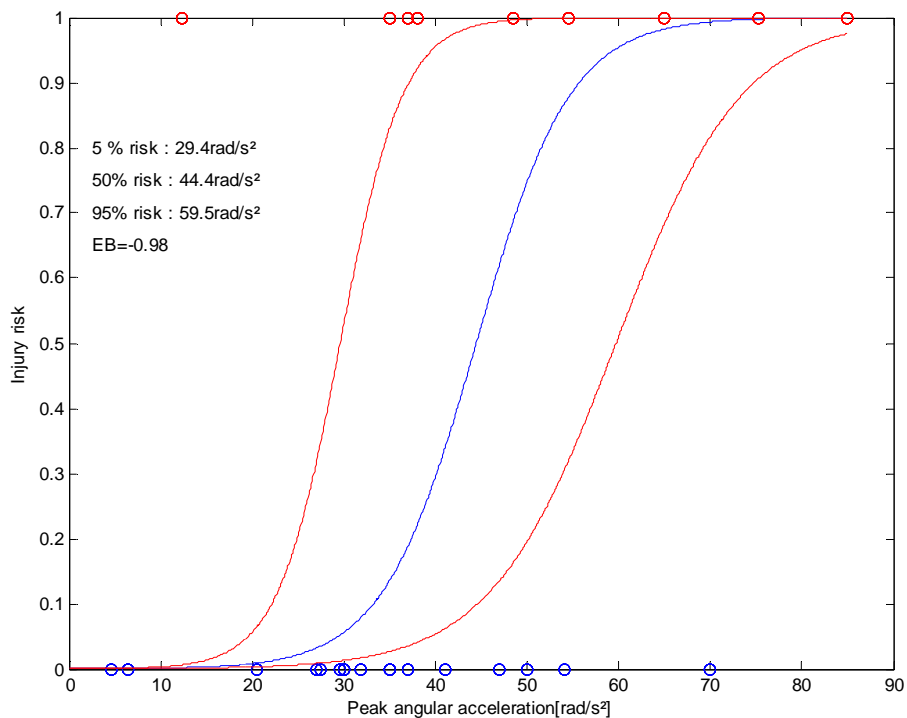
Pression minimum



HIC



Pic d'accélération linéaire



Pic d'accélération angulaire

Figure 134. Courbes de risques pour les différents paramètres candidats aux mécanismes de lésions neurologiques modérées chez l'enfant.

L'ensemble des paramètres de régression des courbes de risques sont classés et regroupés dans la figure suivante, et il apparaît nettement que les paramètres de cisaillement et en particulier la déformation de cisaillement est le meilleur paramètre prédictif pour l'apparition des lésions neurologiques modérées chez l'enfant avec un EB de -0.28.

En ce qui concerne les paramètres cinématiques, le crâne est déclaré en corps rigide, pour permettre un calcul des accélérations au centre de gravité de la tête. Même si différents types de sols sont utilisés dans la reconstruction des accidents, chaque reconstruction simule un choc violent et dur menant à de grandes valeurs des pics d'accélérations linéaires et angulaires, à de grandes valeurs de HIC et à de très faible durée de chocs, qui ne durent pas plus de trois millisecondes. Le HIC est lié à l'accélération et au temps d'impact. En considérant que le temps d'impact est approximativement le même pour chaque cas (très court car chocs durs), le HIC est donc plus lié à l'accélération et donc à la hauteur de chute, qu'à la durée du choc. Or l'apparition des blessures cérébrales n'est pas liée à la hauteur de chute puisque certains cas lésés présentent des hauteurs de chutes moins élevées que des cas non lésés. De plus, l'étude de DeSantis Klinich en 2002 compare des accélérations calculées avec des mannequins numériques et le modèle éléments finis développé dans son étude, et trouve des différences significatives en terme d'amplitude et de durée.

Les paramètres de régression permettant de distinguer les cas lésés des cas non lésés sont respectivement de -0.65, -0.68, et -0.95 pour le HIC, le pic d'accélération linéaire et le pic d'accélération angulaire. Ainsi, ces paramètres ne peuvent donc pas être considérés comme de bons paramètres de régression et de critères de lésions prédictifs.

Le paramètre de pression est un mauvais candidat à la prédiction de lésions, avec un EB égal à -0.75 et -0.69. Comme explicité auparavant, la pression est directement liée à l'accélération, dont le caractère non prédictif a été montré.

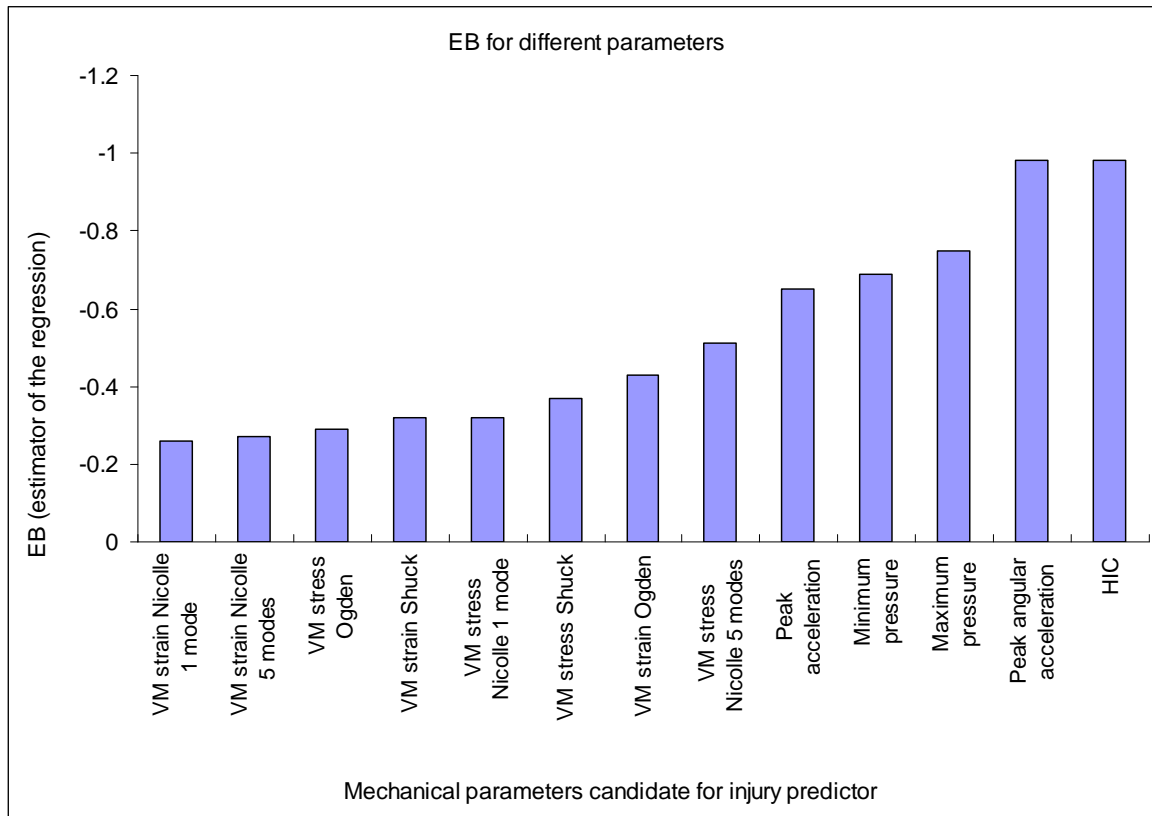
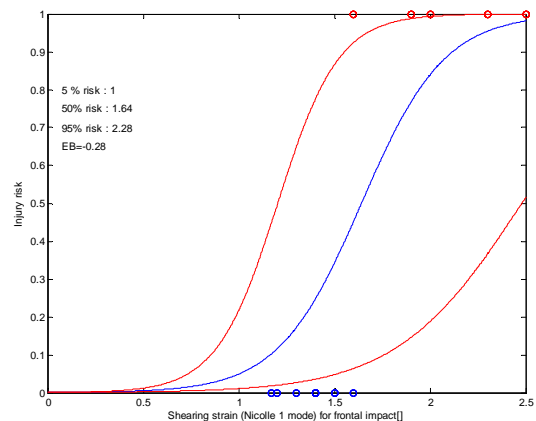
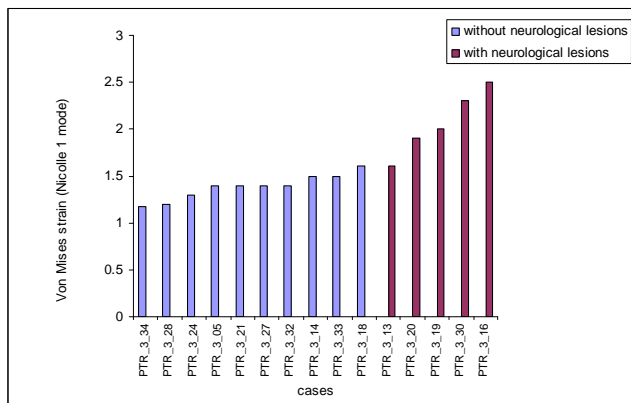


Figure 135. Comparaison des paramètres de régression.

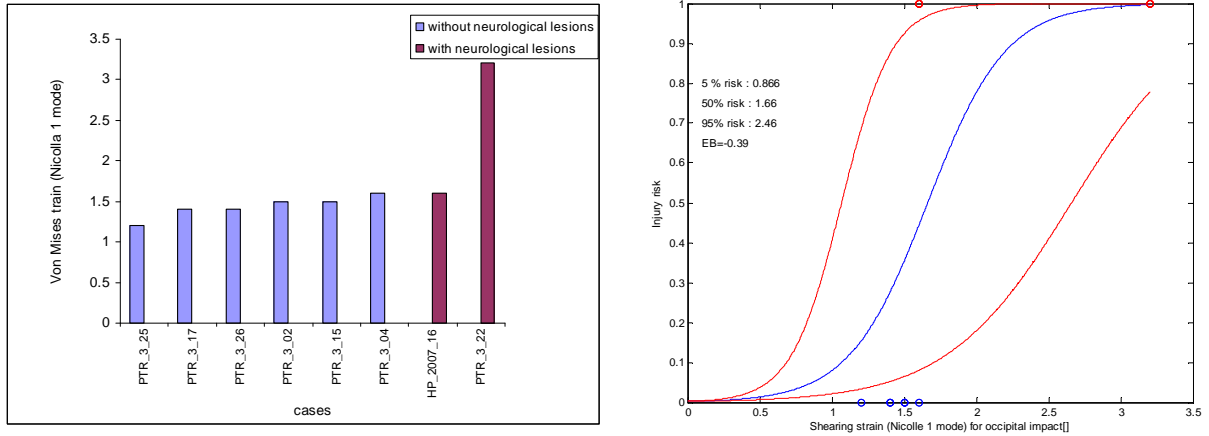
Distinction des cas : impacts frontaux/impacts occipitaux

Le classement des accidents, l'élaboration des histogrammes et des courbes de risques a été réalisé sur l'ensemble des 25 accidents quelle que soit la configuration du choc. Une étude préliminaire sur la configuration est donc réalisée, pour voir l'influence de la zone de l'impact. En effet, les cas d'accidents peuvent être classés, et une nouvelle analyse statistique peut alors être réalisée pour les impacts occipitaux, frontaux, et pariétaux, afin d'étudier l'influence de la zone d'impact.

L'analyse des cas d'impacts frontaux et occipitaux mène aux histogrammes et aux courbes de risques suivantes pour le paramètre de déformation de Von Mises (Nicolle 1 mode) qui est le meilleur candidat au critère de lésion selon la figure 135.



Analyse des impacts frontaux



Analyse des impacts occipitaux
Figure 136. Distinction des cas d'impacts occipitaux et frontaux.

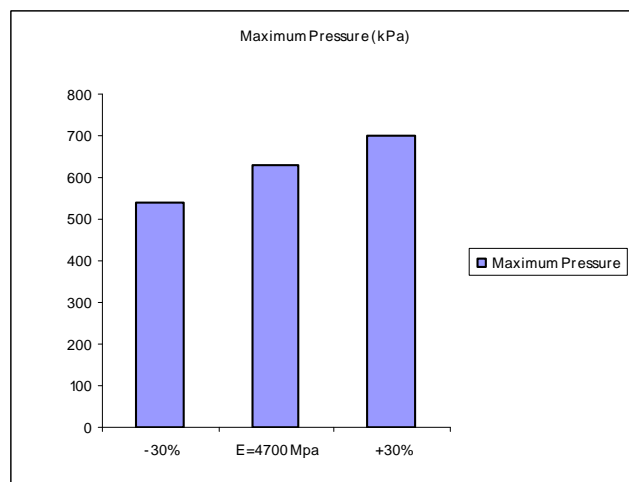
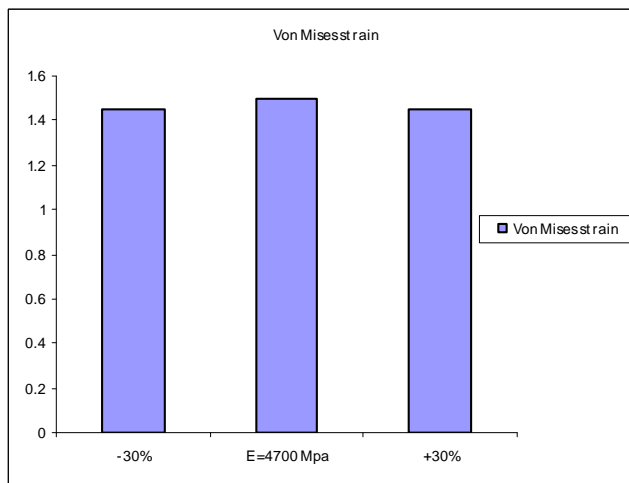
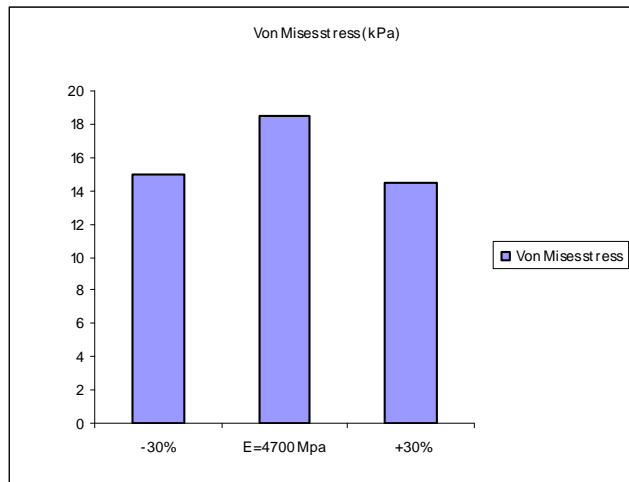
Selon la figure 136, même si les paramètres de régression sont corrects en distinguant les impacts frontaux et occipitaux, distinguer les cas ne semble pas amener pas à une analyse plus consistante puisque les paramètres ne sont pas améliorés.

Etude paramétrique sur l'élasticité des matériaux

Les paramètres de cisaillement sont donc de bons paramètres de prédiction de lésions. Cependant, le manque de données sur les propriétés mécaniques des tissus enfants disponibles dans la littérature mais aussi les incertitudes concernant l'élasticité des sols mènent à une incertitude sur les coefficients d'élasticité, et les coefficients implémentés dans le modèle peuvent jouer un rôle dans la limite de tolérance et le critère. C'est pour cela qu'il apparaît nécessaire de procéder à une étude paramétrique sur les modules d'élasticité du crâne, de LCR et du sol.

Le module d'élasticité du sol ne joue pas un rôle important dans la réponse de la tête, puisque les impacts modélisés sont des impacts « durs » qui ne permettent pas des déformations des surfaces impactées. Toute l'énergie de l'impact est communiquée à la tête. Ainsi, une variation du module d'Young de la surface impactée n'a que très peu d'influence. Le modèle éléments finis du 3 YOC a été développé de la même manière que le modèle ULP 98 développé par Kang et al. (1998), et en particulier sur l'aspect continu du maillage entre le cerveau et le scalp. Toutes les couches sont modélisées en continuité de maillage : cerveau/LCR/crâne/scalp. Le module d'Young du LCR a été calculé par analyse modale par Willinger et al. en 1995 et implémenté dans le modèle élément finis. Une analyse paramétrique a été réalisée par Baumgartner et al (2000) [WIL_2000] montrant qu'une variation de 100% du module d'élasticité du LCR mène à une variation insignifiante du cisaillement dans le cerveau. Ainsi, une variation de l'élasticité du LCR à une rôle négligeable dans la réponse en cisaillement du cerveau.

Une étude similaire est donc réalisée sur le module d'élasticité du crâne, en re-simulant le cas PTR_3_2, et en faisant varier le module d'Young de plus ou moins 30%. Les résultats en termes de cisaillement et de pression sont calculés comme le montre la figure 137.



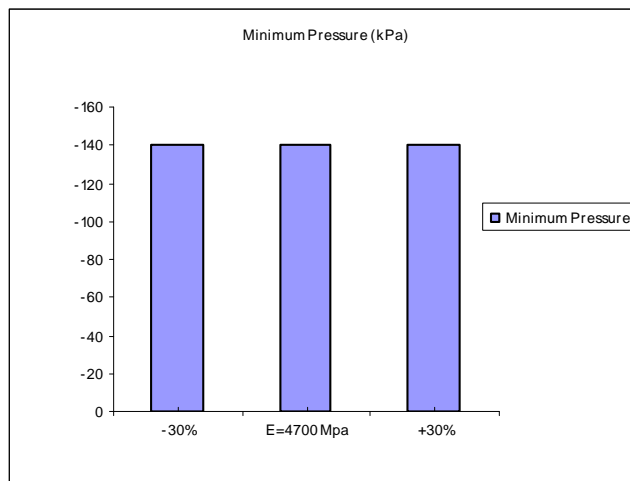


Figure 137. Résultats de l'étude paramétrique sur l'élasticité du crâne

Une différence de près de 18% existe en terme de contrainte de Von Mises pour une variation de 30% du module d'Young du crâne alors que la déformation de Von Mises ne varie que de 3%. Ainsi, une variation de l'élasticité du crâne joue un très faible rôle dans la déformation en cisaillement du cerveau.

Donc, même si les propriétés mécaniques des constituants de la tête de l'enfant peuvent montrer des incertitudes, leurs variations n'ont que très peu d'influence sur la réponse en cisaillement et en particulier sur la déformation en cisaillement qui semble être le meilleur paramètre de prédiction des lésions neurologiques modérées.

Conclusion

Pour tous les paramètres de cisaillement en contrainte et en déformation, les valeurs des paramètres de régression varient entre -0.26 et -0.5, et montrent alors que les paramètres déviatoriques sont les plus prédictifs en terme d'apparition de lésions neurologiques. Les mécanismes de lésions relatifs au cisaillement ont déjà été proposés dans plusieurs études. Holbourn et al. en 1943 suggère que le déplacement de cisaillement est responsable des lésions cérébrales. Pour Gurdjian et al. en 1955, 1961 et 1963, les blessures cérébrales sont le résultat de contraintes de cisaillement élevées à l'intérieur du tissu cérébral. Pour Ommaya et Gennarelli en 1974, la perte de connaissance est le résultat d'une déformation cérébrale centripète.

Plus récemment, la modélisation éléments finis a permis des recherches précises sur la distribution des contraintes et des déformations en cisaillement. Le modèle ULP 98 développé par Kang et al. en 1997, montre une valeur de 27 kPa pour l'apparition des lésions neurologiques modérées (Marjoux et al. 2006). Le modèle éléments finis SIMon calcule le CSDM basé sur la plus grande valeur de la déformation principale et donne une valeur seuil de 15% pour les blessures neurologiques. King et al. en 2003 utilise le modèle éléments finis WSUIB et propose l'utilisation du produit entre la déformation et le taux de déformation comme paramètre de prédiction des contusions cérébrales.

Contrairement aux hématomes sous-duraux, qui sont connus et peuvent être expliqués d'un point de vue mécanique par la rupture d'une veine pont, le mécanisme des lésions neurologiques reste mal connu. Les critères de lésions neurologiques sont probablement dus à des mécanismes microscopiques au niveau axonal. Cependant, les modèles éléments finis ne permettent pas de se focaliser sur des lésions à un si petit niveau, même si les lésions à un niveau macroscopique sont sans aucun doute liées à une altération des axones et par conséquent microscopiquement observables.

Les études cliniques et numériques disponibles dans la littérature à un niveau macroscopique démontrent le rôle du cisaillement dans l'apparition des lésions, et les

distributions des paramètres de cisaillement sont ainsi étudiées dans cette étude à la lumière des études cliniques et numériques, et montrent une grande capacité à prédire l'apparition des lésions neurologiques modérées chez l'enfant.

5. Réflexion sur les normes piéton

5.1. Procédure

Pour chaque composant potentiellement dangereux du véhicule (pare-choc, capot et pare-brise), l'EuroNCAP a mis en place une procédure de classification basée sur la raideur de ces différents composants [EUR 2004]. Cette classification a été réalisée à partir de 345 tests expérimentaux réalisés avec divers impacteurs (tête piéton adulte, tête piéton enfant et jambe). Dans le cadre de cette étude ne seront considérés que les tests réalisés sur le capot avec la tête piéton adulte.

Pour obtenir ces raideurs, il faut connaître l'évolution de la force d'impact en fonction du déplacement du point d'impact. Ces deux données sont calculées à partir de l'enregistrement de l'accélération normale du centre de gravité de la fausse tête : la force normale d'impact est obtenue en multipliant l'accélération par la masse de l'impacteur et le déplacement en intégrant deux fois cette accélération.

Le protocole utilisé pour obtenir les corridors de raideur pour chaque catégorie est décrit figure 138.

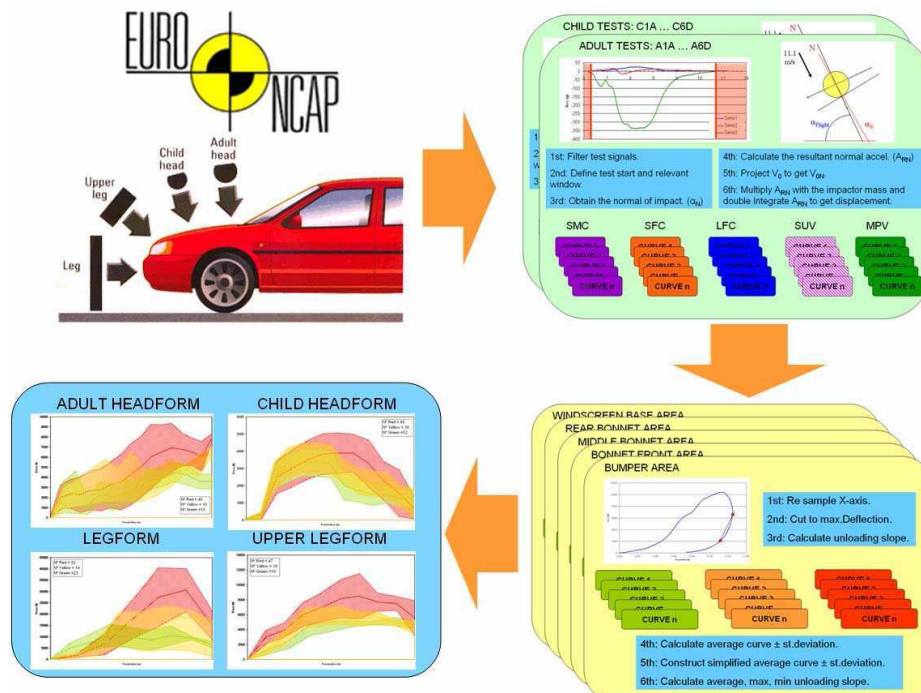


Figure 138. Méthodologie utilisée pour obtenir les corridors de raideur.

Toutes les courbes force-déplacement obtenues ont été classées en trois catégories en fonction de l'allure de cette courbe force-déplacement (figure 139) et de la valeur du HIC obtenue (tableau 65).

Rouge	Jaune	Vert
HIC > 1350	1000 < HIC < 1350	HIC < 1000

Tableau 65. Classification des capots en fonction de la valeur du HIC selon la procédure EuroNCAP.

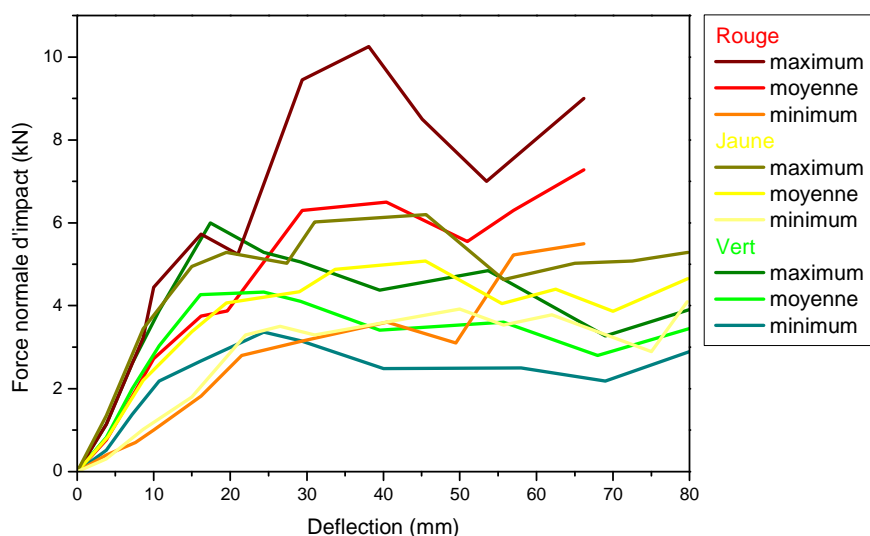


Figure 139. Corridors de raideur obtenus selon la procédure EuroNCAP.

En général, on considère que le risque de lésion est faible si la valeur du HIC est inférieure à 1000 (la Directive européenne 2003/102/EC impose cette valeur de 1000 lors des tests expérimentaux pour « homologuer » le capot).

Des simulations numériques ont été effectuées afin d’obtenir un modèle de capot par catégorie.

5.2. Modélisation numérique du capot

Le maillage du capot a été réalisé à partir de la C.A.O. d’un capot réel grâce au logiciel de maillage Hypermesh. Le modèle numérique du capot est caractérisé par les composants suivants :

- 4032 éléments coques qui représentent le capot en lui-même (Figure 140(a))
- 4019 éléments coque et 2664 éléments brique qui modélisent le bloc moteur (Figure 140(b))

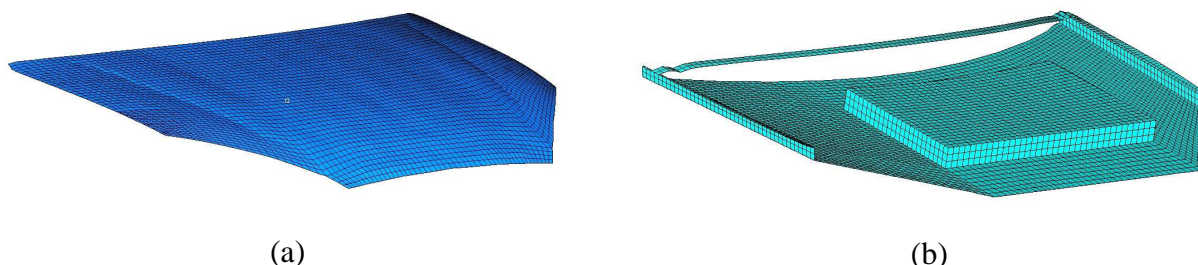


Figure 140. Représentation des divers composants du modèle de capot.

Le matériau choisi pour modéliser le capot est l’aluminium. L’aluminium suit une loi élastoplastique dont les caractéristiques sont données figure 141:

$$\sigma = \left(a + b \varepsilon_p^n \right) \left(1 + c \ln \frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0} \right) \left(1 - T^{*m} \right)$$

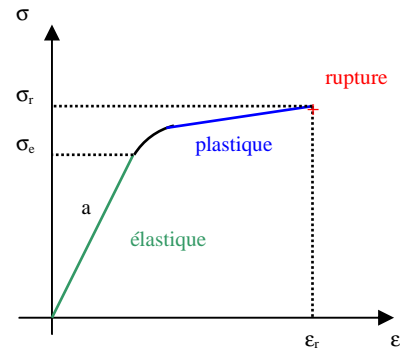


Figure 141. Loi élastoplastique de Johnson Cook

ρ (kg.m ⁻³)	E (MPa)	ν	σ_e (MPa)	b (MPa)	n	σ_m (MPa)
2700	65000	0.3	120	567	0.623	345

Tableau 66. Propriétés mécaniques du capot en aluminium.

où

- σ est la contrainte (élastique et plastique)
- a est la limite élastique
- b est le coefficient d'écrouissage
- ε_p est la déformation plastique
- n est l'exposant d'écrouissage
- c est le sensibilité à la vitesse de déformation
- $\dot{\varepsilon}$ est le taux de déformation
- $\dot{\varepsilon}_0$ est le taux de déformation de référence
- T^{*m} s'exprime sous la forme :

$$T^* = \frac{T - 298}{T_{fus} - 298}$$

où T_{fus} est la température de fusion.

Les paramètres a, b, n, c, et m sont des constantes caractéristiques du matériau. Dans notre étude, l'effet de la température n'est pas pris en compte. La limite élastique est fixée à 120 MPa, le module d'écrouissage à 567 MPa et l'exposant d'écrouissage à 0.623. Les caractéristiques mécaniques de cette plaque en aluminium sont rappelées dans le tableau 66.

Le bloc moteur est, quant à lui, considéré comme rigide.

5.3. Modélisation numérique de la tête piéton ISO

Deux modèles éléments finis de têtes ont été utilisés pour les simulations d'impact : le modèle de tête piéton normatif et le modèle éléments finis de la tête développé à l'ULP.

Le modèle de tête utilisé pour valider notre capot est une tête piéton ISO, constituée d'un hémisphère en aluminium recouvert d'une couche élastique représentant la peau puis d'une plaque en aluminium recouvrant le haut de l'hémisphère. Les dimensions de cette tête

(diamètre de la sphère en aluminium, épaisseur de la peau synthétique) sont données par les normes et sont rappelées dans le tableau 67.

		Directive 2003/102/EC	EuroNCAP 2010
Tête ISO piéton	diamètre	165±1 mm	165 mm
	épaisseur peau	13,9±0,5 mm	

Tableau 67. Caractéristiques de la tête piéton ISO utilisée.

La figure 142 représente la tête ISO EuroNCAP maillée utilisée lors des simulations et la figure 143 les têtes utilisées lors des essais expérimentaux. Le modèle de la tête piéton compte 3020 éléments briques : l'hémisphère en aluminium compte 1480 éléments briques, la couche de peau 760 éléments briques et la plaque en aluminium recouvrant l'hémisphère 780 éléments briques.

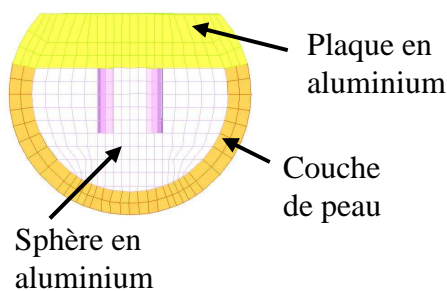


Figure 142. Modèle de tête piéton ISO.



Figure 143. Tête hémisphérique utilisée lors des impacts expérimentaux.

Les matériaux composant chacune des parties de la tête suivent une loi élastique linéaire dont la loi est donnée par la formule suivante :

$$\sigma_{ij} = \frac{1+\nu}{E} \varepsilon_{ij} - \frac{\nu}{E} tr(\varepsilon_{ij}) \delta_{ij}$$

où

- σ est la contrainte.
- ε est la déformation.
- E est le module d'Young : le module d'Young est la contrainte mécanique qui engendrerait un allongement de 100 % de la longueur initiale d'un matériau s'il pouvait être appliqué réellement (en réalité, le matériau plastifie ou se rompt avant d'atteindre cette valeur).
- ν est le coefficient de Poisson : ce coefficient caractérise l'aptitude du matériau à se comprimer, et est compris entre 0 et 0.5 (un coefficient de poisson de 0.5 signifie que le matériau est incompressible).
- δ_{ij} est le symbole de Kronecker ($\delta_{ij}=1$ si $i=j$ et $\delta=0$ sinon).

Dans le cas des composantes de la tête, les valeurs des paramètres sont données par le tableau 68.

	ρ (kg.m ⁻³)	E (MPa)	ν
Hémisphère en aluminium	2800	200000	0,29
Couche de peau	1950	7	0,4
Plaque supérieure	2800	200000	0,29

Tableau 68. Propriétés mécaniques des différentes composantes de la tête.

L'accélération et le HIC sont deux des paramètres importants pour l'évaluation du capot au vu des normes. Le HIC étant calculé à partir de l'accélération, il est nécessaire de mettre en place un accéléromètre 3D afin d'obtenir l'évolution de cette accélération au cours du temps. Cet accéléromètre est placé au centre de gravité de la tête, comme illustré en figure 144.

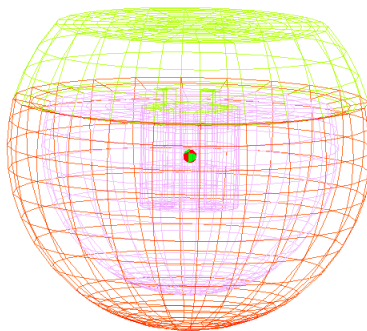


Figure 144. Emplacement de l'accéléromètre.

5.4. Conditions aux limites

Les conditions aux limites ont une grande influence sur la réponse du capot lors des simulations.

Le modèle éléments finis du capot est fixé en deux points à l'avant du capot, comme illustré figure 145.

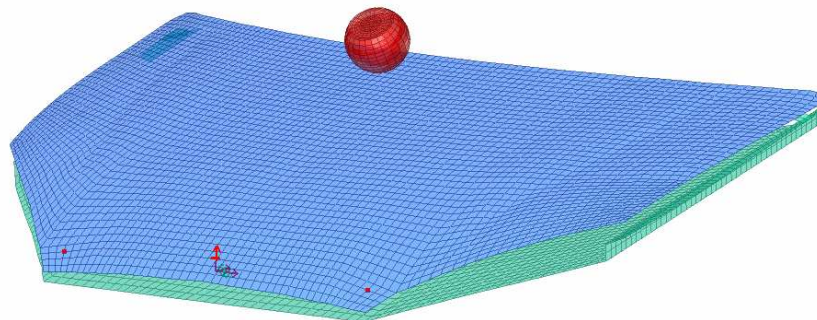


Figure 145. Conditions aux limites du capot.

Le bloc moteur est encastré, comme représenté figure 146.

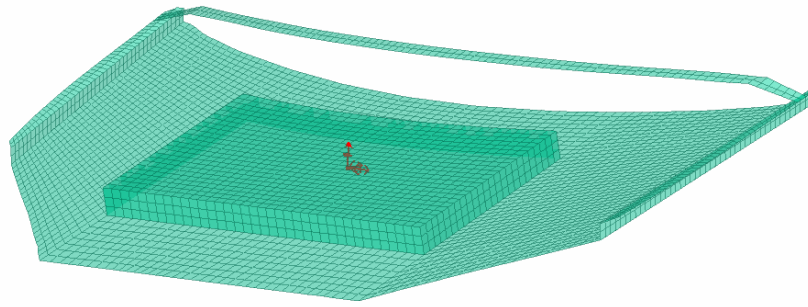


Figure 146. Conditions aux limites du bloc moteur.

5.5. Conditions initiales

La vitesse initiale appliquée au centre de gravité de la fausse tête est celle préconisée par l'EuroNCAP, à savoir une vitesse initiale de 11.1 m.s^{-1} avec un angle d'impact de 65° avec l'horizontal (figure 147).

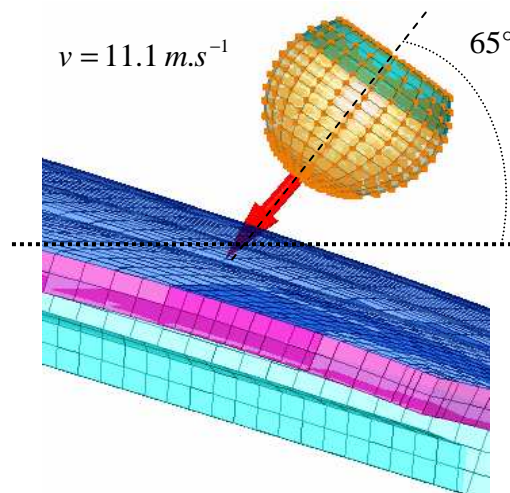


Figure 147. Conditions initiales appliquées à la tête lors des simulations numériques.

5.6. Résultats obtenus avec la tête piéton ISO

Une fois le maillage réalisé avec les propriétés et les conditions aux limites implémentées, des tests d'impact sont réalisés sous conditions normatives en termes de vitesse initiale et d'angle d'impact par rapport à l'horizontale.

Afin d'obtenir des résultats en accord avec les corridors de l'EuroNCAP, il a fallu réaliser une étude paramétrique sur certaines caractéristiques des composantes du capot : module d'Young, limite élastique, module d'écrouissage ou encore épaisseur de la plaque en aluminium.

Les résultats obtenus en termes de corridors et de HIC sont présentés respectivement figure 148, 149, 150 et 151.

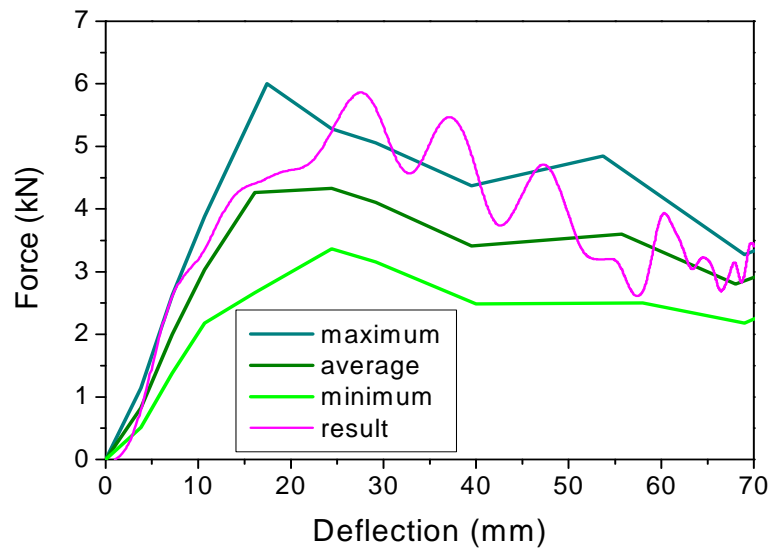


Figure 148. Résultat obtenu en terme de force/déplacement pour un capot « vert ».

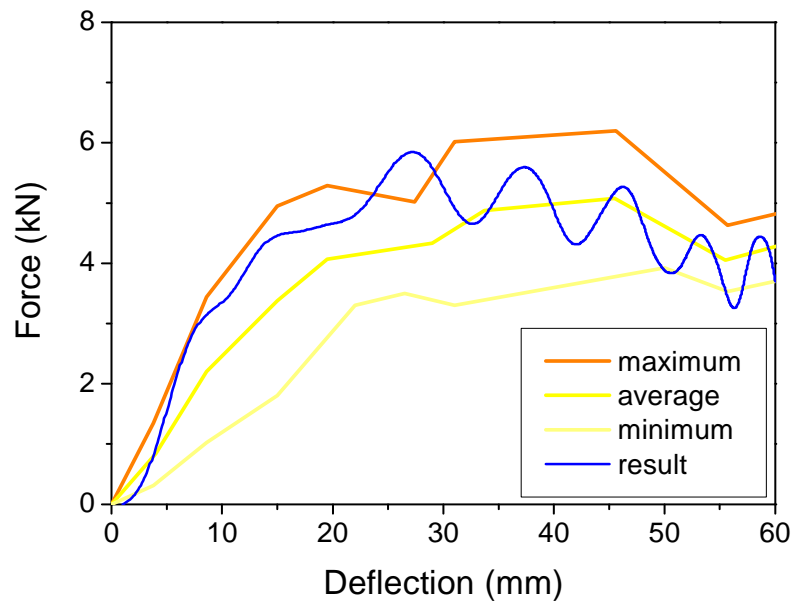


Figure 149. Résultat obtenu en terme de force/déplacement pour un capot « jaune ».

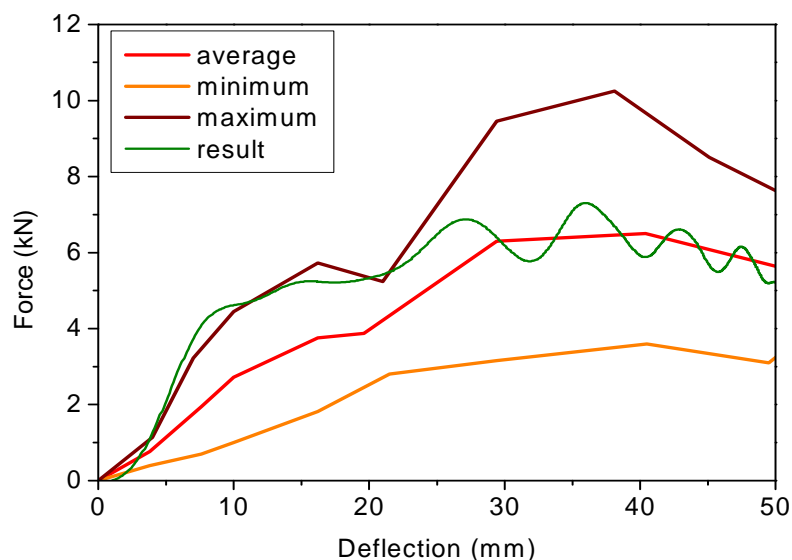


Figure 150. Résultat obtenu en terme de force/déplacement pour un capot « rouge ».

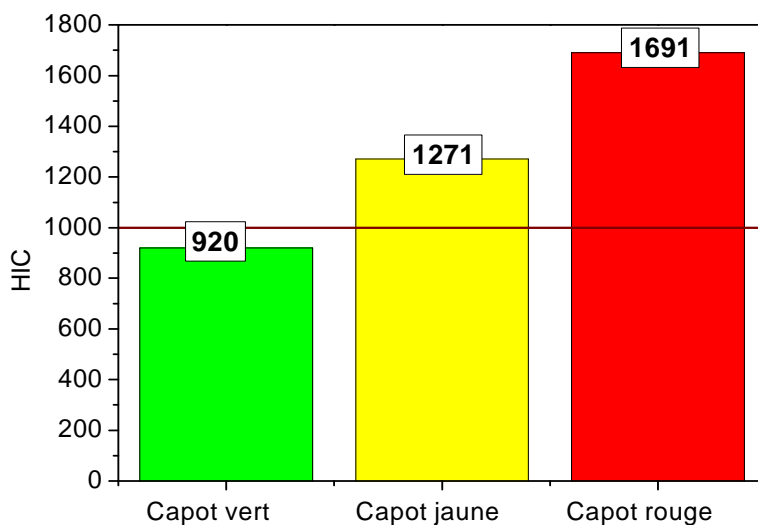


Figure 151. Résultats obtenus en terme de HIC pour les trois capots.

Ces trois capots obtenus correspondent à des degrés de dangerosité croissants. Le capot vert, par exemple, avec une valeur de HIC inférieure à 1000, serait considéré comme n'entraînant peu ou pas de risque de lésion.

Afin de vérifier cette assertion, les mêmes simulations ont été réalisées avec un modèle anatomique de tête humaine (modèle ULP). Ce modèle possédant des limites de tolérance pour des lésions données, les simulations réalisées permettront d'obtenir une estimation du risque de lésion encouru par type de capot.

5.7. Résultats obtenus avec la tête ULP

Les mêmes simulations ont été réalisées avec le modèle ULP. Les conditions aux limites et les conditions initiales restent inchangées (figure 152).

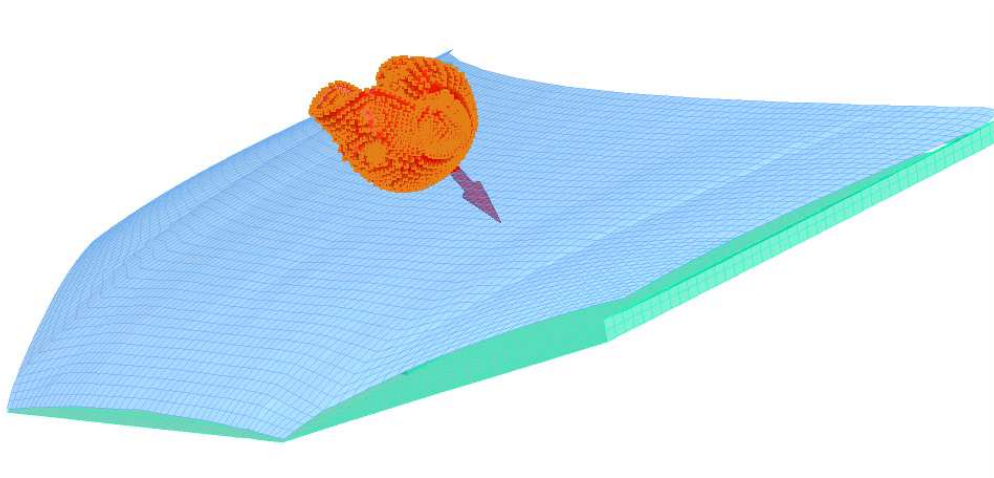


Figure 152. Configuration des simulations effectuées avec le modèle ULP.

Comme présentés dans le paragraphe 2, le modèle ULP possède des limites de tolérance pour trois types de lésions (la fracture du crâne, les hématomes sous-duraux et les lésions neurologiques). Les résultats de l'ULP à ce sujet ayant évolués entre le début et la fin de ce projet, les limites utilisées dans ce paragraphe sont différentes de celles proposées précédemment.

Pour la fracture du crâne, le paramètre mécanique retenu est le maximum d'énergie de déformation du crâne, avec une valeur de 865 mJ pour un risque de lésion de 50%.

En ce qui concerne les hématomes sous-duraux, le paramètre mécanique est le minimum de pression du liquide cébrospinal, avec une valeur de -135 kPa pour un risque de lésion de 50%.

Enfin, pour les lésions neurologiques, le paramètre mécanique retenu est le maximum de la déformation de Von Mises dans le cerveau, avec, une valeur de 25% pour les lésions neurologiques modérées et de 35% pour les lésions neurologiques sévères pour un risque de lésion de 50%.

Les résultats obtenus lors des simulations en termes de maximum d'énergie de déformation du crâne, de minimum de pression du LCS ainsi que de maximum de la déformation de Von Mises dans le cerveau sont présentés figure 153, 154 et 155.

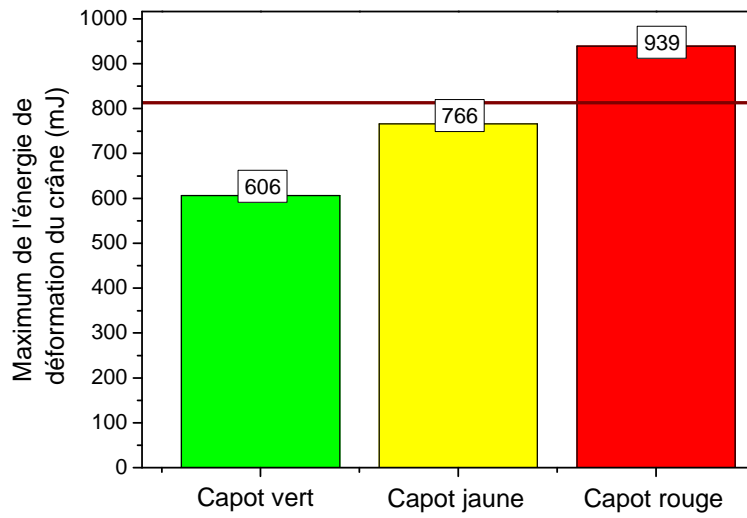


Figure 153. Résultats obtenus en terme de maximum d'énergie de déformation du crâne.

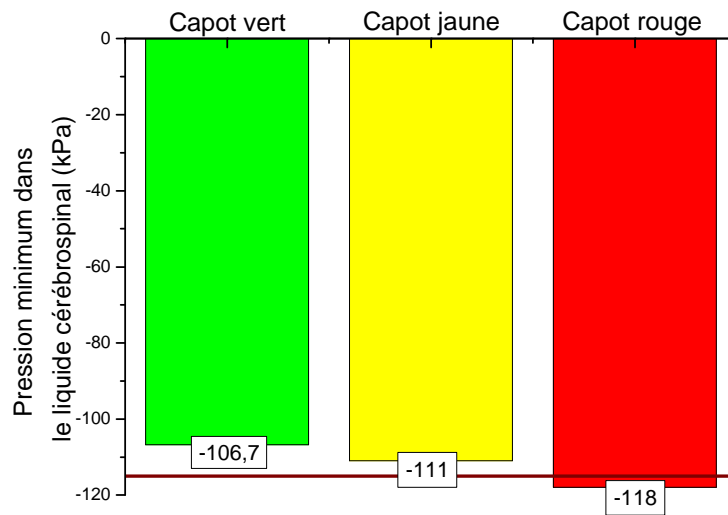


Figure 154. Résultats obtenus en terme de minimum de pression du CSF.

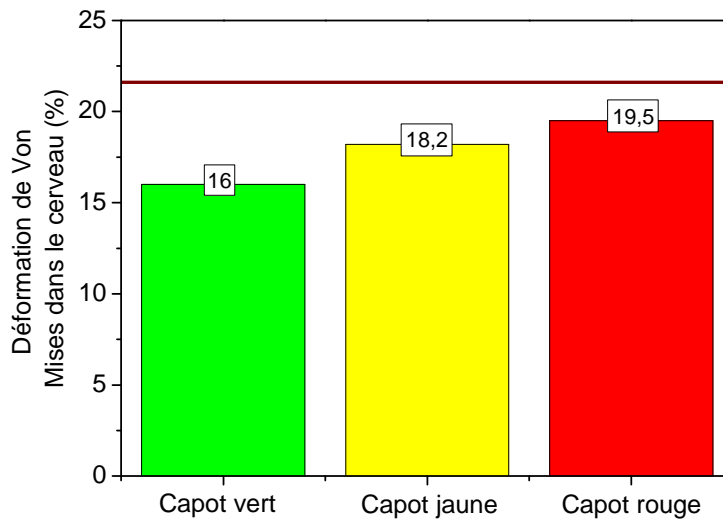


Figure 155. Résultats obtenus en terme de maximum de la contrainte de Von Mises.

Au vu des résultats obtenus lors des simulations réalisées avec le modèle ULP, il apparaît que, dans la même configuration d'impact, les prédictions du modèle ULP en termes de risques de lésions sont conformes à celle du HIC pour les capots vert et jaune pour les trois types de lésions, et inférieure à celle du HIC pour le capot rouge en terme de risque de lésion neurologique. A première vue, ces résultats tendraient à prouver que le HIC est un critère suffisant pour l'évaluation des systèmes de protection.

Cependant, le HIC ne propose qu'une approche globale du risque de lésion : pour le capot par exemple, la valeur de 1000 pour le HIC est considérée dans les normes comme la limite entre un capot « non dangereux » et un capot « dangereux » pour la tête du piéton. Le HIC est incapable de donner une estimation plus précise du risque encouru ou de différencier différents types de lésions.

Le modèle ULP, quant à lui, possède trois limites de tolérance, chacune étant associée à un type de lésion (la fracture du crâne, les hématomes sous-duraux et les lésions neurologiques modérées et sévères). Ceci permet d'avoir une évaluation beaucoup plus précise du risque encouru lors d'un choc.

Au vu de ces constatations, les procédures de tests existantes semblent ne plus être suffisantes pour une évaluation précise des systèmes de protection.

5.8. Proposition de nouveaux tests normatifs à l'aide de l'outil de prédiction de lésions de l'ULP

Les procédures de tests existantes n'étant pas assez réalistes pour rendre compte de la dangerosité des zones de la voiture testées, l'ULP propose une nouvelle procédure de test basée à la fois sur des tests expérimentaux et sur des critères biomécaniques. Le principe de cette nouvelle procédure est expliqué figure 156.

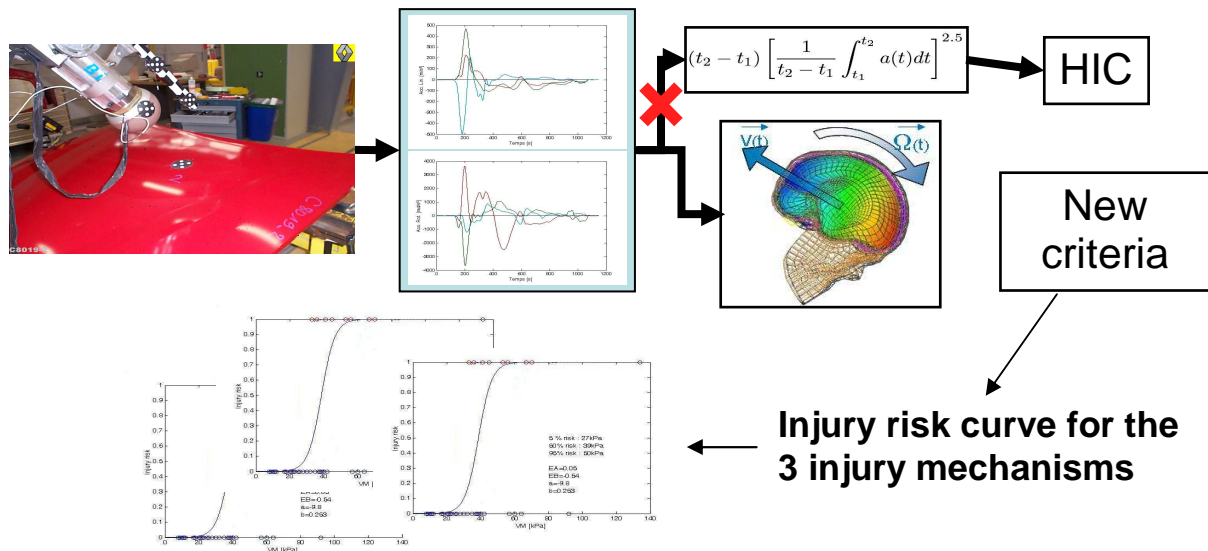


Figure 156. Système de prédiction des lésions proposé par l'ULP.

Pour utiliser cet outil, deux configurations peuvent être distinguées : le cas où un modèle de la structure impactée existe et le cas où seule la structure réelle est disponible.

Dans le premier cas, il sera facile de simuler numériquement l'interaction tête structure au moment de l'impact et de calculer les différents paramètres de lésion de la tête. Ceci permettra ensuite de prédire le risque de lésion encouru en termes de fracture du crâne, d'hématome sous dural et de lésion neurologique.

Pour le cas où il n'existe pas de modèle de la structure impactée, une étape expérimentale est nécessaire avant d'utiliser l'outil en lui-même. Ceci implique d'utiliser une tête Hybrid III ou une tête piéton ISO pour enregistrer les champs d'accélération au centre de gravité de la fausse tête au cours de l'impact expérimental. Au lieu d'utiliser ces accélérations pour calculer un HIC, elles sont implémentées comme données d'entrée pour le modèle ULP et permettent ainsi d'estimer le risque de lésion encouru en comparant les valeurs obtenues avec les courbes de risques déjà établies pour chaque type de lésion.

Conclusion

Nous avons donc, au cours de cette étude, réalisé une étude statistique d'accidents de piétons, une étude sur la protection des usagers vulnérables comme les piétons et les cyclistes en utilisant un modèle éléments finis de la tête humaine pour reconstruire des accidents réels. Le modèle de tête d'adulte prédit correctement les lésions réelles observées pour un grand nombre d'accidents. Ce modèle par éléments finis est donc un outil très utile pour la prédiction de blessures. De même que pour l'adulte, les modèles éléments finis de tête d'enfant doivent à terme prédire les blessures observées lors d'accidents. C'est pour cela que nous nous sommes attachés dans cette étude à la modélisation de la tête et du cou de l'enfant, en réalisant tout d'abord une étude bibliographique de la biomécanique de l'enfant, puis la création d'un modèle numérique de la tête de l'enfant de trois ans, et de six ans, et du cou de l'enfant de trois ans.

Grâce à ces modèles, les premières reconstructions d'accidents ont été réalisées. Ces accidents sont des accidents domestiques (chutes), listés et analysés dans les hôpitaux civils de Colmar et de Strasbourg.

La création de modèles éléments finis de la tête de l'enfant permet donc à partir de la reconstruction d'accidents, de simuler un impact ou une cinématique, nous donnant accès à des critères de lésions et à des limites de tolérances, l'objectif étant à terme de comprendre les mécanismes de lésions et d'optimiser les systèmes de protection afin d'éviter des traumatismes crâniens ou cérébraux. En particulier, l'étude normative du capot et les procédures de tests existantes n'étant pas assez réalistes pour rendre compte de la dangerosité des zones de la voiture testées, l'ULP propose une nouvelle procédure de test basée à la fois sur des tests expérimentaux et sur des critères biomécaniques

Synthèse et valorisation

Introduction

La Fondation MAIF a financé deux projets de recherches à l'ULP (Equipe de Biomécanique de l'Institut de Mécanique des Fluides et des Solides – UMR CNRS 7507). Le premier, correspondant à la période 2000-2003, avait pour but d'élaborer un modèle éléments finis de la tête humaine puis de l'utiliser pour simuler des traumatismes crâniens réels afin de définir des limites de tolérances spécifiques aux trois principaux mécanismes de lésions identifiés, à savoir la fracture du crâne, l'hématome sous dural et les lésions neurologiques. Même si l'heure n'est pas à l'évaluation de ce premier projet, il est intéressant, 4 ans après, de faire le point sur la valorisation à posteriori de ce premier projet.

En 2004, une nouvelle convention a été signée entre la Fondation MAIF et l'ULP pour une durée de trois ans afin de développer des modèles numériques de têtes d'enfants et d'ouvrir nos recherches vers la protection du piéton. Les principaux objectifs de ce projet étaient d'ouvrir la biomécanique du trauma crânien adulte à l'enfant mais aussi de poursuivre en parallèle la simulation d'accidents de piétons adultes afin d'entamer une réflexion sur l'agressivité de la face avant des véhicules automobiles.

Principaux résultats

Concernant la modélisation de la tête de l'enfant, rappelons que ce domaine était quasiment vierge au départ et qu'une étude anatomo-morphologique était nécessaire afin de définir les âges pertinents et surtout les structures à prendre en compte lors de la modélisation. Ce travail a été synthésé et publié. Cette étape préliminaire est également à l'origine de spécifications concernant les limites des méthodes de modélisation qui consistent simplement à affecter un facteur d'échelle d'un modèle d'adulte. Finalement la géométrie précise de deux têtes d'enfants a été prélevée au CHU de Strasbourg (3 ans et 6 ans) puis modélisées. Par ailleurs, un modèle détaillé de la colonne cervicale de l'enfant de 3 ans a également été élaboré afin de fournir des conditions aux limites réalistes à la tête.

Il s'est vite avéré ensuite que peu de cas d'accidents de piétons impliquait des enfants de 6 ans, ce qui nous a amenés à nous focaliser sur des cas d'accidents domestiques (chutes) impliquant des enfants de 2 à 4 ans, donc reconstructibles au moyen du modèle de tête 3 ans. En collaboration avec le service de pédiatrie de l'hôpital de Colma, 26 traumatismes crâniens ont ainsi pu être simulés, ce qui nous a conduit à définir des limites de tolérances de la tête pour cet âge.

Le projet s'est ensuite intéressé à la protection du piéton adulte par trois aspects, à savoir l'épidémiologie, la simulation d'accidents et l'analyse de l'agressivité de la face avant du véhicule. L'épidémiologie a permis à notre équipe de bien cerner le problème du traumatisme crânien du piéton en termes d'âge des victimes, de l'importance du trauma crânien chez le piéton, de type de lésions crânio-encéphaliques, ainsi que des zones impactées au niveau du véhicule. Ensuite, 10 cas d'accidents supplémentaires ont été simulés afin de consolider progressivement les données déjà disponibles et de préciser les limites de tolérances. Enfin, des modèles de capots ont été modélisés et validés au moyen de la fausse tête utilisée dans les normes actuelles. Ces modèles de capots ont ensuite été impactés (numériquement) avec le modèle de la tête humaine afin de chiffrer l'agressivité de ces capots vis-à-vis des nouveaux critères de tolérances. Il s'est avéré que dans les conditions de vitesses imposées par la norme les lésions neurologiques sont peu probables mais que le risque de fracture et d'hématome sous dural reste présent. Ainsi tous les éléments sont en place pour procéder à une optimisation originale du capot et pour contribuer à l'élaboration de nouvelles normes

Valorisation en terme de percée scientifique

Ce paragraphe traite de la valorisation globale des deux projets. En effet, si des publications peuvent être soumises rapidement, la constante de temps de véritables retombées scientifiques est de quelques années.

En 2003 (fin du premier projet) un modèle de tête adulte et des limites de tolérances spécifiques à trois mécanismes de lésions étaient donc disponibles à l'Université de Strasbourg en grande partie grâce à la Fondation MAIF, la DGA ayant également supporté cet effort. Pourtant la recherche en biomécanique du trauma crânien a continué à Strasbourg et ailleurs dans le monde. Pourquoi ? Il faut évidemment rappeler qu'à côté de l'ULP il existe essentiellement quatre équipes compétentes dans le domaine (NHTSA à Washington, WSU à Détroit, KTH à Stokholme, THUMS chez Toyota à Tokyo) ainsi qu'un grand nombre d'utilisateurs potentiels de ces modèles sans parler des structures normatives. Une communauté que quelques publications ne suffisent pas à convaincre.

A partir de cette date l'ULP a cependant pu apparaître comme leader dans ce domaine, ce qui nous a permis de piloter plusieurs projets afin de consolider nos données, de les comparer à d'autres approches et finalement de faire accepter nos résultats au plan international.

Au plan national, l'ULP a piloté un projet PREDIT intitulé PROTEUS (Protection de la Tête de l'Usager Vulnérable) destiné à faire le point sur le sujet en France et à démontrer au constructeur automobile et de casque de moto qu'une évaluation de leurs systèmes de protection de la tête était possible au moyen de l'outil de prédiction de lésions de la tête proposé. Ce projet a d'ailleurs conduit à un deuxième projet PREDIT (BIOCASQ) qui a pour objectif d'étudier le comportement du casque en situation d'accident réel au moyen du modèle de la tête puis de proposer une optimisation du casque vis-à-vis des nouveaux critères proposés.

Au plan Européen, les activités passées de l'équipe de l'ULP ont permis d'intégrer différents consortiums et même de piloter certaines actions. En avril 2004 le Projet Intégré APROSYS (Advanced Protective Systems) a été signé dans le cadre du 6^{ème} PCRD. L'ULP a contribué à trois sous projets au sein de APROSYS : SP5 « Biomechanics », SP3 « Pedestrian protection » et SP4 « Motorcycle protection ».

Pour SP5 notre équipe a été pilote pour le développement de nouveaux critères de lésions de la tête. Trois grandes étapes ont été établies et livrées en septembre 2007 :

- Une évaluation comparative de 7 modèles éléments finis disponibles au plan international et la définition d'un « State of the Art Head FE model »
- La simulation de quelques traumas crâniens supplémentaires avec le modèle de l'ULP pour consolider les critères établis en 2003 (6 piétons de SP3 et 6 accidents de Formule 1 fournis par la FIA)
- Une étude comparative de la capacité prédictive des critères de l'ULP et des critères proposés par le modèle de la NHTSA ainsi qu'avec le critère actuellement en vigueur, à savoir le HIC.

La principale conclusion de ce travail est la proposition de « Improved Head Injury Criteria » en grande partie basée sur les résultats de 2003. Ces résultats sont encore en cours de publications, mais ont été immédiatement transférés vers les sous projets SP3 et SP4 traitant du piéton et du motocycliste.

Au sein du sous-projet SP3 (pedestrian) l'activité de l'ULP s'est concentrée sur la reconstruction de 6 accidents de piétons mais surtout sur l'analyse de l'interaction tête piéton - pare-brise en fonction du modèle de la tête utilisé. Les premiers pas ont ainsi pu être franchis vers une évolution de la norme relative aux impacts de la tête des piétons.

Dans le cadre de SP4 (motorcyclist), le modèle de l'ULP a été couplé à un modèle de casque afin de chiffrer le niveau d'agressivité d'un test normatif vis-à-vis des nouveaux critères biomécaniques proposés. Là aussi les discussions sont en cours pour proposer de nouvelles

normes relatives aux capacités protectrices du casque, notamment en couplant le test expérimental avec l'approche numérique pour l'évaluation du niveau de risque. Ces travaux seront complétés et poursuivis au-delà de 2008 dans le cadre d'un projet Marie Curie intitulé MYMOSA qui s'intéresse à la modélisation globale du motocycliste.

Au niveau mondial, notre équipe est régulièrement invitée à participer en tant qu'expert aux réunions ISO qui traitent des critères de lésions, pour présenter les nouveaux développements dans le domaine des critères tête. Une analyse comparative a été conduite aussi en partenariat avec la NHTSA (National Traffic Safety Agency) à Washington, un ensemble d'interactions qui ont conduit l'ULP à être invité à soumettre un projet dans le cadre du GHBM (Global Human Body Consortium). Enfin les premiers contacts sont établis pour conduire des simulations d'accidents de piéton en collaboration avec l'Indian Institut of Technology à New Delhi.

Au plan industriel l'outil de prédiction des lésions de la tête a été transféré au TRL (Transport Research Lab) à Londres, chez Nissan à Tokyo, chez Daimler à Stuttgart, chez Ford à Detroit et son transfert chez Chrysler à Detroit est en cours, ce qui illustre l'intérêt des constructeurs automobiles pour ces recherches.

La valorisation du deuxième projet est encore en cours même si les premières publications et thèses sont déjà parues ou soutenues. Là aussi la valorisation en termes de reconnaissance scientifique va mettre quelques temps encore. Il est certain que les modèles enfants développés vont être complétés et vont trouver des applications dans les projets européens (FP7) si ces derniers sont retenus. En effet l'ULP est « task leader » pour tout ce qui est de la modélisation de l'enfant dans le projet européen CASPER-FP7 qui a été soumis au printemps 2007. Par ailleurs l'équipementier américain TRW soutient l'action de l'ULP dans le cadre du couplage du modèle tête-cou de l'enfant de trois ans au modèle de mannequin de cet enfant dans le but de simuler l'effet du déploiement d'un airbag. Enfin les modèles de tête d'enfants ont été transférés à Ford Research à Detroit dans la mesure où cette structure a largement soutenue l'équipe durant ces quatre dernières années.

Concernant la simulation de l'interaction de la tête de piéton avec le capot du véhicule automobile il en va de même. Divers projets ont été soumis au plan national et européen afin d'approfondir cette analyse et de proposer une optimisation de cette structure à destination des constructeurs, puis d'envisager une évolution des normes allant vers une prise en compte du comportement biomécanique de la tête de l'adulte et de l'enfant de six ans. La région Alsace soutient déjà cet effort et souhaite que nous puissions nous rapprocher d'un industriel. La Fondation MAIF sera tenue au courant de l'évolution de ces projets.

Valorisation en termes de publications, de conférences, de réunions ISO et de thèses

Publications dans des revues spécialisées avec comité de lecture

R. Willinger, D. Baumgartner : Numerical and physical modelling of the human head under impact – Towards new injury criteria. Int. J Vehicle Design, Vol.31, N1/2, 2003, pp 94-115

Nicolle S., Lounis M., Willinger R : Shear properties of brain tissue over a frequency range relevant for automotive impact situations : New experimental data. Stapp Car Crash J. 2004, Vol 48, 239-258

Deck, C, Willinger R, Wehner HD : Tödliches Schädelhirntrauma bei einem Kleinkind. Teil II : Biomechanische Rekonstruktion. Arch. Für Kriminologie. 2004, 214, 48-55.

Raul J.S., Deck C., Meyer F., Géraut A., Traqui A., Willinger R., Ludes B., « *Suicide (2004) par trois coup de feu. Une étude biomécanique* » Journal de médecine légale droit médical, Vol 45, n°7-8, pp 432-437.

Chakroun M., Zagrouba M., Elloumi I: Modélisation du comportement vibratoire de la matière cérébrale : Modèle de Maxwell semi-linéaire. Rhéologie (2004), Vol6, 67-73.

Baumgartner D, Willinger R. : Finite element modelling of human head injuries caused by ballistic projectiles. Rev. Européenne des éléments finis : 2005, V4, N°4-5, 559-576.

Nicolle, S., Lounis, M., Willinger, R. and Palierne J-F. (2005). Shear Linear Behavior of Brain Tissue over a Large Frequency Range. Biorheology 42(3), 209-223.

Raul JS, Deck C, Meyer F, Geraut A, Willinger R, Ludes B : A finite element model investigation of gunshot injury. International Journal of Legal Medicine, 2006, pp 1–4

Raul JS, Baumgartner D, Ludes B, Willinger R : Finite element modelling of head injuries caused by a fall. Int J of Leg. Med.,2006, V 120, pp 212-218.

Vappou J., Willinger R., Breton E., Choquet P., Goetz C., Constantinesco A., "Dynamic viscoelastic shear properties of soft matter by Magnetic Resonance Elastography using a low-field dedicated system", J. Rheol, 2006, Vol 50, Issue 4, pp531, 541.

Roth S, Raul JS, Lude B, Willinger R : Finite element analysis of impact and shaking inflicted to child. Int. J. Legal Med Dot 10.I007/s00414-006-0129-3

Deck C, WillingerR : Multidirectional optimisation against biomechanical criteria of a coupled head-helmet model. International Journal of Crashworthiness, 2006, Vol. 11, No 6, pp. 561-572.

Roth S, Raul JS, Willinger R : Limitation of scaling methods in child head finite elements modelling. Accepté pour publications dans Int. J. Vehicle Safety en novembre 2006.

Chapitres d'ouvrages et actes longs de congrès publiés

Nicolle S, Willinger R., Mourad L : High frequency modelling of porcine brain tissue. Int. Conf on Computational Methods and Exp. Measurements, Halkidiki 2003.

Baumgartner D,Willinger R : Finite element modelling of human head injuries caused by ballistic projectiles. Proceed of NATO/RTO Conf, Koblenz, May 2003.

Deck C. , Nicolle S., Willinger R. : Human head FE modelling : Improvement of skull geometry and brain constitutive laws. Proceed. of the International Research Council on Biokinetics of Impacts (IRCOBI) 2004, pp79-92

Neal M., McGrath, Baumgartner D., Willinger R. : Comparative study between FE human head and dummy head model response under impact. Proceed. of the International Research Council on Biokinetics of Impacts (IRCOBI)2004, pp 69-78

McGrath, Neal M., Baumgartner D., Willinger R. : The effect on human head model predictions of representing the skull as a rigid body. I MECH E –Vehicle Safety 2004, pp 100-109.

Marjoux D, Baumgartner D, Deck C, Willinger R : Head injury prediction capability of HIC, HIP, SIMON and ULP criteria. Proceed. of the International Research Council on Biokinetics of Impacts : IRCOBI 2006, 143-158

Roth S, Raul JS, Willinger R : Limitation on scaling methods in child head modelling. Proceed. of the International Research Council on Biokinetics of Impacts : IRCOBI 2006, 365-368

Deck C, Baumgartner D, Willinger R : Influence of rotational acceleration on intracranial mechanical parameters under accidental circumstances. Conf. Proceed of IRCOBI 2007, 185-197

Conférences et séminaires sur invitation personnelle

R. Willinger : Risque de traumatisme crânien sous impact balistique. 4th Meeting of NATO Task Group on Behind Armour Blunt Trauma. St Louis (F), octobre 1999, sur invitation personnelle

R. Willinger: Finit Element modelling of the human headnew head injury criteria to specific injury mechanisms Workshop Eindhoven le 29 avril 2001, sur invitation personnelle

R. Willinger: Human Head modelling at Strasbourg University. Workshop “Head protection”, Strasbourg janvier 2002

R. Willinger: FE modelling of skull fracture under ballistic environment. Groupe OTAN “Behind Armour Blunt Trauma, Paris, 16 avril 2002 sur invitation personnelle

R. Willinger, D. Baumgartner : Pedestrian head impact simulation. Workshop “pedestrian protection” Cranfield September 2002

R. Willinger : Tolerance limits for human brain neurological lesions derived from finite element head impact simulation. 2nd Int Forum of Automotive Traffic Safety, (INFATS 02) Changsha, China dec. 2002

R. WILLINGER : Numerical and experimental modelling of the human head ;New tolerance limits and injury criteria. Int. Conf. On Closed Head Trauma. 28-29 Jan 2003, Porto Rico, USA, sur invitation personnelle.

R Willinger : Head trauma biomechanics. Conférence donnée à l’Indian Institut of Technology à New Dehli le 20 août 2003.

R. Willinger, D. Baumgartner : New head tolerance limits to specific injury mechanisms. Présentation faite au groupe GT6 de l’ISO (Ref ISO/TC22/WG6 N594) à San Diego le 23 octobre 2003 sur invitation personnelle.

R. Willinger : Tolerance limits derived from head modelling. Conférence présentée au Workshop "Helmet evaluation" organisé par le TRL à Londres en novembre 2003, sur invitation personnelle.

R Willinger : Impact biomechanics of the head and neck : Modelling and tolerance limits. Conférence donnée à la NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration) en mars 2004.

R Willinger Head tolerance limits to specific injury mechanisms. Conférence donnée à Ford Research Detroit en mars 2004.

Deck, Baumgartner, Willinger : State-of-the-art of head injury modelling. Conférence donnée au Workshop "Injury Criteria" Lyon, Novembre 2004, sur invitation.

Willinger, Baumgartner, Takout : ULP- Head injury criteria relative to specific injury mechanisms and SIMON approach.. Conférence donnée au Workshop "Injury Criteria" Lyon, novembre 2004, sur invitation.

Deck, Nicolle, Willinger : Improved human head FE model. 4rd Int Forum of Automotive Traffic Safety, (INFATS 05), Changsa, Oct 2005 sur invitation personnelle

Baumgartner D, Marjoux D, Willinger R : Head protection in pedestrian impact : APSN Workshop on Pedestrian protection, Cranfield November 2005 sur invitation personnelle.

Deck C, Baumgartner D, Willinger R : Helmet modelling and coupling with the human head model: APSN Workshop on Motorcyclist protection, Florence February 2006 sur invitation personnelle.

Deck C, Neal M, Willinger R : State of the art finite element head model : APROSYS Conference April 2006 sur invitation personnelle.

Raul JS, Roth S, Willinger R : Un hématome sous dural et des hémorragies au fond de l'œil peuvent-ils survenir sans violence ? Conf au sénat :Syndrome du Bébé Secoué,aspects cliniques et juridiques sur invitation personnelle 3 mars 2006

Willinger R : Protection de la tête des usagers vulnérables : Journée du PREDIT, Lyon, 23 Nov 2006, sur invitation personnelle.

Willinger R, Roth S, Meyer F : Child head neck modelling under impact. Seminaire présenté chez Key Safety Systems, Francfort le 25 Janvier 2007

Willinger R, Deck C : Overview of ULP research and European perspectives. Brain Injury Symposium, Washington 26-27 février 2007 sur invitation personnelle.

Willinger R : Recent development in Head and neck biomechanics at ULP-Strasbourg. Seminaire présenté chez FORD-Detroit, le 28 février 2007

Présentations faites dans le cadre des réunions ISO- WG 12 « Injury Criteria »

R. Willinger, D. Baumgartner : New head tolerance limits to specific injury mechanisms. Présentation faite au groupe GT6 de l'ISO (Ref ISO/TC22/WG6 N594) à San Diego le 23 octobre 2003 sur invitation personnelle.

R. Willinger, D. Baumgartner : Head injury prediction capability of HIC and ULP criteria. Présentation faite au groupe GT6 de l'ISO à Nashville (Ref ISO/TC22/WG6 N611)-USA en octobre 2004 sur invitation personnelle.

R. Willinger, D. Baumgartner, Marjoux D : Head injury prediction capability of SIMON, HIC and ULP criteria. Présentation faite au groupe GT6 de l'ISO à Paris (Ref ISO/TC22/WG6 N620) en juin 2005 sur invitation personnelle

R Willinger, C Deck : Head Injury Criteria investigation at Strasbourg University. Présentation faite au groupe GT6 de l'ISO à Ottawa (Ref ISO/TC22/WG6 N669) en Novembre 2006 sur invitation personnelle

Thèses soutenues dans le domaine

C DECK : Modélisation par éléments finis des lésions crânio-encéphaliques – Application à l'optimisation du casque. Soutenue le 10 décembre 2004. Chercheur sous contrat à l'IMFS.

D MARJOUX : Mécanismes de lésions de la tête humaine en situation de choc. Soutenue le 22 décembre 2006. En poste chez FAURECIA.

JS RAUL : Application des modèles éléments finis de la tête en médecine légale. Soutenue le 14 septembre 2007.

S ROTH : Modélisation de la tête de l'enfant. Troisième année de thèse. Soutenue le 27 novembre 2007.

J. VAPPOU : Caractérisation de tissus biologiques in vivo. Soutenue le 26 novembre 2007.

Conclusion et développements futurs

Il est indéniable que le premier projet soutenu par la Fondation MAIF (Modélisation de la tête et critères de lésions) a eu des retombées considérables et qu'il s'agit là d'une thématique à poursuivre et à consolider.

Les résultats du deuxième projet (modèle de l'enfant et analyse du piéton) sont conformes à ce qui était attendu même si toutes les retombées ne sont pas encore palpables. Le projet ayant été à deux volets (enfant et piéton) les retombées seront à décliner également dans ces termes. Si ces projets présentent des taux de réussites proches de 100% c'est bien entendu dû à la qualité des personnes qui constituent l'équipe de l'ULP et à leur compétence pointue dans ce domaine. Il faut noter que cette réussite est également due au fait que ces projets ont été conduits en synergie avec d'autres projets attribuant ainsi des moyens financiers (donc humain) supplémentaires et permettant une interaction avec un grand nombre d'institutions internationales. Ceci rend parfois délicat la définition de la paternité d'un résultat, même si on tentera toujours de bien identifier la part de la valorisation qui peut directement être imputé au soutien de la Fondation MAIF Ce qui compte le plus en fin de compte c'est l'efficacité de la recherche, la capacité de se maintenir au tout premier plan dans son domaine d'excellence puis d'améliorer à terme la sécurité des usagers de la route.

Dans ce but nous souhaitons, avec le soutien de la Fondation MAIF, affiner la modélisation de la tête en implémentant des lois de comportement de cerveau vivant et en calculant

l'élongation des principales fibres axonales en cas de choc. L'essentiel cependant sera de simuler un grand nombre de traumatismes crâniens réels en collaboration étroite avec l'équipe d'accidentologie de Hanovre qui concentre et organise au sein de l'Université Médicale, l'ensemble des analyses d'accidents de la route en Allemagne. L'objectif ici est de constituer une base de données de traumatismes crâniens unique en son genre et qui pourra ensuite être mise à la disposition d'autres « modeleurs de la tête » à Stockholm, Détroit, Washington et Tokyo, la finalité étant de poser des critères de lésions consolidés statistiquement puis reconnus et acceptés au plan international. Cette démarche s'intéressera essentiellement au piéton de 6 à 80 ans mais pourra aussi inclure des traumatismes crâniens de motocyclistes ou de passagers automobiles. La finalité est ici de consolider, de fédérer et d'aboutir à des avancées concrètes dans le domaine.

En parallèle et avec d'autres sources financières (APROSYS, BIOCASQ, ALSACE) et des demandes en cours, nous comptons ensuite compléter l'étude de l'optimisation des systèmes de protection de la tête en cours pour le casque, au capot et au pare brise automobile et contribuer ainsi aux discussions en cours sur les normes relatives à ces structures.

Au niveau de la modélisation de l'enfant beaucoup reste à faire également, tant au niveau de la modélisation qu'au niveau de la simulation d'accidents. Tous les éléments sont en place à Strasbourg pour progresser rapidement dans ce domaine. L'énergie mise sur cette thématique dépendra en grande partie de la réponse à l'appel d'offre faite dans le cadre du 7^{ème} PCRD (projet CASPER). Des interactions scientifiques et administratives sont également en cours avec l'Institut de Médecine Légale de Strasbourg qui a un très grand intérêt pour ce domaine de recherche.

Références

- [BAU 2001]: D.Baumgartner, *Mécanismes de lésion et limites de tolérance aux chocs de la tête humaine - Simulations numériques et expérimentales de traumatismes crâniens*, Thèse de Doctorat, Université Louis Pasteur, Strasbourg, France, 2001.
- [BAU 2001]: D.Baumgartner, R.Willinger, *Human Head Tolerance Limit to Specific Injury Mechanisms*, Int J Crashworthiness 8,605-617
- [BYL 1986]: D.I.Bylski, T.J.Kriewall, N.Akkas, J.W.Melvin, *Mechanical behaviour of fetal dura mater under large deformation biaxial tension*, Journal of Biomechanics, pp. 19-26, 1986.
- [CHA 1985]: J.Chazal, A.Tanguy, M.Bourges, G.Gaurel, G.Escaude, M.Guillot, G.Vanneuille, *Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction*, Journal of Biomechanics, pp. 167-76, 1985.
- [CHU 1994]: C.S.Chu, M.S.Lin, H.M.Huang, M.C.Lee, *Finite element analysis of cerebral contusion*, Journal of Biomechanics, pp. 187-94, 1994.
- [COA 2005]: B.Coats, S.S.Margulies, *Material properties of porcine parietal cortex*, Journal of Biomechanics, Volume 39, Issue 13, pp. 2521-25, 2005.
- [DEK 1977]: A. Dekaban, *Tables of cranial and orbital measurements, cranial volume, and derived indexes in males and females from 7 days to 20 years of age*, Ann. Neurol. 2/6, p.485-491, 1977.
- [DEN 1987]: Y.C.Deng, W.Goldsmith, *Response of a human head/neck/upper-torso replica to dynamic loading*, Journal of Biomechanics, pp. 487-97, 1987.
- [DES 2002]: K.D.De Santis Klinich, G.M.Hulbert, *Estimating infant head injury criteria and impact response using crash reconstruction and finite element modeling*, Stapp car crash journal 46 165-194, 2002.
- [DIM 1995]: F.P.DiMasi, R.H.Eppinger, F.A.Bandak, *Computational analysis of head impact response under car crash loading*, SAE, Paper 952718, 1995.
- [EUR 2004]: *European new car assessment program (EuroNCAP)*, Version 4.1, Mars 2004.
- [EWI 1968]: C.L.Ewing, D.J.Thomas, G.W.Beeler, L.M.Patrick, D.B.Gillis, *Dynamic response of the head and neck of the living human to -Gx impact acceleration*, Society of Automotive Engineers, paper No. 680792, 1968.
- [GUR 1955]: E.S.Gurdjian, J.E.Webster, H.R.Lissner, *Observations on the mechanism of brain concussion, contusion and laceration*, Surgery, Gynecology and Obstetrics, 101:680-690, 1955.
- [GUR 1961]: E.S.Gurdjian, H.R.Lissner, *Photoelastic confirmation of the presence of shear strains at the craniospinal junction in closed head injury*, Journal of Neurosurgery, vol. 18, pp. 58-60, 1961.
- [GUR 1963]: E.S.Gurdjian, H.R.Lissner; L.M.Patrick, *Concussion-mechanism and pathology*, Proc. 7th Stapp Car Crash Conference, pp. 470-482, 1963.
- [HOL 1943]: A.H.S.Holbourn, *Mechanics of head injuries*, Lancet ii 438-441, 1943.
- [IRW 1997]: A.Irwin, H.J.Mertz, *Biomechanical basis for the CRABI and hybrid III hild dummies*, SAE paper 973317, 1997.
- [KAN 1997]: H.S.Kang, R.Willinger, B.Diaw, B.Chinn, *Validation of a 3D anatomic human head model and replication of head impact in motorcycle accident by finite element modelling*, Proc. of the 41th STAPP Car Crash Conf., pp. 329-338, 1997.

- [KAN 1998]: H.S.Kang, *Modélisation de la tête humaine sous accélérations extrêmes par la méthode des éléments finis – Application au choc et à l’hypergravité*, Thèse de Doctorat, Univ. Strasbourg I, 1998.
- [KIN 2003]: A.King, K.Yang, L.Zhang, W.Hardy, *Is head injury caused by linear or angular acceleration?*, Proc. of the IRCOBI Conf, 2003, pp. 1-12, 2003.
- [LAN 1981]: J.Lang, B.Brückner, *Über dicke und dünne Zonen des Neurocranium, Impressions gyrorum und Foramina parietalia bei Kindern und erwachsenen*, Anat. Anz. (Jena), p.11-50, 1981.
- [LAP 2001]: R.J.Lapeer, R.W.Prager, *Fetal head moulding: finite element analysis of a fetal skull subjected to uterine pressures during the first stage of labour*, J. Biomech 34: 1125-1135, 2001.
- [MAR 2000]: S.S.Margulies, K.L.Thibault, *Infant skull and suture properties: measurements and implications for mechanisms of pediatric brain injury*, Journal of Biomechanical Engineering 122(4): 364-371, 2000.
- [MAR 2006]: D.Marjoux, D.Baumgartner, C.Deck, R.Willinger, *Head injury prediction capability of the HIC, HIP, SIMON and ULP criteria*, Proc. Of the IRCOBI Conference, Madrid 143-57, 2006.
- [MCP 1980]: G.K.Mc Pherson, T.J.Kriewall, *Fetal head moulding: an investigation utilizing finite element model of the fetal parietal bone*, J. Biomechanics 13: 17-26, 1980.
- [MEL 1984]: J.W.Melvin, D.H.Robbins, V.L.Roberts, *The mechanical behaviour of the diploe of the human skull in compression*, Proc. of the 11th Midwestern Mechanics Conf., 1984.
- [MER 1982]: H.J.Mertz, D.A.Weber, *Interpretations of the impact responses of a 3-year-old child dummy relative to child injury potential*, Proceedings of the Ninth International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles. SAE Paper 826048, 1982.
- [MER 1984]: H.J.Mertz, *A procedure for normalizing impact response data*, SAE paper 840884, 1984.
- [MER 2001]: H.J.Mertz, K.Jarrett, S.Moss, M.Salloum, Y.Zhao, *The Hybrid III 10-year-old dummy*, SAE Conference Proceedings, 2001.
- [MIZ2004]: K.Mizuno, T.Degushi, K.Furukawa, K.Miki, *Development of three-year old child human FE model*, Proc. of the IRCOBI Conference, Graz 335-336., 2004.
- [MUK 2000]: S.Mukherjee, *Modelling of head impact on; laminated glass windshields*, IRCOBI 2000.
- [NAH 1977]: A.M.Nahum, R.Smith, C.C.Ward, *Intracranial pressure dynamics during head impact*, Proc. of the 21th STAPP Car Crash Conf., pp. 339-366, 1977.
- [NAK 2000] Y.Nakahira, K.Furukawa, H.Niimi, T.Ishihara, K.Miki, F.Matsuoka, *A combined evaluation method and modified maximum likelihood method for injury risk curves*, Proc. of the IRCOBI Conf., pp. 147-156, 2000.
- [NIC 2004]: S.Nicolle, M.Lounis, R.Willinger, *Shear Properties of Brain Tissue over a Frequency Range Relevant for Automotive Impact situations: New experimental Results*, Stapp Car Crash J. Nov,48:239-58, 2004.
- [OMM 1974]: A.K.Ommaya, A.T.Gennarelli, *Cerebral concussion and traumatic unconsciousness: Correlation of experimental and clinical observations on blunt head injuries*, Brain, 97:633-654, 1974.
- [PRA1999]: M.T.Prange, G.Kiralyfalvi, *Pediatric rotational inertial brain injury: the relative influence of brain size and mechanical properties*, Proc.of the 43rd Stapp car crash conference, SAE, 333-341,1999.

- [ROC 1953]: A.F.Roche, *Increase in cranial thickness during growth*, Hum. Biol. 25, p.81-92, 1953.
- [RUA 1993]: J.S.Ruan, T.B.Khalil, A.I.King, *Finite element modelling of direct head impact*, Proceedings of the 37th STAPP Car Crash Conf., SAE Paper 933114, pp. 69-81, 1993.
- [RUA 2001]: J.Ruan, P.Prasad, *The effects of skull thickness variations on human head dynamic impact responses*, Stapp Car Crash Journal, pp. 395-414, 2001.
- [SHU 1972]: L.Z.Shuck, S.H.Advani, *Rheological response of human brain tissue in shearing*, Journal of Biomechanical Engineering, 1972.
- [SP3 2005]: European Commission 6th Framework, *Integrated Project on Advanced Protection Systems*, 2005.
- [THI 1998]: K.L.Thibault, S.S.Margulies, *Age-dependent material properties of the porcine cerebrum: effect on pediatric inertial head injury criteria*, J Biomech. 31:1119-1126, 1998.
- [TRO 1992]: X.Trosseille, C.Tarri re, F.Lavaste, F.Guillon, A.Domont, *Development of a FEM of the human head according to a specific test protocol*, Proc. of the 36th STAPP Car Crash Conf., pp. 235-253, SAE n  922527, 1992.
- [TUR 1996]: F.Turquier, X.Trosseille, F.Lavaste, C.Tarriere, H.S.Kang, R.Willinger, *Validation study of a 3f finite element head model against experimental data*, SAE, Paper 962431, 1996.
- [WAR 1980]: C.Ward, M.Chan, A.Nahum, *Intracranial pressure – a brain injury criterion*, SAE Paper 801304, 1980.
- [WIL 1995]: R.Willinger, L.Taleb, C.M.Kopp, *Modal and temporal analysis of head mathematical models*, Proc. of Head Injury 94' Symposium, Washington DC, pp. 15, 1995.
- [YOG 1994]: N.Yoganandan, F.A.Pintar, *Biomechanics of skull fracture*, Proc. Of the Head Injury Symposium, Washington DC, pp. 227-236, 1994.
- [ZHA 2001]: L.Zhang, K.H.King, R.Dwarampudi, K.Omori, T.B.Li, W.Hardy, T.Khalil, A.I.King, *Recent Advances in Brain Injury Research: A New Human Head Model Development and Validation*, Stapp Car Crash Journal, Vol 45, pp.375, 2001.
- [ZHO 1996]: C.Zhou, T.B.Khalil, L.J.Dragovic, *Head injury assessment of a real world crash by finite element modelling*, Proc. of the AGARD Conf., 1996.