



HAL
open science

Modélisation par éléments finis de la face humaine en vue de la simulation de sa réponse au choc

Barbara Autuori

► **To cite this version:**

Barbara Autuori. Modélisation par éléments finis de la face humaine en vue de la simulation de sa réponse au choc. Sciences du Vivant [q-bio]. INSA de Lyon, 2004. Français. NNT : . tel-00008231

HAL Id: tel-00008231

<https://theses.hal.science/tel-00008231>

Submitted on 24 Jan 2005

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

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

N° d'ordre : 04 ISAL 0022
Année 2004

Thèse

Modélisation par éléments finis de la face humaine en vue de la simulation de sa réponse au choc

Présentée devant
L'institut national des sciences appliquées de Lyon

Pour obtenir
Le grade de docteur

Formation doctorale
Génie Mécanique

École doctorale
Mécanique, Energétique, Génie civil, Acoustique

Par
Barbara AUTUORI

Jury MM.

P. Mertens	Professeur (UCBL Lyon)	Président du jury
P. Chabrand	Professeur (LABM Marseille)	Rapporteur
R. Willinger	Professeur (ULP Strasbourg)	Rapporteur
M. Brunet	Professeur (LAMCOS Lyon)	Directeur de thèse
J-P. Verriest	Directeur de Recherche (LBMH Lyon)	Directeur de thèse
H. Guillemot	Docteur (LAB Paris)	Examineur

Membres invités

K. Bruyère-G	Chargée de recherche (LBMH Lyon)	Invitée
F. Morestin	Maître de Conférences (LAMCOS Lyon)	Invité

Écoles Doctorales

Matériaux de Lyon

INSAL – ECL -UCB. Lyon1 – Univ. De Chambéry – ENS

Responsable : Professeur A. HOAREAU, UCBL
(Tél. : 04.72.44.85.66)

Formations doctorales associées :

Génie des Matériaux (Pr. R. FOUGERES, Tél : 04. 72. 43. 81 .49)

Matière condensée surfaces et interfaces

(Pr. G. GUILLOT, Tél : 04.72.43.81.61)

Matériaux polymères et composites

(Pr. H. SAUTEREAU, Tél : 04.72.43.81.78)

Mécanique, Energétique, Génie Civil, Acoustique (MEGA)

Responsable : Pr. SIDOROFF, ECL (Tél : 04.72.43.8079)

Formations doctorales associées :

Acoustique (Pr. J.L. GUYADER, Tél : 04.72.43.80.80)

Génie Civil : Sols, matériaux, structures, physique du bâtiment

(Pr. P. LAREAL, Tél : 04.72.43.82.16)

Mécanique (Pr. G. DALMAZ, Tél : 04.72.43.83.03)

Thermique et Energétique (Pr. M. LALLEMAND, Tél : 04.72.43.81.54)

Électronique, Électrotechnique, Automatique (EEA)

INSAL - ECL - UCB. Lyon1 - Univ. de Saint-Etienne

Responsable : Professeur G. GIMENEZ, INSAL

(Tél : 04.72.43.83.32)

Formations doctorales associées :

Acoustique (Pr. J.L. GUYADER, Tél : 04.72.43.80.80)

Automatique Industrielle (Pr. SCAVARDA, Tél : 04.72.43.83.41)

Dispositifs de l'électronique intégrée

(Pr. P. PINARD, Tél : 04.72.43.80.79)

Génie biologique et médical (Pr. I. MAGNIN, Tél : 04.72.43.85.63)

Génie électrique (Pr. J.P. CHANTE, Tél : 04.72.43.87.26)

Signal, Image, Parole (Pr. G. GIMENEZ, Tél : 04.72.43.83.32)

Ecole doctorale interdisciplinaire Sciences-Santé (EDISS)

INSAL - UCB Lyon1 - Univ. de Saint-Etienne - Univ. Aix-Marseille2

Responsable : Professeur A. COZZONE, CNRS-Lyon

(Tél 04.72.72.26.75)

Formations doctorales associées :

Biochimie (Pr. M. LAGARDE, Tél : 04.72.43.82.40)

Génie biologique et médical (Pr. I. MAGNIN, Tél : 04.72.43.85.63)

Autres formations Doctorales

Analyse et modélisation des systèmes biologique

Responsable : Professeur S. GRENIER, INSAL Tél : 04.72.43.83.56

Chimie inorganique

Responsable : Professeur P. GONNARD, INSAL
Tél : 04.72.43.81.58

Conception en bâtiment et technique urbaines

Responsable : Professeur M. MIRAMOND, INSAL
Tél : 04.72.43.82.09

DEA Informatique de Lyon

Responsable : Professeur J.M. JOLION, INSAL Tél : 04.72.43.87.59

Productique : Organisation économique et génie informatique pour l'entreprise

Responsable : Professeur J. FAVREL, INSAL Tél : 04.72.43.83.63

Sciences et techniques du déchet

Responsable : Professeur P. MOSZKOWICZ, INSAL
Tél : 04.72.43.83.45

Institut national des sciences appliquées de Lyon

Directeur : A. STORCK

Professeurs

S. AUDISIO	physico-chimie industrielle
J.C. BABOUX	GEMPM* [*]
B. BALLAND	physique de la matière
D. BARBIER	physique de la matière
G. BAYADA	modélisation mathématique et calcul scientifique
C. BERGER (Mlle)	physique de la matière
M. BETEMPS	automatique industrielle
J.M. BLANCHARD	LAEPSI**
C. BOISSON	vibrations acoustiques
M. BOIVIN	mécanique des solides
H. BOTTA	équipe développement urbain
G. BOULAYE	informatique
J. BRAU	centre de thermique
M. BRISSAUD	génie électrique et ferroélectricité
M. BRUNET	mécanique des solides
J.C. BUREAU	thermodynamique appliquée
J.Y. CAVAILLE	GEMPM* [*]
J.P. CHANTE	composants de puissance et applications
B. CHOCAT	unité de recherche en génie civil

Professeurs

B.	CLAUDEL	LAEPSI**
M.	COUSIN	unité de recherche en génie civil
M.	DIOT	thermodynamique appliquée
A.	DOUTHEAU	chimie organique
R.	DUFOUR	mécanique des structures
J.C.	DUPUY	physique de la matière
H.	EMPTOZ	reconnaissance des formes et vision
C.	ESNOUF	GEMPM* [*]
L.	EYRAUD (Prof. Émérite)	génie électrique et ferroélectricité
G.	FANTOZZI	GEMPM* [*]
M.	FAYET	mécanique des solides
J.	FAVREL	groupe de recherche en productique et informatique des systèmes manufacturiers
G.	FERRARIS-BESSO	mécanique des structures
Y.	FETIVEAU	génie électrique et ferroélectricité
L.	FLAMAND	mécanique des contacts
P.	FLEISCHMANN	GEMPM* [*]
A.	FLORY	ingénierie des systèmes d'information
R.	FOUGERES	GEMPM* [*]
F.	FOUQUET	GEMPM* [*]
L.	FRECON	informatique
R.	GAUTHIER	physique de la matière
M.	GERY	centre de thermique
G.	GIMENEZ	CREATIS***
P.	GOBIN (Prof. émérite)	GEMPM* [*]
P.	GONNARD	génie électrique et ferroélectricité
M.	GONTRAND	composants de puissance et applications
R.	GOUTTE (Prof. Émérite)	CREATIS***
G.	GRANGE	génie électrique et ferroélectricité
G.	GUENIN	GEMPM* [*]
M.	GUICHARDANT	biochimie et pharmacologie
G.	GUILLOT	physique de la matière
A.	GUINET	groupe de recherche en productique et informatique des systèmes manufacturiers
J.L.	GUYADER	vibrations acoustiques
J.P.	GUYOMAR	génie électrique et ferroélectricité

Professeurs

J.M. JOLION	reconnaissance des formes et vision
J.F. JULLIEN	unité de recherche en génie civil
A. JUTARD	automatique industrielle
R. KASTNER	unité de recherche en génie civil
H. KLEIMANN	génie électrique et ferroélectricité
J. KOULOUMDJIAN	ingénierie des systèmes d'information
M. LAGARDE	biochimie et pharmacologie
M. LALANNE	mécanique des structures
A. LALLEMAND	centre de thermique
M. LALLEMAND (Mme)	centre de thermique
P. LAREAL	unité de recherche en génie civil
A. LAUGIER	physique de la matière
Ch. LAUGIER	biochimie et pharmacologie
P. LEJEUNE	génétique moléculaire des microorganismes
A. LUBRECHT	mécanique des contacts
Y. MARTINEZ	ingénierie des systèmes d'information
H. MAZILLE	physico-chimie industrielle
P. MERLE	GEMPM* [*]
J. MERLIN	GEMPM* [*]
J.P. MILLET	physico-chimie industrielle
M. MIRAMOND	unité de recherche en génie civil
N. MONGEREAU (Prof. Émérite)	unité de recherche en génie civil
R. MOREL	mécanique des fluides
P. MOSZKOWICZ	LAEPSI**
P. NARDON	biologie appliquée
A. NAVARRO	LAEPSI**
A. NOURI (Mme)	modélisation mathématique et calcul scientifique
M. OTTERBEIN	LAEPSI**
J.P. PASCAULT	matériaux macromoléculaires
G. PAVIC	vibrations acoustiques
J. PERA	unité de recherche en génie civil
G. PERRACHON	thermodynamique appliquée
J. PEREZ (Prof. Émérite)	GEMPM* [*]
P. PINARD	physique de la matière
J.M. PINON	ingénierie des systèmes d'information

Professeurs

D.	PLAY	conception et analyse des systèmes mécaniques
J.	POUSIN	modélisation mathématique et calcul scientifique
P.	PREVOT	groupe de recherche en apprentissage, coopération et interfaces multimodales
R.	PROST	CREATIS***
M.	RAYNAUD	centre de thermique
J.M.	REYNOUARD	unité de recherche en génie civil
E.	RIEUTORD (Prof. Émérite)	mécanique des fluides
J.	ROBERT-BAUDOUY(Mme)	génétique moléculaire des microorganismes
D.	ROUBY	GEMPM* [*]
P.	RUBEL	ingénierie des systèmes d'information
C.	RUMELHART	mécanique des solides
J.F.	SACADURA	centre de thermique
H.	SAUTEREAU	matériaux macromoléculaires
S.	SCARVARDA	automatique industrielle
D.	THOMASSET	automatique industrielle
M.	TROCCAZ	génie électrique et ferroélectricité
R.	UNTERREINER	CREATIS***
J.	VERON	LAEPSI**
G.	VIGIER	GEMPM* [*]
A.	VINCENT	GEMPM* [*]
P.	VUILLERMOZ	physique de la matière

Directeurs de recherche C.N.R.S.

Y.	BERTHIER	mécanique des contacts
P.	CLAUDY	thermodynamique appliquée
N.	COTTE-PATTAT (Mme)	génétique moléculaire des microorganismes
P.	FRANCIOSI	GEMPM
J.F.	GERARD	matériaux macromoléculaires
M.A.	MANDRAND (Mme)	génétique moléculaire des microorganismes
J.F.	QUINSON	GEMPM
A.	ROCHE	matériaux macromoléculaires

Directeurs de recherche I.N.R.A.

G.	BONNOT	biologie appliquée
G.	FEBVAY	biologie appliquée
S.	GRENIER	biologie appliquée
Y.	MENEZO	biologie appliquée

Directeurs de recherche I.N.S.E.R.M.

A.F.	PRINGENT (Mme)	biochimie et pharmacologie
I.	MAGNIN (Mme)	CREATIS***

GEMPM* : Groupe d'étude métallurgie physique et physique des matériaux

LAEPSI** : Laboratoire d'analyse environnementale des procédés et systèmes industriels

CREATIS*** : Centre de recherche et d'applications en traitement de l'image et du signal

A mes parents

A ma sœur

A tous ceux qui me sont Chers

Remerciements

Mon travail de thèse s'est déroulé, dans le cadre de l'école doctorale MEGA, au Laboratoire de Biomécanique et Modélisation Humaine de l'INRETS (LBMH) ainsi qu'au Laboratoire de Mécanique des Contacts et des Solides de l'INSA (LAMCOS).

Je tiens à remercier la Fondation pour la Recherche Médicale pour le financement dont j'ai bénéficié durant les six derniers mois de ce travail.

Je remercie Monsieur Jean-Pierre Verriest, directeur du LBMH, ainsi que Monsieur Michel Brunet, Professeur et responsable de l'équipe Mécanique des Solides et Endommagement au LAMCOS, qui sont aussi mes directeurs de thèse, pour leur accueil et la confiance qu'ils m'ont accordée. Leur expérience dans le domaine de la biomécanique et du calcul numérique a été très enrichissante, ainsi que l'autonomie dont j'ai bénéficiée.

Je remercie vivement Monsieur le Professeur Patrick Chabrand, du Laboratoire d'Aérodynamique et de Biomécanique du Mouvement de l'université de la Méditerranée Aix Marseille II (LABM, CNRS UMR2164), ainsi que Monsieur le Professeur Rémi Willinger, de l'Institut de Mécanique des Fluides et des Solides de l'Université Louis Pasteur à Strasbourg (IMFS, CNRS UMR7507), d'avoir accepté de juger mon travail de thèse.

J'adresse mes sincères remerciements à Monsieur le Professeur Patrick Mertens, Professeur des universités, Praticien hospitalier à l'Université Claude Bernard Lyon I, et également responsable de la répartition des corps légués à la science à l'UCBL, d'avoir accepté de participer à mon jury de thèse et d'avoir permis l'utilisation de pièces anatomiques dans le cadre de cette thèse.

Je tiens à remercier Monsieur Hervé Guillemot, directeur du Laboratoire d'Accidentologie, de Biomécanique et d'Etudes du Comportement Humain (LAB PSA-Peugeot-Citroen-RENAULT), d'avoir accepté de participer à mon jury de thèse.

J'exprime également ma reconnaissance à Madame Karine Bruyère-Garnier, chargée de recherche au LBMH, et Monsieur Fabrice Morestin, Maître de Conférence au LAMCOS, pour leur aide précieuse, leur soutien durant ces trois années, et leur participation à mon jury de thèse.

Je tiens également à remercier Monsieur François Cotton et le personnel du service de radiologie de l'hôpital Lyon Sud (service du Professeur Tran Minh), pour avoir accepté de réaliser les manipulations radiologiques, ainsi que Monsieur Eric Voïglio, Maître de Conférences au Laboratoire d'Anatomie de Rockefeller.

J'exprime tous mes remerciements à Pierre Lapellerie et Robert Bouquet, pour leur disponibilité et leur aide précieuse lors de mes manipulations expérimentales ; ainsi qu'à Patrice Clerc, Docteur en Mécanique et Ingénieur Transfert au LAMCOS, sans qui une partie originale de ce travail n'aurait pu avoir lieu.

Je remercie également Thierry Quesnel et Michelle Ramet pour leurs enseignements en anatomie, leur patience et leur soutien.

Merci à Jean-Daniel Lecuyer, Bertrand Grimal et Henri Loiseau, étudiants en Projet de fin d'études, pour leur contribution à ces travaux de recherche.

Merci à Philippe, Nathalie, Julien, Gilles, Adriana, Thomas et tous les doctorants et étudiants du LBMH et du LAMCOS pour leur bonne humeur et leur soutien.

Enfin, je remercie toutes les personnes qui ont fait don de leur corps à la science, permettant à la recherche de progresser et contribuant à améliorer les conditions de vie de chacun.

Sommaire

Introduction 25

Chapitre 1

Etude bibliographique 35

1.1	Anatomie et biomécanique du crâne et de la face	36
1.1.1	Références anatomiques	36
1.1.2	Architecture interne des os du crâne et de la face	37
1.1.3	Le crâne	38
	<i>1.1.31 La calvaria</i>	38
	1.1.311 Anatomie morphologique	38
	1.1.312 Systématisation biomécanique	40
	<i>1.1.32 La base du crâne</i>	41
	1.1.321 Anatomie morphologique	41
	1.1.322 Systématisation biomécanique	43
1.1.4	La face	44
	<i>1.1.41 Les limites</i>	44
	<i>1.1.42 Anatomie morphologique</i>	45
	<i>1.1.43 Systématisation biomécanique</i>	47
1.2	Les lésions de la structure osseuse crâniofaciale	49
1.2.1	Éléments de traumatologie	49
	<i>1.2.11 Le crâne</i>	49
	<i>1.2.12 La face</i>	50
1.2.2	Caractérisation de la sévérité d'une blessure crâniofaciale	51
	<i>1.2.21 Description générale de l'Abbreviate Injury Scale</i>	51
	<i>1.2.22 Application à la structure osseuse crâniofaciale</i>	52
1.2.3	Epidémiologie	52
	<i>1.2.31 Les types de lésions observées</i>	53
	<i>1.2.32 Les circonstances de l'accident et leur influence</i>	54
	1.2.321 Les victimes d'AVP	54
	1.2.322 Les chutes	61
	1.2.323 Les rixes	61
	1.2.324 Les activités sportives	62
1.2.4	Critères de blessures de la tête	62
	<i>1.2.41 Critères basés sur des mesures globales</i>	62
	<i>1.2.42 Critères basés sur des mesures locales</i>	63

1.3	Etudes expérimentales sur les fractures de la face et du crâne	67
1.3.1	Principe et objectifs	67
1.3.2	Matériels et méthodes	67
1.3.3	Résultats	68
1.4	Essais de caractérisation mécanique de l'os crânien	77
1.4.1	Introduction	77
1.4.2	Matériels et méthodes	77
1.4.3	Résultats	80
	<i>1.4.31 Caractérisation de l'os spongieux crânien</i>	<i>80</i>
	1.4.311 Compression	80
	1.4.312 Cisaillement et torsion	80
	<i>1.4.32 Caractérisation de l'os compact crânien</i>	<i>81</i>
	1.4.321 Traction	81
	1.4.322 Compression	82
	<i>1.4.33 Caractérisation de l'os crânien à l'échelle globale</i>	<i>82</i>
	1.4.331 Traction	82
	1.4.332 Compression	83
	1.4.333 Flexion	84
	<i>1.4.34 Caractérisation des sutures</i>	<i>85</i>
1.4.4	Synthèse	86
1.5	Modèles en éléments finis de la tête humaine	89
1.5.1	Principe et intérêt	89
1.5.2	Présentation des modèles en éléments finis de la tête	90
	<i>1.5.21 Géométrie et maillage</i>	<i>90</i>
	1.5.211 Les modèles appliqués à la biomécanique des chocs	90
	1.5.212 Les modèles appliqués à l'assistance pré opératoire	99
	1.5.213 Synthèse des méthodes de reconstruction et de maillage	102
	<i>1.5.22 Les propriétés mécaniques attribuées aux modèles EF du crâne et de la face</i>	<i>104</i>
1.6	Conclusions de cette étude bibliographique	106

Chapitre 2

Maillage en éléments finis de la face humaine **111**

2.1	Introduction et objectif	111
2.2	Acquisition du volume osseux crâniofacial	112
2.2.1	Référence anatomique	112
2.2.2	Acquisition de la géométrie	113
	<i>2.2.21 Paramètres d'acquisition</i>	<i>113</i>
	<i>2.2.22 Traitement des images</i>	<i>113</i>
	<i>2.2.221 Format des images</i>	<i>113</i>
	<i>2.2.222 Segmentation des images</i>	<i>113</i>
2.3	Maillage en éléments finis du squelette crâniofacial	116
2.3.1	Maillage automatique en éléments briques	116
	<i>2.3.11 Principe de construction</i>	<i>116</i>
	<i>2.3.12 Sous-échantillonnage</i>	<i>117</i>
	<i>2.3.13 Résultat</i>	<i>117</i>
2.3.2	Maillage en éléments plaques	118
	<i>2.3.21 Construction de la surface moyenne</i>	<i>118</i>
	<i>2.3.211 Extraction des contours</i>	<i>119</i>
	<i>2.3.212 Intégration des sutures</i>	<i>120</i>
	<i>2.3.213 Reconstruction surfacique</i>	<i>120</i>
	<i>2.3.22 Maillage</i>	<i>122</i>
	<i>2.3.23 Calcul de l'épaisseur d'un élément</i>	<i>123</i>
2.4	Discussion et conclusion	125

Chapitre 3

Caractérisation des propriétés mécaniques de l'os crânien par identification

131

3.1	Introduction et objectif	131
3.2	Matériel et méthode	132
3.2.1	Protocole expérimental	132
	3.2.11 Prélèvement des échantillons	132
	3.2.12 Protocole d'essai	133
	3.2.13 Mesures	134
3.2.2	Modélisation des essais	135
	3.2.21 Acquisition de la géométrie des échantillons	135
	3.2.22 Maillage des échantillons	136
	3.2.221 Reconstruction et maillage	136
	3.2.222 Calcul de l'épaisseur	136
	3.2.23 Acquisition des conditions limites	138
	3.2.24 Simulation	139
	Conditions de l'étude paramétrique	140
3.3	Résultats et discussion	141
3.3.1	Identification des propriétés mécaniques et des mécanismes de rupture	141
	3.3.11 Méthode d'identification des propriétés élastoplastiques	141
	3.3.12 Propriétés mécaniques du matériau osseux	142
	3.3.13 Lieux de rupture	145
	3.3.14 Discussion	146
3.3.2	Etude paramétrique	148
	3.2.21 Influence d'une modélisation composite	148
	3.3.211 Identification	148
	3.3.212 Distribution des contraintes de Von Mises	149
	3.3.213 Comparaison quantitative des déformations	150
	Influence des sutures	151
	3.2.23 Influence de l'épaisseur réelle	153
	3.2.24 Discussion	154
3.4	Conclusion	155

Chapitre 4

Validation du modèle EF de la face sous sollicitation statique **159**

4.1	Introduction et objectif	160
4.2	Matériel et méthode	161
4.2.1	Protocole expérimental	161
	4.2.11 Pièces anatomiques	161
	4.2.12 Protocole d'essais	161
	4.2.13 Mesures	163
	4.2.131 Mesures globales	163
	4.2.132 Mesures locales	164
4.2.2	Modélisation des essais	165
	4.2.21 Acquisition des conditions limites	165
	4.2.22 Localisation des mesures	165
	4.2.23 Conditions de simulation	166
4.3	Identification des propriétés mécaniques	167
4.3.1	Méthode	167
4.3.2	Données expérimentales	168
	4.3.21 Résultats	168
	4.3.22 Discussion	172
4.3.3	Identification des propriétés mécaniques	172
	4.3.31 Modèle en éléments briques	172
	4.3.32 Modèle en éléments plaques	173
	4.3.33 Discussion	175
4.4	Validation des paramètres locaux	177
4.4.1	Mesure axiale de déplacement	177
	4.4.11 Résultats expérimentaux	177
	4.4.12 Résultats numériques	179
	4.4.13 Discussion	180
4.4.2	Mesure des déplacements par corrélation d'images numériques	181
	4.4.21 Comparaison qualitative des résultats	182
	4.4.211 Chargement orienté à 0°	182
	4.4.212 Résultats obtenus pour le chargement orienté à 30°	184
	4.4.213 Discussion	186
	4.4.22 Evaluation du déplacement du montage	187

4.4.23	<i>Comparaison quantitative des résultats</i>	189
	Chargement orienté à 0°	190
	Chargement orienté à 30°	191
4.4.233	Discussion	194
4.4.24	<i>Evaluation de l'influence de la résine</i>	195
4.4.241	Méthode	195
4.4.242	Résultats	195
4.5	Validation anatomique	197
4.5.1	Objectif et méthode	197
4.5.2	Résultats et discussion	198
	4.5.21 <i>Systématisation biomécanique de la face</i>	198
	4.5.22 <i>Systématisation biomécanique de la base du crâne</i>	200
4.5.3	Conclusion	201
4.6	Conclusion du chapitre	202

Chapitre 5

Evaluation du modèle EF de la face sous sollicitation dynamique **207**

5.1	Introduction et objectif	207
5.2	Matériel et méthode	208
5.2.1	Protocole expérimental	208
	5.2.11 <i>Pièce anatomique</i>	208
	5.2.12 <i>Protocole d'essai</i>	208
	5.2.13 <i>Mesures</i>	210
	5.2.131 Mesures globales	210
	5.2.132 Mesures locales	210
5.2.2	Modélisation des essais	211
	5.2.21 <i>Acquisition des conditions limites</i>	211
	5.2.22 <i>Localisation des mesures</i>	211
	5.2.23 <i>Conditions de simulation</i>	211
5.3	Résultats	213
5.3.1	Résultats expérimentaux	213
	5.3.11 <i>Mesures globales</i>	213

5.3.12	<i>Mesures locales</i>	216
5.3.13	<i>Discussion</i>	216
5.3.2	Evaluation du modèle en éléments finis de la face	217
5.2.21	<i>Identification des propriétés mécaniques</i>	217
5.2.22	<i>Localisation des fractures</i>	218
5.4	Conclusion	220
	Conclusion	221
	Références bibliographiques	227
	Annexes	243
A1	Préparation des pièces anatomiques	243
A2	Eléments finis	243
A2.1	Les types d'éléments proposés par Abaqus	243
A2.2	Critères de qualité des éléments	245
A3	Mesures par corrélation d'images	248
A3.1	Procédure générale	249
A3.2	Méthode de corrélation sur un pattern	250
A3.3	Corrélation sur la zone d'étude	251
A3.4	Déformations calculées	253
A4	Mesures extensométriques	254
	Liste des tables et des figures	255
	Résumé - abstract	265

Introduction

Contexte

La face est une région corporelle qui a une dimension sociale très importante : elle identifie un individu, lui permet de communiquer avec les autres et d'exprimer des émotions. D'ailleurs, cette partie du corps humain abrite quatre des cinq sens : la vue, l'ouïe, l'odorat et le goût. Enfin, la face et le crâne jouent également un rôle de protection du contenu intracrânien, organe vital assurant les principales fonctions du corps humain.

Les lésions survenant sur la région faciale peuvent prendre la forme de lacérations (lésions des tissus mous) et de fractures (lésions touchant l'os). Les principales causes de ces blessures, nécessitant une prise en charge hospitalière, sont les accidents de la voie publique, les activités sportives et les rixes. Les conditions de chocs les plus violentes, occasionnant les blessures plus graves du crâne et de la face, sont attribuées aux accidents de la voie publique (ou AVP). Les blessures de la face dues aux AVP n'ont en effet pas disparu avec l'apparition de l'air bag. D'une part, celui-ci est parfois inefficace (mauvaise position de l'occupant ou second choc) et d'autre part il ne faut pas oublier que les AVP comprennent également les usagers tels que les piétons et les cyclistes, pour lesquels la face est un segment corporel très vulnérable.

Certes les traumatismes subis, lorsqu'ils ne touchent pas également l'organe céphalique, ne nuisent pas à la survie de l'individu, cependant ils requièrent des soins coûteux nécessitant de multiples actes chirurgicaux et laissent parfois des séquelles esthétiques importantes, avec toutes les conséquences sociales que cela implique.

Afin de prédire les risques lésionnels des usagers dans les transports, la réglementation, conditionnant la mise sur le marché des véhicules, utilise des mannequins de chocs pour évaluer des critères de blessures, qui sont ensuite comparés à des seuils de tolérance. Cependant, à l'heure actuelle, la partie faciale affectée à ces mannequins n'est ni géométriquement, ni mécaniquement représentative de la face humaine. De plus, le critère de blessure relatif à la tête est le HIC, critère basé sur l'accélération linéaire de la tête. La capacité du HIC à bien évaluer les risques de blessures du contenu intracrânien est controversée et par ailleurs, il n'apparaît pas comme un bon critère d'évaluation des risques de fractures du crâne et de la face.

Les nouveaux critères de blessures de la tête sont basés sur des paramètres mécaniques évalués localement à l'aide de modèles en éléments

finis. Plus précisément, pour l'évaluation des risques de lésions du contenu intracrânien, les critères sont basés sur les déformations et contraintes locales [BAU01] [TAK03]. L'utilisation de ces modèles présente plusieurs avantages comme la possibilité d'une représentation biofidèle de la géométrie de la face ainsi que celle de simuler à l'infini, et à un moindre coût, des conditions d'impact diverses.

L'amélioration de ces modèles en éléments finis pour la prédiction des risques de blessures, lors d'un impact sur la face, nécessite une modélisation plus biofidèle de cette région, d'une part pour prédire les risques de blessures spécifiques à la face et d'autre part, pour évaluer correctement les risques de lésions du contenu intracrânien.

Objectifs

L'objectif de ce travail de thèse est de réaliser un outil numérique qui permettrait de prédire les risques de fractures de la face. Cela comporte la construction du modèle en éléments finis de la structure osseuse de la face, la validation de ce modèle afin de vérifier la similitude de sa réponse mécanique par rapport à celle de l'être humain.

Méthodologie

La méthodologie employée pour la modélisation par éléments finis de la face humaine en vue de la simulation de son comportement au choc est résumée par la Figure A. Cette modélisation EF a été limitée, dans le cadre de cette étude, à la partie supérieure de la face et au crâne.

L'acquisition de la géométrie est réalisée à partir d'images scanner d'une pièce anatomique isolée. Cette technique d'imagerie, utilisée sur un sujet post mortem, répond à la nécessité de « biofidélité » géométrique du modèle : le pas de coupe et la résolution des images sont suffisamment fins pour obtenir une géométrie très réaliste de la face et du crâne.

Deux solutions de maillage ont été envisagées. La première solution utilise des éléments solides briques et est réalisée par superposition automatique des pixels osseux de toutes les coupes scanner. La deuxième méthode de maillage emploie des éléments plaques qui s'appuient sur la surface moyenne de la structure osseuse de la tête. Pour cela, les contours moyens de la structure osseuse sont relevés afin de former la surface moyenne. Les épaisseurs affectées aux éléments sont mesurées directement sur le volume d'images scanner.

Au terme de cette étape de maillage en éléments finis, les deux types de maillages sont comparés du point de vue de leur représentativité géométrique et de critères numériques liés à la simulation de chocs.

Quant à la modélisation de la structure et du comportement mécanique du matériau osseux, plusieurs hypothèses ont été posées. Bien que la résolution des images scanner permette de mesurer relativement précisément les épaisseurs globales de l'os, elle ne permet pas de différencier l'os cortical de l'os spongieux dans la structure osseuse. L'hypothèse d'un matériau homogène et isotrope a donc été faite pour l'ensemble crâniofacial. Par ailleurs, l'hypothèse d'un comportement élastoplastique a été choisie pour ce matériau.

Les propriétés élastoplastiques de l'os crânien, sont déterminées par identification de courbes expérimentales et numériques obtenues pour des essais (et des simulations) de flexion quatre points sur échantillons de calotte crânienne. Ces simulations d'essais de flexion sont également utilisées pour évaluer l'influence des différents choix de modélisation sur la réponse mécanique, à savoir : la variabilité de l'épaisseur, les sutures non différenciées, un matériau osseux homogène.

Les deux modèles en éléments finis de la face humaine sont tout d'abord évalués sous chargement statique. Pour cela, des essais de compression statique sur la face ont été spécifiquement réalisés. Ce type de sollicitation s'éloigne légèrement du contexte mais permet une mise en œuvre des essais plus aisée ainsi que des possibilités de mesure importantes. L'évaluation des modèles consiste en une première étape de « calibration » des propriétés mécaniques du matériau osseux par identification des réponses globales (courbes effort/déplacement) numériques et expérimentales. Cette étape permet également de comparer le comportement des deux modèles afin d'effectuer un choix. Dans une seconde étape, le modèle choisi est alors confronté à une évaluation plus précise qui aboutit à sa validation. Pour cela, ce sont les champs de déplacements numériques et expérimentaux qui sont comparés. Ces déplacements sont obtenus à l'aide d'une méthode de mesure originale qui utilise la corrélation d'images numériques.

Enfin, le modèle est évalué sous sollicitation dynamique, selon un protocole d'essai spécifique. Les réponses mécaniques expérimentale et numérique de la face sont comparées, ainsi que la localisation des fractures sur la pièce anatomique avec la localisation des contraintes et des déformations maximales sur le modèle.

Plan du mémoire

Nous présenterons dans un premier chapitre les informations recueillies lors de l'étude bibliographique. Ce chapitre comprend tout d'abord une description anatomique de l'ensemble osseux crânio-facial et de ses lésions, puis, une synthèse des différentes études expérimentales menées sur les fractures de la face et sur les propriétés mécaniques de l'os crânien. Enfin, il présente un état de l'art des modèles en éléments finis de la tête humaine.

Le deuxième chapitre est consacré à la réalisation des maillages en éléments finis de la face et crâne.

Le troisième chapitre expose la caractérisation du matériau osseux crânien par identification. Le matériel et les méthodes employées, ainsi que les résultats en terme de propriétés mécaniques issus de l'étude paramétrique, sont présentés.

L'évaluation et la validation du modèle sous chargement statique est présenté dans le chapitre 4. Cette partie détaille tout d'abord le protocole expérimental et la modélisation numérique des essais. Ensuite, les résultats d'identification des propriétés mécaniques et la validation du modèle à partir des paramètres locaux, sont présentés.

Dans le chapitre 5, l'évaluation sous sollicitation dynamique du modèle sera exposée. Dans cette partie, le protocole d'essais dynamiques et la réponse du modèle numérique seront détaillés.

Dans le dernier chapitre, nous dégagerons les principaux résultats obtenus au cours de ce travail. Ce chapitre soulignera également les axes de recherche restant à développer et les perspectives d'application de l'outil numérique développé dans le cadre de cette thèse.

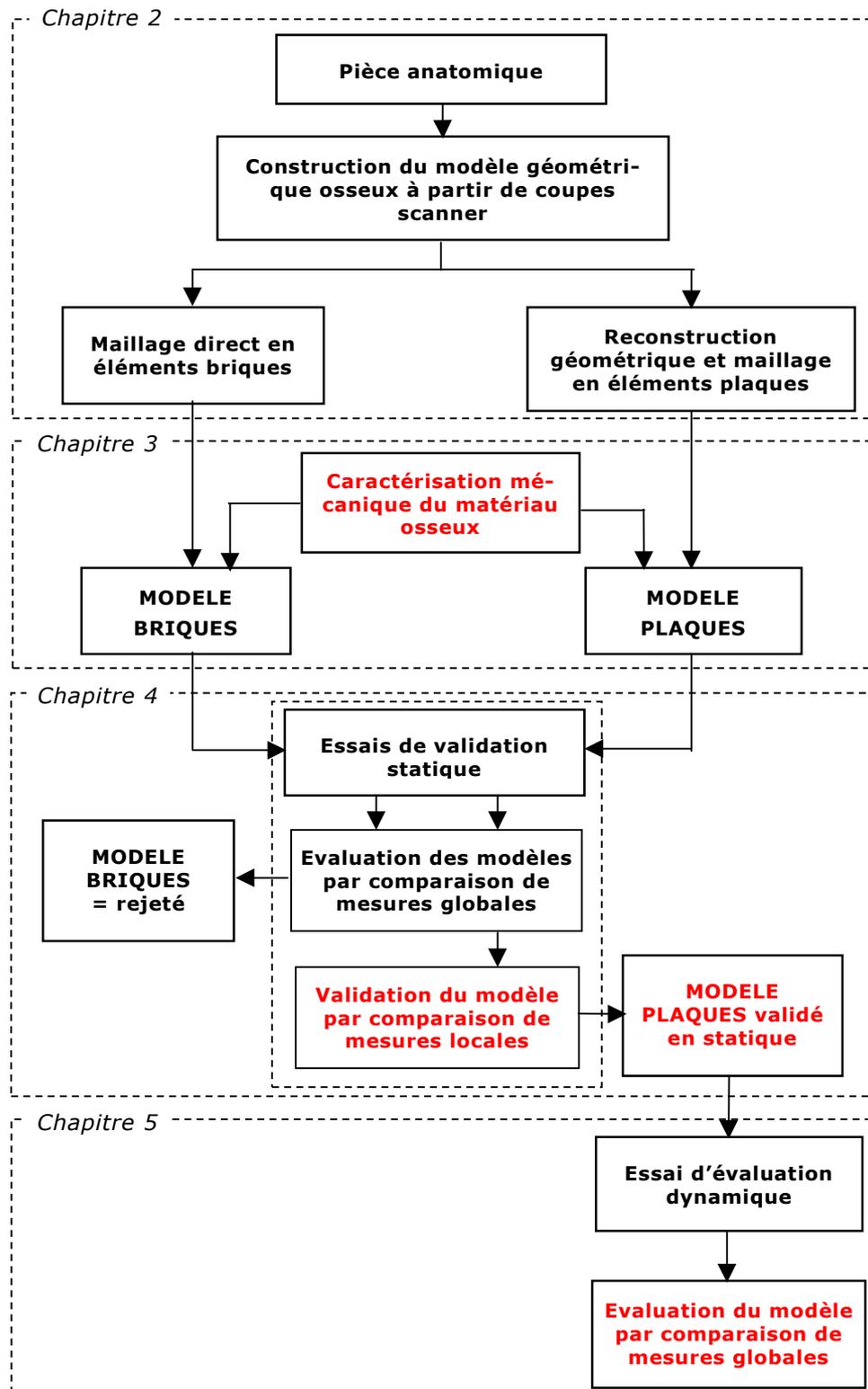


Figure A Etapes de construction et de validation du modèle en éléments finis de la face humaine

Chapitre 1

Etude bibliographique

Etude bibliographique

1.1 Anatomie et biomécanique du crâne et de la face

- 1.1.1 Références anatomiques
- 1.1.2 Architecture interne des os de la face et du crâne
- 1.1.3 Le crâne
 - 1.1.31 *La calvaria*
 - 1.1.32 *La base du crâne*
- 1.1.4 La face
 - 1.1.41 *Les limites*
 - 1.1.42 *Anatomie morphologique*
 - 1.1.43 *Systématisation biomécanique*

1.2 Les lésions de la structure osseuse crâniofaciale

- 1.2.1 Eléments de traumatologie
 - 1.2.11 *Le crâne*
 - 1.2.12 *La face*
- 1.2.2 Caractérisation de la sévérité d'une blessure crâniofaciale
 - 1.2.21 *Description générale de l'Abbreviate Injury Scale*
 - 1.2.22 *Application à la structure osseuse crâniofaciale*
- 1.2.3 Epidémiologie
 - 1.2.31 *Les types de lésions observées*
 - 1.2.32 *Les circonstances de l'accident et leur influence*
- 1.2.4 Critères de blessures
 - 1.2.41 *Critères basés sur des mesures globales*
 - 1.2.42 *Critères basés sur des mesures locales*

1.3 Etudes expérimentales sur les fractures de la face et du crâne

- 1.3.1 Principe et objectifs
- 1.3.2 Matériels et méthodes
- 1.3.3 Résultats

1.4 Essais de caractérisation mécanique de l'os crânien

- 1.4.1 Introduction
- 1.4.2 Matériels et méthodes
- 1.4.3 Résultats
 - 1.4.31 *Caractérisation de l'os spongieux crânien*
 - 1.4.32 *Caractérisation de l'os compact crânien*
 - 1.4.33 *Caractérisation de l'os crânien à l'échelle globale*
 - 1.4.34 *Caractérisation des sutures*
- 1.4.4 Synthèse

1.5 Modèles en éléments finis de la tête humaine

- 1.5.1 Principe et intérêt
- 1.5.2 Présentation des modèles en éléments finis de la tête
 - 1.5.21 *Géométrie et maillage*
 - 1.5.22 *Les propriétés mécaniques attribuées aux MEF du crâne et de la face*

1.6 Conclusions de cette étude bibliographique

1.1 Anatomie et biomécanique du crâne et de la face

Le squelette de la tête de l'homme (squelette céphalique) se situe au sommet de l'axe vertébral. Il est formé d'os différents aux formes parfois complexes. Il se divise en deux parties : le crâne et la face qui sont solidement liés entre eux et, seule, la mandibule reste mobile. Les différentes articulations du crâne et de la face (hormis l'articulation temporo-mandibulaire) appartiennent au groupe des synarthroses qui sont des articulations immobiles. Enfin, il existe, au sein de cette structure osseuse, un ensemble de cavités superficielles et profondes.

1.1.1 Références anatomiques

La position anatomique de référence est la suivante : le sujet est debout, membre supérieur le long du corps, paume en avant, regard horizontal.

Les descriptions anatomiques se repèrent par rapport à 3 plans de référence (cf. Figure 1.1) :

- le plan transversal ou axial (plan horizontal)
- le plan frontal ou coronal (plan vertical)
- le plan sagittal (plan vertical).

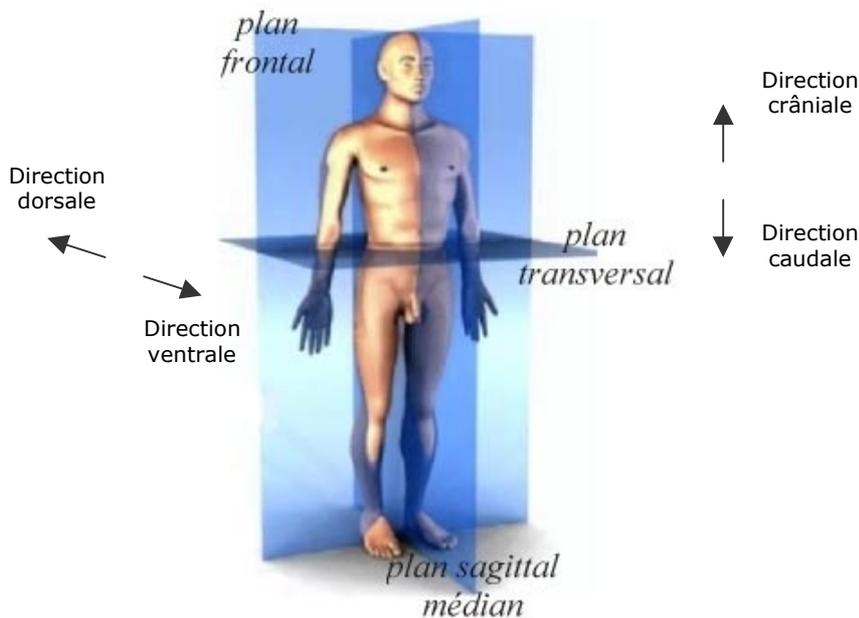


Figure 1.1 Définition des plans de référence du corps humain [DEL04]

Le plan transversal est le plan parallèle au sol, les directions normales à ce plan allant vers le haut et vers le bas sont respectivement les directions crâniale et caudale. Le plan frontal (ou coronal) est le plan vertical parallèle au front. Les directions normales à ce plan, allant vers l'avant et l'arrière sont respectivement les directions ventrale et dorsale. Le plan sagittal est un plan vertical allant de l'avant vers l'arrière (parallèle à la suture sagittale). S'il est situé au milieu, il se nomme plan sagittal médian et délimite les côtés droit et gauche.

Le plan de référence de la tête, utilisé dans ce mémoire, est le plan de Francfort (cf. Figure 1.2) : il est défini par le bord inférieur de l'orbite et le bord supérieur du méat acoustique externe. Le repère anatomique de la tête est basé sur ce plan de Francfort, comme indiqué dans la figure 1.2b [BRU00].

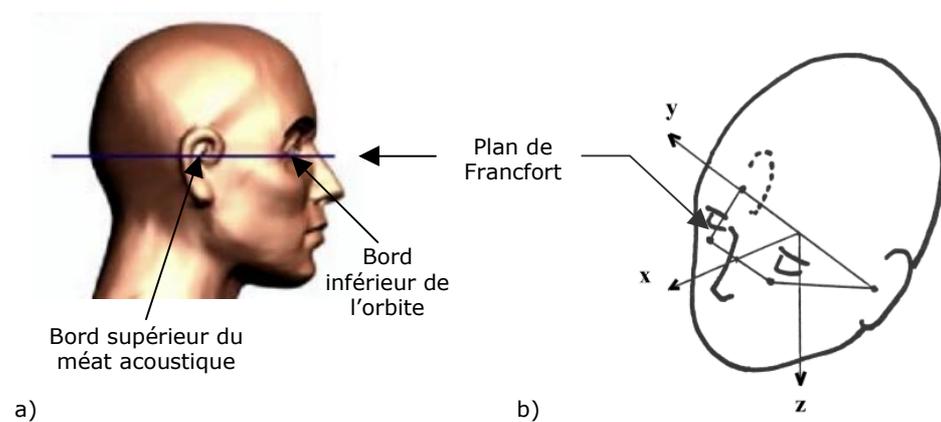


Figure 1.2 Définition du plan de Francfort et du repère anatomique de la tête

a. Définition du plan de Francfort.

b. Construction du repère anatomique de la tête.

1.1.2 Architecture interne des os du crâne et de la face

Le tissu osseux est constitué de lamelles de 3 à 7 microns, parallèles entre elles et aux fibres de collagène qu'elles contiennent. Cette structure lamellaire caractérise l'os secondaire et se trouve aussi bien dans l'os compact haversien que dans l'os spongieux trabéculaire.

L'os compact haversien, ou os cortical (cf. Figure 1.3), est très dense; il est formé à partir d'unités élémentaires juxtaposées (ostéons). Ces ostéons, cylindriques et à grand axe parallèle à celui de l'os, sont formés de lamelles osseuses concentriques à un canal central vasculaire (canal de Havers). Sa répartition correspond à la schématisation des piliers à la face.

L'os spongieux trabéculaire est formé de travées séparées par du tissu conjonctivo-adipeux et vasculaire. La structure globale est une structure aréolaire tridimensionnelle. C'est typiquement l'os de la voûte palatine ou le diploë (cf. Figure 1.3).

L'os papyracé représente une particularité de certains os plats où le spongieux fait défaut ne laissant qu'une seule lame mince d'os cortical, parfois même translucide, dont les qualités mécaniques sont moindres [COU76].

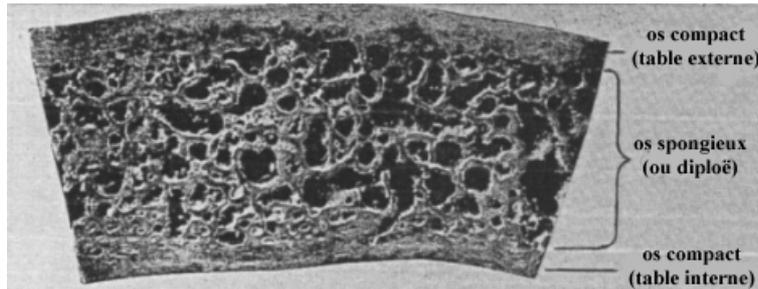


Figure 1.3 Éléments constitutifs de l'os crânien (calvaria) [WOO71]

1.1.3 Le crâne

Le crâne (ou neuro-crâne) est une enveloppe osseuse qui contient et protège l'encéphale. Il est constitué de deux parties : une base (la base du crâne) et une voûte (la calvaria); l'ensemble réalise schématiquement une boîte ovoïde à grand axe antéro-postérieur et à grosse extrémité postérieure, dont la partie supérieure (calvaria) se pose comme un couvercle en forme de cloche sur la partie inférieure (la base). Huit os entrent dans la constitution du crâne; certains n'appartiennent qu'à la calvaria (les os pariétaux), d'autres n'appartiennent qu'à la base (os ethmoïde), et d'autres enfin appartiennent à la fois à la calvaria et à la base (os frontal, os sphénoïde, os temporaux, os occipital).

1.1.31 La calvaria

1.1.311 Anatomie morphologique

La calvaria (voûte du crâne) est uniformément convexe et lisse ; relativement superficielle, elle est formée par (cf. Figure 1.4) :

- trois os impairs : le frontal en avant, l'occipital en arrière et le sphénoïde latéralement (à l'union entre le frontal, le temporal et le pariétal) par chacune des faces temporales des grandes ailes,

- deux os pairs latéralement : les pariétaux en haut et les temporaux en bas.

Les différents os de la calvaria sont réunis chez l'enfant par l'intermédiaire d'un tissu conjonctif fibreux puis, progressivement, par du tissu osseux chez l'adulte. Les extrémités osseuses en présence et le tissu d'unification forment la suture qui est une articulation vraie, de type fibreuse (synfibrose). Les extrémités osseuses des sutures médianes sont dentelées et s'encastrent les unes dans les autres, s'opposant ainsi à l'écartement des pièces osseuses. Les extrémités osseuses des sutures latérales sont taillées en biseaux alternés et s'opposent à l'enfoncement [BOU91].

Les os de la calvaria présentent une structure alternée dans l'épaisseur, avec deux lames périphériques d'os cortical (table externe et interne) entourant une couche intermédiaire d'os spongieux (diploë). L'épaisseur de la calvaria est changeante selon les zones; en effet, elle est plus faible au niveau de l'écaïlle temporale, des sinus frontaux et de l'écaïlle occipitale (à un moindre degré) [LAT38].

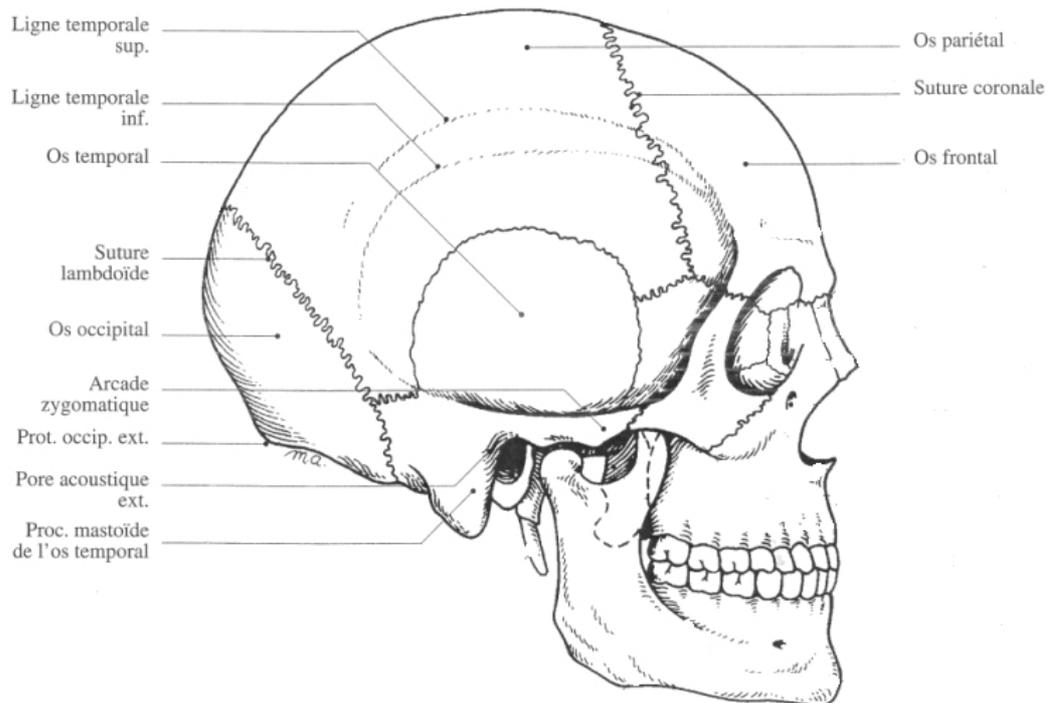


Figure 1.4 Vue latérale droite du squelette céphalique [CHE96]

1.1.312 Systématisation biomécanique

La calvaria est renforcée par des arcs longitudinaux et transversaux (cf. Figure 1.5). Les arcs longitudinaux sont :

- L'arc fronto-occipital impair et médian,
- L'arc latéral supérieur, pair et symétrique, qui unit le processus frontal de l'os zygomatique (apophyse orbitaire externe) au processus mastoïde,
- L'arc latéral inférieur (concentrique au précédent), pair et symétrique, joignant le tubercule sphénoïdal de la grande aile à la racine du processus zygomatique du temporal.

Les arcs transversaux sont :

- dans la région de la nuque, deux arcs semi-circulaires qui suivent les lignes nuchales supérieures et inférieures (lignes occipitales externes),
- en avant, un arc qui emprunte les bords supra-orbitaires (arcades orbitaires).

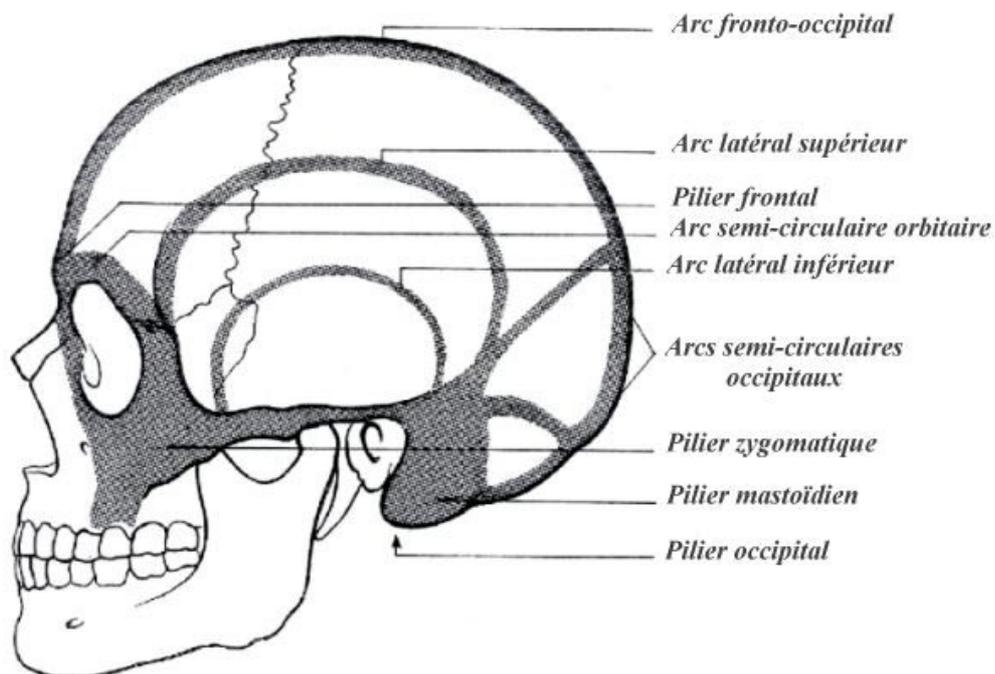


Figure 1.5 Arcs de renforcement de la calvaria [ROU91]

1.1.32 La base du crâne

1.1.321 Anatomie morphologique

La base du crâne est profonde, irrégulière (parfois épaisse et résistante, elle peut être au contraire très mince), et d'aspect tourmenté du fait de la complexité de la forme des os qui la constituent et des orifices multiples qui la traversent. Elle est formée par (cf. Figure 1.6 et 1.7) :

- quatre os impairs : d'avant en arrière, le frontal, l'éthmoïde, le sphénoïde et l'occipital,
- un os pair : le temporal.

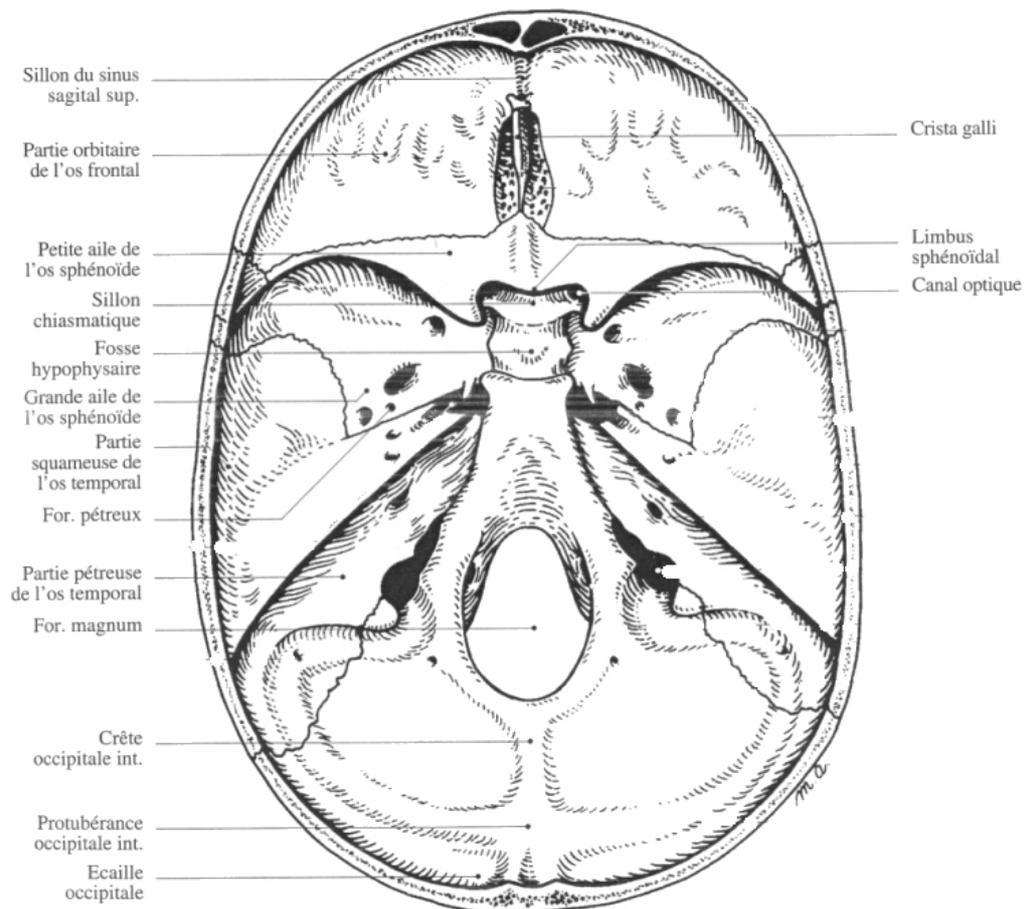


Figure 1.6 La base du crâne : face interne [CHE96]

Les os de la base du crâne présentent essentiellement deux types de structures : soit de l'os cortical en fine lame (os papyracé) présent dans le complexe ethmoïdal, par exemple ; soit de l'os cortical entourant de l'os spongieux présent dans de l'os plat (écaille occipitale, par exemple) ou dans des renforcements architecturaux (partie pétro-tympanique du temporal -rocher- par exemple). Les différents os de la base du crâne sont réunis chez l'enfant par du cartilage (synchondrose), puis, progressivement, par du tissu osseux chez l'adulte.

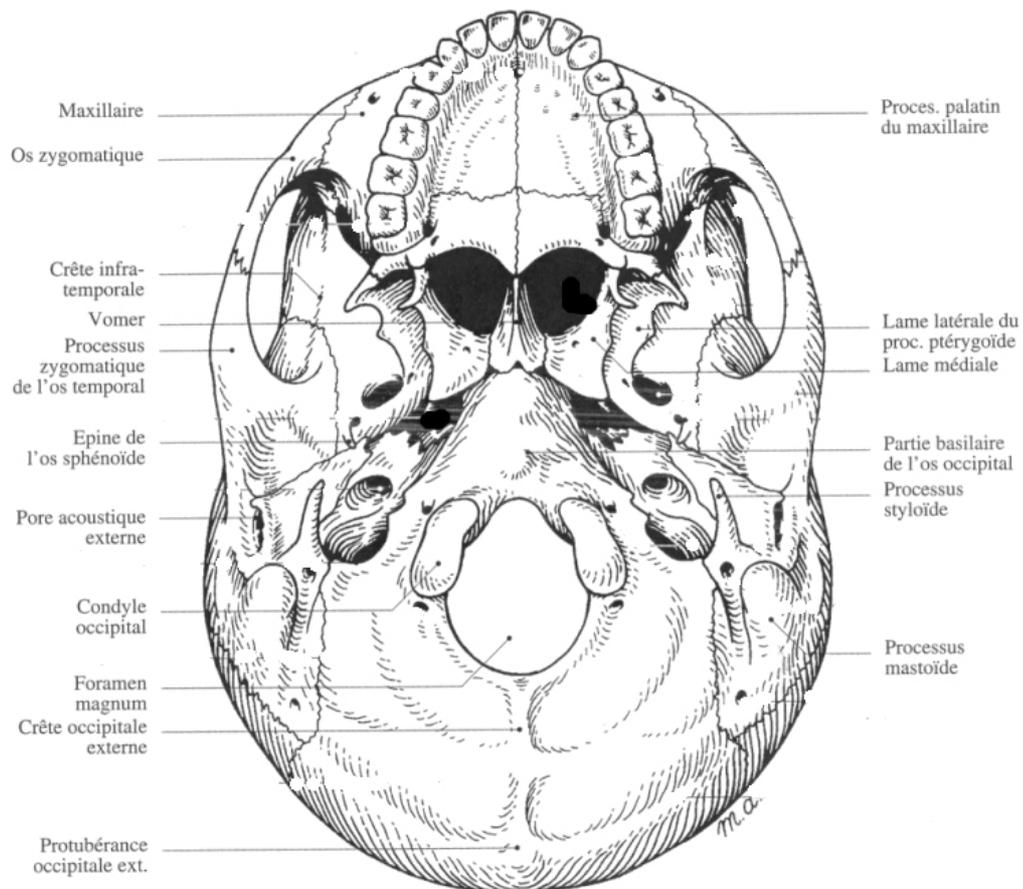


Figure 1.7 La base du crâne : face externe [CHE96]

1.1.322 Systématisation biomécanique

La base du crâne présente des systèmes de renforcements (cf. Figure 1.6 et 1.8) :

- Une crête fronto-ethmoïdale, médiane, impaire, de direction antéropostérieure. Elle se prolonge vers l'arrière en passant en pont sur le corps du sphénoïde, puis, elle se divise en deux, passant par les condyles occipitaux et entourant le foramen magnum (trou occipital), pour se terminer sur la ligne médiane au niveau de la protubérance occipitale interne.
- Un système sphéno-frontal antérieur, à direction transversale et se terminant latéralement sur les piliers zygomatiques [FER86]. Ce système comprend deux éléments; l'un emprunte le bord antérieur de la petite aile du sphénoïde, l'autre emprunte son bord postérieur.
- Un système de renforcement postérieur, avec deux renforts latéraux obliques de chaque côté : renforts pétreux, d'une part, qui passent par les bords antérieurs des pyramides pétro-tympaniques jusqu'aux piliers mastoïdiens (piliers dont l'existence est controversée [FER86]); renforts occipitaux, d'autre part, se dirigeant, à partir des condyles occipitaux, par les bords postérieurs des pyramides pétro-tympaniques, vers les sillons des sinus transverses.

Elle présente néanmoins des zones de faiblesse :

- En avant, au niveau des voûtes orbitaires.
- Puis, au niveau des grandes ailes du sphénoïde.
- Enfin, en arrière, au niveau des fosses cérébelleuses.

Le corps du sphénoïde, où convergent les différents systèmes, représente le centre de résistance du crâne.

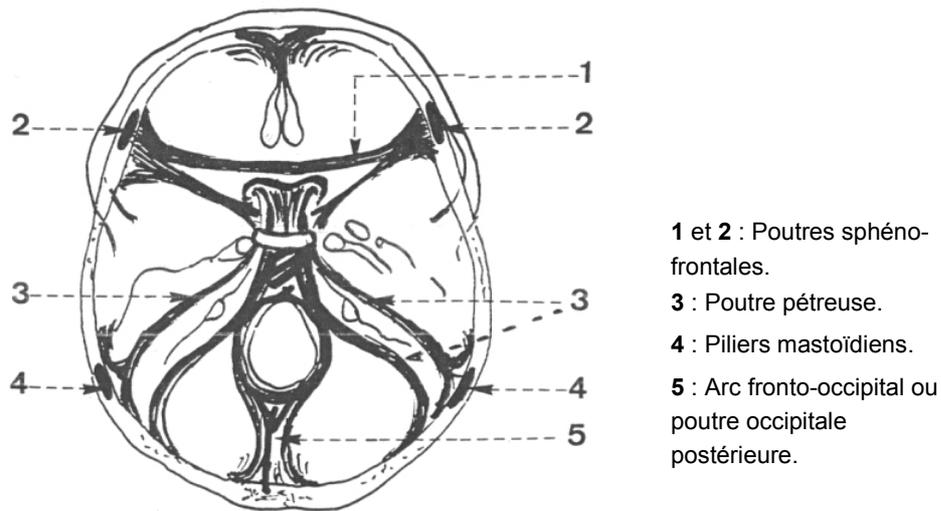


Figure 1.8 Systématisation de la base du crâne [FER90]

1.1.4 La face

La face est un complexe neuro-sensoriel dont le rôle est considérable dans la perception, grâce aux organes des sens abrités au sein des cavités faciales qui sont toutes ouvertes vers l'avant : orbites, cavité nasale (fosses nasales) et cavité orale (cavité buccale). Le rôle joué par la face dans la communication et dans l'esthétique est primordial, et, à notre époque, toute atteinte à ce niveau aura des répercussions extrêmement importantes.

1.1.41 Les limites

La face est comprise, en anatomie classique, entre le nasion (point médian de la suture fronto-nasale) et le gnathion (encore appelé point mentonnier, c'est-à-dire le point le plus bas situé à la partie médiane du bord inférieur de la mandibule). La face est subdivisée en une partie supérieure fixe, le massif facial supérieur qui va du nasion au prosthion (point le plus bas de la suture inter maxillaire situé entre les incisives centrales supérieures), et une partie inférieure mobile représentée par la mandibule. Ce découpage anatomique est réalisé selon la morphologie, en lien avec l'organogénèse.

L'anatomie artistique obéit à des règles différentes où la face représente le visage, c'est-à-dire la face visible comprise entre le trichion (ligne capillaire antérieure) et le gnathion. Cette conception artistique, base des analyses clinique et architecturale en chirurgie réparatrice, repose sur la règle du tiers, avec trois étages dont les limites sont représentées par le trichion, le bord supérieur des sourcils, le prosthion et le gnathion. Cette

division se distingue par l'apparition d'un étage supérieur, compris entre le trichion et le bord supérieur des sourcils, important esthétiquement. Par ailleurs, l'étage moyen se distingue par sa limite supérieure incluant le bandeau frontal dont la partie médiane correspond à la glabelle (point le plus antérieur de la partie médiane de la région intersourcilière). Cette partition structurelle repose sur l'analyse fonctionnelle et sur l'analyse de la traumatologie.

1.1.42 Anatomie morphologique

La face est formée de quatorze os avec (cf. Figure 1.9) :

- six os pairs et symétriques: dans le sens médio latéral et de haut en bas, on trouve l'os nasal, l'os lacrymal (entre les deux s'interpose le processus frontal de l'os maxillaire) et l'os zygomatique (os malaire); puis, le cornet nasal inférieur, l'os palatin et l'os maxillaire,
- deux os impairs et médian : en haut, le vomer ; en bas, formant à elle seule l'étage inférieur de la face, la mandibule.
- Les os de la face s'unissent entre eux par synfibrose (on parlera donc de sutures).

Les cavités faciales (cavités «ouvertes», car directement en communication avec l'extérieur) sont à rattacher aux organes des sens avec :

- deux cavités impaires et médiales. De haut en bas, la cavité nasale (fosses nasales) et la cavité orale (cavité buccale),
- deux cavités paires et latérales : les orbites.

Les sinus paranasaux sont des cavités profondes, paires, creusées dans les os. Ils sont en communication avec la cavité nasale (et, par son intermédiaire, avec l'extérieur). On distingue de chaque côté quatre sinus (cf. Figure 1.10) :

- le sinus maxillaire. C'est le plus grand des sinus,
- le sinus frontal. Il est fréquemment dissymétrique,
- le sinus ethmoïdal. Il est composé de nombreuses cellules (quatre à dix-sept de chaque côté),
- le sinus sphénoïdal. Il est développé dans le corps du sphénoïde.

Les os de la face présentent essentiellement deux types de structures : soit de l'os cortical uniquement (os nasal, os lacrymal, cornet nasal inférieur, vomer), soit de l'os cortical entourant de l'os spongieux (os maxillaire, os palatin, os zygomatique, mandibule).

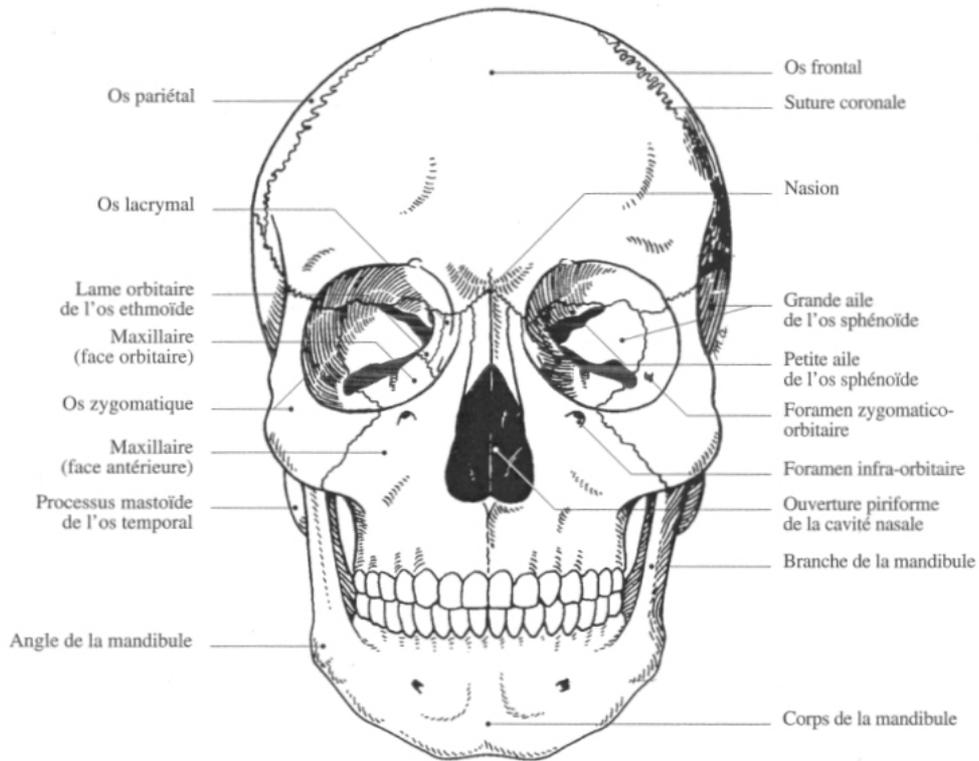


Figure 1.9 Vue antérieure du squelette céphalique [CHE96]

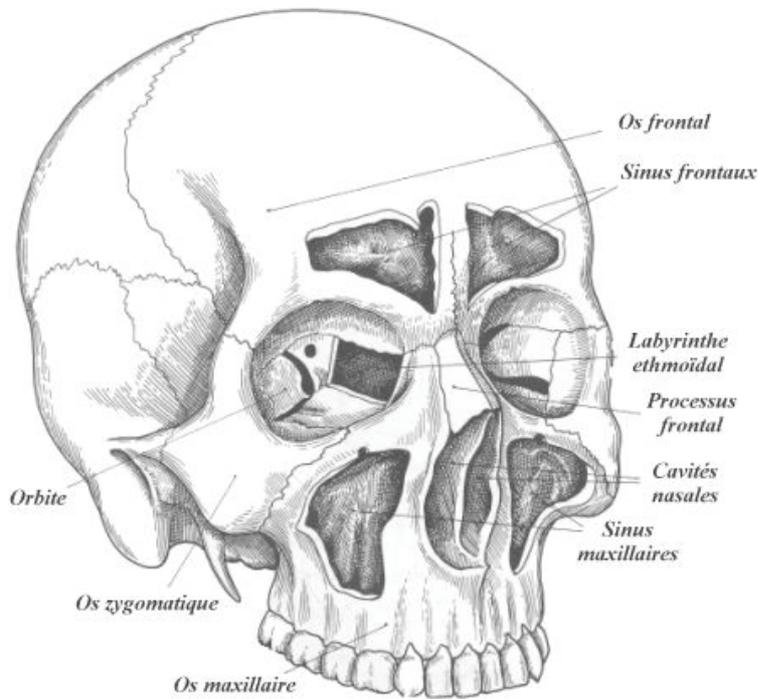


Figure 1.10 Sinus et cavités faciales

1.1.43 Systématisation biomécanique

La face possède des renforts verticaux qui sont (cf. Figure 1.9, 1.10 et 1.11) :

- Deux piliers antérieurs, naso-maxillaires ou canins. Issus de la canine supérieure, ils suivent le bord antérieur du maxillaire jusque dans le processus frontal et se terminent dans le cintre frontal sus-orbitaire.
- Deux piliers latéraux, zygomato-maxillaires. Issus de la première molaire, ils passent par le bord inférieur du processus zygomatique, ils se poursuivent dans le corps de l'os zygomatique jusque dans son processus frontal et se terminent dans le cintre frontal sus-orbitaire.
- Deux piliers postérieurs, ptérygo-sphéno-frontaux. Issus des processus ptérygoïdes, ils passent par les grandes ailes du sphénoïde et se terminent dans le cintre frontal sus-orbitaire.
- Deux piliers postéro latéraux, représentés par les branches de la mandibule.

La face possède également des renforcements horizontaux :

- Le cintre frontal sus-orbitaire.
- Deux renforcements (entretoises) sont issus des piliers latéraux (zygomato-maxillaires) au niveau de l'os zygomatique. Un renforcement sous-orbitaire rejoint le pilier antérieur homologue. Un renforcement zygomatique passe par les processus temporal puis zygomatique, se terminant en éventail à la racine temporale de l'arcade zygomatique.
- Le corps de la mandibule (arc antérieur mandibulaire).

Un système de caissons, renforcés par des cadres, traduit une organisation particulière des cavités faciales [FER90] :

- La cavité nasale, caisson de rupture, agit comme un amortisseur.
- Les orbites et les sinus maxillaires s'organisent, de chaque côté, en un caisson double stabilisé latéralement par les arcades zygomatiques.
- Les cellules du labyrinthe ethmoïdal se présentent comme des raidisseurs de la cavité nasale médialement et des orbites et sinus maxillaires latéralement.

Les pare-chocs, zones saillantes de la face particulièrement exposées aux traumatismes, sont :

- Les pare-chocs latéraux, de grande résistance, sont représentés par les os zygomatiques et par les bords supra-orbitaires.
- Les pare-chocs médians, fragiles, sont représentés, de haut en bas, par la région glabellaire, la pyramide nasale, la région prémaxillaire et la protubérance mentonnière.

Cette systématisation biomécanique est une manière d'expliquer des lésions du squelette du crâne et de la face, par des hypothèses données par l'architecture.

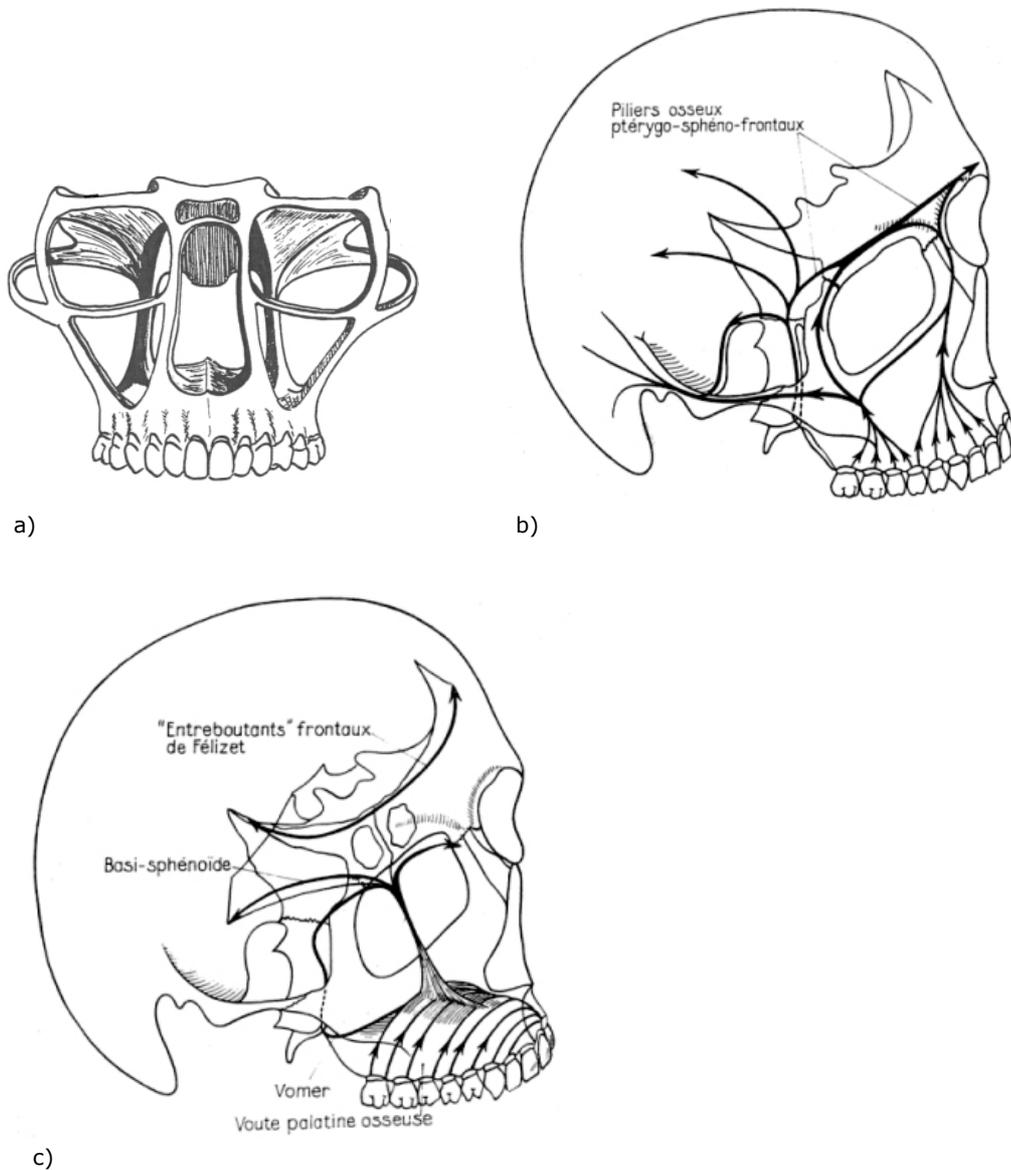


Figure 1.11 Systématisation biomécanique de la face
 a. Les renforcements et caissons [FER90] (selon Deffez).
 b. Distribution des efforts à travers les piliers verticaux [COU76].
 c. Distribution des efforts à travers les piliers horizontaux [COU76].

1.2 Les lésions de la structure osseuse crâniofaciale

1.2.1 Eléments de traumatologie

1.2.1.1 Le crâne

On peut définir, au niveau du crâne, plusieurs types de fractures :

- la fracture simple, à bords nets et à trajet rectiligne. Les éléments de gravité seront alors représentés par sa localisation (zone décollable de Gérard Marchant de la région temporale, lieu électif des hématomes extra-duraux par exemple), par sa direction (croisement d'un sillon vasculaire, artère sylvienne par exemple), et par son irradiation (à la base, par exemple),
- les fractures multiples,
- la fracture comminutive, c'est-à-dire comportant de multiples petits fragments osseux,
- l'embarrure ou enfoncement,
- la plaie crânio-cérébrale enfin, avec communication directe entre l'encéphale et l'extérieur.

Lorsqu'un coup est asséné à la tête, avec une grande vitesse et une surface d'impact limitée, il peut se produire un enfoncement circonscrit de la calvaria que l'on appellera embarrure. Cette embarrure peut concerner les deux tables de la calvaria de façon harmonieuse (chez le nourrisson) et entraîner une déformation dite en «balle de ping-pong». Chez l'adulte, l'embarrure entraîne des déplacements plus importants au niveau de la table interne réalisant alors un véritable feuilletage avec production de fragments osseux internes très décollés susceptibles d'embrocher la dure-mère ou même le cerveau. En cas de plaie associée, le parenchyme traumatisé pourra s'extérioriser, réalisant alors une plaie crânio-cérébrale [COH92].

La résistance du crâne est variable selon les individus; ainsi, un crâne mince pourra présenter des fractures importantes avec peu de conséquences parenchymateuses (l'énergie du choc s'épuisant dans l'os), tandis qu'un crâne plus épais transmettra l'énergie du traumatisme au niveau de l'encéphale, entraînant des troubles neurologiques plus sévères [COH92]. La résistance du crâne est variable aussi selon la localisation chez le même individu; en effet, l'épaisseur de la calvaria est plus faible au niveau de l'écaille temporale, des sinus frontaux et de l'écaille occipitale à un moindre degré. Ce fait était connu d'Hippocrate qui signalait déjà les lieux de moindre résistance du crâne où, selon lui, les blessures étaient les plus graves [MOR92].

1.2.12 La face

Les traits de fracture de la face sont très rarement dans l'axe des piliers, mais plutôt perpendiculaires ou parallèles à ceux-ci. La première classification est due à René Le Fort (cf. Figure 1.12), chirurgien militaire français, qui a déterminé, de haut en bas, trois traits de fractures, universellement connus et qui gardent un intérêt certain. Les classifications sont nombreuses et nous présentons ici, comme exemple, une classification topographique et lésionnelle avec :

- les fractures occluso-faciales. Après un choc médian ou latéral, elles ont des répercussions sur l'occlusion dentaire.
- les fractures centro-faciales. Après un choc médian, elles ont des répercussions sur la pyramide nasale et sur les formations proches (voies lacrymales, par exemple).
- les fractures latéro-faciales. Après un choc latéral, elles ont des répercussions sur la pommette et l'appareil optique.
- les fractures crânio-faciales. Après un choc médian ou latéral, elles ont des répercussions crânio-encéphaliques.
- les fractures combinées associent à différents degrés les lésions précédemment décrites.
- les fractures mandibulaires (région sous-condylienne, région angulaire, zones médiane et paramédiane).
- les fractures pan-faciales associent des lésions des trois étages de la face et, éventuellement des lésions du crâne.

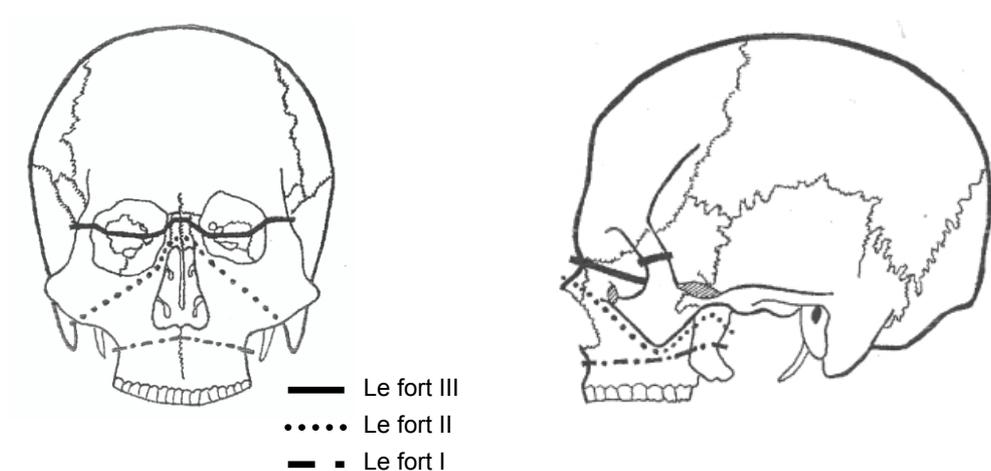


Figure 1.12 Classification de Le Fort des fractures de la face

1.2.2 Caractérisation de la sévérité d'une blessure crâniofaciale

1.2.2.1 Description générale de l'Abbreviate Injury Scale

Une blessure en elle même n'est pas un bon indicateur des risques encourus pour le sujet qui la subit. Il faut tenir compte de l'influence du type de blessure, de son étendue, de sa localisation et de l'état physiologique général du blessé. La sévérité d'une lésion se mesure en termes d'atteintes à l'intégrité physique et fonctionnelle de l'individu en distinguant les courts, moyen et long terme.

L'Abbreviate Injury Scale (AIS), introduit en 1971, établit un code de caractérisation de la sévérité d'une lésion, en fonction de paramètres tels que la menace pour la vie, les dommages permanents, et la durée des soins prodigués à l'individu. Plusieurs révisions de ce code ont été proposées, la dernière datant de 1990. L'AIS90 utilise 7 chiffres pour décrire la blessure et son niveau de gravité [AIS90] [LAU02] :

- le premier correspond à la région corporelle lésée,
- le deuxième au type de structure anatomique (par exemple, les nerfs ou le squelette),
- les troisième et quatrième chiffres identifient une structure spécifique ou la nature de la lésion lorsqu'une zone entière est atteinte (par exemple une amputation),
- les cinquième et sixième chiffres précisent le type d'atteinte lésionnelle,
- le septième donne la gravité AIS proprement dite.

Le niveau de sévérité (ou gravité AIS) est donné sur une échelle de 0 à 6 comme indiqué dans le tableau 1.1. On assimile souvent cette gravité AIS (septième chiffre du code) au code AIS.

Gravité AIS	Niveau de gravité des lésions
0	Pas de lésion
1	Lésion mineure
2	Lésion modérée
3	Lésion sérieuse qui ne met pas la vie en danger
4	Lésion sévère qui met la vie en danger
5	Lésion critique à survie incertaine
6	Lésion fatale

Tableau 1.1 Niveau de gravité d'une blessure dans l'Abbreviate Injury Scale (AIS)

La combinaison des AIS des organes atteints est l'ISS (Injury Severity Score), c'est la somme des carrés des codes AIS les plus élevés pour les trois régions les plus touchées. L'ISS varie de 1 à 75, sachant que toute blessure ayant un AIS égal à 6 donne automatiquement un ISS égal à 75.

1.2.22 Application à la structure osseuse crâniofaciale

Des exemples de blessures crâniofaciales et leur niveau de gravité selon l'échelle AIS sont présentées dans le tableau 1.2. Il faut noter que cette échelle détermine seulement la sévérité des lésions pour la survie de l'individu, mais ne prend pas en compte les séquelles esthétiques qui, dans le cas de la face, sont préjudiciables.

Gravité AIS	Lésions
1 (mineure)	Fracture de la mandibule, du nez, des dents
2 (modérée)	Fractures linéaires de la voûte crânienne Fractures du maxillaire, de l'orbite, de l'os zygomatique Lefort I, II
3 (sévère)	Fractures de la base du crâne Fractures pénétrantes de la voûte crânienne Lefort III
4 (sérieuse)	Fractures de la base du crâne avec exposition des tissus cérébraux Fractures pénétrantes de la voûte crânienne avec exposition des tissus cérébraux

Tableau 1.2 Exemples de lésions de la face et de code AIS associé

1.2.3 Epidémiologie

L'épidémiologie relie le problème à la réalité, elle répond à de multiples questions que l'on peut se poser concernant l'occurrence des lésions de la face et du crâne. Ces questions sont :

- quel type de lésions observe-t-on dans les hôpitaux ? Qui est touché par ces lésions ?
- dans quelle circonstances surviennent-elles ? Quelle est l'influence de ces circonstances sur le type et la sévérité des lésions ?

Cette partie du mémoire, consacrée à l'épidémiologie, synthétise les données exploitées par sept études, différant par leur population de référence et la période de temps sur laquelle les cas ont été relevés (cf. Tableau 1.3).

Auteur	Période et population	Lieu
Huelke et al. [HUE83]	Données recueillies par la NHTSA aux Etats-Unis ≈ 46650 victimes	
Bellavoit et al. [BEL84]	1975-1980	Services de Santé des Armées Françaises
Bjornstig et al. [BJO92]	1985-1986 843 victimes cyclistes	Deux hôpitaux et un Institut médico-légal du nord de la Suède
Hussain et al. [HUS94]	950 patients	Service des urgences de l'hôpital St Georges à Londres
Roccia et al. [ROC99]	01/97 à 12/98 565 patients	Service de chirurgie maxillofaciale de l'Université de Turin
Michel X. [MIC02]	01/00 à 12/01 39 patients	Service de chirurgie maxillofaciale de l'hôpital Lyon Sud
PREDIT [LAU02]	1995-2000 42176 victimes	Registre des victimes d'accidents dans le département du Rhône

Tableau 1.3 Données d'entrée de la synthèse épidémiologique

1.2.31 Les types de lésions observées

Les données épidémiologiques, recueillies par Hussain et al [HUS94], montrent que les fractures du nez représentent la majorité des cas de fractures crânio-faciales (44%), suivies des fractures du crâne (24%), de la mandibule (15%), de l'os zygomatique (13%), de l'orbite (2%) et du maxillaire (2%) (cf. figure 1.13). Cette répartition est similaire à celle observée en France dans l'étude de Bellavoit et al. [BEL84].

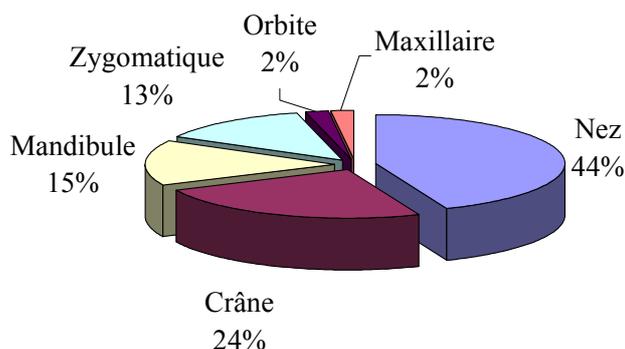


Figure 1.13 Répartition des fractures crâniofaciales suivant leur localisation [HUS94] (n = 116, Hôpital St Georges, Londres, données publiées en 1994)

Plus précisément, Michel [MIC02] montre que, dans le cas des fractures de l'os malaire, 36% des cas présentent un enfoncement de la pommette, 23% une fracture du plancher de l'orbite et 20% une fracture complexe de l'étage moyen.

1.2.32 Les circonstances de l'accident et leur influence

Les études de Roccia et al. et Michel [ROC99] [MIC02], sur les causes des lésions, désignent principalement les accidents de la voie publique (ou AVP), puis les chutes, les rixes et les activités sportives (cf. figure 1.14).

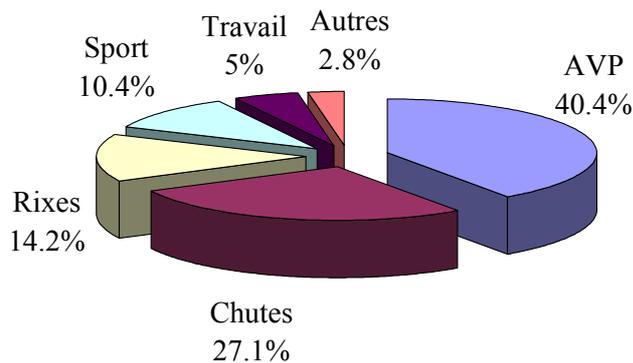


Figure 1.14 Répartition des circonstances conduisant à des lésions crâniofaciales [ROC99] (n = 565, Service de chirurgie maxillo-faciale de l'Université de Turin, 1997-1998)

Par rapport aux types de lésions provoquées par les différentes causes données ci-dessus, les accidents de la voie publique causent beaucoup de fractures du crâne (50% des fractures dues aux AVP), tandis que les chutes et les rixes impliquent surtout des fractures du nez (respectivement 47 et 60%) [HUS94].

Les blessures crânio-faciales des enfants de 0 à 15 ans sont provoquées : majoritairement par les chutes (59%), puis par les activités sportives (7%), et les AVP (6%). Chez les adultes, ce sont les rixes qui prédominent, accompagnées d'un pic des AVP pour les 15-20 ans [HUS94].

1.2.321 Les victimes d'AVP

Comme l'indiquent l'étude menée par Hussain [HUS94] et l'analyse réalisée dans le cadre du PREDIT [LAU02], les accidents de la voie publique impliquent majoritairement des hommes (62%). Dans cette dernière étude, la distribution par rapport à l'âge montre un pic entre 20 et 24 ans (16,4% des victimes) [LAU02].

Parmi les circonstances des accidents de la voie publique, la majorité (50,9%) implique deux véhicules motorisés, puis viennent ensuite le véhicule motorisé seul en cause (21,1%) et le véhicule motorisé percutant un piéton (9,5%) [LAU02].

L'étude PREDIT [LAU02] relève un taux de mortalité de 12,8 décès pour 1000 victimes. Parmi les victimes décédées, une grande partie implique deux véhicules motorisés, mais contrairement à la même répartition pour l'ensemble des victimes (décédées et non décédées), la collision véhicule /piéton prend ici plus d'importance (cf. figure 1.15). Toutes circonstances confondues, deux segments dominent le profil lésionnel : la tête (98 lésions mortelles) et le thorax (94 lésions mortelles). Parmi les lésions de la tête on compte des cas de destruction massive du cerveau, des blessures par pénétration, des lésions du cerveau, des fractures de la base et de la voûte crânienne [LAU02].

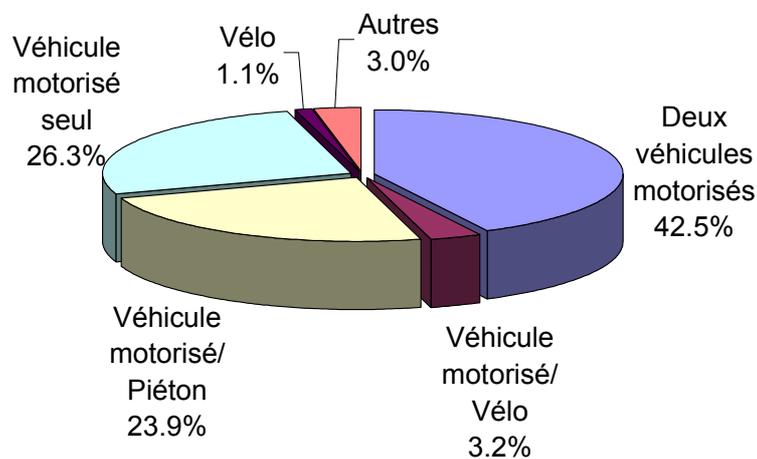


Figure 1.15 Répartition des victimes décédées suivant la nature de leur accident [LAU02] (n = 536, Registre et BAAC du Rhône confondu, 1996-1999).

Parmi les victimes non décédées [LAU02], on compte essentiellement des blessures mineures (72,8% d'AIS1). Les segments les plus touchés sont les membres inférieurs et supérieurs, puis la colonne vertébrale, la tête (18,2%) et la face (16,9%), avant le thorax et l'abdomen (cf. figure 1.16).

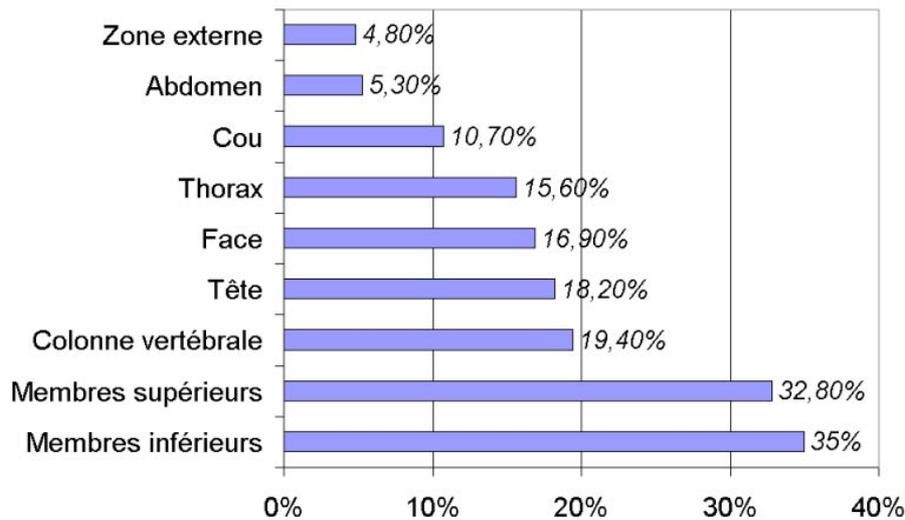


Figure 1.16 Répartition des victimes non décédées selon leurs régions corporelles atteintes [LAU02] (n = 42352, Registre du Rhône, 1996-1999)

C'est la tête qui est touchée par les blessures les plus graves : 47% des AIS 4 et 61% des AIS 5. Lorsqu'il y a une présence de séquelles, 59% se situent sur la colonne et 25% à la tête [LAU02]. Cependant, lorsque ces séquelles sont graves, la tête représente 55% des zones touchées [LAU02].

Les blessures de la face sont généralement mineures : 12,7% des AIS 1 et 4% des AIS 2. Si on raisonne en terme de nombre de lésions, pour un AIS 1, la face est deux fois plus touchée que la tête [LAU02].

Pour la tranche d'âge de 0 à 4 ans, les lésions de la tête et la face sont les plus nombreuses : 34,5% des blessures se situent sur la face et 19% à la tête. [LAU02] Entre 5 et 9 ans, les blessures de la face restent encore importantes, puis leur nombre diminue lorsque l'âge augmente, alors que les lésions de la tête restent constantes (autour de 11%) [LAU02].

1.2.3211 Les piétons

D'après l'étude réalisée dans le cadre du PREDIT [LAU02], le taux de mortalité pour les piétons est égal à 31,2 décès pour 1000 victimes piétons. Les lésions de la tête représentent, chez ces victimes décédées, l'essentiel des lésions codées AIS 5 et 6 (61,9%)[LAU02]. L'étude souligne aussi l'influence de l'âge sur ce type de victimes : près de la moitié ont plus de 65 ans.

Dans le cas des piétons non décédés [LAU02], les blessures concernent tout d'abord les membres inférieurs (64%), les membres supérieurs (33,8%), puis la tête (26%) et la face (20%) (cf. Figure 1.17).

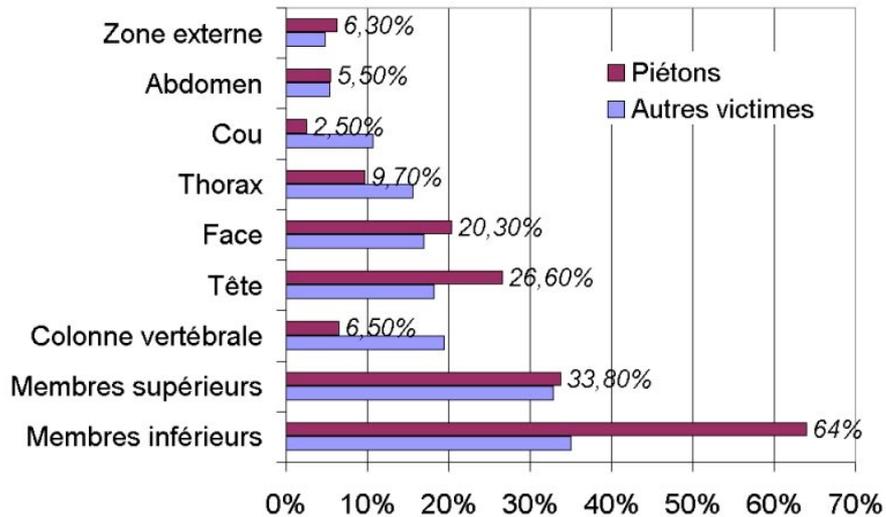


Figure 1.17 Répartition des lésions subies par les piétons non décédés suivant leur localisation [LAU02] (n = 42176 dont 3982 piétons, Registre du Rhône, 1996-1999)

La tête est le principal segment corporel touché par les blessures sérieuses (AIS 4 et 5). Les lésions de la face [LAU02] sont essentiellement des AIS 1, tandis que les lésions de la tête sont des AIS 2.

Hussain et al. [HUS94] montrent que les piétons représentent 50% des fractures crâniofaciales et 60% des fractures sur les autres régions corporelles se produisant lors d'AVP. Les fractures crâniofaciales constatées sont des fractures des os du crâne et un cas de fracture de la mandibule.

1.2.3212 Les usagers de rollers

D'après l'étude réalisée dans le cadre du PREDIT [LAU02], on note une augmentation significative du nombre de victimes à roller : elles étaient 192 en 1996 et 431 en 1999. Cependant, cette étude indique qu'aucun de ces usagers n'est décédé durant la période de l'étude.

Toujours selon la même étude, les segments corporels les plus touchés pour cette catégorie d'usagers sont les membres supérieurs (66,7%), les membres inférieurs (22,7%), puis la face et la tête. La tête représente l'essentiel des blessures sévères (AIS 4). Les blessures de la face sont plus fréquentes que celles survenant à la tête : 8% des lésions pour la face et 4,8% pour la tête [LAU02].

1.2.3213 Les cyclistes

Le rapport PREDIT [LAU02] montre un accroissement du nombre de victimes cyclistes ces dernières années : elles étaient 1685 en 1996 et 2086 en 1999.

D'après la même étude, le taux de mortalité est égal à 4 décès pour 1000 victimes cyclistes. Si l'on s'intéresse aux atteintes les plus graves, la moitié se situent à la tête : destructions massives du crâne et du cerveau, blessures par pénétration et lésions cérébrales. Ce chiffre est corroboré par l'étude de Bjornstig et al. [BJO92] qui montrent que dans 64% des cas la blessure à la tête est la seule cause du décès. Ces derniers soulignent que les points d'impacts les plus souvent sollicités sont dans l'ordre décroissant l'os occipital (sur 50 fractures du crâne, 44 sont des fractures de la base), l'os temporal, l'os frontal, et la face (5 cas de fractures de la face) et que, dans 64% des cas, un casque aurait pu réduire les blessures [BJO92].

Dans la catégorie des cyclistes non décédés, l'étude réalisée dans le cadre du PREDIT [LAU02] relève des blessures principalement au niveau des membres inférieurs (49,2%), des membres supérieurs (32,7%), de la face (25,7%), puis de la tête (16,6%) (cf. Figure 1.18). Chez les cyclistes, de la même manière que pour les usagers à roller, la face est plus souvent touchée que la tête (cf. Figure 1.18). La figure montre également que, la face est plus touchée chez les cyclistes que pour l'ensemble des victimes d'AVP.

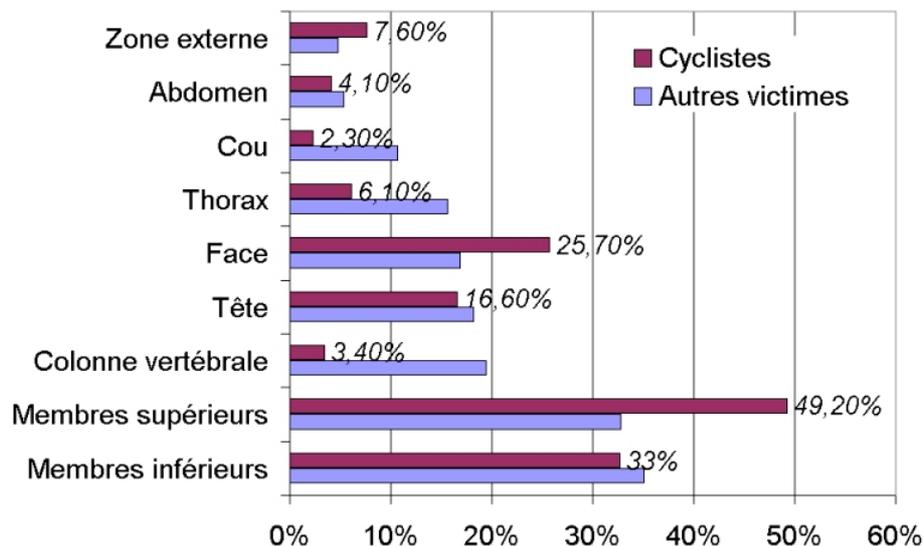


Figure 1.18 Répartition des lésions subies par les cyclistes non décédés suivant leur localisation [LAU02] (42176 dont 5937 cyclistes, Registre du Rhône, 1996-1999)

D'après le rapport PREDIT [LAU02], les lésions de la face sont essentiellement des plaies pénétrantes, des contusions et des plaies mineures. En revanche, Hussain et al. [HUS94] montrent que les cyclistes représentent 21% des fractures crâniofaciales dues aux AVP. Sur ces fractures, 50% sont des fractures de la mandibule, 17% des fractures de l'os zygomatique, 17% des fractures du crâne et 16% du nez [HUS94].

1.2.3214 Les usagers de deux roues motorisées

D'après l'étude PREDIT [LAU02], le taux de mortalité pour les usagers de deux roues motorisées est égal à 12,7 décès pour 1000 victimes usagers de cette catégorie. Il apparaît aussi que chez les victimes décédées, la tête ne représente qu'un tiers des blessures ayant une gravité supérieure à 5. On note donc la relative efficacité du casque par rapport aux victimes de la catégorie des cyclistes.

Pour la catégorie d'usagers non décédés [LAU02], les blessures concernent les membres inférieurs (63%), les membres supérieurs (46,9%), la tête (10,6%), la face (7,8%). La tête et la face sont moins touchées pour cette catégorie que les autres victimes d'AVP : cela s'explique par le port du casque. Cependant, les lésions de sévérité AIS 4 et 5 sont des blessures qui touchent essentiellement la tête.

1.2.3215 Les occupants de véhicules légers

D'après le rapport PREDIT [LAU02], parmi le nombre total de décès enregistrés, la moitié des victimes sont des occupants de véhicules légers. Le taux de mortalité est égal à 12,2 décès pour 1000 victimes occupants de voitures. Les lésions constatées chez les victimes décédées, dont la gravité est supérieure à un AIS 5, sont alors partagées dans des proportions égales entre la tête et le thorax

En ce qui concerne les victimes non décédées, toujours selon la même étude [LAU02], les blessures dans la catégorie des occupants de véhicules légers concernent surtout la colonne vertébrale (31%), les autres segments étant sollicités de manière équivalente (17 à 22%), sauf l'abdomen qui est peu touché (cf. Figure 1.19). La figure montre également que la tête est plus touchée que la face (20,5% contre 17,6%) et que ces deux segments sont plus touchés pour cette catégorie d'usagers que la moyenne des victimes blessées à la tête.

Cependant une autre étude moins récente [HUE83], réalisée par la NHTSA donne une répartition différente, dans laquelle les blessures de la face et de la tête sont les plus fréquentes (respectivement 32% et 16%).

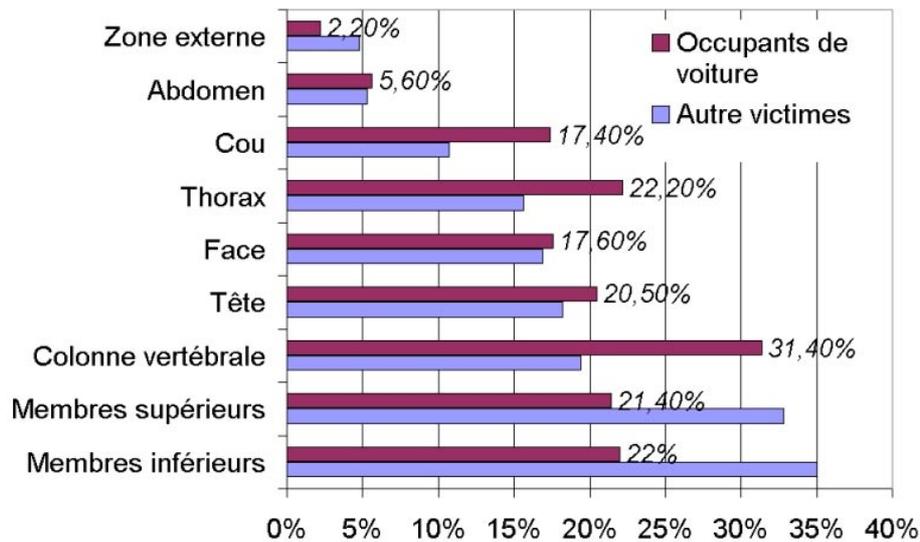


Figure 1.19 Répartition des lésions subies par les occupants de véhicules légers suivant leur localisation [LAU02] (n = 42176 dont 22265 occupants de voitures, Registre du Rhône, 1996-1999)

En ce qui concerne le type de blessures observées chez les occupants de voitures, l'étude menée dans le cadre du PREDIT [LAU02] montre que les blessures graves (AIS5) sont essentiellement des lésions de la tête et les blessures mineures (AIS1) des lésions de la face. La sévérité mineure des blessures de la face est corroborée par Huelke et al. [HUE83] qui précisent que, parmi ces lésions mineures de la face, 86% sont des lacérations ainsi que des contusions, et 11 % sont des fractures. Cette proportion concernant les blessures des tissus mous et les fractures est aussi observée par Hussain et al. [HUS94]. Cependant, Huelke et al. soulignent tout de même que lorsque la sévérité des lésions de la face augmente, ce sont les fractures qui sont majoritaires par rapport aux lésions des tissus mous [HUE83].

D'après l'étude de Huelke et al. [HUE83], si l'on considère l'effet de la ceinture, on constate qu'elle réduit le nombre de lésions de la face mais sans les supprimer : toutes victimes confondues, la face représente 32% des lésions, tandis que chez les sujets ceinturés, elle représente 24%. De plus, les auteurs montrent qu'elle réduit la sévérité des lésions car chez les sujets ceinturés 91% sont des AIS 1 (contre 88% pour toutes victimes confondues), 8% sont des AIS 2 (contre 10%) et 0,6% sont des AIS 3 et 4 (contre 2%). Les données montrent également que la ceinture réduit les chocs contre le pare-brise (16% avec contre 41% pour tout type d'occupant) mais augmente les chocs sur le volant (53% contre 26%).

Une étude plus récente, sur l'effet de l'air bag [ROC99] montre que sur 228 cas d'AVP, 6 sujets ont été victimes de fractures maxillo-faciales après ouverture de l'air bag. Sur les 6 patients observés, deux sont des femmes et portaient la ceinture, tandis que les 4 hommes n'étaient pas ceinturés. Les 6 patients ont été victimes de lacérations faciales. En ce qui concerne les fractures, les blessures constatées chez les sujets ceinturés sont une fracture du nez (choc à 50km/h) et une fracture orbito-zygomatique (choc à 80 km/h), tandis que celles constatées chez les sujets non-restreints sont toutes des fractures orbito-zygomatiques. Le temps moyen d'hospitalisation est égal à 4 jours, sauf pour un patient où il a atteint 15 jours (choc à 110 km/h).

Les conclusions de cette étude montrent que les sujets ceinturés, mais étant de petite taille, sont trop près du volant, tandis que les sujets non ceinturés touchent l'air bag avant qu'il ne soit totalement déployé. Cependant grâce à l'air bag, on peut noter que le nombre de victimes subissant des lésions maxillo-faciales est en constante diminution : 59,5% en 1989, 51,2% en 1994 et 40,1% en 1998 [ROC99].

1.2.322 Les chutes

L'étude de Hussain et al. [HUS94] montre que les sujets victimes de blessures crâniofaciales lors d'une chute sont essentiellement des enfants entre 2 et 3 ans. Deux autres pics, dans une moindre mesure, concernent les 20-30 ans et les plus de 60 ans.

Concernant le type de blessures, les mêmes auteurs indiquent que la plupart des tissus mous lésés se situent sur la face (front, nez lèvres et menton) et que les fractures crâniofaciales représentent 8% des lésions observées lors des chutes (dont 47% sont des fractures du nez et 28% sont des fractures du crâne).

1.2.323 Les rixes

Toujours dans l'étude de Hussain et al. [HUS94], les victimes de rixes sont souvent des hommes (78%), avec un pic entre 20 et 30 ans. Plus de la moitié des patients ont absorbé de l'alcool.

Les mêmes auteurs précisent que, parmi les fractures crâniofaciales observées, les fractures du nez sont les plus fréquentes (60%), suivies de fractures de l'os zygomatique, et que les lésions des tissus mous concernent le front, le nez, les lèvres et le menton.

1.2.324 Les activités sportives

Selon les données obtenues par Hussain et al. [HUS94], le foot est en cause dans 47% des blessures crâniot faciales, le rugby dans 14%, puis viennent le squash et le hockey. Dans le cas des activités sportives, 17% des blessures crâniot faciales sont des fractures : elles touchent le nez et la mandibule. Celles-ci sont essentiellement concernées par le foot (73%) et le rugby (18%).

1.2.4 Critères de blessures de la tête

Pour la prédiction des risques lésionnels des usagers des transports, les critères de blessures sont classiquement basés sur des grandeurs mécaniques qui caractérisent de manière globale la sévérité du choc. Il peut s'agir, par exemple, d'effort d'impact, d'accélération ou de déflexion. Les seuils de tolérance associés à ces critères sont alors déterminés expérimentalement sur des sujets d'anatomie humains ou des animaux.

Plus récemment, des critères basés sur des grandeurs mécaniques locales ont été développés. Ces grandeurs locales sont par exemple des contraintes ou des déformations. Leur mesure physique sur substitut humain étant impossible, celles-ci sont calculées à l'aide de modèles en éléments finis de la tête.

1.2.41 Critères basés sur des mesures globales

Le critère utilisé dans la réglementation pour évaluer les risques de blessures lors d'un choc sur le crâne ou la face est le Head Injury Criterion (HIC). Le HIC a été proposé par la NHTSA en 1972 suite à un ensemble de travaux réalisés précédemment par la Wayne State University et Gadd [BAU01].

Ce critère est basé sur l'accélération linéaire de la tête enregistrée au cours du choc :

$$HIC = (t_1 - t_2) \left(\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a dt \right)^{2.5}$$

a : accélération (g)
 t₁ et t₂ : temps de début et de fin de contact (s)

Un seuil de tolérance égal à 1000 est défini. Au delà de cette valeur, les risques de lésions cérébrales sont considérés comme trop importants.

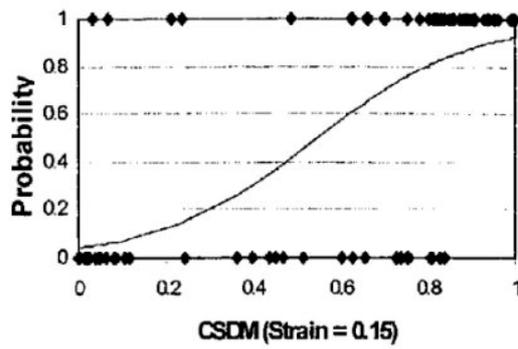
Cependant, le HIC est un critère controversé. Plus précisément, il est apparu indispensable de prendre en compte l'effet de l'accélération angulaire de la tête dans la prédiction des lésions cérébrales [KIN03]. Pour cela d'autres critères basés sur des grandeurs globales ont été développés, en particulier le GAMBIT [NEW86], et de nombreuses études ont été menées pour mettre en relation le type de sollicitation et les mécanismes de blessures cérébrales générés [KIN03].

Par ailleurs, plusieurs auteurs ont proposés des seuils de tolérances pour la prédiction des fractures de certains os du crâne et de la face [NAH68] [SCH72] [BRU00] (cf. §3). Ces seuils sont généralement exprimés en terme d'effort d'impact ou d'énergie d'impactante. Cependant, ils sont très liés au type de sollicitation exercée sur les pièces anatomiques. En particulier, les surfaces, les masses et les vitesses impactantes conditionnent l'apparition de fractures des os du crâne et de la face ainsi que leur type (cf. §2.1). L'ensemble des travaux menés sur têtes humaines pour établir ces seuils de tolérance pour les os du crâne et de la face sont présentés au paragraphe 3.

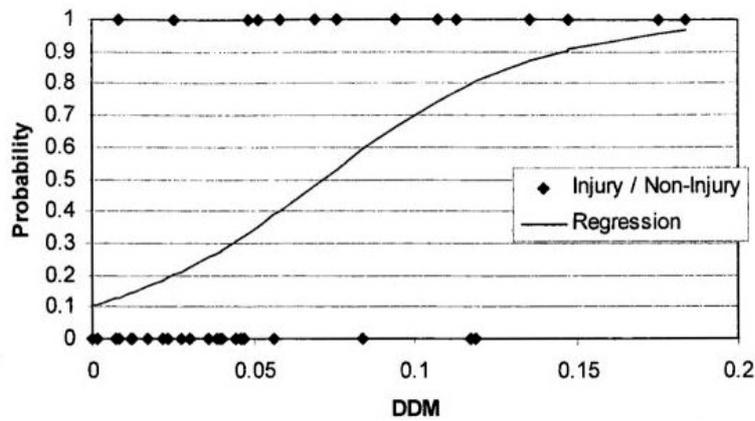
1.2.42 Critères basés sur des mesures locales

Bien que les critères de blessures globaux soient utilisés pour la prédiction des risques de blessures à l'aide de mannequins, il reste difficile de prédire les mécanismes de lésions de façon détaillée à l'aide de grandeurs globales. Par ailleurs, l'augmentation des performances informatiques a permis de réaliser des modèles virtuels de segments corporels. Ainsi, la modélisation par éléments finis de segments corporels comme la tête permet de calculer de nombreux paramètres mécaniques locaux qui sont proposés comme critères de risques de blessures de la tête.

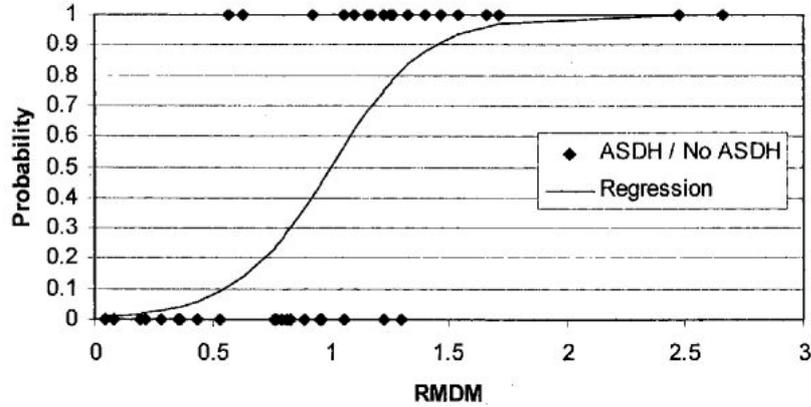
Le logiciel SIMon intégrant un modèle en éléments finis de tête développé par la National Highway Traffic Safety and Administration (NHTSA) [TAK03](cf. §5) permet une prédiction détaillée des risques lésionnels du contenu intracrânien à partir des accélérations linéaires et angulaires de la tête. Pour cela, un ensemble de critères lésionnels basés sur des paramètres mécaniques locaux, appelé Brain Injury Criteria (BIC), est calculé. Le BIC comprend : le « cumulative strain damage measure » (CSDM), le « dilatation damage measure » (DDM) et le « relative motion damage measure » (RMD). Chacun de ces paramètres est relié à un type de lésions cérébrales spécifique et les seuils de tolérances associés ont été établis à partir d'études diverses menées sur l'animal (cf. Figure 1.20).



a)



b)



c)

Figure 1.20 Les « Brain Injury Criteria » et leurs tolérances associées [TAK03]

a. Cumulative strain damage measure.

b. Dilatation damage measure.

c. Relative motion damage measure.

Le modèle de tête développé à l'Université Louis Pasteur est aussi utilisé pour prédire de façon détaillée les risques de blessures du contenu intracrânien ainsi que ceux du crâne. Des critères de lésions et des seuils de tolérances associés ont été définis à partir de reconstruction d'accidents par Baumgartner [BAU01]. Pour la prédiction des lésions cérébrales, les critères sont le maximum d'énergie totale de déformation de l'espace subarachnoïdien (LCR EI), la contrainte de Von Mises maximale (VM), l'accélération angulaire résultante maximale (AA) et la pression intracérébrale maximale (P). Pour la prédiction des fractures du crâne, les critères sont le maximum d'énergie totale de déformation (CR EI) et la force d'interaction entre le crâne et la surface impactante (F) (cf. Tableau 1.4 et Figure 1.21).

Type de Lésion	Paramètre mécanique	Intensité de la lésion	EA	EB	Risque 5 %	Risque 50 %	Risque 95 %
Hématomes sous-duraux ou subarachnoïdiens	LCR EI [mJ]	nr	0.05	-0.0893	3140	5440	7740
Lésions neurologiques	VM [kPa]	+	0.05	-0.2886	11	18	25
		++	0.05	-0.1081	22	38	53
	AA [rad/s ²]	+	0.05	-0.4473	3171	5800	8430
		++	0.05	-0.1160	13150	24000	34960
Fractures des os du crâne	P [kPa]	++	0.05	-0.0999	178	325	472
	CR EI [mJ]	nr	0.05	-0.7528	1150	2230	3300
	F [N]	nr	0.05	-0.5958	2980	3560	8140

Tableau 1.4 Critères de blessure définis par Baumgartner et tolérances associées [BAU01] (EA et EB sont des estimateurs de qualité de la courbe)

Aucun des deux modèles numériques de la tête proposés dans la littérature ne permet de prédire les risques de fractures des os de la face. Par ailleurs, le logiciel SIMon permet uniquement d'appliquer une sollicitation à la tête sous forme d'accélération. Pour prédire correctement les risques de blessures du contenu intracrânien lors d'un choc quelconque, il est donc indispensable d'évaluer au préalable la dynamique de la tête à l'aide d'un mannequin mécanique.

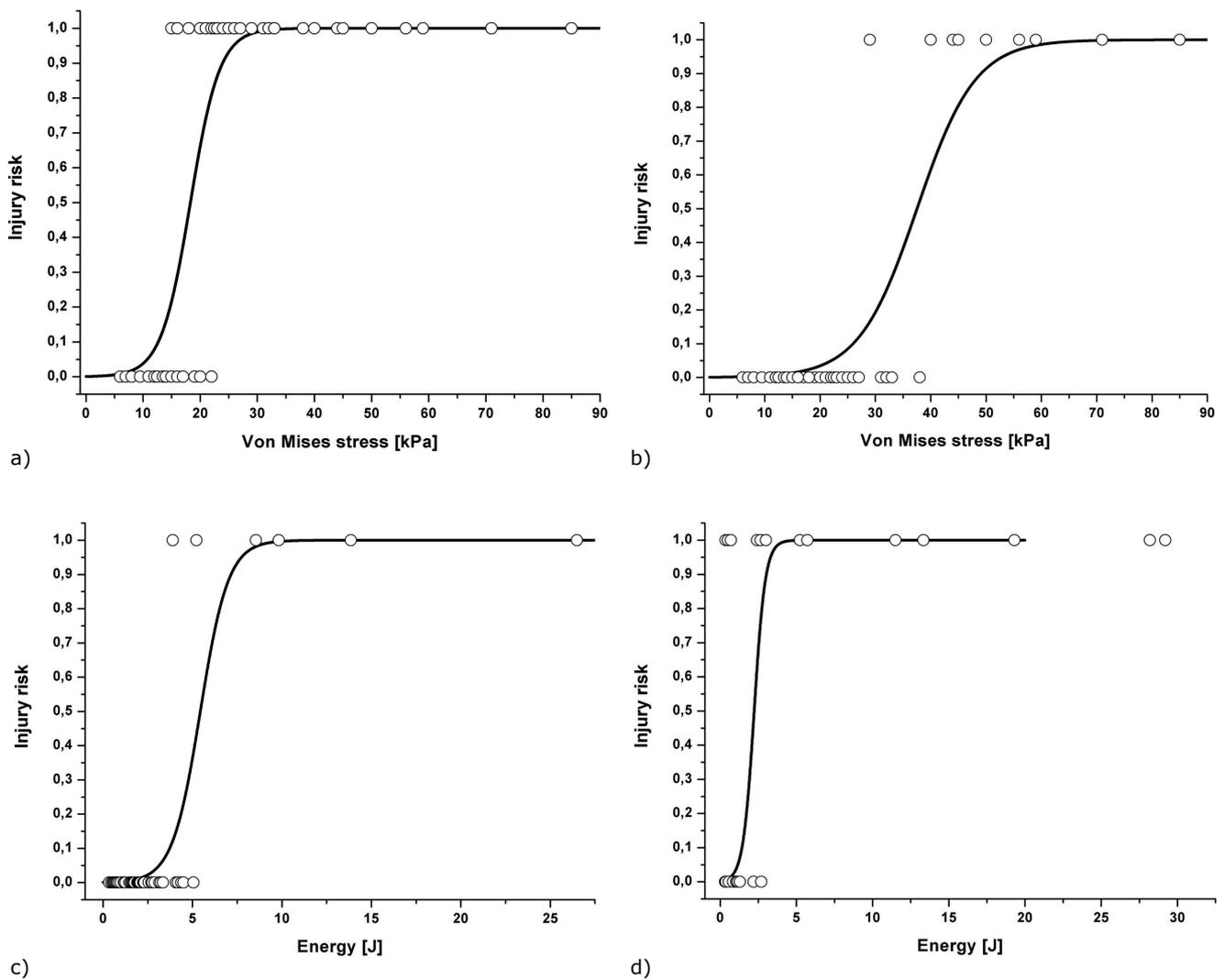


Figure 1.21 Courbes de risques pour des mécanismes de blessures spécifiques, définies à l'aide du modèle ULP

a. Contraintes de Von Mises atteignant 18 kPa pour 50% de risques de lésions neurologiques modérées (EB=-0.28).

b. Contraintes de Von Mises atteignant 38 kPa pour 50% de risques de lésions neurologiques sévères (EB=-0.11).

c. Energie de déformation globale du CSF atteignant 5.4 J pour 50% de risques d'hématome sous-dural (EB=-0.09).

d. Energie de déformation locale du crâne atteignant 2.2 J pour 50% de risques de fracture du crâne (EB=-0.75).

1.3 Etudes expérimentales sur les fractures de la face et du crâne

1.3.1 Principe et objectifs

Les études expérimentales menées en biomécanique des chocs, et présentées dans le Tableau 1.5, consistent à reproduire une configuration précise d'impact sur un sujet post-mortem (ou sujet anatomique), afin d'évaluer sa réponse. Les objectifs de ces études sont :

- ❑ la détermination de critères de blessures et de seuils de tolérance, pour différents os du crâne et de la face, selon divers chargements [HOD67] [NAH68] [SCH72] [ALL88],
- ❑ la définition de corridors de comportement, c'est à dire de courbes de réponse à une sollicitation, de type infra lésionnelle ou bien lésionnelle [BRU00] [MEL89],
- ❑ l'évaluation de l'influence de paramètres tels que le mode de conservation, la minéralisation, l'âge ou le sexe des sujets, sur la réponse mécanique [NAH68] [SCH72] [ALL91].

Des études sous chargement quasi-statique, dont les objectifs sont la détermination du seuil de tolérance et l'observation de la déformation du crâne, sont également présentées dans le Tableau 1.5 [THO68] [MEL71] [YOG88] [DEL02].

1.3.2 Matériels et méthodes

Les matériaux biologiques, utilisés pour les études décrites dans le Tableau 1.5, sont des corps entiers, des têtes isolées ou bien des crânes décharnés. Parmi ces études, seulement deux portent uniquement sur l'étude de la structure osseuse : ce sont celles menées par Gurdjian et al (1946) [MEL71] et Dellile [DEL02]. Le nombre total de pièces testées, pour ces deux études, est égal à 16, sachant que leur mode de conservation est l'embaumement.

Une des principales difficultés résidant dans l'utilisation d'une pièce anatomique est sa conservation entre le prélèvement et la réalisation de l'essai. La première solution consiste à minimiser ce laps de temps et à conserver la pièce anatomique en chambre froide. Lorsque cela n'est pas possible, les autres modes de conservation sont la congélation ou bien l'embaumement. Les solutions adoptées pour les différentes études sont précisées dans le tableau et sont susceptibles d'avoir une influence sur la réponse du matériau.

Les chargements dynamiques sont réalisés soit à l'aide de bancs verticaux autorisant la chute d'une masse impactante sur la pièce anatomique (ou bien la chute de la pièce anatomique elle-même), soit à l'aide d'impacteurs horizontaux guidés. Les dispositifs expérimentaux, permettant d'appliquer un chargement statique, sont des systèmes de presse hydraulique ou bien mécanique.

Les surfaces impactantes ont une géométrie variant d'une étude à l'autre. Certains auteurs utilisent des surfaces planes, dont l'influence des dimensions sur la réponse est étudiée, tandis que d'autres privilégient des éléments présents dans un véhicule automobile (tableau de bord, volant). L'influence de la superposition d'un matériau amortissant à la surface impactante est également étudiée.

Les mesures classiquement réalisées sont l'effort, la vitesse, l'accélération et le déplacement.

1.3.3 Résultats

La variabilité importante des conditions d'essais (localisation du choc, géométrie de la surface impactante...) rend la compilation des résultats difficile.

Des seuils de tolérance en terme d'effort ou bien d'énergie d'impact sont déterminés pour les différents os de la tête (frontal, zygomatique, nasal, pariétal...) [HOD67] [NAH68] [SCH72] [ONO80] [ALL88] [BRU00] (cf. Figures 1.22 et 1.23).

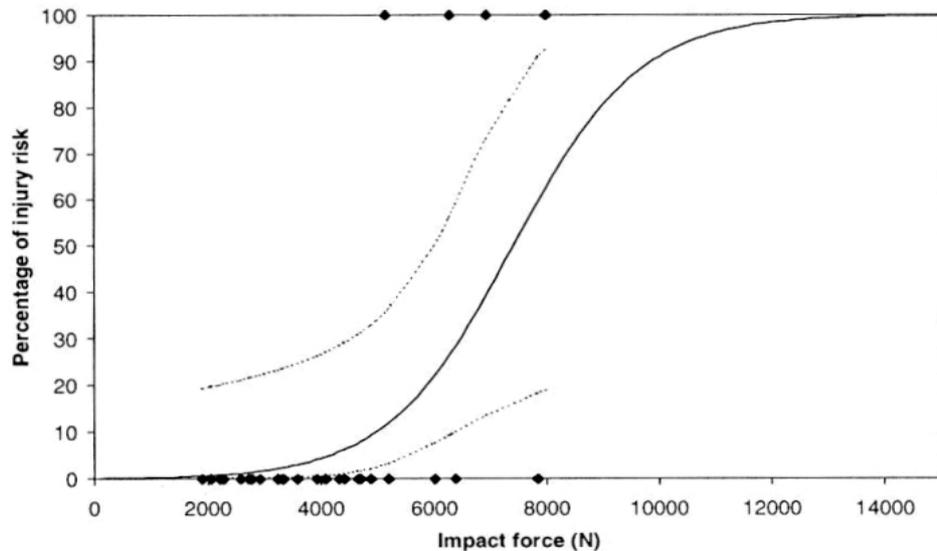


Figure 1.22 Seuil de tolérance en terme d'effort, déterminé pour l'os frontal par Bruyère et al. [BRU00]

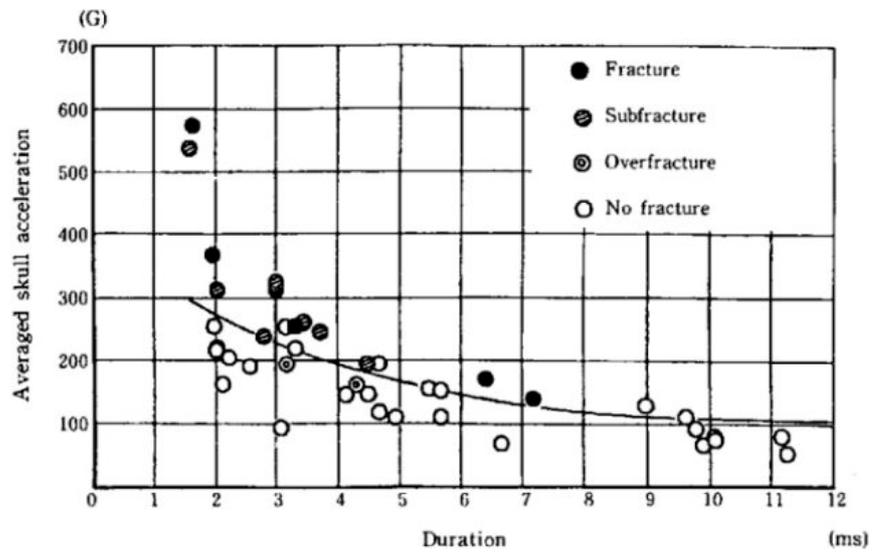


Figure 1.23 Seuil de tolérance en terme d'accélération, déterminé pour l'os frontal par Ono et al. [ONO80]

Les études expérimentales donnent également des corridors de réponse mécanique en terme d'effort ou bien d'accélération [BRU00] [MEL89] (cf. Figure 1.24).

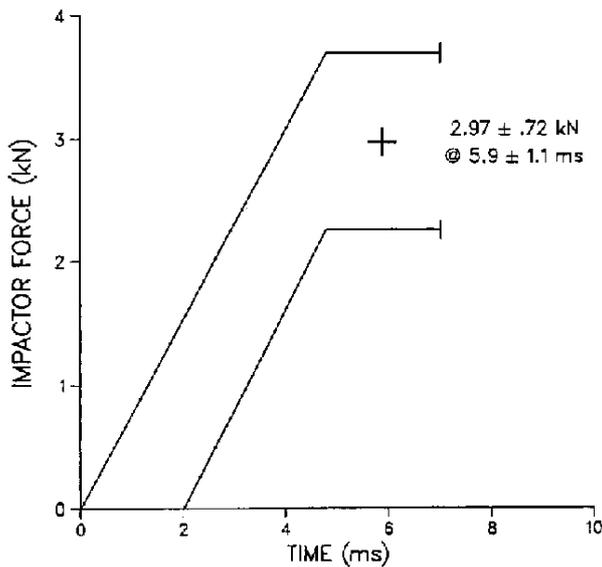


Figure 1.24 Corridor de comportement en terme d'effort, déterminé pour l'os zygomatique par Melvin et al [MEL89]

Il ressort également de ces études les observations suivantes :

- ❑ La géométrie de la surface impactante influence fortement la réponse mécanique. L'étude menée par Hodgson montre que la tolérance augmente avec l'aire de contact [HOD67]. Yoganandan démontre que l'addition de matériaux amortissants, dont la surface de contact se déforme durant le choc, agit sur le seuil de tolérance [YOG88]. Plusieurs auteurs indiquent aussi que le type de fracture dépend de la géométrie de l'impacteur [HOD70] [ALL91] [MEL71].
- ❑ Le sexe de l'individu est un paramètre important : les femmes ont une tolérance moindre [NAH68] [SCH72] [YOG91].
- ❑ Les paramètres agissant sur le seuil de tolérance sont l'énergie cinétique, la vitesse d'impact, et l'effort [NYQ86].
- ❑ Les avis sont partagés concernant l'influence de l'embaumement [NAH68], [SCH72].
- ❑ La composition minérale [ALL91] [YOG91] n'est pas un paramètre agissant sur la tolérance au choc des individus.
- ❑ L'accélération de l'impacteur n'a également aucune influence sur le seuil de tolérance [HOD70].

Auteurs	Sujets	Type d'essais	Paramètres	Zone d'étude et orientation	Résultats	Commentaires
Messerer O. (1880) [MEL71]	90 sujets sans tissus mous	Statique	-	Direction longitudinale	F = 6363 N (3916 – 11792 N) Effort plus élevé pour les hommes	Pression localisée : fractures sous forme de perforations du même diamètre que la sphère.
				Direction transversale	F = 5082 N (3426 – 7832 N) Effort plus élevé pour les femmes	
				Base du crâne	F = 2643 N (2200 – 2937 N)	
				Os frontal	F = 2741 à 8076 N	
				Os pariétal	F = 1762 à 4895 N	
				Os occipital	F = 5139 à 9545 N	
				Os temporal	F = 1664 à 1860 N	
Arche zygomatique	F = 244 à 342 N					
Gurdjian et al. (1946) [MEL71]	6 crânes embaumés	Impact Puit de chute	v = 1,3 à 3 m/s	Os frontal Os occipital	Energie nécessaire pour déformer le crâne : Os frontal : E = 1,58 à 2 J Os occipital : E = 0,9 J	
Gurdjian et al. (1949) [MEL71]	55 têtes intactes	Impact Puit de chute	v = 4,5 à 5,88 m/s	Os frontal Os occipital Os pariétal (antérieur et postérieur)	Fracture linéaire pour E = 45 à 101 J Os frontal : E = 64,5 J Os occipital : E = 58,4 J Os pariétal antérieur : E = 80 J Os pariétal postérieur : E = 69,4 J	
Evans et al. [EVA58]	6 têtes embaumées	Chute libre	Tableau de bord	Os frontal	Sur les 11 tests, 3 fractures pour des énergies de 432 et 474 J	Plus la durée d'absorption de l'énergie est élevée, plus grande est l'énergie tolérée.
	17 têtes embaumées	Chute guidée			Fracture produites pour : E = 364 à 790 J Accélération = 337 à 724 g Durées = 3380 à 11250 ms	
Hodgson V.R. [HOD67]	19 sujets embaumés assis	Impacteur horizontal	Surface : 6,45 et 33,5 cm ²	Os frontal Mandibule Os zygomatique	Valeurs données pour 4 sujets mâles avec un impacteur de 33,5 cm ² : Os frontal : F= 4196 à 9122 N Mandibule : F= 1602 à 2670 N Os zygomatique : F= 1602 à 2883 N	L'augmentation de la surface impactante produit une augmentation de l'effort de 150 à 250 %.

Auteurs	Sujets	Type d'essais	Paramètres	Zone d'étude et orientation	Résultats	Commentaires
Nahum et al. [NAH68]	10 corps embaumés et non-embaumés : 4 hommes et 6 femmes	Impact puits de chute	Aire de contact 6,45 cm ² Surface circulaire plane	Os frontal	Tolérance : 4005 N Sujet avec peau : 4218 N sans fracture Sujet sans peau : 3150 N avec fracture sévère	Les femmes se situent dans la zone de tolérance plus faible. Pas d'effet pour le mode de conservation (sauf pour les essais maxillaire et mandibule)
				Zone temporo-pariétale	Tolérance : 2002 N	
				Os zygomatique	Tolérance : 890 N	
				Mandibule	Au niveau de la symphyse : 1557 à 1780 N Sur la partie médiane : 1290 à 1446 N	
				Os maxillaire	Effort : 778 à 934 N	
Thomas et al. [THO68]	3 têtes embaumées, sans contenu intracrânien. Sans peau.	Statique Mesure de volume	Sphère : $\phi = 2,54$ cm $v = 0,07$ m/s Effort jusqu'à 2002 N, puis rupture os frontal.	Compression Frontal/occipital	F= 5117 et 9790 N Changement de volume faible	Le volume varie linéairement par rapport à la déflexion.
				Pariétal/Pariétal Base/vertex	Le volume diminue de 1/10.	
Melvin et al. (1969) [MEL71]	Calottes crâniennes embaumées Avec peau.	Statique Impact (4,2 et 8,4 m/s)	3 types d'impacteurs $\phi 1 = 1$ cm $\phi 2 = 1,27$ cm $\phi 3 = 1,55$ cm	Os frontal	$\phi 1$: Fmoy = 4583 N $\phi 2$: Fmoy = 6586 N $\phi 3$: Fmoy = 7609 N	
				Os pariétal	$\phi 1$: Fmoy = 3471 N $\phi 2$: Fmoy = 3916 N $\phi 3$: Fmoy = 5740 N	
Hodgson et al. [HOD70]	12 sujets embaumés : 1 seule femme.	Impact puit de chute	m = 4,5 kg cylindre 1 : r=2,54 cm cylindre 2 : r=0,79 cm v = 1,5 à 3,5 m/s	Os frontal Peau remplacée par un matériau amortissant	Cylindre 1 : F= 4227 à 7342 N (moy=5607 N) Fracture linéaire partant de l'orbite Cylindre 2 : Fmoy=5473 N Fractures localisées : F= 3115 à 7698 N Fractures linéaires : F= 5696 à 7120 N	Le cylindre 2 (r=0,79 cm) représente la limite entre une fracture linéaire et localisée. Pas de corrélation entre l'effort et l'accélération.

Auteurs	Sujets	Type d'essais	Paramètres	Zone d'étude et orientation	Résultats	Commentaires
Schneider et al. [SCH72]	17 sujets embaumés et non-embaumés : 11 hommes et 6 femmes. Corps entier	Impact : puit de chute Contact : surface circulaire de 6,45 cm ²	m = 1,08 à 1,76 kg. V = 2,99 à 5,44 m/s.	Os maxillaire (impact oblique)	Energie cinétique = 4,9 à 26,3 J F= 625 à 1980 N Tolérance proposée : 668 N	L'embaumement ne semble pas avoir d'effet. Les femmes ont une tolérance plus faible. La tolérance ne baisse pas lorsque la durée d'impact augmente
			m = 3,12 à 3,81 kg. V = 4,87 à 5,97 m/s.	Mandibule impact A-P impact latéral (Contact : 2,45 par 10,6 cm)	A-P : Energie cinétique = 37,3 à 46,7 J F= 1890 à 4120 N, Tolérance : 1780 N Latéral : Energie cinétique = 56,9 à 68,4 J F= 820 à 3400 N, Tolérance : 890 N	
			m = 1,08 à 1,76 kg. V = 2,99 à 5,44 m/s.	Arche zygomatique (impact latéral)	Energie cinétique = 4,9 à 46,7 J F= 930 à 2120 N, Tolérance : 890 N	
			m = 1,5 kg. V = 4,22 à 5,17 m/s.	Os zygomatique	Energie cinétique = 13,5 à 20,1 J F= 930 à 2850 N, Tolérance : 890 N	
			m = 1,08 à 3,15 kg. V = 3,86 à 5,97 m/s.	Zone temporo-pariétale	Energie cinétique = 11,2 à 56,5 J F= 1340 à 5920 N, Tolérance : 2000 N	
			m = 3,12 kg. V = 4,87 à 5,97 m/s.	Os frontal	Energie cinétique = 37,3 à 56 J F= 4140 à 9980 N, Tolérance : 4000 N	
Ono et al. [ONO80]	15 crânes secs couverts de peau synthétique, avec un contenu crânien synthétique	Impact puit de chute	m = 5 kg	Os frontal Os occipital	Courbe de tolérance : accélération en fonction du temps. Pour 1,5ms : la tolérance est de 300 g Pour 4 ms : la tolérance est de 200 g Pour 12 ms : la tolérance est de 100 g Les courbes de tolérances pour l'os frontal et occipital sont identiques.	

Auteurs	Sujets	Type d'essais	Paramètres	Zone d'étude et orientation	Résultats	Commentaires
Nyquist et al. [NYQ86] [MEL89]	11 sujets non- embaumés : 4 femmes et 7 hommes. Corps entier assis	Impact : impacteur horizontal	m = 32 ou 64 kg Cylindre : $\phi = 25\text{mm}$ v = 10 à 25,7 km/h	Os du nez Plan de Frankfort horizontal	6 sujets : seulement des fractures du nez. Fractures du nez à partir de 10 km/h et 241 J Effort moyen : 2770 N Fractures plus sévères (maxillaire, os zygomatique, os sphénoïde, os frontal) entre 646 et 815 J Effort moyen : 3070 N	Fracture des os du nez dans tous les cas. La sévérité de la fracture est corrélée avec l'énergie cinétique.
Yoganandan et al. [YOG88]	22 têtes entières non- embaumées : 6 femmes et 16 hommes. Congélation	Statique	Contact volant : rigide et amortissant v = 2,5 mm/s	Proéminence malaire : avec et sans peau Orientation 30°	Avec peau : Effort moyen égal à 1455 N Déplacement moyen égal à 14,43 mm Sans peau : Effort moyen égal à 1211 N Déplacement moyen égal à 5,8 mm	Fracture sévère à partir de 3,58 m/s pour le volant amortissant et 2,24 m/s pour le volant standard. Aires de contact 2 à 3 fois plus grandes pour le volant amortissant.
		Impact puits de chute	Contact volant : rigide et amortissant m = 6,8 kg v = 2,68 à 6,9 m/s	Proéminence malaire : avec peau	Volant amortissant : Effort : de 1523 à 4604 N Accélérations : 15 à 75 g Volant standard : Effort : de 1359 à 2571 N Accélérations : 15 à 45 g	
Allsop et al. [ALL88]	15 têtes entières non- embaumées : 11 femmes, 4 hommes	Impact puit de chute	Cylindre : $\phi=200\text{ mm}$, L = 230 mm m = 14,5 kg	Os frontal	Effort : 2200 à 6500 N (moy : 4715 N) Raideur : 400 à 2200 N/mm (moy : 1000 N/mm)	-
				Os zygomatique	Effort : 900 à 2400 N (moy : 1737,5 N) Raideur : 90 à 230 N/mm (moy : 150 N/mm)	
				Os maxillaire	Effort : 1000 à 1800 N (moy : 1380 N) Raideur : 80 à 250 N/mm (moy : 120 N/mm)	

Auteurs	Sujets	Type d'essais	Paramètres	Zone d'étude et orientation	Résultats	Commentaires
Allsop et al. [ALL91]	31 têtes entières non-embaumées. Congélation.	Impact puit de chute	Impacteur 1 : rectangle plat (5 par 10 cm) m= 12 kg v = 4,3 m/s	Zone temporopariétale 45°/horizontale	F _{moy} = 12390 N (± 3654 N) Raideur moy = 4168 N/mm (± 1626 N/mm)	Forte influence de la surface de contact. Pas d'influence significative de la composition minérale.
			Impacteur 2 : surface circulaire (φ=2,54 cm) m= 10,5 kg v = 2,7 m/s	Zone temporopariétale 90°/plan sagittal 2 endroits distincts	Zone 1 : F _{moy} = 4990 N (± 1801 N) Zone 2 : F _{moy} = 4899 N (± 1789 N) Raideur moy = 1799 N/mm (± 881 N/mm)	
Yoganandan et al. [YOG91]	12 têtes entières non-embaumées (10 hommes). Congélation	Impact puit de chute	Volant standard v = 2 à 3,13 m/s	Os zygomatique Orientation 30°	F = 1400 à 2600 N Aire de contact = 3 à 5,9 cm ²	Influence de l'aire de contact, de l'effort et de la vitesse sur la sévérité des blessures (mais pas de la minéralisation)
			Volant amortissant v = 2,7 à 6,9 m/s		F = 1500 à 4600 N Aire de contact = 6,3 à 13,9 cm ²	
Garza et al. [GAR93]	12 têtes entières	Impact puit de chute	m=6kg	Proéminence malaire	Effort : 979 à 2780 N Moyenne 1624 N	-
Hopper et al. [HOP94]	6 têtes entières non-embaumées. Congélation.	Impact puit de chute Statique	Contact plan. v1= 6,08 à 7,15 m/s v2= 0,015 m/s v3=0,811 à 6,48 cm/s	Mandibule v1 (statique sans peau avec v2)	F= 4460 à 6740 N, Energie= 11,4 à 119 J Statique : F= 4690 N	Différents amortisseurs. Fracture des condyles de la mandibule et de la symphyse. Ring fracture.
				Base du crâne v3	F= 2740 à 4720 N, Energie= 4,33 à 14 J	

Auteurs	Sujets	Type d'essais	Paramètres	Zone d'étude et orientation	Résultats	Commentaires
Yoganandan et al. [YOG95]	12 têtes entières non-empaumées : 5 hommes et 7 femmes	Statique Impact	Surface de contact : Sphère (r = 48 mm) v statique = 2,5 mm/s v = 7,1 à 8 m/s	Os pariétal (vertical et 45°/verticale) Os temporal (78°/verticale) Os occipital (45° arrière) Os frontal (45° avant)	Statique : F = 4500 à 11900 N Déflexion = 7,8 à 6,6 mm Raideur = 467 à 1290 N/mm Energie = 14,1 à 68,5 J Dynamique : F = 8800 à 14100 N Déflexion = 3,4 à 9,8 mm Raideur = 2462 à 5867 N/mm Energie = 14,1 à 43,5 J	Réponse non-linéaire. Le type de fracture dépend de la localisation du chargement. La fracture ne se produit pas forcément sous le chargement. En statique : rupture de la table externe en premier.
Bermond et al. [BER99]	19 sujets non-empaumés. Sujet assis	Impacteur horizontal	Cylindre : $\phi = 2,25$ cm m = 17 kg v = 1 à 5,81 m/s	Os frontal Orientation 30°	F = 5000 à 7000 N E = 60 à 130 J	
Bruyère et al. [BRU00]	9 sujets non-empaumés. Sujet assis	Impacteur horizontal	Cylindre : $\phi = 2,25$ cm m = 17 kg v = 1 à 5,81 m/s	Os frontal Orientation 30° Os maxillaire Orientation 30°	F = 7289 N (± 762 N) Accélération = 3165 g (± 413 g) Courbes de tolérance E = 140 J : Accélération: entre 400 et 1000 G Impact : entre 1200 et 2200 N E = 280 J : Accélération: entre 800 et 1900 G Impact : entre 1500 et 3400 N	
Dellile C. [DEL02]	10 crânes	Statique	Surface de compression plane rectangulaire v = 40 mm/min	Région temporo-pariétale Orientation latérale	F = 7116 N (4523-9982 N) et corridor des courbes effort/déplacement	Fractures de l'os pariétal, occipital, temporal, sphénoïde, zygomatique, base et orbite

Tableau 1.5 Synthèse bibliographique des études expérimentales menées sur la face et le crâne

1.4 Essais de caractérisation mécanique de l'os crânien

1.4.1 Introduction

Le matériau osseux, de la même manière que les matériaux classiques, réagit aux sollicitations extérieures selon sa propre loi de comportement. C'est celle-ci qui détermine l'élasticité du matériau, sa viscosité, sa solidité, et elle est définie par des paramètres appelés propriétés mécaniques. Des essais mécaniques, consistant à appliquer certaines sollicitations, permettent de déterminer les propriétés d'un matériau donné en mesurant sa réponse.

L'os crânien est constitué d'os compact et d'os spongieux, deux matières structurellement différentes (cf. §1.2). Il peut donc être étudié de manière hétérogène, dans ce cas, les deux matériaux sont caractérisés indépendamment, ou bien de manière homogène : le matériau est caractérisé globalement.

Dans la littérature, l'hypothèse d'une loi de comportement élastique isotrope pour l'os est classiquement utilisée: les paramètres à déterminer sont alors le module d'élasticité E (ou module d'Young), le module de cisaillement (ou G), le coefficient de Poisson ν , ainsi que les contraintes et déformations limites qui entraînent la rupture du matériau. Des hypothèses de comportement élastoplastique (il faut alors ajouter la limite élastique σ_e ainsi que le module tangent E') et de comportement anisotrope (il faut définir les propriétés dans les différentes directions du matériau) sont également utilisées.

1.4.2 Matériels et méthodes

Les conditions expérimentales des études de caractérisation du matériau osseux crânien, relevées dans la littérature, sont présentées dans le tableau 1.6. Ces études concernent quatre types d'échantillons : os spongieux, os compact, structure osseuse crânienne (composée des deux matériaux précédents) et sutures. Comme dans le cas des études expérimentales réalisées sur la tête, le mode de conservation des échantillons (frais, congelés ou embaumés) est une condition expérimentale importante.

Les différents types de sollicitations appliquées aux échantillons sont les suivantes : traction, compression, flexion, et cisaillement (cf. Figure 1.25).

Les propriétés mécaniques peuvent être obtenues simplement à partir des enregistrements expérimentaux, si les échantillons présentent une géométrie simple. Cette géométrie simple peut être obtenue par usinage des éprouvettes, ou bien en choisissant une région de prélèvement suffisamment régulière.

Par ailleurs, le développement des méthodes numériques permet l'utilisation d'une méthode d'identification. Les essais réalisés sont ainsi simulés à l'aide d'une modélisation en éléments finis et les propriétés mécaniques sont déterminées par comparaison des courbes numériques et expérimentales. Cette méthode permet de s'affranchir des contraintes géométriques.

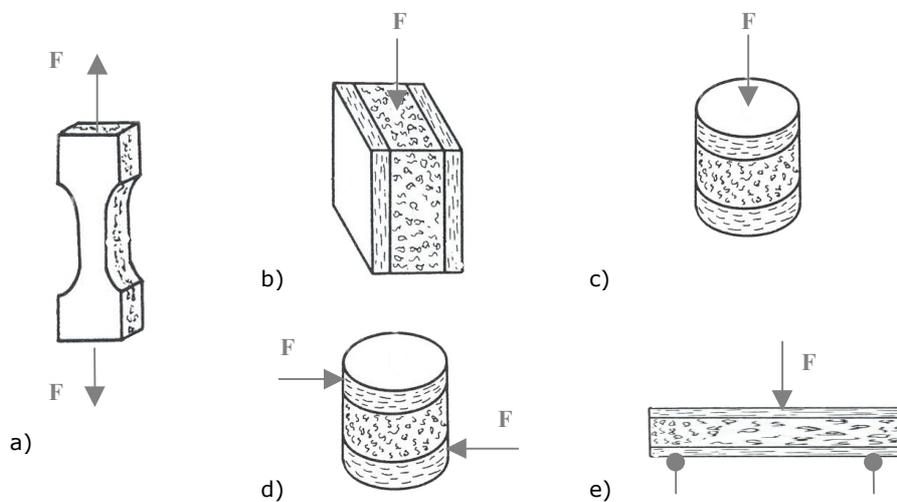


Figure 1.25 Essais de caractérisation mécanique de l'os crânien

- a. Essai de traction.
- b. Essai de compression tangentielle.
- c. Essai de compression radiale.
- d. Essai de cisaillement.
- e. Essai de flexion.

Auteurs	Os (conservation)	Matériau	N (sujets)	Type d'essais	géométrie	Vitesse	
<i>Evans et al. [EVA57]</i>	Pariétal (embaumé)	Spongieux	23	Compression			
		Compact	15	Traction			
			69	Compression tangentielle			
			59	Compression Normale			
<i>Melvin et al. [MEL70]</i>	(congelé)	Spongieux		Compression	Cube de 4 mm	0,0084 et 2,1 m/s	
		Compact		Cisaillement	Cylindre $\phi=9,5\text{mm}$		
<i>McElhaney et al. [MCE70]</i>	Frontal, pariétal, occipital. (frais et embaumé)	Spongieux		Cisaillement	Cylindre $\phi=9,5\text{mm}$		
				Torsion	Cylindre $\phi=10\text{mm}$		
		Compact		Traction	L=2,54 cm		0,004 mm/s
		Global		Traction	Cube de 10 mm		
	Compression tangentielle et radiale						
<i>Barber et al. [BAR70]</i>	Occipital, pariétal, frontal (embaumé)	Global	243	Compression radiale		0,2 s ⁻¹	
	Lambdoïde, coronale	Suture					
<i>Hubbard [HUB71]</i>	Pariétal (embaumé)	Global	8 (4)	Flexion 3 points	Portée=1,9 à 4,76 cm	Quasi-statique	
	Lambdoïde, sagittale	Suture		Flexion 3 et 4 points			
<i>Wood [WOO71]</i>	Pariétal, frontal, temporal, (frais)	Compact	125	Traction	Lu=2,54 mm	0,005 à 150 s ⁻¹	
<i>Schueler et al. [SCHU94]</i>	Pariétal (congelé)	Spongieux	73	Cisaillement	Cube de 10 mm	0,1 mm/s	
		Global		Traction			
				Compression radiale			
<i>Dellile [DEL02]</i>	Frontal et pariétal (embaumé) 0, 45, 90°	Global	92 (12)	Flexion poutre encastree		40 mm/min	
<i>Renzulli [REN90]</i>	Animaux : crânes de chèvres	Sutures	88 (33)	Flexion			
<i>Jans et al. [JAN98]</i>	Nouveaux-nés	Global	6	Flexion 3 points	Portée=2,8 cm	30 mm/min	

Tableau 1.6 Etudes expérimentales de caractérisation des propriétés mécaniques de l'os crânien

1.4.3 Résultats

1.4.31 Caractérisation de l'os spongieux crânien

1.4.311 Compression

Les caractéristiques de l'os spongieux crânien (ou diplôme) en compression ont été étudiées par Evans et Lissner en 1957 [EVA57]. Ces auteurs montrent que la contrainte à la rupture σ_{\max} de l'os spongieux est en moyenne égale à 25 MPa (valeurs comprises entre 11,7 et 39,7 MPa). Les résultats de l'étude soulignent la symétrie des propriétés mécaniques du diplôme par rapport au plan sagittal : les limites à rupture moyennes des deux os pariétaux droits et gauche sont équivalentes (respectivement 25,2 et 24,9 MPa).

Une deuxième étude, menée par Melvin et al. [MEL70] montre que le module d'élasticité E_c en compression moyen du diplôme est égal à 13,78 MPa. La contrainte à rupture σ_{\max} moyenne donnée par cette étude est égale à 41,3 MPa, c'est à dire légèrement supérieure à celle donnée par Evans et Lissner. Melvin et al notent une variabilité importante des propriétés mécaniques, due à la structure alvéolaire de l'os spongieux, ainsi qu'une influence de la densité mais pas de la vitesse de chargement.

1.4.312 Cisaillement et torsion

Les essais de cisaillement menés par Melvin et al. [MEL70] montrent que la contrainte limite τ_{\max} moyenne à rupture du diplôme sous ce type de sollicitation est égale à 20,68 MPa.

Une valeur proche de contrainte limite moyenne à rupture τ_{\max} du diplôme ($\tau_{\max} = 21,3$ MPa), pour la même sollicitation, est donnée par Mc Elhaney et al. [MCE70], puis par Schueler et al. [SCHU94] ($\tau_{\max} = 15$ MPa).

McElhaney et al. [MCE70] obtiennent les mêmes valeurs τ_{\max} en torsion ($\tau_{\max} = 22$ MPa), ainsi qu'un module de torsion moyen du diplôme $G=1379$ MPa.

1.4.32 Caractérisation de l'os compact crânien

1.4.321 Traction

Evans et Lissner donnent en 1957 [EVA57] des valeurs de contraintes à rupture σ_{\max} pour l'os compact crânien en traction. La contrainte moyenne à rupture pour cette sollicitation, est égale à 70,4 MPa, avec des valeurs variant de 41,5 à 108,8 MPa. Les résultats montrent que l'os pariétal droit donne une moyenne plus élevée que le gauche (74,3 MPa contre 66,1 MPa).

Melvin et al. en 1970 [MEL70] apportent des valeurs du module d'élasticité en traction E de l'os compact crânien : il est compris entre 12410 et 19994 MPa. La contrainte à rupture σ_{\max} , pour ces mêmes essais, est équivalente à celle donnée par Evans et Lissner : elle est comprise entre 69 à 96,5 MPa. Melvin et al. remarquent que l'os compact est isotrope dans la direction tangente à la surface du crâne et que les résultats sont influencés par la vitesse de chargement.

McElhaney [MCE70] donne une contrainte moyenne à rupture σ_{\max} pour l'os compact égale à 79 MPa, proche des valeurs obtenues par Evans [EVA57] et Melvin [MEL70], et montre que les modules d'élasticité E de la table externe et interne sont identiques.

Wood [WOO71] montre que le module d'élasticité en traction E de l'os compact crânien est compris entre 10342 et 22063 MPa, intervalle semblable à celui donné par Melvin et al. [MEL70]. La contrainte limite à rupture σ_{\max} , obtenue pour ces éprouvettes, est comprise entre 48,26 et 127,5 MPa, résultats en accord avec ceux donnés précédemment [EVA57] [MEL70] [MCE70]. Wood précise que :

- pour des éprouvettes proches parallèles et perpendiculaires, le module d'élasticité est le même mais la contrainte limite est différente.
- l'os compact possède une isotropie tangentielle, comportement également constaté par Melvin et al. [MEL70].
- il n'y a aucune influence significative de la région de prélèvement des éprouvettes.
- le module d'élasticité et la contrainte limite augmentent avec la vitesse, l'inverse se produisant pour les déformations limites (influence de la vitesse également montrée par Melvin et al. [MEL70]).
- les déformations limites atteignent rarement les 1%, ce qui laisse penser que l'os compact est un matériau fragile.

1.4.322 Compression

Evans et Lissner, en 1957 [EVA57], réalisent deux types d'essais de compression visant à déterminer les propriétés de l'os compact crânien : une sollicitation de compression tangentielle puis normale par rapport à la surface du crâne. Les échantillons proviennent d'os pariétaux embaumés et ont été conservés dans une solution saline.

La contrainte de compression moyenne à rupture σ_{\max} , obtenue pour les essais de compression tangentielle, est égale à 152 MPa (valeurs entre 85,4 et 329,3 MPa). L'os pariétal gauche montre une contrainte limite plus élevée que celle du côté droit (159,8 MPa contre 145 MPa).

Les résultats obtenus pour les essais de compression normale sont semblables : la contrainte limite moyenne est égale à 167 MPa (variant de 31 à 323 MPa). Là aussi, la partie gauche montre une contrainte limite moyenne plus élevée (178 MPa contre 153 MPa).

Cette dissymétrie des propriétés mécaniques a également été remarquée par les mêmes auteurs lors des essais de traction, mais avec des valeurs supérieures pour le côté droit.

Les valeurs des contraintes à rupture en compression de l'os compact crânien sont supérieures par rapport à celle données par les essais de traction cités ci-dessus [EVA57] [MEL70] [MCE70] [WOO71].

1.4.33 Caractérisation de l'os crânien à l'échelle globale

1.4.331 Traction

La structure osseuse crânienne complète a été testée en traction par McElhaney et al. [MCE70], pour des échantillons d'os pariétaux, frontaux et occipitaux embaumés et non-embaumés. Le module d'élasticité en traction E obtenu pour l'os crânien est égal à 5377 MPa, et la contrainte limite en traction est $\sigma_{\max} = 43$ MPa.

Schueler et al. [SCHU94] réalisent le même type d'essais, sur des éprouvettes d'os pariétal frais (mais conservés par congélation) et obtiennent une contrainte limite moyenne $\sigma_{\max} = 4,9$ MPa. La différence entre cette valeur et celle donnée par McElhaney est trop importante pour être attribuée à la variabilité inter-individu mais peut être expliquée par l'influence du mode de conservation.

1.4.332 Compression

Dans leur étude sur les propriétés de l'os du crâne humain citée précédemment, McElhaney et al. [MCE70] réalisent également des essais de compression tri-axiale. Le module d'élasticité obtenu pour la compression tangentielle est $E_t = 5584$ MPa, tandis que le module radial est $E_r = 2413$ MPa. Le coefficient de Poisson radial ν_r et tangentiel ν_t est égal à respectivement 0,19 et 0,22. La contrainte à rupture radiale est $\sigma_{\max} = 73,7$ MPa, tandis que la contrainte limite tangentielle est $\sigma_{\max} = 96,6$ MPa. Les déformations limites ε_{\max} sont également données, elles sont égales à 0,097 (radiale) et 0,051 (tangentielle). On note que la valeur du module d'élasticité en compression tangentielle est identique à celle obtenue par les mêmes auteurs en traction.

Le même type d'étude est mené par Barber et al. [BAR70], sur 243 échantillons d'os occipital, pariétal, et frontal, prélevés sur un même sujet masculin embaumé. Le module d'élasticité en compression radiale de l'os frontal est $E_r = 545 \pm 66$ MPa, celui de l'os pariétal est $E_r = 718 \pm 55$ MPa et celui de l'os occipital est $E_r = 737 \pm 97$ MPa. Ces trois valeurs sont très inférieures à celles données ci-dessus par McElhaney [MCE70], sachant que les échantillons testés par Barber proviennent d'un seul individu, contrairement à l'étude de McElhaney.

Les résultats montrent que l'échantillon est endommagé en deux temps : lors de l'effondrement de l'os spongieux puis lors de la rupture de l'os compact. Les deux contraintes limites, mesurées pour ces deux étapes sont :

- Pour l'os frontal, $(\sigma_{\max})_1 = 50,7 \pm 5,39$ MPa et $(\sigma_{\max})_2 = 113,7 \pm 6,7$ MPa.
- Pour l'os pariétal, $(\sigma_{\max})_1 = 75,6 \pm 3,2$ MPa et $(\sigma_{\max})_2 = 116,6 \pm 4,2$ MPa.
- Pour l'os occipital, $(\sigma_{\max})_1 = 80,3 \pm 9$ MPa et $(\sigma_{\max})_2 = 94,4 \pm 9,2$ MPa.

On constate que les valeurs sont différentes suivant la région de prélèvement et que la première limite à rupture correspond aux valeurs données par Mc Elhaney en compression radiale ($\sigma_{\max} = 73,3$ MPa) [MCE70]. Les auteurs notent que plus la région de prélèvement s'éloigne de la suture, plus la contrainte limite augmente.

Plus récemment, Schueler et al. [SCHU94] effectuent également des essais de compression sur des échantillons d'os crânien frais mais conservés par congélation. Le module d'élasticité moyen en compression radiale obtenu pour ces essais est $E_r = 310,38$ MPa (55,6 à 750,28 MPa), et

la contrainte limite moyenne est $\sigma_{\max} = 130$ MPa (54 à 204,4 MPa). La valeur moyenne du module d'élasticité obtenue est inférieure à celle donnée par les deux précédents auteurs [MCE70], [BAR70], tandis que la contrainte limite moyenne est supérieure. La variabilité inter individus et l'influence du mode de conservation peuvent expliquer ces différences.

1.4.333 Flexion

Hubbard mène en 1971 [HUB71] une étude en flexion 3 points de la structure osseuse crânienne portant sur 8 échantillons prélevés dans les régions pariétales de 4 sujets embaumés. Le module d'élasticité E obtenu lors de ces essais est compris entre 7791 et 15306 MPa, ce qui est supérieur à celui donné par McElhaney pour le même matériau en traction ainsi qu'en compression tangentielle. Hubbard donne également un module de cisaillement G compris entre 148 et 744 MPa.

Plus récemment, Dellile [DEL02] a réalisé des essais de flexion de type poutre console. Les prélèvements ont été réalisés sur 12 crânes embaumés, dans la région frontale et pariétale, avec une orientation choisie égale à 0° , 45° et 90° par rapport au plan sagittal. Les différents résultats qui suivent sont obtenus à l'aide d'une méthode d'identification, celle-ci étant basée sur une modélisation par éléments finis. Cette méthode permet de s'affranchir des problèmes liés à la géométrie relativement irrégulière des échantillons. Le module d'élasticité moyen obtenu par identification est $E = 3131$ MPa. Cette valeur est inférieure, mais proche, de celles données par McElhaney et al. [MCE70] en traction et en compression tangentielle.

L'auteur souligne l'influence de la minéralisation des échantillons sur les valeurs du module d'Young.

Par rapport à la localisation et à l'orientation des échantillons sur le crâne, il note que le module moyen des éprouvettes prélevées dans l'os frontal à 0° est supérieur ($E = 4000$ MPa).

Les résultats d'identification des propriétés plastiques donnent un module tangent moyen E' égal à 1789,7 MPa [400- 4200 MPa], une limite élastique moyenne σ_e comprise entre 2 et 1100 MPa, une déformation plastique moyenne ε_{pl} égale à 0,014 [0,0004- 0,055], et une déformation élastique moyenne ε_{el} égale à 0,02 [0,005- 0,065].

Jans et al. [JAN98] étudient la structure osseuse crânienne en flexion 3 points sur 6 éprouvettes osseuses prélevées sur des nouveaux-nés. Le module d'élasticité E obtenu est compris entre 1700 et 3300 MPa, valeur proche de celle obtenue par Dellile [DEL02]. La limite élastique σ_e obtenue est comprise entre 115 et 235 MPa.

1.4.34 Caractérisation des sutures

Les tests en compression radiale, menés par Barber et al. [BAR70], et cités dans le paragraphe précédent (cf. § 4.332), comprennent des éprouvettes prélevées sur la suture lambdoïde et la suture coronale. Le module d'élasticité moyen E , obtenu pour la région lambdoïde, est égal à 1345 ± 260 MPa, avec deux contraintes limites à rupture σ_{\max} égales à 91,4 et 85,6 MPa. La région coronale montre un module E égal à 481 ± 95 MPa et deux contraintes limites σ_{\max} égales à 54,3 et 96,8 MPa.

Hubbard et al. [HUB71], étudient de manière qualitative l'influence des sutures au moyen d'essais de flexion 3 et 4 points sur des éprouvettes embaumées et non-embaumées. Les échantillons sont prélevés sur les sutures lambdoïde et sagittale. Ils concluent que les échantillons comprenant une suture ont une déflexion légèrement plus importante que celle calculée analytiquement pour un matériau osseux, et que parmi ceux-ci, les échantillons embaumés ont les déflexions les plus importantes. Ils ajoutent que l'embaumement renforce les sutures car celles-ci sont alors plus résistantes (sur 9 échantillons embaumés 1 seul s'est rompu au niveau de la suture), mais que d'une manière générale, la suture est aussi résistante que le matériaux osseux.

De la même manière, Renzulli [REN90] établit une comparaison entre la suture et la structure osseuse mais à l'aide d'échantillons provenant de chèvres. Les éprouvettes, testées en flexion 3 et 4 points, sont prélevées au niveau de la suture inter-nasale, de la suture fronto-pariétale et de l'os frontal. L'influence de la vitesse de sollicitation et du degré d'interdigitation des sutures est observée. Les échantillons réellement étudiés sont ceux qui se sont rompus au niveau de la suture (65% du nombre total). Les contraintes à rupture augmentent avec le degré d'interdigitation et, de plus, elles augmentent d'autant plus vite lorsque la vitesse est moindre.

La contrainte limite moyenne des éprouvettes osseuses est $\sigma_{\max}=259$ MPa, tandis que celle obtenue pour les sutures, pour des vitesses élevées (9,7 mm/s), est 50% plus faible. Cependant, lorsque la vitesse est plus faible (0,8 mm/s), les contraintes limites sont alors équivalentes si le degré d'interdigitation est élevé. L'auteur note qu'il existe une corrélation entre l'absorption d'énergie et le degré d'interdigitation : les échantillons avec suture absorbent 16 % d'énergie de plus que l'os. Si le degré d'interdigitation est élevé, ce chiffre atteint 100%.

1.4.4 Synthèse

Le tableau 1.7 résume les valeurs des différentes propriétés mécaniques du crâne humain relevées dans la littérature.

On constate que, pour chaque étude, la dispersion des résultats est importante. Ceci s'explique tout d'abord par la variabilité inter-individus. D'autre part, la diversité structurelle de l'os crânien d'un même individu, dictée par le caractère alvéolaire de l'os spongieux, explique également ces dispersions.

Dans le cas de la caractérisation indépendante de l'os compact et de l'os spongieux, le tableau 1.7 montre que les valeurs moyennes et les intervalles des propriétés mécaniques, obtenues par les différents auteurs, sont relativement proches. Il faut tout de même noter que les valeurs données pour l'os spongieux sont essentiellement des contraintes limites et non des propriétés définissant le comportement élastique du matériau.

Les propriétés de la structure crânienne globale sont nettement plus disparates selon les études. D'une part, le nombre d'échantillons utilisés et leur provenance sont très variables, et d'autre part, selon les conditions aux limites durant l'essai, c'est un seul composant (cortical ou spongieux) qui peut être sollicité. Enfin, le mode de conservation est également un facteur influençant les résultats.

Il ressort de ces études expérimentales sur les propriétés mécaniques de l'os crânien que :

- ❑ En ce qui concerne l'os compact : le module d'élasticité est isotrope dans la direction tangente à la surface du crâne, ce qui n'est pas le cas de la contrainte limite [MEL70] [WOO71].
- ❑ Les propriétés de l'os spongieux sont fortement influencées par sa densité [MEL70], [DEL021].
- ❑ L'os crânien dans sa globalité et plus particulièrement l'os compact ont un comportement viscoélastique, mais ce n'est pas le cas pour l'os spongieux [MEL70] [WOO71].
- ❑ Les propriétés des sutures sont peu étudiées mais à priori pas foncièrement différentes de celles de l'os [HUB71], [BAR70], [REN90].
- ❑ Les auteurs sont partagés sur l'influence de la localisation des éprouvettes et de la symétrie des propriétés [WOO71], [EVA57], [BAR70], [DEL02].

Il faut noter que l'évolution des moyens informatiques permet de déterminer les propriétés mécaniques de l'os par identification des réponses expérimentales et des réponses numériques obtenues par la méthode des

éléments finis. Cette méthode permet alors de s'affranchir des problèmes liés à la géométrie complexe des échantillons d'os crânien et de déterminer les propriétés dans le domaine plastique du matériau [DEL02].

Caractérisation bi-matériaux (MPa)		σ_{\max} Compression	E Compression		σ_{\max} Traction	E Traction	E Flexion	τ_{\max} Cisaillement	G Cisaillement	
<i>Evans et al.</i> [EVA57]	Os compact	152			70,4					
	Os spongieux	25								
<i>Melvin et al.</i> [MEL70]	Os compact				69-96	12410-19994				
	Os spongieux	41,3	13,78					20,68		
<i>McElhaney et al.</i> [MCE70]	Os compact				79					
	Os spongieux							22	1379	
<i>Schueler et al.</i> [SCHU94]	Os spongieux							15		
<i>Wood</i> [WOO71]	Os compact				48-127	10342-22063				
Caractérisation globale (MPa)		σ_{\max} Compression		E Compression		σ_{\max} Traction	E Traction	E Flexion	τ_{\max} Cisaillement	G Cisaillement
		<i>Tang</i> ¹	<i>Rad</i> ²	<i>Tang</i> ¹	<i>Rad</i> ²					
<i>McElhaney et al. [MCE70]</i>		96,6	73,7	5584	2413	43	5377			
<i>Schueler et al. [SCHU94]</i>			130		311	4,9				
<i>Barber et al. [BAR70]</i>			50-80		545-737					
<i>Hubbard [HUB71]</i>								7791-15306		148-744
<i>Delille [DEL02]</i>								3779		

¹ Direction tangentielle par rapport à la surface du crâne

² Direction radiale par rapport à la surface du crâne

Tableau 1.7 Synthèse bibliographique des propriétés mécaniques de l'os du crâne humain

1.5 Modèles en éléments finis de la tête humaine

1.5.1 Principe et intérêt

La méthode des éléments finis permet d'obtenir une approximation des solutions d'équations d'équilibre de corps solides déformables soumis à des sollicitations d'origines diverses. Les quantités mécaniques (déplacements, déformations, contraintes) liées à l'équilibre des solides et satisfaisant aux lois de la physique sont ainsi calculées en certains points du solide modélisé.

Cette méthode consiste à discrétiser des structures continues : la structure est découpée en un nombre fini N de sous ensembles, de forme géométrique simple, appelés éléments (cf. Figure 1.26). Les sommets de ces éléments sont appelés nœuds, ils assurent la connexion entre les éléments. L'ensemble est alors nommé maillage. Les calculs mathématiques sont effectués uniquement sur les nœuds. Après avoir calculé l'équilibre de chaque élément, l'équilibre global du solide, sous un chargement donné, est approché en sommant les contributions de chaque élément et en tenant compte des conditions aux limites.

Les étapes nécessaires à la modélisation en éléments finis d'une structure donnée sont :

- l'acquisition sous un format numérique des données géométriques de la structure (contours, volume, surfaces...),
- le maillage de la structure (réalisé à l'aide de logiciels de maillage),
- l'intégration des propriétés physiques de la structure (caractéristiques mécaniques, densité),
- l'entrée des forces extérieures agissant sur la structure (chargement, efforts de réaction...) appelées conditions aux limites,
- la simulation numérique de la sollicitation à l'aide d'un code de calcul implémenté.

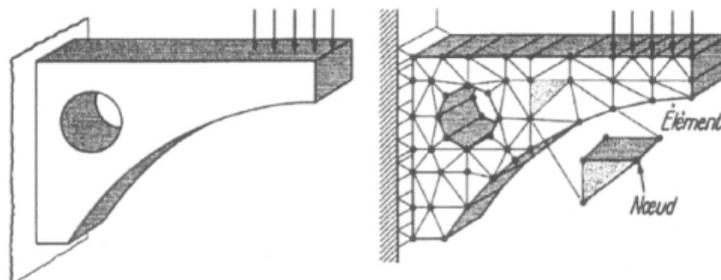


Figure 1.26 Illustration de la méthode des éléments finis sur une poutre chargée.

La modélisation par éléments finis présente deux principaux avantages. Tout d'abord, de multiples informations (déplacements, déformations, contraintes) peuvent ainsi être obtenues en tous points de la structure. Toutes ces données, impossibles à recueillir simultanément lors d'expérimentations, permettent de déterminer des critères de blessures plus fiables, utilisant des paramètres comme une contrainte ou une déformation limite (cf. §2.4). D'autre part, la simulation numérique permet de réaliser une infinité de sollicitations virtuelles et ainsi de faire varier tous les paramètres influant sur les résultats. Ces essais virtuels offrent donc une alternative aux expérimentations sur sujets anatomiques, qui, quoique nécessaires à la validation d'un modèle, sont coûteuses et non reproductibles.

1.5.2 Présentation des modèles en éléments finis de la tête

Seuls les modèles tridimensionnels sont présentés dans cette revue bibliographique. Les différents types de maillages sont différenciés par leur domaine d'application : la biomécanique des chocs et l'assistance pré opératoire.

Dans chacune de ces deux catégories, les modèles, ainsi que les méthodes de reconstruction, sont présentés par auteurs, et classés par ordre chronologique. Concernant la biomécanique des chocs, deux de ces modèles [WIL99] [TAK03] ont été cités dans le paragraphe 2.4, car ils permettent de définir des critères de blessure du crâne et de son contenu.

Après cette présentation, une synthèse des méthodes de reconstruction et de maillage employées est donnée, suivie de la synthèse des propriétés mécaniques affectées à ces modèles (cf. Tableau 1.8).

1.5.21 Géométrie et maillage

1.5.211 Les modèles appliqués à la biomécanique des chocs

- Le modèle développé par Shugar [SHU75] utilise une géométrie basée sur des mesures relevées sur un crâne sec.

Le maillage, réalisé en éléments volumiques (cf. Figure 1.27), comporte le crâne, la face, le cerveau, la tente, la faux et l'espace subarachnoïdien. La variabilité de l'épaisseur du crâne est prise en compte, ainsi que sa structure sandwich : les tables interne et externe ont chacune une épaisseur égale à $\frac{1}{4}$ de l'épaisseur totale.

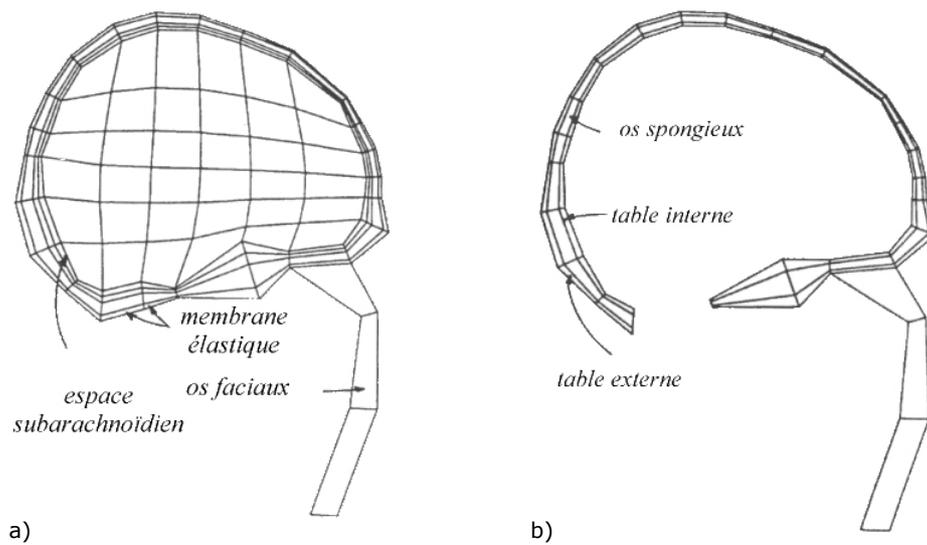


Figure 1.27 Modèle en éléments finis de la tête réalisé par Shugar [SHU75]
 a. Modèle complet : coupe latérale.
 b. Maillage du crâne : coupe latérale.

- Le modèle réalisé par Dimasi [DIM91] intègre le cerveau, la faux, la dure-mère, et le crâne. La source des données géométriques n'est pas précisée. Ces tissus sont tous maillés en éléments briques (cf. Figure 1.28). Le même maillage est ensuite utilisé par Bandak [BAN94].

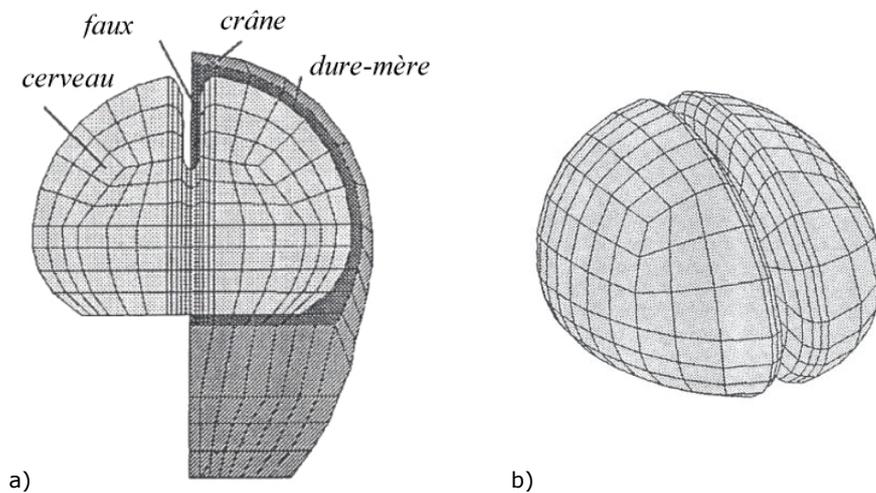


Figure 1.28 Modèle en éléments finis de la tête réalisé par Dimasi [DIM91]
 a. Modèle complet : coupe frontale.
 b. Maillage du cerveau.

- Le modèle développé par Ruan [RUA93] s'appuie sur une géométrie inspirée de celle de Shugar, relevée sur crâne sec [SHU75].

Ce modèle comprend le crâne (os compact et os spongieux), le cerveau, le fluide cérébro-spinal, la peau, la dure-mère et la faux. Le modèle ainsi finalisé compte 7351 éléments et 6080 nœuds. Le cerveau, le crâne (constitué de 3 couches) et le CSF sont maillés en éléments briques (solides à 8 nœuds), tandis que le reste est maillé en éléments plaques. Le modèle est validé à l'aide des essais réalisés par Nahum et al. (1977) [RUA93].

Ce même modèle est ensuite modifié par Zhou [ZHO95] (cf. Figure 1.29) qui améliore la modélisation du contenu intracrânien : le maillage du cerveau est densifié (nombre d'éléments multiplié par 5) et des tissus cérébraux sont ajoutés (matière grise, matière blanche, cervelet, tronc cérébral, ventricules, pie-mère, veines). La géométrie de ces nouveaux éléments s'appuie sur un atlas et des coupes anatomiques, sur lesquelles sont digitalisés les contours.

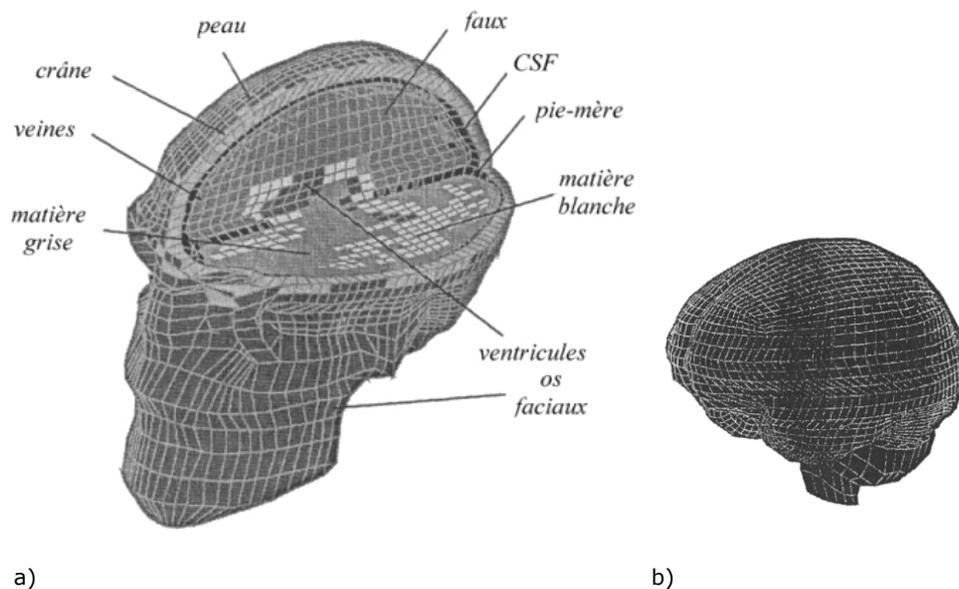


Figure 1.29 Modèle en éléments finis de la tête modifié par Zhou [ZHO95]

a. Maillage complet de la tête.

b. Maillage du cerveau.

Le maillage ainsi amélioré compte 22995 éléments et 17656 nœuds. Le crâne, considéré comme homogène, les constituants du cerveau (matière grise, matière blanche, cervelet, tronc cérébral, ventricules), et le

CSF sont maillés en éléments briques. La peau (épaisseur égale à 6mm), la dure-mère, la pie-mère, la faux, la tente et la face sont maillées en éléments plaques. Des éléments câbles (1D en tension) modélisent les veines.

La masse totale de la tête est égale à 4,37 kg, celle du cerveau est égale à 1,41 kg. La validation du modèle est basée sur les essais réalisés par Nahum [NAH77] et ceux réalisés par Abel et al en 1978 (tests sur animaux).

Ce même modèle a enfin été modifié par Newman [NEW99] : il compte 37040 éléments et 28754 nœuds. La masse totale du modèle est égale à 4.22 kg, dont 1.45 kg pour le cerveau.

- Deux modèles ont été développés par Krabbel. Le modèle le plus ancien, réalisé en 1995, ne comprend que la structure osseuse crâniofaciale [KRA95] (cf. Figure 1.30). La géométrie a été reconstruite sur la base d'images scanner, avec un pas de 5 mm. Le maillage, constitué de 1342 solides (éléments à 4, 6 et 8 nœuds) et 2874 nœuds, a été réalisé à l'aide du mailleur PEGAM. Le modèle est validé par des essais réalisés par Kallieris (Kallieris et al., 1994).

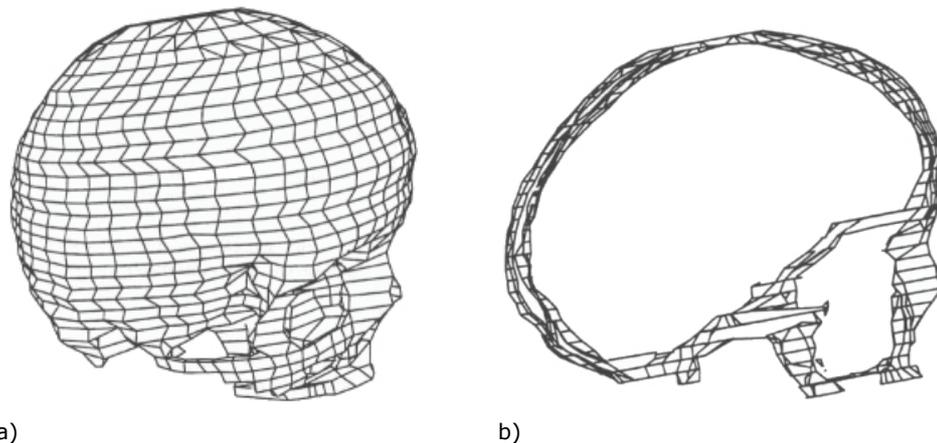


Figure 1.30 Modèle en élément finis du crâne et de la face développé par Krabbel en 1995 [KRA95]

a. Vue latérale.

b. Vue latérale, en coupe médiane.

Le modèle plus récent [KRA00] a été réalisé à partir de coupes scanner issues de la base de données « visible human project » (cf. Figure 1.31). Il comprend le crâne, la face et le cerveau. Le maillage, construit de manière automatique en éléments solides (8 nœuds), compte 13962 éléments pour le crâne et la face, ainsi que 9273 éléments pour le cerveau.

Les propriétés mécaniques ne sont pas précisées mais la loi de comportement est élastique linéaire pour le crâne et viscoélastique pour le cerveau. Le modèle est validé par des essais réalisés par Kallieris (Kallieris et al., 1994) [KRA00].

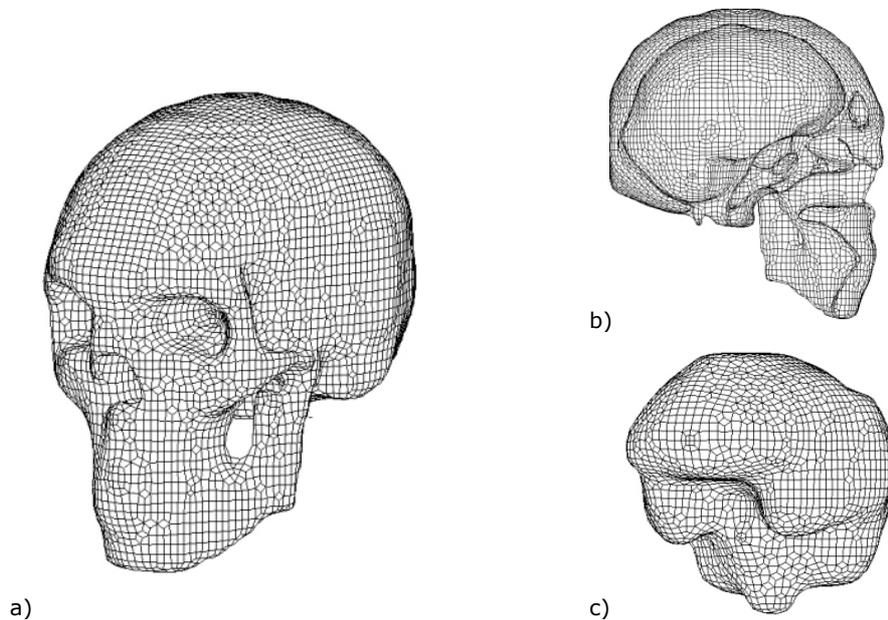


Figure 1.31 Modèle en éléments finis de la tête développé par Krabbel en 2000 [KRA00]

- a. Modèle complet.
- b. Vue latérale du crâne, en coupe médiane.
- c. Maillage du cerveau.

- Le modèle élaboré par Claessens [CLA97] se base sur la géométrie (images scanner et IRM) de la base de données « visible human dataset ». Les surfaces délimitant les différents tissus permettent de construire des éléments volumiques par une méthode de projection. Le maillage ainsi obtenu compte 12126 éléments hexaédriques et tétraédriques, représentant le crâne, la face, la tente, la faux, le cerveau, le cervelet, le tronc cérébral (cf. Figure 1.32). Aucun mouvement, entre les structures de la tête, n'a été autorisé. La validation de ce modèle est réalisée sur la base des essais effectués par Nahum et al. (1977) [CLA97].

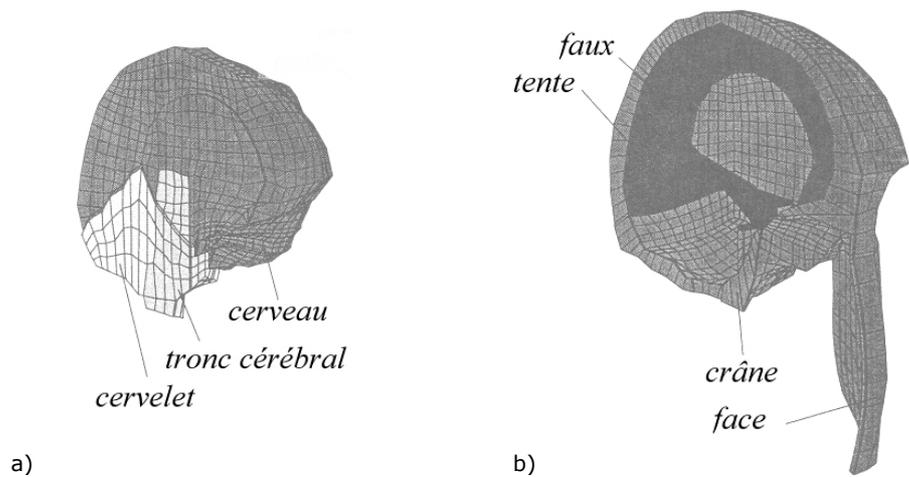


Figure 1.32 Modèle en éléments finis de la tête développé par Claessens [CLA97]

- a. Contenu intracrânien : coupe sagittale.
- b. Boîte crânienne : coupe sagittale

- Le modèle développé à l'Université Louis Pasteur par l'équipe de Willinger [KAN97][WIL99] s'appuie sur la géométrie d'un crâne sec, dont les contours internes et externes ont été digitalisés à l'aide d'un bras de mesure 3D (cf. Figure 1.33).

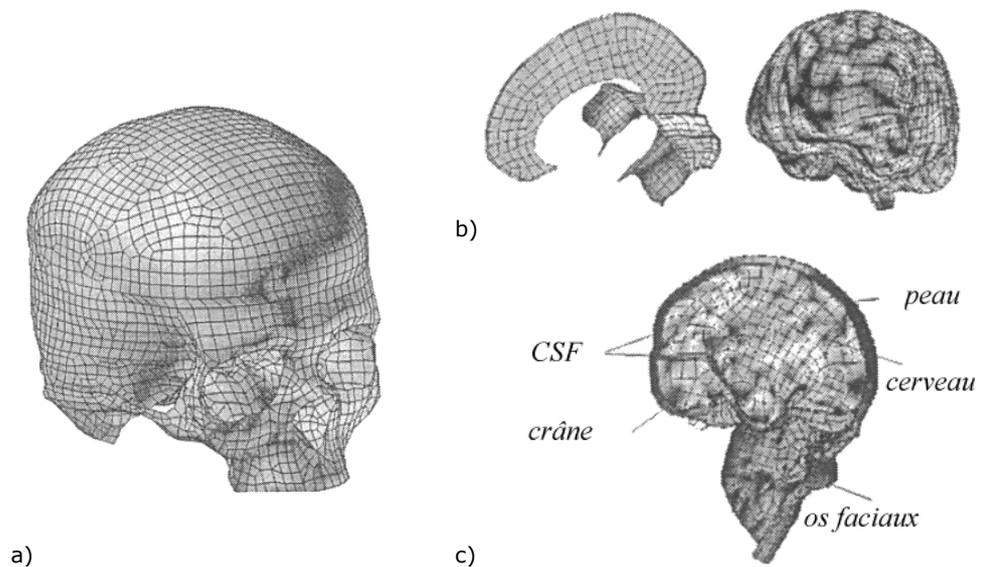


Figure 1.33 Modèle en éléments finis de la tête de l'Université Louis Pasteur [WIL99]

- a. Modèle complet.
- b. Le contenu intracrânien.
- c. Le crâne.

Il est composé du crâne, des os faciaux, du cerveau, de la peau, de l'espace sub-arachnoïdien, et des membranes de la tente et de la faux. Ceci représente un total de 11939 nœuds et 13208 éléments : 2813 éléments plaques (crâne et membranes de la tente et de la faux) et 10395 éléments briques. La masse totale du modèle est égale à 4,77 kg.

Le modèle est validé à l'aide des essais réalisés par Nahum et al. (1977), Yoganandan et al. (1994), et Trosseille et al. (1992) [KAN97][WIL99].

- Le modèle développé par Camacho [CAM97] représente la tête et le cou. La géométrie de la tête s'appuie sur des images scanner issues de la base de données « visible human project ». Les contours externes du crâne sont repérés et la surface basée sur ces contours est maillée en éléments plaques (cf. Figure 1.34). Le modèle compte 1313 nœuds, 639 éléments plaques rigides (4 nœuds), 448 éléments plaques déformables (4 nœuds), 25 ressorts et 25 amortisseurs (cou).

Le contenu intracrânien n'est pas modélisé : une masse ajoutée de 1,59 kg, avec un système ressort-amortisseur, est assignée au centre de gravité. La face est modélisée en éléments rigides, avec une masse ajoutée de 4,38 kg. Le modèle est validé à l'aide des essais réalisés par Nightingale et al. [NIG95].



Figure 1.34 Modèle en éléments finis de la tête réalisé par Camacho [CAM97]

- Le modèle en éléments finis de la tête appartenant au modèle de corps entier H-Model [CHO01] s'appuie sur la géométrie des bases de données « visible human project » et « View point datalab ». Ce modèle tête-cou comprend le crâne, le contenu intracrânien, le tronc cérébral, les vertèbres

et les muscles du cou (cf. Figure 1.35). Le crâne et le cerveau sont modélisés en éléments solides. La validation est réalisée sur la base des essais de Nahum et al. (1977) [CHO01].

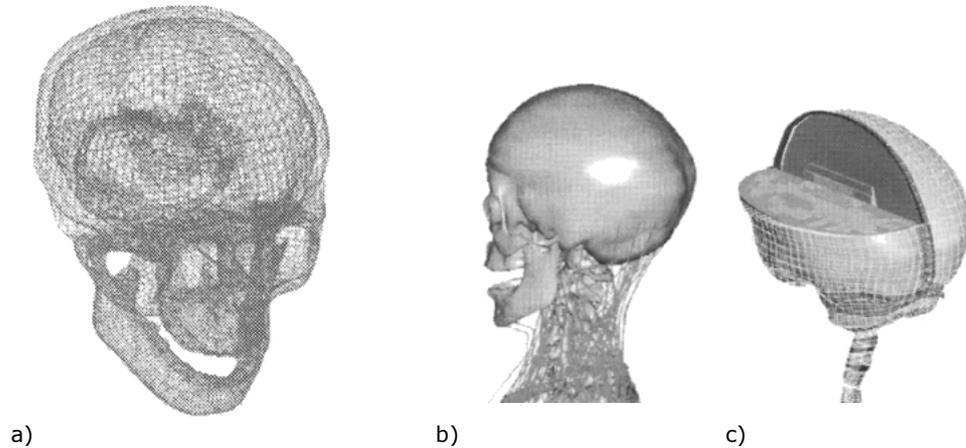


Figure 1.35 Modèle en éléments finis tête-cou :H-Model [CHO01]

- a. Maillage du crâne.
- b. Modèle tête-cou complet.
- c. Maillage du cerveau et du tronc cérébral.

- Le modèle développé par Kleiven [KLE02] s’appuie sur des images scanner, IRM, et des photos de coupes sériées obtenues par « human visible database » (cf. Figure 1.36). La construction des surfaces délimitant les différents matériaux permet de réaliser le maillage, avec une mesure de l’épaisseur réelle du crâne.

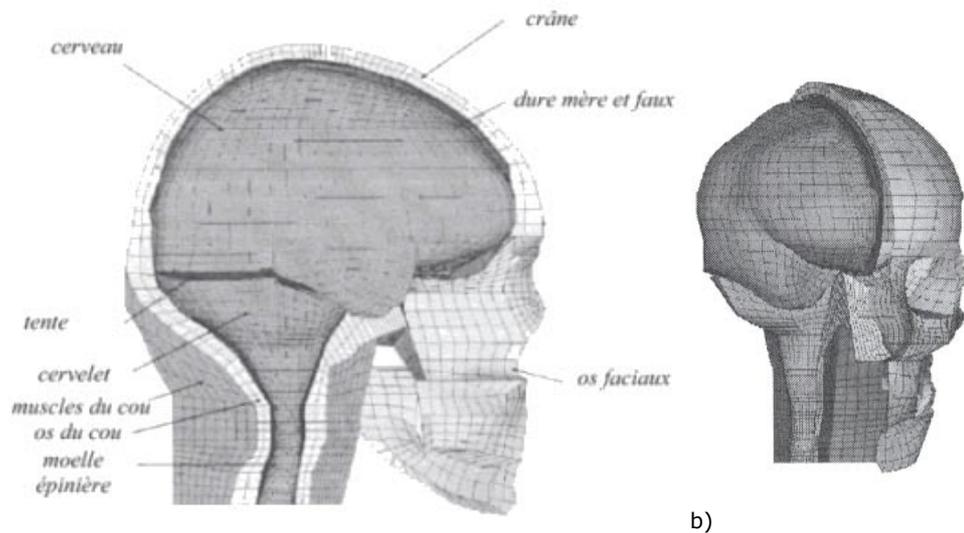


Figure 1.36 Modèle en éléments finis de la tête développé par Kleiven [KLE02]

- a. Description du modèle complet : coupe sagittale.
- b. Contenu intracrânien.

L'os compact, les os de la face, ainsi que la peau sont maillés en éléments plaques à 4 nœuds. L'os spongieux, le cerveau, le cervelet et la moelle épinière sont maillés en éléments briques à 8 nœuds. Les autres tissus sont constitués d'éléments membranes à 4 nœuds. La validation est réalisée sur la base des essais de Nahum et al. (1977) [KLE02].

- Le modèle SIMon (cf. Figure 1.37)[TAK03] représente la tête d'un homme de taille moyenne (50^e percentile).

La modélisation, comptant 5876 éléments solides (briques 8 nœuds), intègre les structures suivantes : crâne, dure mère, cerveau, faux, veines (76 éléments poutres). La masse totale du modèle est égale à 4,77 kg (1,36 kg pour le cerveau et 2,91 kg pour le crâne). Le contact entre les différents composants est de type « tie break », c'est à dire que les surfaces sont liées jusqu'à ce que les contraintes atteignent une valeur limite au-delà de laquelle le contact devient libre.

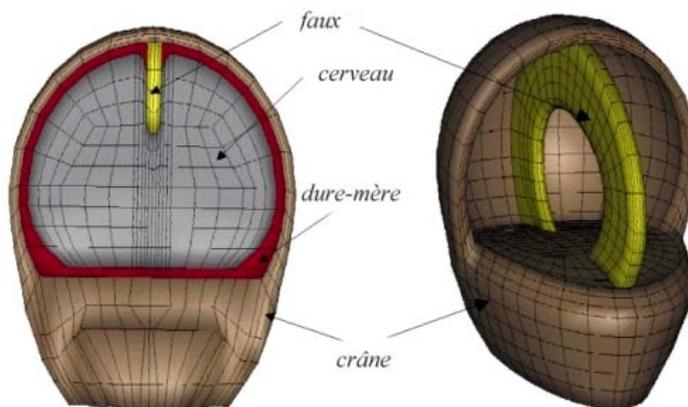


Figure 1.37 Modèle en éléments finis SIMon représentant la tête humaine [TAK03]

- Le modèle de structure cranio-faciale osseuse élaboré par Bidal [BID03] et Dellile [DEL02] est basé sur des coupes IRM de tête. Un logiciel, développé par Bidal, permet la reconnaissance automatique des contours internes et externes de la structure osseuse puis le maillage automatique de la surface externe [BID03]. Finalement, le modèle comprend 24862 éléments quadrangles (cf. Figure 1.38). Les épaisseurs des os pariétal et frontal sont différenciées [DEL02].



Figure 1.38 Modèle en éléments finis du crâne et de la face réalisé par Dellile et Bidal [DEL02] [BID03]

1.5.212 Les modèles appliqués à l'assistance pré opératoire

- Le modèle développé par Tanne [TAN89] [TAN95] repose sur la géométrie d'un crâne sec prélevé sur un jeune sujet. La pièce est découpée avec un pas de 1 cm selon un plan parallèle au plan de Francfort (cf. §1.1), puis les sections sont photographiées et les nœuds du maillage sont repérés sur les contours osseux.

Ce modèle représente le crâne et la face, sans la mandibule. Le maillage est réalisé en éléments solides et différencie l'os cortical et l'os spongieux. Il est constitué de 1776 éléments et 2918 nœuds (cf. Figure 1.39).

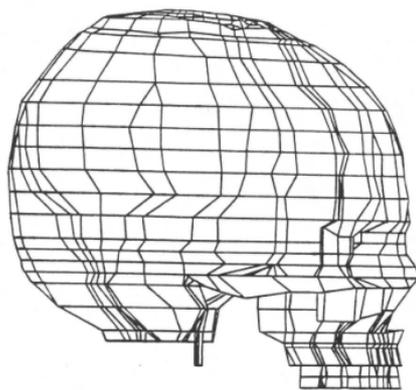


Figure 1.39 Modèle en éléments finis du crâne développé par Tanne [TAN89]

- Le modèle réalisé par Jinushi [JIN97] est basé sur un relevé de points effectué sur la partie gauche d'un crâne sec. Le maillage du crâne et de la face, comptant 1207 éléments solides, comprend 11 os séparés par les sutures et les synchondroses (cf. Figure 1.40). L'os cortical et l'os spongieux sont différenciés.

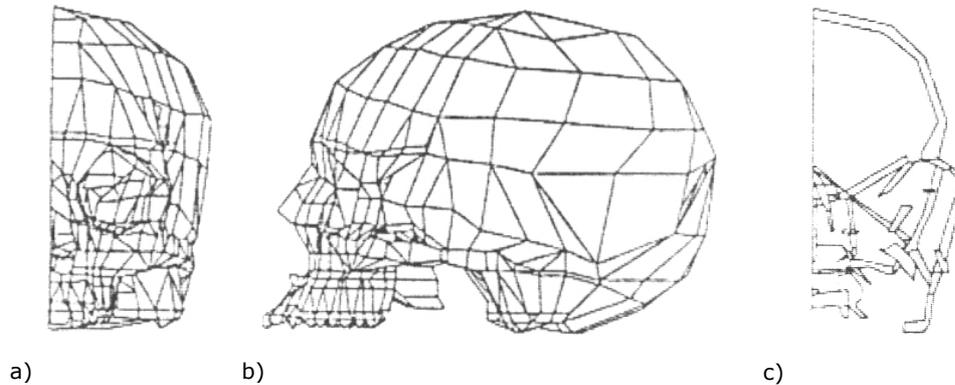


Figure 1.40 Modèle en éléments finis du crâne développé par Jinushi [JIN97]
 a. Modèle en coupe sagittale : vue antérieure.
 b. Modèle complet : vue latérale.
 c. Sutures et synchondroses en coupe sagittale : vue antérieure.

- Le modèle réalisé par Remmler [REM98] représente la partie crânienne supérieure de la tête, dans le but de simuler l'effet d'un appareil de distraction pour le traitement des déformations du crâne.

Le volume de la structure crânienne, basé sur des images scanner, est maillé en éléments solides à l'aide du logiciel I-deas® : il compte 2894 tétraèdres paraboliques qui forment une couche d'éléments, et 5684 nœuds (cf. Figure 1.41). Le modèle est validé par des résultats de déformations obtenus expérimentalement [REM98].

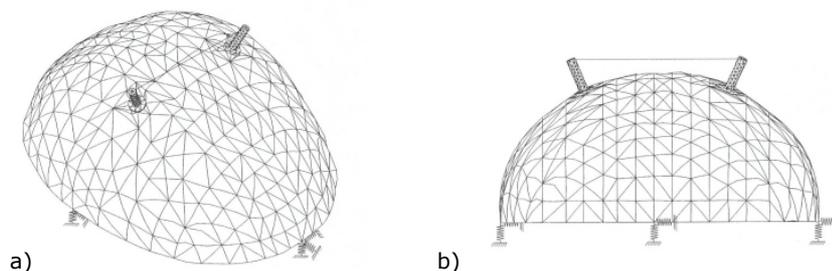


Figure 1.41 Modèle en éléments finis de la calotte crânienne développé par Remmler [REM98]
 a. Vue supérieure.
 b. Vue antérieure.

- Le modèle élaboré par Iseri [ISE98] est basé sur la géométrie du crâne d'un jeune garçon de 12 ans. Des images scanner du sujet ont été réalisées avec un pas de 5 mm, selon un plan perpendiculaire au plan orbito-mental. Le contour du crâne est alors maillé en éléments plaques à 4 nœuds et 3 nœuds (cf. Figure 1.42) : le maillage compte 2349 éléments dont l'épaisseur est variable, et 2147 nœuds.

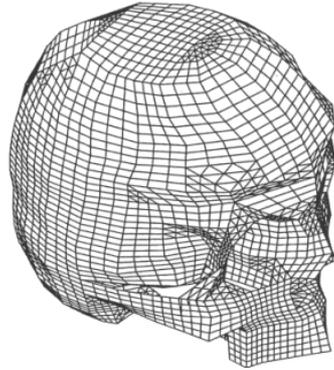


Figure 1.42 Modèle en éléments finis du crâne développé par Iseri [ISE98]

- Le modèle réalisé par Lapeer [LAP01] est le maillage d'un crâne de fœtus (cf. Figure 1.43). La géométrie, reconstruite à l'aide d'un scanner laser, est acquise sur une réplique commercialisée d'un crâne de fœtus humain. La surface réalisée à partir des points repérés est maillée en éléments plaques triangulaires. La fontanelle ainsi que les sutures sont modélisées.



Figure 1.43 Modèle en éléments finis du crâne développé par Lapeer [LAP01]

- Le modèle en éléments finis de la tête humaine développé par Hartmann [HAR01] s'appuie sur des images scanner dont la résolution spatiale est égale à 0,5 mm.

Le maillage de l'ensemble de la tête est réalisé automatiquement en éléments solides hexaédriques et tétraédriques, avec une résolution définie. Le code utilisé (HEAD FEM®) permet de réaliser des simulations statiques linéaires.

1.5.213 Synthèse des méthodes de reconstruction et de maillage

1.5.2131 Acquisition des données géométriques

Les méthodes d'acquisition de la géométrie de la tête et de la face, employées par les différents auteurs, sont les suivantes :

- le relevé de points sur crâne sec à l'aide de dispositifs de digitalisation [SHU75] [WIL99] [TAN95] [JIN97] [LAP01]. Cette méthode présente un inconvénient majeur : le dispositif de mesure ne peut atteindre la surface interne d'un objet fermé. C'est pourtant la spécificité géométrique de la boîte crânienne et de la face. La surface interne du crâne ne peut donc pas être digitalisée à moins de découper la calotte crânienne. De même, la face, constituée de nombreuses cavités, ne peut donc pas être fidèlement reconstruite en utilisant cette méthode.
- les images scanner, obtenues à l'aide de bases de données telles que Visible Human Project [KRA00] [CLA97] [CAM97] [CHO01] [KLE02], ou bien à partir d'une pièce anatomique propre à l'étude [KRA95] [REM98] [ISE98] [HAR01]. Un moyen d'imagerie comme le scanner permet de visualiser la totalité de la structure de la face et du crâne. La précision de la reconstruction géométrique obtenue est dictée par le pas de coupe choisi ainsi que la résolution des images scanner. Ces paramètres dépendent du matériel radiologique utilisé et de la taille de la pièce anatomique.

1.5.2132 Reconstruction et maillage

A partir des deux types de données géométriques décrites ci-dessus, on peut distinguer deux méthodes de reconstruction et de maillage : la première méthode est directe mais autorise seulement l'utilisation d'éléments volumiques, tandis que la deuxième se base sur une modélisation géométrique préalable.

Méthode directe

La méthode directe consiste à remplacer les voxels constituant le volume, formé par les images scanner ou IRM, de la structure à mailler par des éléments briques [HAR01]. Le maillage d'une structure de géométrie complexe peut ainsi être facilement obtenu mais cette méthode directe présente deux inconvénients majeurs qui sont :

- ❑ l'irrégularité surfacique du maillage obtenu, car la transformation des voxels en éléments solides donne un profil en escalier,
- ❑ la densité de maillage constante dans toute la structure, conditionnée par la résolution des images. Ainsi, le nombre d'éléments briques peut être prohibitif ou bien ne pas suffire à modéliser des structures de type plaque ou poutre correctement.

Méthodes nécessitant une reconstruction géométrique

Ces méthodes se basent sur un ensemble de points ou de contours relevés par digitalisation sur un crâne physique, ou bien sur les images médicales :

- ❑ lorsque les points ou contours sont relevés par digitalisation sur un crâne physique, la géométrie de zones complexes et profondes ne peut pas être obtenue [WIL99][LAP01], et le modèle géométrique est relativement grossier si peu de points sont relevés [SHU75] [TAN95] [ZHO95] [CAM97] [JIN97].
- ❑ lorsque les contours de la tête sont obtenus à partir de l'imagerie médicale, la plupart des auteurs utilisent des outils de reconstruction surfacique plus ou moins automatisés pour obtenir les surfaces internes et externes du crâne [CLA97] [REM98] [KRA00] [CHO01] [KLE02] [BID03].

Les stratégies de maillages de la tête à partir de ces informations sont diverses. Les maillages peuvent comprendre des éléments volumiques : hexaédriques ou tétraédriques [SHU75] [DIM91] [KRA95] [TAN95] [ZHO95] [CLA97] [JIN97] [KRA00] [CHO01] [KLE02] [TAK03] [BID03]. Cependant, certains de ces maillages présentent une densité d'éléments trop faible qui ne permet pas d'assurer une bonne représentation de la structure de type plaque de la calvaria [SHU75] [DIM91] [TAN95]. Par ailleurs, les éléments tétraédriques ne conviennent pas pour des simulations en dynamique, l'utilisation de ce type d'éléments limite donc les applications du modèle développé [REM98]. Enfin, un maillage en éléments briques très dense peut présenter un temps de calcul explicite important, le pas de temps étant conditionné dans ce cas par la taille caractéristique des éléments.

D'autres maillages sont partiellement ou totalement construits en éléments plaques [CAM97] [WIL99] [ISE98] [LAP01]. Ces maillages peuvent être de densité adaptée à la complexité de la géométrie. Cependant, ils ne représentent correctement l'épaisseur de la structure que celle-ci est mesurée par ailleurs. Les maillages réalisés par Willinger et al. et Camacho et al. ont une épaisseur constante [CAM97] [WIL99] tandis que celui réalisé par Iseri et al. possède une épaisseur réelle variable [ISE98]. De plus, la construction du maillage sur le contour interne ou externe n'est géométriquement pas parfait puisque les éléments plaques modélisent la surface moyenne de la structure.

1.5.22 Les propriétés mécaniques attribuées aux modèles EF du crâne et de la face

Les propriétés mécaniques du crâne et de la face, relevées lors de l'étude bibliographique sur les modèles en éléments finis, sont présentées dans le tableau 1.8. On relève deux types de modélisation de l'os du crâne :

- la modélisation homogène où l'os est considéré comme matériau unique. Ce matériau unique est alors élastique isotrope [REM98] [ZHOU95] [CLA97], élastique anisotrope [LAP01], ou bien viscoélastique [CAM97].
- la modélisation composite, où l'os spongieux et l'os compact sont différenciés. Les deux matériaux sont alors considérés comme élastiques isotropes [SHU75] [RUA93] [CHO01], avec éventuellement une modélisation de la rupture [WIL99]. Il faut noter que ce type de modélisation est basée soit sur une épaisseur d'os cortical et d'os spongieux constante [WIL99], soit sur une épaisseur variable mais utilisant une proportion constante [SHU75], ce qui n'est qu'une schématisation du caractère variable du matériau osseux.

On constate que les propriétés de la face sont choisies comme étant élastiques, homogènes et isotropes. Elles sont souvent différentes de celles du crâne mais les valeurs choisies ne sont pas appuyées par des études expérimentales. Cela s'explique par le type d'application de ces modèles qui est la simulation des blessures intracrâniennes : les modèles sont donc optimisés principalement pour la boîte crânienne.

Pour un même modèle de comportement choisi, les propriétés mécaniques affectées aux matériaux sont très diverses (cf. Tableau 1.8). Cette observation reflète la disparité des propriétés déterminées expérimentalement pour ces mêmes matériaux (cf. Tableau 1.7).

Auteurs	Crâne										Face	
	Source	Homogène			Composite							
					Os spongieux			Os cortical				
		E (MPa)	ν	Autre	E (MPa)	ν	Autre (MPa)	E (MPa)	ν	Autre (MPa)	E (MPa)	ν
<i>Shugar et al.</i> [SHU75]				1380	0,25		13800	0,25				
<i>Ruan et al.</i> [RUA93]				1904	0,22		4088	0,22				
<i>Zhou et al.</i> [ZHO95]	Hubbard [HUB71]	2665	0,22							5540	0,22	
<i>Claessens</i> [CLA97]		6500	0,22							6500	0,22	
<i>Willinger et al.</i> [WIL99]	Wood [WOO71]			4600	0,05	UTS=35 UCS=28	15000	0,21	UTS=90 UCS=145	5000	0,23	
<i>Camacho et al.</i> [CAM97]	McElhaney [MCE70]	5580	0,34	$G_0=8200$ MPa $G_\infty=2290$ MPa $\beta=1591$ sec ⁻¹								
<i>Choi et al.</i> [CHO01]				113	0,22		7300	0,22		7300	0,22	
<i>Kleiven et al.</i> [KLE02]	McElhaney [MCE70]			1000	0,24		15000	0,22				
<i>Remmler et al.</i> [REM98]		20685	0,22									
<i>Lapeer et al.</i> [LAP01]	Mc Pherson et al.	E1= 3860 E2= 965	0,22 0,05									
							<i>Crâne et face</i>					
<i>Tanne et al.</i> [TAN95]				13439	0,3		20306	0,3				
<i>Jinushi et al.</i> [JIN97]				5886	0,35		19620	0,15				

Tableau 1.8 Les propriétés mécaniques du crâne et de la face employées dans les modélisations en éléments finis

1.6 Conclusions de cette étude bibliographique

Le squelette osseux de la tête est un ensemble complexe formé d'os séparés par des sutures. Ces os sont constitués d'os cortical et d'os spongieux sous forme de matériau composite, mais certains os de la face sont constitués uniquement d'os cortical. La face et le crâne ont tous deux fait l'objet de systématisation biomécanique par les anatomistes : ils sont constitués d'arcs de renforcement et ont donc un rôle de structure protectrice. Ainsi la face abrite les organes des sens et le crâne abrite cet organe vital qu'est le cerveau.

Les fractures crâniofaciales observées dans les services hospitaliers sont principalement causées par des accidents de la voie publique, des chutes, des rixes et des activités sportives. Pour tout type d'accident, ces fractures concernent surtout le nez, le crâne, la mandibule et l'os zygomatic. Plus rarement on constate des fractures de l'orbite et du maxillaire. Si l'on s'intéresse aux AVP, accidents qui occasionnent les blessures les plus graves, on constate que celles touchant la tête sont alors la première cause de mortalité chez les victimes. Parmi les victimes non-décédées, la face est presque aussi souvent touchée que la tête, sauf pour les cyclistes, où la tendance s'inverse. Il faut retenir que si les blessures de la tête sont souvent graves, les lésions de la face, elles, sont essentiellement mineures, mais plutôt fréquentes.

Pourquoi s'intéresse-t-on à la modélisation de la face ? Contrairement à celles du cerveau, les lésions touchant la face ne sont pas fatales ; cependant, elles nécessitent de nombreux actes de chirurgie et laissent parfois des séquelles esthétiques invalidantes. Dans le domaine de la protection des usagers des transports, les limites de tolérance des os de la face ont souvent été étudiées expérimentalement. Les travaux de modélisation pour la prédiction des risques de blessures se concentrent essentiellement sur la prédiction des blessures du contenu intracrânien. Cependant, en cas de choc sur la face, l'appréciation correcte de la réponse mécanique de la boîte crânienne et de son contenu repose sur celle de la face. C'est pourquoi il est nécessaire de mieux simuler le comportement de la face, et cela en réalisant un modèle géométriquement biofidèle, ayant des propriétés mécaniques représentatives, et validé expérimentalement.

Parmi les moyens d'acquisition de la géométrie existants, l'imagerie médicale est le plus performant, si la résolution des images et le pas de coupe sont suffisants. Cependant, les méthodes de reconstruction et de maillage employées sont plus critiquables. Les maillages réalisés en

éléments volumiques comprennent trop d'éléments, possèdent parfois moins de trois éléments dans l'épaisseur, ou bien sont grossiers. Les modèles maillés en éléments plaques ont l'avantage de posséder une densité de maillage contrôlée mais la surface maillée n'est pas la surface milieu et l'épaisseur des éléments est constante.

Concernant les propriétés mécaniques, données essentielles à une étude numérique, celles des os de la face sont inexistantes dans la littérature, tandis que celles du crâne sont très disparates compte tenu de la variabilité inter et intra individus. De plus, les études expérimentales réalisées sur os crânien utilisent souvent un matériel anatomique embaumé ou bien congelé, modes de conservation pouvant affecter la qualité des résultats. Enfin, les propriétés obtenues lors de ces études sont des caractéristiques élastiques du matériau et ne reflètent donc pas l'endommagement. Cependant, une méthode fondée sur l'identification des propriétés mécaniques, à l'aide de modélisations en éléments finis, a été utilisée par Delille [DEL02]. Elle permet de déterminer les propriétés élastoplastiques et de s'affranchir de problèmes liés à la géométrie non régulière des échantillons.

Les expérimentations plus globales réalisées sur pièces anatomiques le sont principalement sur des têtes non décharnées : il est alors hasardeux de comparer la réponse mécanique d'un modèle osseux à celle d'une face comprenant la peau. De plus, les conditions limites de ces essais sont souvent des conditions relativement libre : il est donc difficile de les reproduire précisément. Enfin, le mode de conservation de la pièce, qui semble avoir une influence sur la réponse mécanique, est souvent l'embaumement. Les données expérimentales existant dans la littérature ne permettent donc pas de réaliser une validation locale d'un modèle en éléments finis.

Chapitre 2

Maillage en éléments finis de la face humaine

**« De l'anatomie...
...au modèle numérique »**

Maillage en éléments finis de la face humaine

2.1 Introduction et Objectif

2.2 Acquisition du volume osseux crâniofacial

2.2.1 Référence anatomique

2.2.2 Acquisition de la géométrie

2.2.2.1 *Paramètres d'acquisition*

2.2.2.2 *Traitement des images*

2.2.2.2.1 Format des images

2.2.2.2.2 Segmentation des images

2.3 Maillage en éléments finis du squelette crâniofacial

2.3.1.1 Maillage automatique en éléments briques

2.3.1.1.1 *Principe de construction*

2.3.1.1.2 *Sous-échantillonnage*

2.3.1.1.3 *Résultat*

2.3.1.2 Maillage en éléments plaques

2.3.1.2.1 *Construction de la surface moyenne*

2.3.1.2.1.1 Extraction des contours

2.3.1.2.1.2 Intégration des sutures

2.3.1.2.1.3 Reconstruction surfacique

2.3.1.2.2 *Maillage*

2.3.1.2.3 *Calcul de l'épaisseur d'un élément*

2.4 Discussion et Conclusion

2.1 Introduction et objectif

Cette partie de l'étude a pour objectif d'aboutir à un modèle en éléments finis de la face humaine qui réponde à plusieurs contraintes, à savoir :

- La fidélité géométrique du modèle,
- L'adéquation du type d'éléments avec les sollicitations qui seront simulées,
- Une bonne qualité des éléments (distortion, ...),
- Un temps de calcul raisonnable.

Le choix de la démarche d'acquisition de la géométrie s'est porté sur l'imagerie médicale (scanner) et le repérage de coordonnées 3D, à partir d'une pièce anatomique. Deux solutions de maillage, s'appuyant sur les mêmes images scanner sont présentées dans ce chapitre : un maillage en éléments briques et le second en éléments plaques. Cette première partie du travail de thèse a été réalisée avec la volonté de conserver un large champ

d'application pour le modèle développé (sollicitations statique ou dynamique).

Ce chapitre présente les étapes de la construction du modèle en éléments finis de la face humaine. Dans un premier temps, l'acquisition des données géométriques des os de la face humaine est détaillée. Les différentes méthodes de maillage sont ensuite présentées. Les résultats obtenus sont discutés et comparés aux modèles existants dans la littérature.

2.2 Acquisition du volume osseux crâniofacial

2.2.1 Référence anatomique

La reconstruction géométrique s'appuie sur un sujet anatomique unique : il s'agit d'un adulte mâle, âgé de 80 ans, qui ne présente pas de pathologie particulière. Les données anthropométriques qui caractérisent les propriétés géométriques de la tête de ce sujet (cf. Figure 2.1) ont été mesurées et reportées dans le Tableau 2.1. Le prélèvement de la pièce anatomique a été effectué au Laboratoire d'anatomie de la Faculté de Lyon, sur le corps non-embaumé. Avant imagerie, la tête a été conservée en chambre froide (4 à 6°C) pendant 3 jours (cf. Annexe 1).

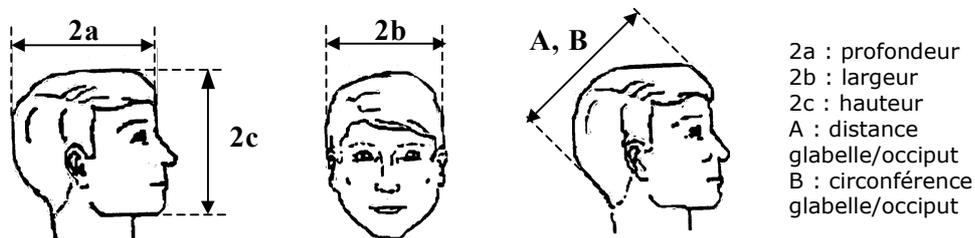


Figure 2.1 Définition des mesures anthropométriques de la tête

Référence	Définition	Valeur
2a (cm)	profondeur	18
2b (cm)	largeur	16
2c (cm)	hauteur	22,5
A (cm)	distance glabellum/occiput	21
B (cm)	circonférence glabellum/occiput	59
Masse (kg)		5,750

Tableau 2.1 Mesures anthropométriques de la tête modélisée

2.2.2 Acquisition de la géométrie

L'acquisition de la géométrie de la pièce anatomique a été effectuée à l'aide d'un scanner médical. L'examen radiologique a été réalisé dans le service de radiologie de l'hôpital Lyon Sud (Pr. Tran Minh) par le Dr. F. Cotton.

2.2.21 Paramètres d'acquisition

L'appareil utilisé est un scanner Siemens Somatom plus 4. Les plombages dentaires ont été préalablement retirés de la tête imagée car ils provoquent des artefacts. 199 coupes (512x512) espacées de 1 millimètre, avec une résolution transversale de 0,5 mm, ont été obtenues pour l'ensemble de la tête. Les paramètres d'épaisseur, d'avance, et de reconstruction du scanner, respectivement égaux à 2, 3 et 1 millimètre, ainsi que les filtres (AB40 et AB82), ont été définis par le radiologue et dépendent de la taille de la pièce anatomique imagée.

2.2.22 Traitement des images

Les images scanner obtenues ne sont pas directement exploitables pour l'élaboration du maillage de la structure osseuse. Elles doivent être exportées, en un format de fichier adéquat, puis traitées afin d'isoler le matériau osseux des parties molles.

2.2.221 Format des images

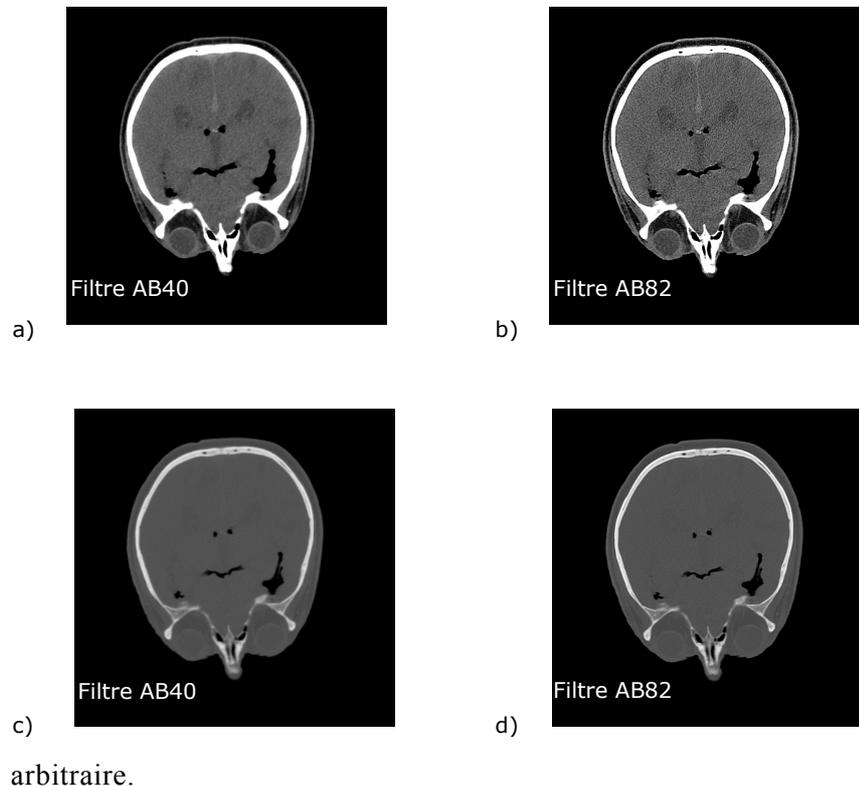
Les coupes scanner sont obtenues au format DICOM, un format propre à l'imagerie médicale, et sont exploitées à l'aide du logiciel freeware eFilm Workstation®. Différentes fenêtres de vue comme les fenêtres « headneck » et « bone » sont ainsi accessibles et les images peuvent être exportées dans un format plus classique. On obtient finalement 4 types d'images différents pour chacune des 199 coupes : deux types de fenêtres (« headneck » et « bone ») pour chaque filtre (AB40 et AB82) (cf. Figure 2.2).

2.2.222 Segmentation des images

La segmentation des images consiste à isoler la structure osseuse, que l'on souhaite mailler, sur les images en niveau de gris, cela par simple seuillage.

Les coupes scanner sont tout d'abord judicieusement choisies parmi les quatre types disponibles, afin d'obtenir la meilleure segmentation. Le choix des images s'est porté sur celles en fenêtre

« headneck » avec le filtre AB82 (cf. Figure 2.2-b) car la comparaison des deux fenêtres de visualisation montre que la fenêtre « bone » (cf. Figure 2.2-c-d) présente un matériau osseux dont le niveau de gris n'est pas uniforme. Les deux filtres, par contre, ne laissent pas apparaître de différence significative (cf. Figure 2.2) : le choix du filtre AB82 est donc



arbitraire.

Figure 2.2 Illustration des différents filtres et fenêtres pour une même coupe (n°116)

- Filtre AB40 en fenêtre « headneck ».
- Filtre AB82 en fenêtre « headneck ».
- Filtre AB40 en fenêtre « bone ».
- Filtre AB82 en fenêtre « bone ».

Les images, ainsi choisies, sont ensuite binarisées par simple seuillage : les niveaux de gris sont réduits aux deux valeurs extrêmes (noir et blanc). Afin d'optimiser cette étape, c'est à dire de supprimer les pixels blancs parasites, les images sont préalablement traitées. Il s'agit d'un réglage de luminosité et de contraste réalisé à l'aide de Paint Shop Pro®. Après de multiples essais, avec une appréciation subjective, la meilleure binarisation (cf. Figure 2.3-b) des 199 coupes scanner a été obtenue avec

les paramètres de réglages suivants : 85 en clarté, 0 en moyenne, et 55 en ombres.

Les images binaires ainsi obtenues ne représentent plus que la structure osseuse cranio-faciale et sont la base du travail de maillage qui suit.

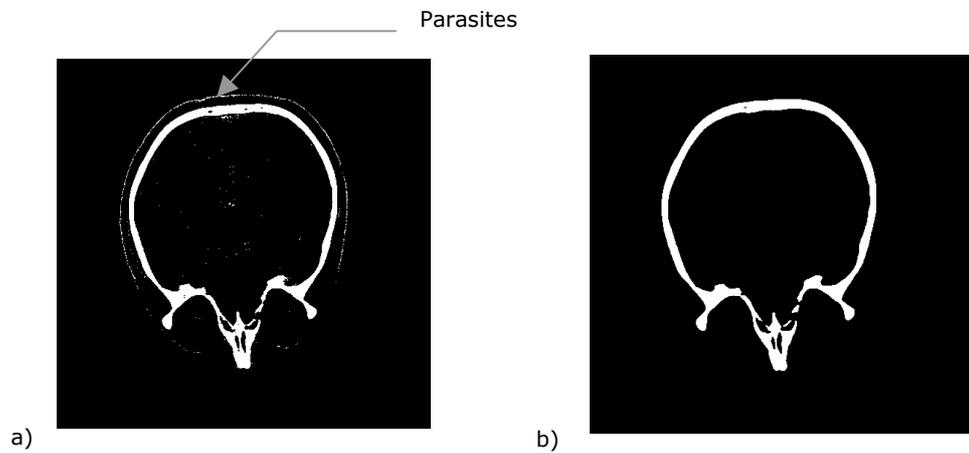


Figure 2.3 Opération de binarisation

a. Binarisation sur image AB82-headneck brute.

b. Binarisation sur image AB82-headneck optimisée.

2.3 Maillage en éléments finis du squelette crâniofacial

Deux types de maillages en éléments finis sont réalisés à partir de la géométrie osseuse, obtenue par segmentation d'images scanner. La méthode de construction de ces deux maillages, l'un en éléments briques, et l'autre en éléments plaques, est résumée par la figure 2.4.

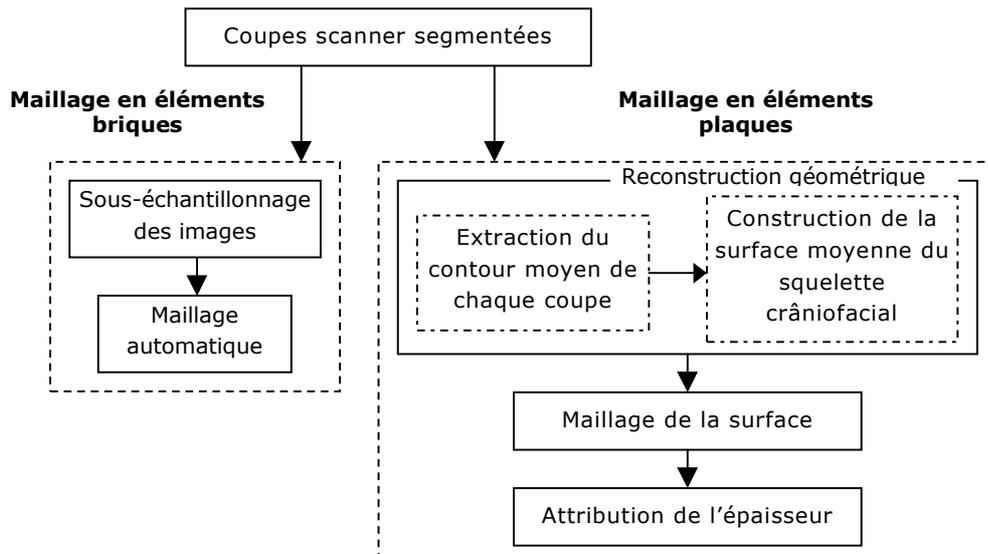


Figure 2.4 Méthodologie de construction des deux maillages en éléments finis

2.3.1 Maillage automatique en éléments briques

2.3.1.1 Principe de construction

Le maillage en éléments briques de la structure osseuse est réalisé automatiquement, à partir du volume de coupes scanner segmentées, à l'aide d'un programme développé en Visual Basic dans le cadre de cette thèse. Pour cela, chaque pixel d'os, appartenant à chaque coupe segmentée, est extrudé vers la coupe suivante, formant ainsi un ensemble de voxels. Chaque voxel représentant le matériau osseux est alors transformé en élément brique. La technique de construction génère une structure ayant une apparence « en escaliers ». Les dimensions des éléments sont égales aux résolutions transversale et longitudinale des voxels créés.

2.3.12 Sous-échantillonnage

Les images obtenues après segmentation ont une taille de 512×512 pixels, une résolution transversale de 0,5×0,5 mm et sont espacées de 1 mm : de telles dimensions donneraient un maillage trop fin, ne répondant pas aux contraintes de maillage en terme de taille et de nombre d'éléments. Un sous-échantillonnage des images segmentées est donc réalisé.

Les images sont sous-échantillonnées à l'aide de Paint Shop Pro®. Deux séries sont obtenues : la première a une résolution de 1 mm (coupes de 256×256 pixels, 1 coupe/1mm) et la deuxième une résolution de 2 mm (coupes de 128×128 pixels, 1 coupe /2 mm).

2.3.13 Résultat

Les deux modèles, obtenus à partir des deux séries d'images sous-échantillonnées, comptent chacun 600000 éléments pour celui possédant une résolution de 1 mm, et 72600 éléments pour une résolution de 2 mm (cf. Figures 2.5 et 2.6). Ils font apparaître une bonne représentation géométrique de l'ensemble cranio-facial mais présentent néanmoins des manques de matière causés par le sous-échantillonnage. En effet, toutes les parois ayant une épaisseur inférieure à la résolution des images sous-échantillonnées ne sont pas représentées.

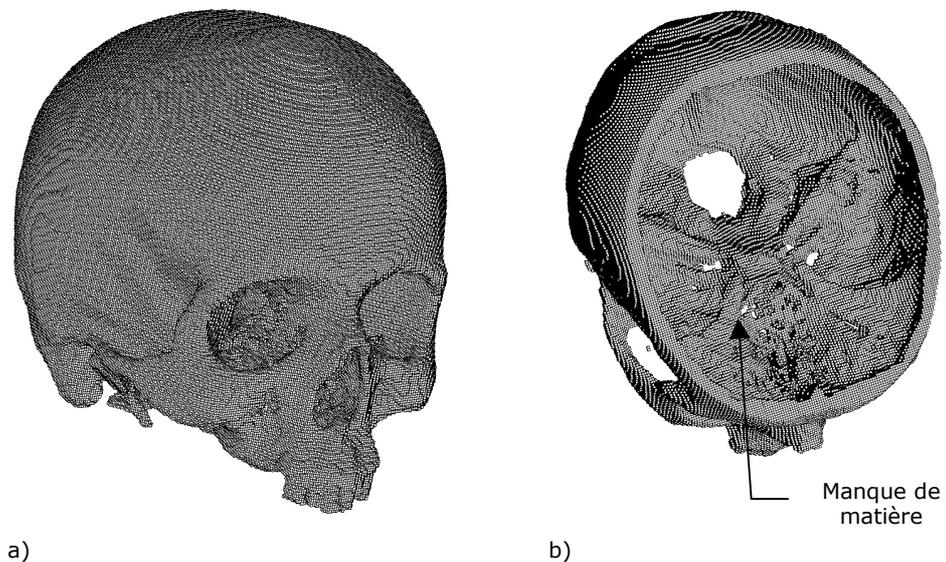


Figure 2.5 Maillage en « briques » de 1 mm de côté (600000 éléments)

a. Crâne entier.

b. Vue en coupe.

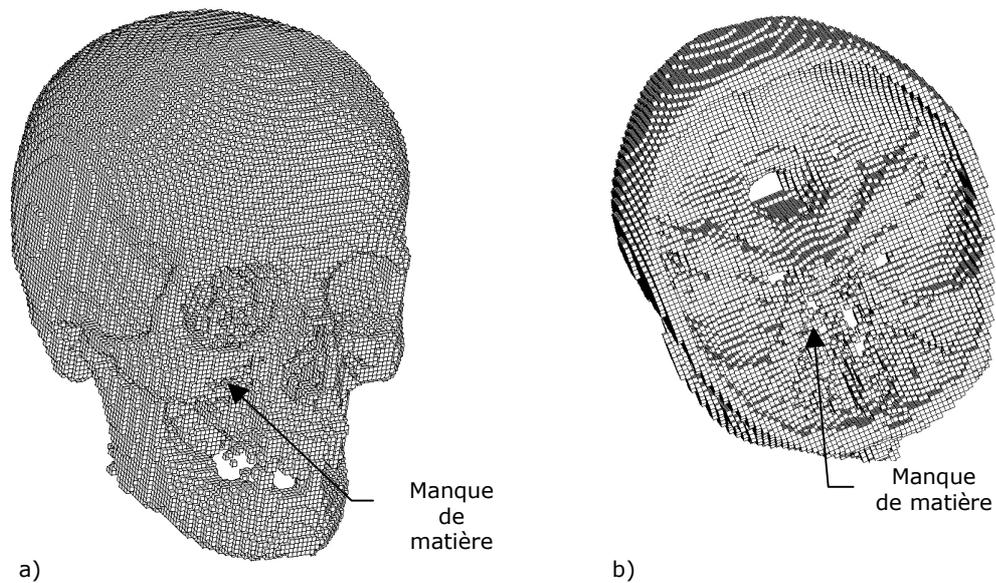


Figure 2.6 Maillage en « briques » de 2 mm de côté (72600 éléments)

a. Tête entière.

b. Vue en coupe.

2.3.2 Maillage en éléments plaques

La construction du maillage en éléments plaques est réalisée en trois étapes (cf. Figure 2.4). La première étape est la réalisation de la surface moyenne à partir des coupes scanner, la seconde est le maillage en éléments finis de cette surface, et enfin, la dernière est l'attribution d'une épaisseur aux éléments ainsi créés.

2.3.2.1 Construction de la surface moyenne

La reconstruction de la surface moyenne du squelette crâniofacial, sur laquelle s'appuient les éléments de type « plaques », nécessite tout d'abord un traitement des images segmentées (cf. §2.22), consistant en l'extraction des contours moyens de chaque coupe scanner, ainsi que l'intégration des sutures. La surface moyenne, représentant le squelette osseux et les sutures, est ensuite réalisée à partir des contours ainsi définis.

2.3.211 Extraction des contours

Les images segmentées (cf. §2.2) sont importées dans une application Visual Basic, développée dans le cadre de cette thèse, permettant d'extraire les contours moyens de chaque coupe.

L'extraction des contours moyens de l'image est semi-automatique : la calotte crânienne étant de forme circulaire, son contour moyen est extrait automatiquement (cf. Figure 2.7), tandis que la partie faciale est traitée manuellement. Pour chaque coupe, l'ensemble des segments constituant le contour est exporté au format de données DXF (cf. Figure 2.8).

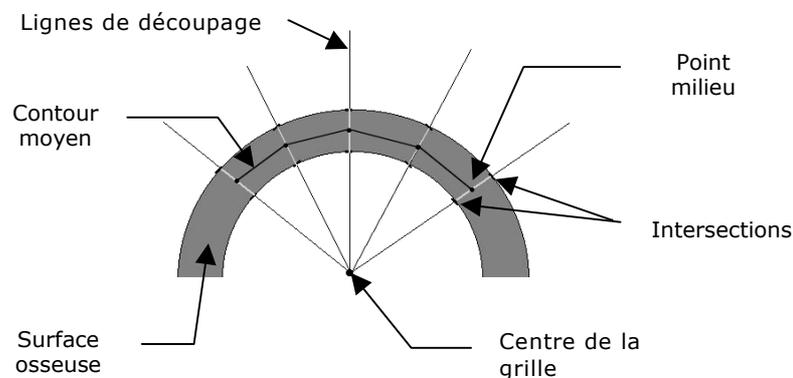


Figure 2.7 Principe de construction du contour moyen

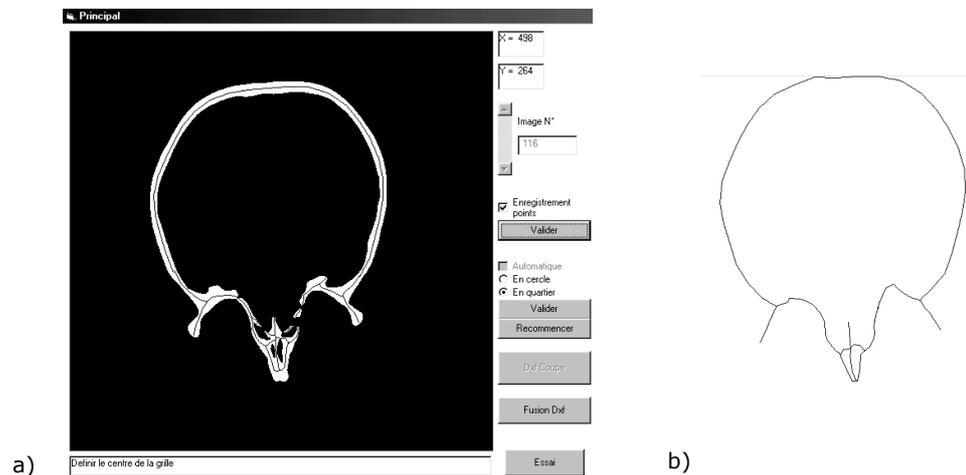


Figure 2.8 Extraction du contour osseux moyen

- a. Dessin du contour sur la coupe scanner.
- b. Extraction du contour au format DXF.

2.3.212 Intégration des sutures

La pièce anatomique, une fois scannée, a ensuite été décharnée dans le but d'effectuer le relevé des sutures sur la structure osseuse. Cette préparation a été réalisée suivant un protocole particulier décrit en annexe (cf. Annexe 1), permettant de ne pas altérer la géométrie. Les sutures, alors visibles, ont été localisées sur l'ensemble cranio-facial à l'aide d'un bras de mesure articulé (Faro Arm®). Les points, ainsi acquis le long des sutures, sont exprimés dans le repère lié à l'appareil de mesure et replacés par rapport aux images scanner à l'aide du repère anatomique de la tête (cf. Chap.1§1). Les sutures non accessibles avec le bras de mesure ont été localisées de manière subjective, par rapport à un atlas d'anatomie. Les os palatin et lacrymal sont structurellement présents mais non différenciés du maxillaire, les sutures étant difficiles à localiser sur la pièce anatomique et donc sur le modèle.

2.3.213 Reconstruction surfacique

Les contours, extraits pour chaque coupe (cf. Figure 2.9) , ainsi que les points représentant les sutures, sont importés sous le logiciel CATIA® V4 (Dassault Systèmes) afin de réaliser la reconstruction surfacique.

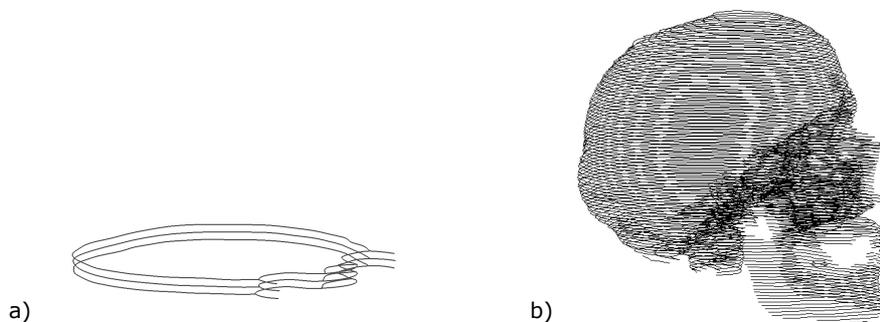


Figure 2.9 Superposition des contours moyens

a. Représentation sur 3 coupes.

b. Tête entière.

Chaque contour est dans un premier temps lissé : une ou plusieurs splines (suivant la forme du contour) sont créées à partir des points de construction des segments.

Les surfaces sont réalisées, à partir de ces splines, en partant du sommet du crâne et par groupes de sept coupes afin de faciliter la

visualisation (cf. Figure 2.10-a). La progression étapes par étapes du travail est nécessaire car la géométrie est complexe, avec des changements brutaux d'une coupe à l'autre.

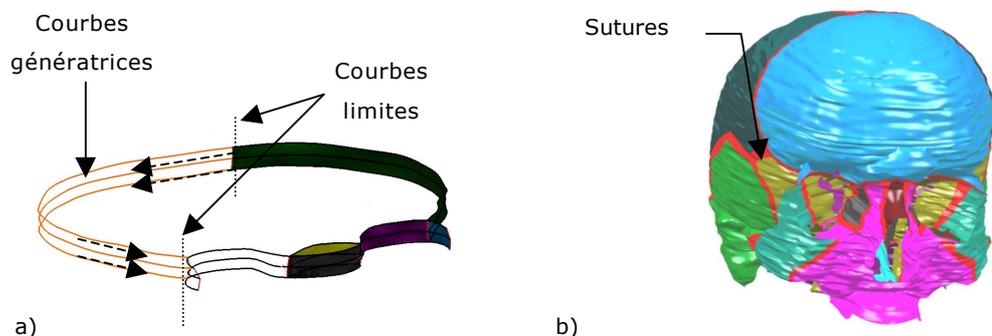


Figure 2.10 Reconstruction surfacique

a. Principe sur 3 coupes.

b. Surface milieu de la structure cranio-faciale.

La surface moyenne est découpée suivant les sutures. Les treize principaux os de la tête sont ainsi délimités (cf. Figure 2.10-b) : frontal, occipital, sphénoïde, ethmoïde, nasal, maxillaire, vomer, les deux lobes temporaux et pariétaux, les zygoma droit et gauche.

La surface, résultant de cette reconstruction, est réaliste d'un point de vue anatomique (cf. Figure 2.10-b) mais présente cependant un aspect ondulé qui pourrait être expliqué par la combinaison de plusieurs hypothèses :

- Si l'aspect extérieur de la boîte crânienne humaine paraît lisse, ce n'est pas le cas pour la surface interne, qui est nervurée (cf. Figure 2.11). Dans la direction transversale, le contour moyen est perturbé par ces nervures et présente une forme ondulée (cf. Figure 2.11-a).
- Dans le plan sagittal, les hypothèses émises sont tout d'abord l'erreur d'appréciation du contour milieu dans la construction manuelle, ainsi que l'apparence d'escaliers causée par la résolution de 1 mm.
- Tous ces phénomènes sont sans doute accentués par la méthode d'extrapolation des surfaces employée lors de la construction.

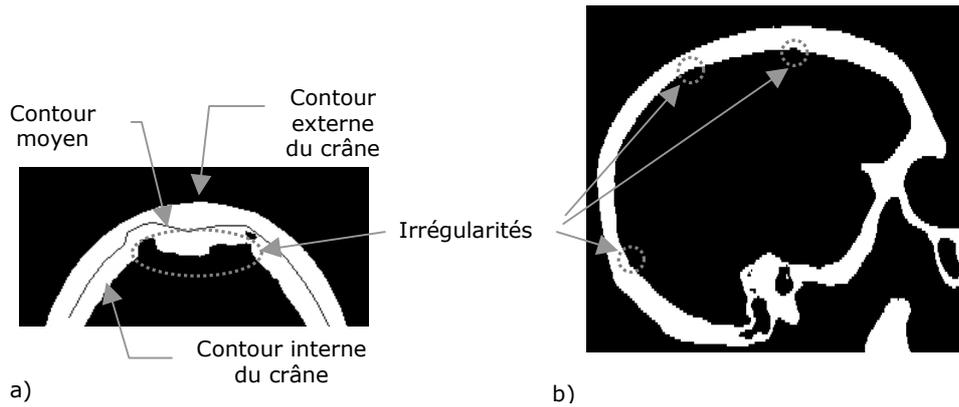


Figure 2.11 Exemple « d'irrégularité » sur une coupe scanner

a. Sur une coupe transversale.

b. Sur une coupe longitudinale.

2.3.22 Maillage

Le maillage en éléments plaques de la surface milieu a été réalisé à l'aide du module de maillage de CATIA ® V4 (cf. Figure 2.12).

Les sutures sont modélisées par une ligne d'éléments dont la largeur dépend uniquement de la taille des éléments voisins. La taille des éléments dépend de la complexité de la structure : le complexe maxillo-facial est donc modélisé par des éléments plus petits. La taille des éléments est comprise entre 1,5 mm² et 1,5 cm² avec une moyenne de 22 mm². Le phénomène d'ondulation, présent sur la surface milieu, est lissé par le maillage : la taille des éléments est plus importante que celle des ondulations. Le maillage compte 4647 nœuds, 4413 éléments quadrangles et 270 éléments triangulaires.

La qualité des éléments a été contrôlée tout au long de la réalisation du maillage à l'aide d'un outil intégré au logiciel. Les critères utilisés sont les critères standard de géométrie des éléments (cf. Annexe 2), ils permettent d'évaluer la déviation de la forme de l'élément par rapport à l'élément de référence. La géométrie du massif facial possédant beaucoup de courbures, la principale difficulté par rapport à la qualité des éléments a été le respect de leur « planéité ».

Ce type d'éléments ne possédant pas d'épaisseur, cette donnée est choisie et indiquée dans le fichier de mise en donnée du modèle.

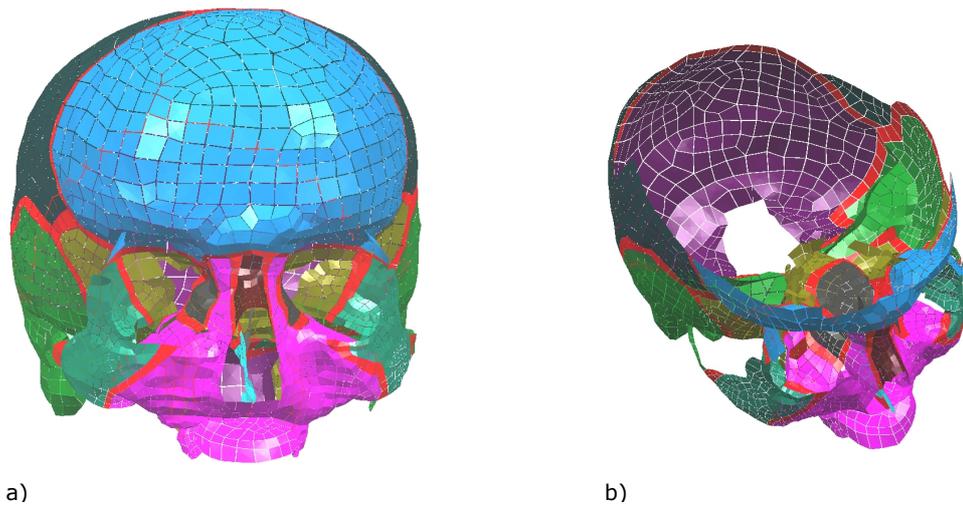


Figure 2.12 Maillage en éléments plaques

a. Vue de face.

b. Vue en coupe.

2.3.23 Calcul de l'épaisseur d'un élément

L'attribution d'épaisseurs réelles, donc variables, aux éléments du maillage en éléments plaques ainsi réalisé, permet de représenter fidèlement la géométrie irrégulière du squelette crâniofacial. L'épaisseur, à attribuer à chaque élément plaque, est mesurée sur les images scanner, à l'aide d'un programme développé en Visual Basic.

Pour chaque élément plaque, on trace la normale à celui-ci en chacun de ses nœuds. Sur l'exemple ci-dessous (cf. Figure 2.13), la normale au nœud 1 est construite en réalisant le produit vectoriel des segments 1-2 et 1-4.

Les extrémités du segment obtenu, de longueur prédéfinie, ainsi que le nœud concerné sont transposés dans le volume de voxels construit à partir des images scanner (cf. Figure 2.14-a). Il faut noter que selon l'orientation de l'élément, le nœud et les extrémités du segment ne sont pas nécessairement localisés sur la même coupe.

Les voxels situés le long du segment normal sont alors parcourus (cf. Figure 2.14-b). Le passage d'un voxel blanc à un voxel noir est repéré par ses coordonnées en millimètres. La distance entre les deux points, ainsi localisés de chaque côté du nœud, donne une mesure locale de l'épaisseur.

L'épaisseur attribuée à un élément plaque est alors la moyenne des valeurs d'épaisseur obtenues en chacun de ses nœuds.

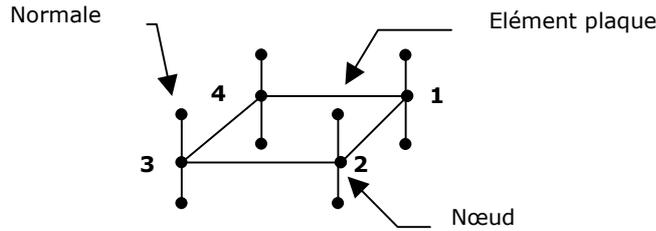


Figure 2.13 Construction des normales à l'élément

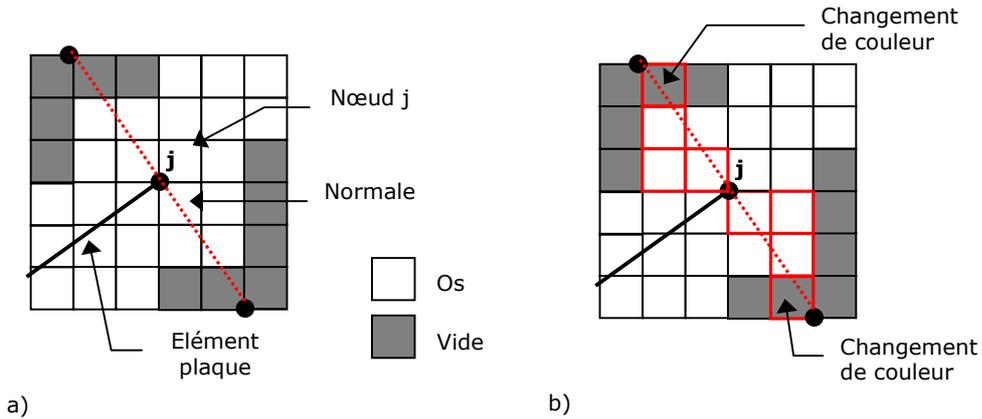


Figure 2.14 Mesure de l'épaisseur osseuse dans un plan passant par la normale

a. Première étape : repérage du nœud j et de la normale dans le volume.

b. Deuxième étape : suivi des voxels.

Pour cette évaluation d'épaisseur, l'algorithme de programmation intègre de nombreux cas particuliers, comme le fait que, pour une paroi trop fine, le nœud peut se trouver en dehors de l'os, ou bien que la paroi puisse être inexistante sur les coupes (zone nasale par exemple).

Les données obtenues sont automatiquement écrites dans le fichier de mise en données du modèle. Afin de réduire le temps de calcul lors des simulations, les éléments sont regroupés suivant leur épaisseur tous les 0,5 millimètres.

Le résultat des mesures d'épaisseur montre que celle-ci varie entre 0,5 et 19 millimètres (cf. Figure 2.15). On peut observer d'une part que la distribution des épaisseurs sur la structure entière est symétrique. D'autre part, les valeurs sont cohérentes par rapport aux lieux anatomiques. Par exemple, l'épaisseur de la région crânienne est comprise entre 4 et 8 mm, sauf pour la zone temporale qui est naturellement plus fine et la zone occipitale qui possède des nervures épaisses. La finesse de la région des sinus maxillaire (0,5 à 1 mm) est également très bien représentée par le modèle.

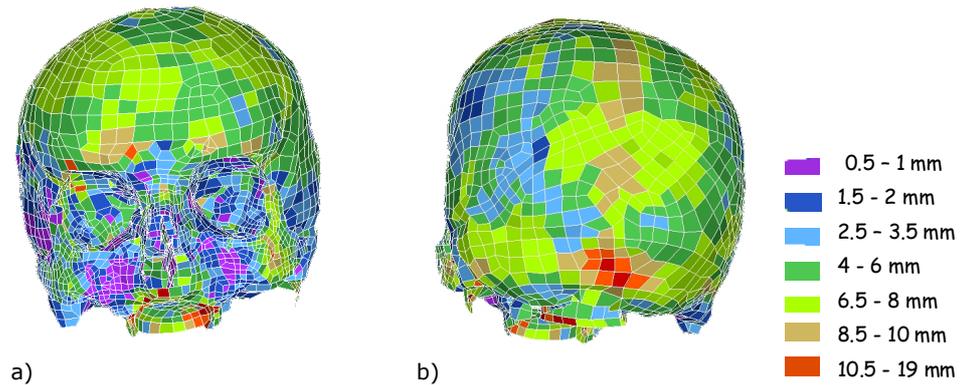


Figure 2.15 Distribution des épaisseurs sur le modèle en éléments finis
 a. Vue de face.
 b. Vue arrière.

2.4 Discussion et conclusion

Deux types de modèles en éléments finis de la face humaine ont été réalisés à partir de données acquises par imagerie médicale : des modèles en éléments briques et un modèle en éléments plaques. La méthodologie, ainsi que les principaux résultats, sont résumés par la figure 2.16.

La reconstruction de la face, de par sa complexité structurale, requiert des moyens d'acquisition suffisamment précis. L'imagerie médicale a été choisie pour la réalisation de cette tâche car elle possède de nombreux avantages :

- une bonne résolution spatiale.
- la visualisation des contours externes de la structure osseuse, sans décharner la pièce anatomique, ainsi que des parties internes du complexe maxillo-facial qui ne sont pas accessibles directement, même lorsque la pièce est décharnée.
- la visualisation des tissus mous qui pourront donc être modélisés ultérieurement.

De ce fait, l'acquisition des données géométriques par imagerie médicale a été utilisée par plusieurs auteurs, que ce soit à l'aide de matériel propre à l'étude [KRA95] [HAR01] [KLE02], ou bien à l'aide de Visible Human Project [CHOI01] [CLA97] (cf. Chap.1§5). Cette méthode présente néanmoins des inconvénients :

- la résolution spatiale des images est tributaire des moyens utilisés et de la taille du volume total imagé.

- l'os cortical et l'os spongieux ne sont pas différenciables sur les images.
- l'étape de segmentation des images, consistant à isoler la structure osseuse, est subjective et peut introduire une mauvaise estimation des contours osseux.

Le maillage en éléments briques est un modèle volumique généré automatiquement à partir des coupes scanner travaillées. Sa facilité de mise en œuvre nous a orienté vers cette solution, déjà utilisée pour la modélisation de la tête [HAR01] dans des applications chirurgicales ou bien pour d'autres segments corporels [ULR99] [VAN99]. Les deux modèles en éléments briques obtenus, pour deux résolutions d'images, donnent une représentation réaliste de la structure faciale. Cette méthode de maillage présente l'avantage de former des éléments de bonne qualité (éléments cubiques), cependant elle ne permet pas d'obtenir un maillage à densité variable, car la taille des éléments est égale à la résolution spatiale du volume osseux. Une résolution de 1 mm entraîne donc un nombre trop important d'éléments (600000) pour une exploitation du modèle sur des moyens informatiques communs. De plus, pour les deux résolutions, le complexe maxillo-facial est représenté avec un nombre de briques dans l'épaisseur trop faible (inférieur à 3). Ce problème est récurrent dans la bibliographie : la plupart des modèles en éléments finis de la tête [CHO01] [KRA95] [CLA97] utilisent des éléments volumiques créés à partir d'une reconstruction reliant la surface externe à la surface interne, avec un nombre trop faible d'éléments dans l'épaisseur.

Le maillage en éléments plaques, construit à partir de la surface milieu de la structure osseuse, est lui aussi réaliste d'un point de vue anatomique. Les éléments plaques sont des éléments surfaciques utilisés pour mailler des pièces ayant une épaisseur minimale par rapport à leur surface. C'est le cas de la structure osseuse cranio-faciale : c'est un volume creux car constitué de cavités et de parois de faible épaisseur. La démarche semi-manuelle permet de bien contrôler la construction des surfaces, la taille et le nombre des éléments. La qualité des éléments ainsi construits adhère aux critères standard (cf. Annexe 2). Ce modèle répond donc bien aux contraintes d'utilisation pour des simulations de sollicitations mécaniques : le nombre d'éléments (4600) et leur qualité sont satisfaisants. De plus, les conditions pour des sollicitations dynamiques sont respectées : la taille du plus petit élément (1,5 mm²), qui conditionne le pas de temps, et le nombre d'éléments triangulaires présents dans le modèle (270) sont raisonnables. L'originalité de ce modèle en éléments plaques réside dans le calcul des épaisseurs variables ainsi que dans l'intégration des sutures qui en font un modèle réaliste. En effet, une seule référence bibliographique

présente des éléments plaques à épaisseur variable [ISE98] (cf. Chap.1§5). De plus, les sutures ne sont modélisées que par un seul auteur [JIN97].

Ce maillage présente donc des avantages, mais affiche un inconvénient : la complexité de sa mise en œuvre, qui est relativement longue (de l'ordre d'un mois).

Les deux modèles réalisés seront évalués et comparés par des simulations de sollicitations statiques.

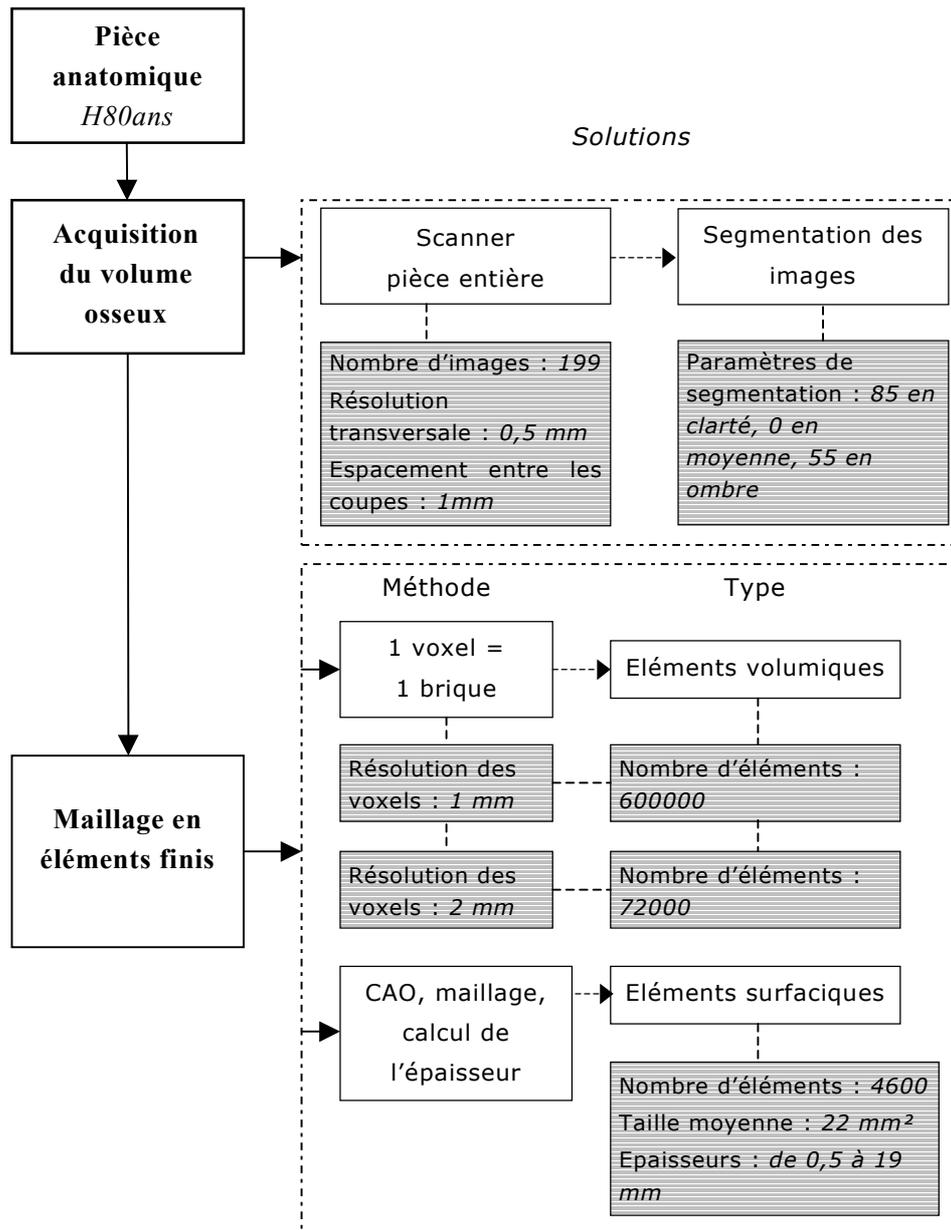


Figure 2.16 De l'anatomie au maillage en éléments finis

Chapitre 3

Caractérisation des propriétés mécaniques de l'os crânien par identification

**« Du matériau biologique...
...à la loi de comportement »**

Caractérisation des propriétés mécaniques de l'os crânien par identification

3.1 Introduction et Objectif

3.2 Matériel et méthode

- 3.2.1 Protocole expérimental
- 3.2.11 *Prélèvement des échantillons*
- 3.2.12 *Protocole d'essai*
- 3.2.13 *Mesures*
- 3.2.2 Modélisation des essais
- 3.2.21 *Acquisition de la géométrie des échantillons*
- 3.2.22 *Maillage des échantillons*
- 3.2.23 *Acquisition des conditions limites*
- 3.2.24 *Simulation*
- 3.2.25 *Conditions de l'étude paramétrique*

3.3 Résultats et discussion

- 3.3.1 Identification des propriétés mécaniques et des mécanismes de rupture
- 3.3.11 *Méthode d'identification des propriétés élastoplastiques*
- 3.3.12 *Propriétés mécaniques du matériau osseux*
- 3.3.13 *Lieux de rupture*
- 3.3.14 *Discussion*
- 3.3.2 Etude paramétrique
- 3.3.21 *Influence d'une modélisation composite*
- 3.3.22 *Influence des sutures*
- 3.3.23 *Influence de l'épaisseur réelle*
- 3.3.24 *Discussion*

3.4 Conclusion

3.1 Introduction et objectif

Ce chapitre a deux principaux objectifs. Le premier objectif est la détermination des propriétés mécaniques élastoplastiques de l'os du crâne humain par la méthode d'identification. Pour cela, des essais mécaniques de flexion 4 points sont réalisés puis modélisés en éléments finis afin de déterminer les propriétés élastiques et élastoplastiques du matériau osseux. Le deuxième objectif est l'étude paramétrique de la modélisation d'échantillons osseux en observant l'influence du type de modélisation du matériau (homogène ou composite), de la géométrie des éprouvettes, des propriétés des sutures. Les choix de modélisation se rapprochent de ceux utilisés pour le maillage en éléments finis de la face. Ceci permet d'utiliser les conclusions de cette étude afin de valider les choix de modélisation adoptés pour la face (cf. Chapitre 2).

La première partie de ce chapitre détaille le protocole expérimental ainsi que la démarche de modélisation et de simulation. Les valeurs obtenues par identification sont ensuite présentées, suivies des observations apportées par l'étude paramétrique. Les résultats sont discutés et comparés à la bibliographie.

3.2 Matériel et méthode

3.2.1 Protocole expérimental

3.2.1.1 Prélèvement des échantillons

Des échantillons osseux de type « poutre » ont été prélevés sur la partie crânienne postérieure d'un individu de sexe féminin, âgé de 80 ans et non-embauté. Cette pièce anatomique n'est pas celle utilisée pour la construction du modèle. La zone de prélèvement est constituée de trois os (deux parties pariétales et os occipital) séparés par les sutures lambdoïde et sagittale (cf. Figure 3.1).

Le protocole de préparation de cette pièce crânienne, essentiellement mécanique (cf. Annexe 1), a permis de préserver les propriétés mécaniques de l'os.

Après préparation, une première découpe relativement grossière des échantillons est effectuée de manière à obtenir un maximum d'éprouvettes ayant une suture en leur milieu (cf. Figure 3.2). La découpe fine des échantillons est réalisée à l'aide d'une scie diamantée de précision (scie Isomet®) permettant d'obtenir des surfaces planes et parallèles. Les dimensions des échantillons ont été minimisées de manière à obtenir des rayons de courbure faibles : elles sont approximativement de 10 mm en largeur et 75 mm en longueur.

Les 9 échantillons prélevés, dont 5 présentent une suture, sont conservés dans une solution, composée de 50% d'alcool et 50% de sérum physiologique, afin de préserver leur hydratation.

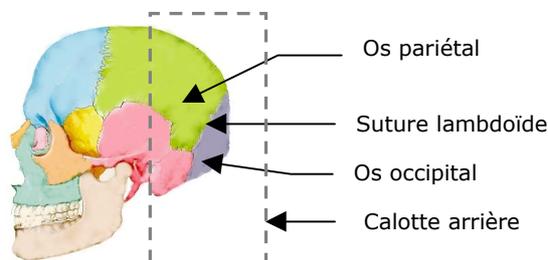


Figure 3.1 Localisation du prélèvement sur l'ensemble cranio-facial : vue latérale

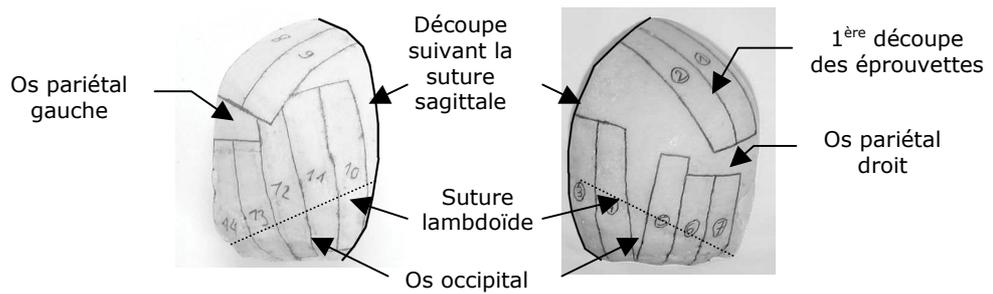
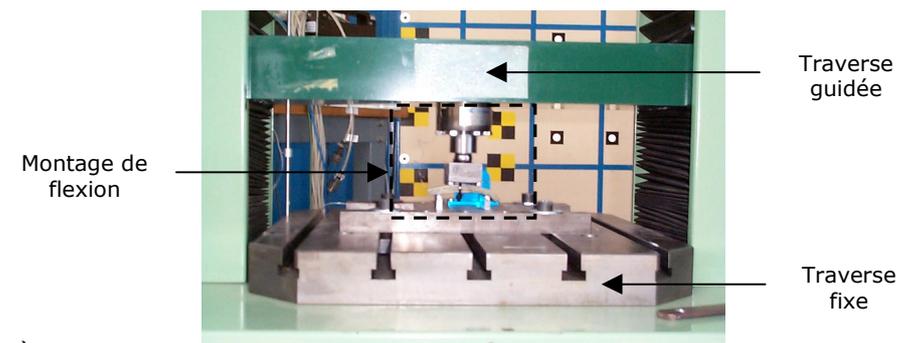


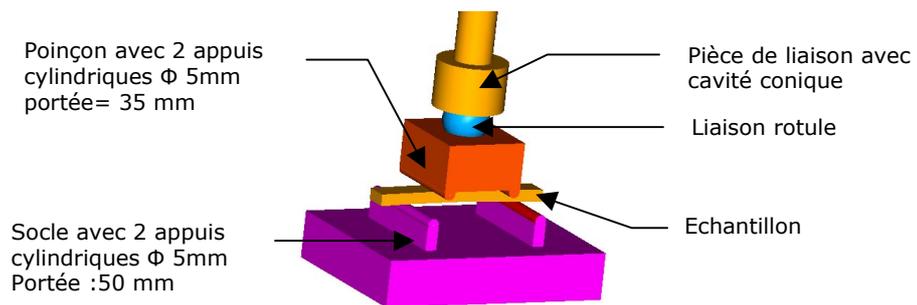
Figure 3.2 Schéma de prélèvement des échantillons sur la calotte arrière

3.2.12 Protocole d'essai

Les essais de flexion sont réalisés sur une machine de traction mécanique Deltalab® (cf. Figure 3.3-a). Le montage mécanique (cf. Figure 3.3-b) comprend trois pièces distinctes : un socle, un poinçon et une pièce de liaison avec la traverse mobile. Cette pièce de liaison, possédant une cavité conique, est associée à une sphère afin de former une liaison rotule. Ce type de liaison permet de répartir l'effort transmis par la traverse sur les deux appuis de chargement.



a)



b)

Figure 3.3 Montage expérimental des essais de flexion sur os crânien

a. Vue générale d'un essai.

b. Schéma du montage de flexion.

Les éprouvettes sont chargées sur la table externe. Compte tenu de la géométrie irrégulière des échantillons, ceux-ci sont maintenus manuellement sur le socle lors de la mise en contact entre le poinçon et l'os. Le contact est considéré comme tel lorsque la pré-charge atteint 25 à 50 N, valeur déterminée d'après le premier essai de la série.

La sollicitation quasi-statique est appliquée jusqu'à rupture de l'échantillon par la descente de la traverse mobile, avec une vitesse constante égale à 0,3 mm/min.

3.2.13 Mesures

Les mesures acquises durant ces essais de flexion 4 points sont : l'effort, le déplacement, et la déformation longitudinale en un point de l'éprouvette.

L'effort exercé par la traverse est donné par un capteur de 500 daN (TME F521 TC). Le déplacement de la traverse est mesuré par un capteur à fil (Space Age Control Inc., Série 160, 5 Tours).

Des jauges de contraintes (CEA-06-062UW-350) sont utilisées afin de mesurer les déformations dans le sens longitudinal (cf. Annexe 4). Selon les échantillons, les déformations sont mesurées soit sur la surface externe, soit sur les surfaces interne et externe des éprouvettes (cf. Figure 3.4). Une jauge de compensation collée sur une pièce osseuse non sollicitée permet d'éliminer les effets thermiques avec un montage en demi-pont.

Les données sont enregistrées par un coffret MORS avec une fréquence d'acquisition variant de 100 à 1000 Hz suivant les essais.

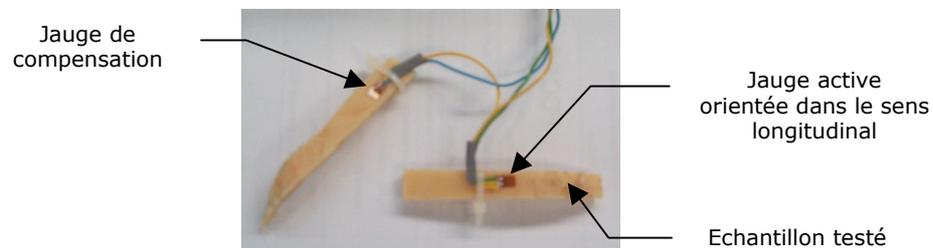


Figure 3.4 Jauges de contraintes sur les échantillons d'os crâniens

3.2.2 Modélisation des essais

La modélisation des essais de flexion 4 points comporte plusieurs étapes. Tout d'abord, la géométrie des échantillons est déterminée, et reconstruite afin de réaliser un maillage en éléments plaques. Une fois le maillage des échantillons terminé, les conditions aux limites des essais sont introduites dans la modélisation à l'aide de repères locaux. Les essais ainsi modélisés sont enfin simulés, en étudiant l'influence de paramètres choisis.

3.2.21 Acquisition de la géométrie des échantillons

La géométrie des échantillons est déterminée à l'aide d'un scanner de bureau, permettant d'obtenir le contour d'une des deux sections latérales avant essai. Pour cela, on fait l'hypothèse de l'invariance de la section des échantillons osseux suivant leur largeur.

Le contour extérieur ainsi que les limites des zones d'os cortical et spongieux sont préalablement tracés au feutre sur une des deux faces latérales de l'échantillon. Cette face de l'éprouvette est ensuite scannée (cf. Figure 3.5) pour donner une reproduction en noir et blanc de la géométrie de la pièce.

Un programme similaire à celui réalisé pour la reconstruction surfacique de la face humaine (cf. Chapitre 2 §3.3) est utilisé pour extraire la géométrie des éprouvettes. Les contours moyens sont tracés manuellement sur l'image et exportés au format DXF sous forme de succession de segments. Ils permettent alors de reconstruire la surface moyenne de l'échantillon osseux.

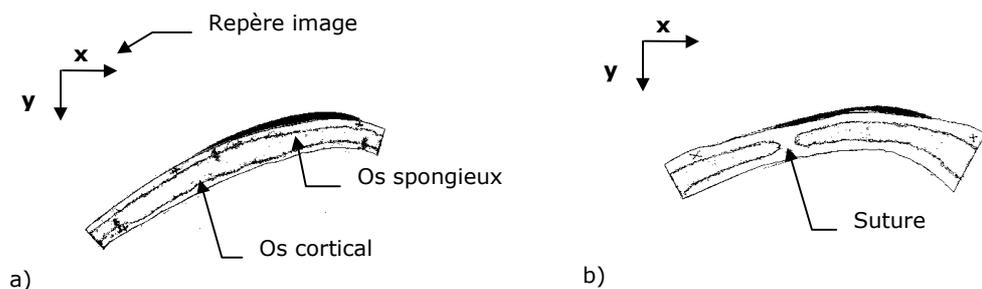


Figure 3.5 Images des sections latérales osseuses, obtenues en utilisant un scanner de bureau

a. Echantillon prélevé dans l'os pariétal.

b. Echantillon présentant une suture (suture lambdaïdoïde).

3.2.22 Maillage des échantillons

3.2.221 Reconstruction et maillage

Le contour moyen de la section latérale de l'échantillon, obtenu à l'aide du scanner de bureau est composé de segments. Ceux-ci sont lissés et le contour est alors extrudé suivant l'axe z, normal au plan de l'image, pour enfin former la surface moyenne de l'échantillon.

Le maillage régulier de la surface moyenne est réalisé automatiquement en éléments plaques, sous CATIA V4. On obtient un modèle constitué d'en moyenne 4500 éléments plaques à 4 nœuds (cf. Figure 3.6). Cette densité d'éléments permet de bien gérer le contact entre l'échantillon et les surfaces d'appui et de chargement.

L'épaisseur de ces éléments n'est pas déterminée par leur géométrie, elle est donc déterminée de deux manières : soit de façon arbitraire et dans ce cas, elle est constante, soit par le calcul, et là elle peut alors être variable.

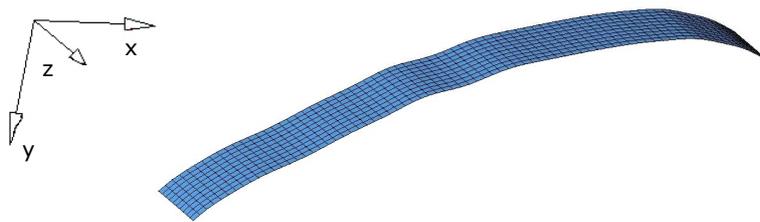


Figure 3.6 Maillage en éléments plaques d'un échantillon d'os crânien

3.2.222 Calcul de l'épaisseur

L'épaisseur de chaque élément est calculée, afin de représenter correctement la géométrie des échantillons osseux. Le principe de détermination de l'épaisseur des éléments est similaire à celui détaillé pour le maillage de la face humaine (cf. Chap.2 §3.23) : les nœuds des quadrangles sont replacés sur les images scannées des échantillons et l'épaisseur est mesurée suivant la normale aux éléments. L'épaisseur des couches d'os cortical et spongieux est également mesurée.

On a fait l'hypothèse que la section latérale de l'éprouvette est invariante dans la largeur, donc tous les éléments ont la même épaisseur dans cette direction. Il s'agit donc de calculer l'épaisseur des éléments dont deux de leur quatre nœuds sont situés sur la face scannée de l'échantillon (cf. Figure 3.7).

Tout d'abord, on détermine la normale à chaque élément appartenant à cette section latérale, en chacun de ses deux nœuds situés sur la face (cf. Figure 3.7). Les extrémités du segment obtenu, de longueur prédéfinie, ainsi que le nœud concerné, sont transposés sur l'image scannée de la section latérale de l'éprouvette (cf. Figure 3.8).

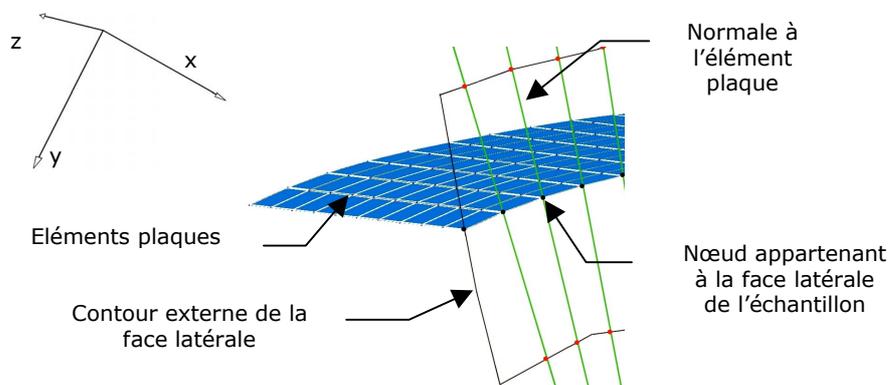


Figure 3.7 Principe de mesure de l'épaisseur d'une éprouvette maillée

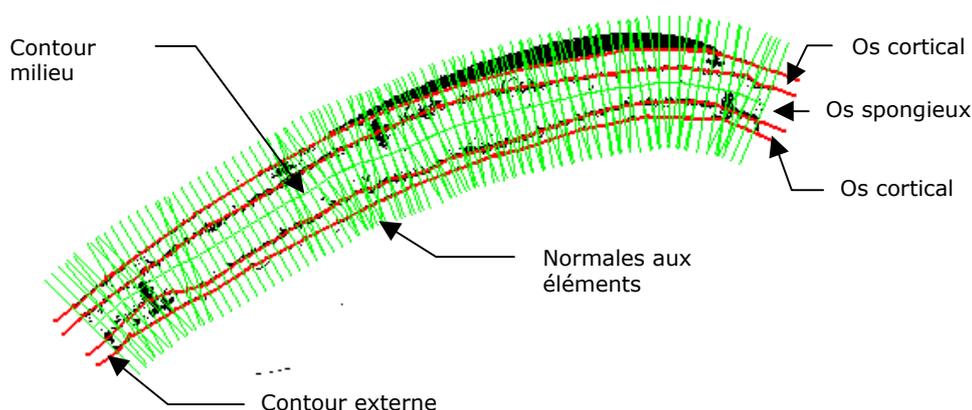


Figure 3.8 Tracé des normales sur l'image scannée de l'échantillon

Les pixels le long de la normale sont parcourus sur l'image scannée de l'échantillon (cf. Figure 3.8). Le changement de couleur des pixels est repéré, et la distance entre les différents contours de l'éprouvette est ainsi calculée (contour externe, limites os cortical/os spongieux).

L'épaisseur de l'élément est donnée par la moyenne des valeurs obtenues pour ses deux nœuds, situés sur la face latérale de l'échantillon.

Une fois l'épaisseur calculée pour tous les éléments, ceux-ci sont regroupés suivant leur épaisseur, tous les 0,1 millimètre. L'exemple ci-dessous (cf. Figure 3.9) permet de visualiser les résultats : la distribution des épaisseurs sur le modèle correspond bien à la géométrie scannée de

l'échantillon. Les valeurs maximales de l'épaisseur sont élevées car cet échantillon a été prélevé dans la zone proche du trou occipital.

Le fichier de mise en donnée ainsi formé comprend donc la définition complète du maillage. L'intégration des conditions de chargement et d'appui permet alors de reproduire les essais.

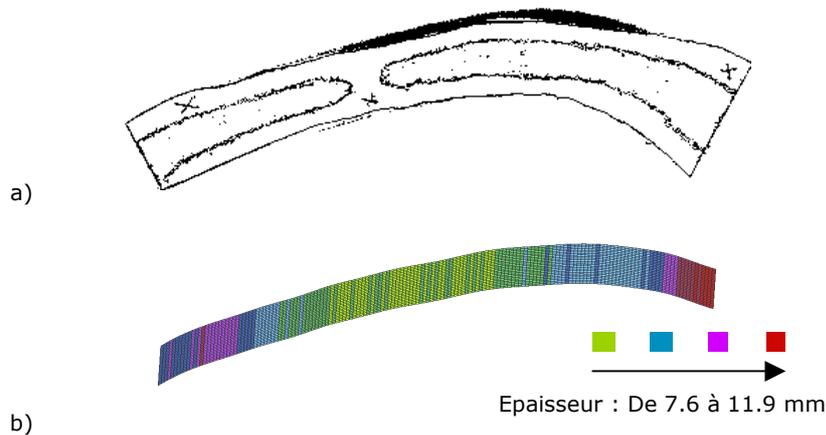


Figure 3.9 Résultat du calcul d'épaisseur sur une éprouvette d'os crânien

a. Section latérale de l'éprouvette.

b. Répartition des épaisseurs, obtenue pour la même éprouvette.

3.2.23 Acquisition des conditions limites

Les positions relatives de l'échantillon et des conditions limites sont repérées à l'aide d'un bras articulé 3D. Un repère de référence permet de localiser les conditions limites sur le modèle. Il est construit à partir de 3 points tracés sur la face latérale de l'échantillon : ces points, dont les coordonnées relatives sont connues, sont donc visibles sur les images scannées.

Les conditions limites sont les points d'appuis et la direction des efforts transmis à l'éprouvette. Elles sont repérées après la pré-charge, lorsque l'ensemble est stable. La position du socle et du poinçon est déterminée grâce à 3 points tracés sur chacune des deux pièces. Ces trois points forment un système d'axes local dans lequel la géométrie des pièces mécaniques est connue (les sommets du socle ou du poinçon, l'axe des cylindres, le centre de la sphère). La direction de l'effort appliqué par la machine de traction est définie par l'axe de descente de la traverse.

La localisation des mesures de déformation est définie par la position du centre de chaque jauge.

3.2.24 Simulation

Les simulations, reproduisant les essais de flexion 4 points, sont réalisées avec le code de calcul d'éléments finis Abaqus implicit®. La désignation des éléments plaques utilisés pour le maillage est S4 (cf. Annexe 2).

Le poinçon et le socle sont représentés par deux solides rigides. Ils sont construits à partir de surfaces analytiques simples : des contours formés de lignes et de cercles extrudés à l'infini (cf. Figure 3.10). Chaque pièce rigide est pilotée par un nœud, auquel on applique des conditions de chargement en déplacement. La modélisation intègre la liaison rotule répartissant les efforts sur les deux cylindres du poinçon.

Des contraintes d'encastrement partiel ou total (1, 2 ou 3 degrés de liberté bloqués en déplacement) sont imposées aux nœuds formant les coins de l'échantillon afin de le maintenir en place avant le chargement et ainsi stabiliser le calcul. Cela ne perturbe pas le comportement global de l'éprouvette car des propriétés hyper élastiques sont assignées aux éléments dont les nœuds sont bloqués.

La simulation des essais de flexion se déroule en deux étapes : la première est le positionnement des pièces et la deuxième est le chargement jusqu'à rupture de l'éprouvette (cf. Figure 3.11). L'étape de repositionnement des pièces est nécessaire car la mise en position relative des différents éléments de l'essai, suivant les mesures faites au bras 3D, n'est précise que dans l'hypothèse où la géométrie est invariante suivant z (plan normal à l'image). Ce n'est pas le cas lorsqu'on observe les épaisseurs réelles mesurées et modélisées sur les échantillons : la courbure du crâne et son irrégularité de surface (bosses et creux) entraîne donc une légère erreur de positionnement des pièces (pénétration ou non-contact des surfaces).

Une fois le modèle terminé, ces simulations numériques permettent alors de réaliser une étude paramétrique, en comparant l'influence de différents paramètres de modélisation.

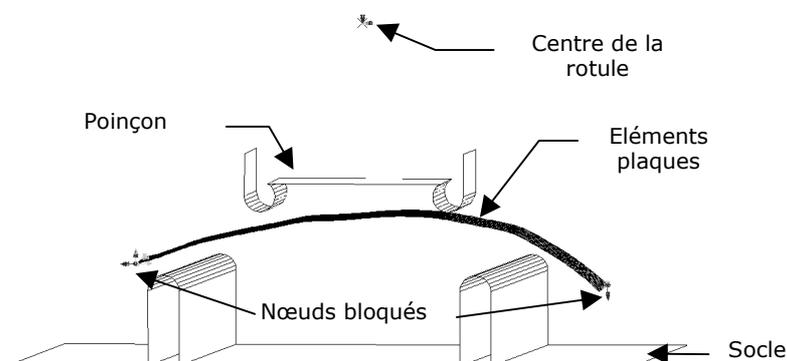


Figure 3.10 .Modélisation 3D des essais de flexion

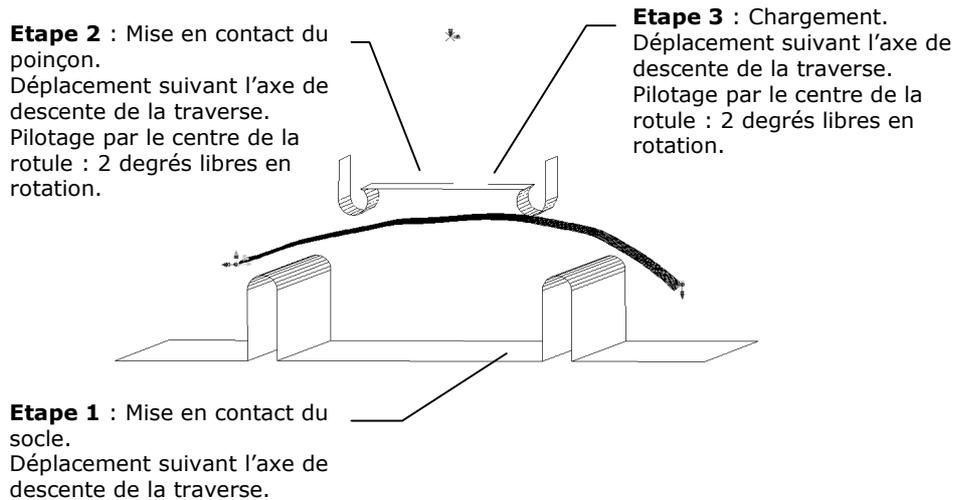


Figure 3.11 Etapes de simulation des essais de flexion

3.2.25 Conditions de l'étude paramétrique

Concernant l'identification des propriétés mécaniques de l'os crânien, l'hypothèse d'un matériau homogène est posée, c'est à dire que l'os cortical et l'os spongieux ne sont pas différenciés. Pour ce matériau unique, une loi de comportement élastoplastique a été choisie.

Une étude paramétrique, utilisant la simulation numérique, permet ensuite d'observer l'influence de certains paramètres sur la distribution des contraintes et des déformations sur le modèle. Les choix de paramétrage sont les suivants :

- l'os cortical et l'os spongieux sont différenciés par des caractéristiques mécaniques propres, avec une loi de comportement élastique composite.
- les sutures sont intégrées à la modélisation, avec l'attribution de propriétés mécaniques plus rigides que celles du matériau osseux.
- enfin, les éléments plaques sont modélisés avec une épaisseur constante afin d'évaluer l'influence de l'épaisseur variable.

Les résultats présentés ici sont ceux obtenus pour les cinq éprouvettes qui ont été modélisées.

3.3 Résultats et discussion

La reproduction des essais de flexion 4 points, en utilisant la méthode de simulation par éléments finis, permet, dans un premier temps, d'identifier les propriétés mécaniques élastoplastiques de l'os crânien, et de vérifier la validité de la modélisation en comparant le lieu de rupture expérimental à la localisation, sur le maillage, des contraintes maximales. Dans un deuxième temps, l'observation de l'influence des hypothèses de modélisation donne une évaluation des choix effectués. Les résultats sont donnés pour les cinq éprouvettes modélisées, nommées par leur numéro d'échantillon, et parmi lesquelles trois présentent une suture.

3.3.1 Identification des propriétés mécaniques et des mécanismes de rupture

3.3.1.1 Méthode d'identification des propriétés élastoplastiques

L'identification des propriétés mécaniques de la structure osseuse crânienne s'appuie sur la courbe représentant l'effort en fonction du déplacement. Les paramètres mécaniques recherchés caractérisent un comportement élastique ou élastoplastique : il s'agit du module élastique E (ou module d'Young), de la limite élastique σ_e et du module tangent E' (cf. Figure 3.12). Le coefficient de Poisson ν est choisi égal à 0,21 [WIL99] [MCE70].

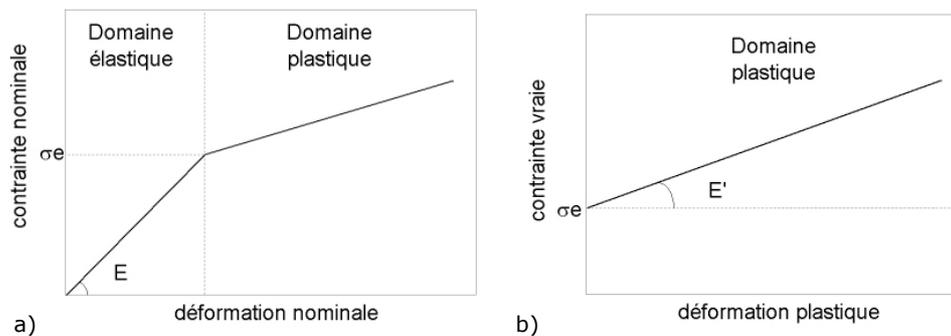


Figure 3.12 Définition des paramètres d'identification

- a. Domaine élastique.
- b. Domaine plastique.

L'identification des propriétés mécaniques est réalisée en trois étapes (cf. Figure 3.13). La première concerne le domaine élastique : il s'agit de déterminer E afin de caler la courbe numérique sur la courbe ex-

périmentale. Une valeur arbitraire du module est tout d'abord choisie afin de réaliser une première simulation, puis un produit en croix permet de déterminer la valeur appropriée de E à partir de la pente des courbes numérique et expérimentale.

La deuxième étape consiste à trouver la limite élastique σ_e en utilisant une loi de comportement parfaitement plastique. Plusieurs simulations sont nécessaires afin de déterminer la valeur de σ_e par dichotomie. La courbe effort/déplacement numérique, doit se rapprocher au maximum de la courbe expérimentale mais en restant en dessous de celle-ci.

Enfin on impose, de manière empirique, le module tangent E' dans une modélisation élastoplastique avec écrouissage afin que les courbes numérique et expérimentale coïncident dans la partie non-linéaire.

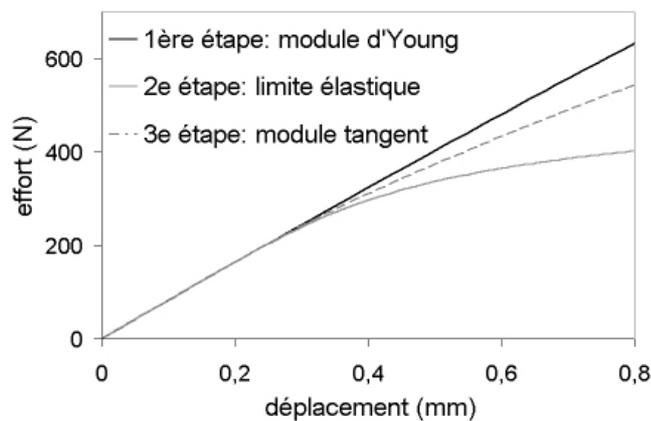


Figure 3.13 Courbes Effort-Déplacement pour différentes lois de comportement

3.3.12 Propriétés mécaniques du matériau osseux

La figure 3.14 affiche les courbes effort/déplacement expérimentales et numériques pour les cinq éprouvettes testées, ainsi que les propriétés mécaniques obtenues par identification.

Les courbes expérimentales des 5 échantillons montrent que les valeurs de l'effort maximal à rupture sont dispersées (entre 410 et 1133 N) et que la flèche maximale est comprise entre 0,9 et 1 mm.

La courbe correspondant à l'éprouvette n°1 (cf. Figure 3.14-a) présente une faible non-linéarité qui est certainement due à un glissement de l'éprouvette sur le socle car il n'y a pas de changement de pente significatif. Les autres courbes ont un domaine élastique très étendu suivi d'une phase non-linéaire juste avant la rupture (sauf pour l'éprouvette n°6).

Les paramètres d'identification obtenus pour l'éprouvette n°6 (cf. Figure 3.14-b) sont des paramètres élastiques car la courbe effort/déplacement ne présente pas de zone non-linéaire. Il faut noter que cet

échantillon a été testé, contrairement à tous les autres, sur sa table interne. Ces conditions de chargement particulières ont pu influencer les résultats.

Les résultats obtenus par identification montrent une dispersion importante pour la valeur du module d'Young E (entre 2074 et 7065 MPa) et des valeurs plus regroupées pour les paramètres plastiques σ_e et E' (σ_e compris entre 20 et 30 MPa, E' compris entre 2000 et 3500 MPa).

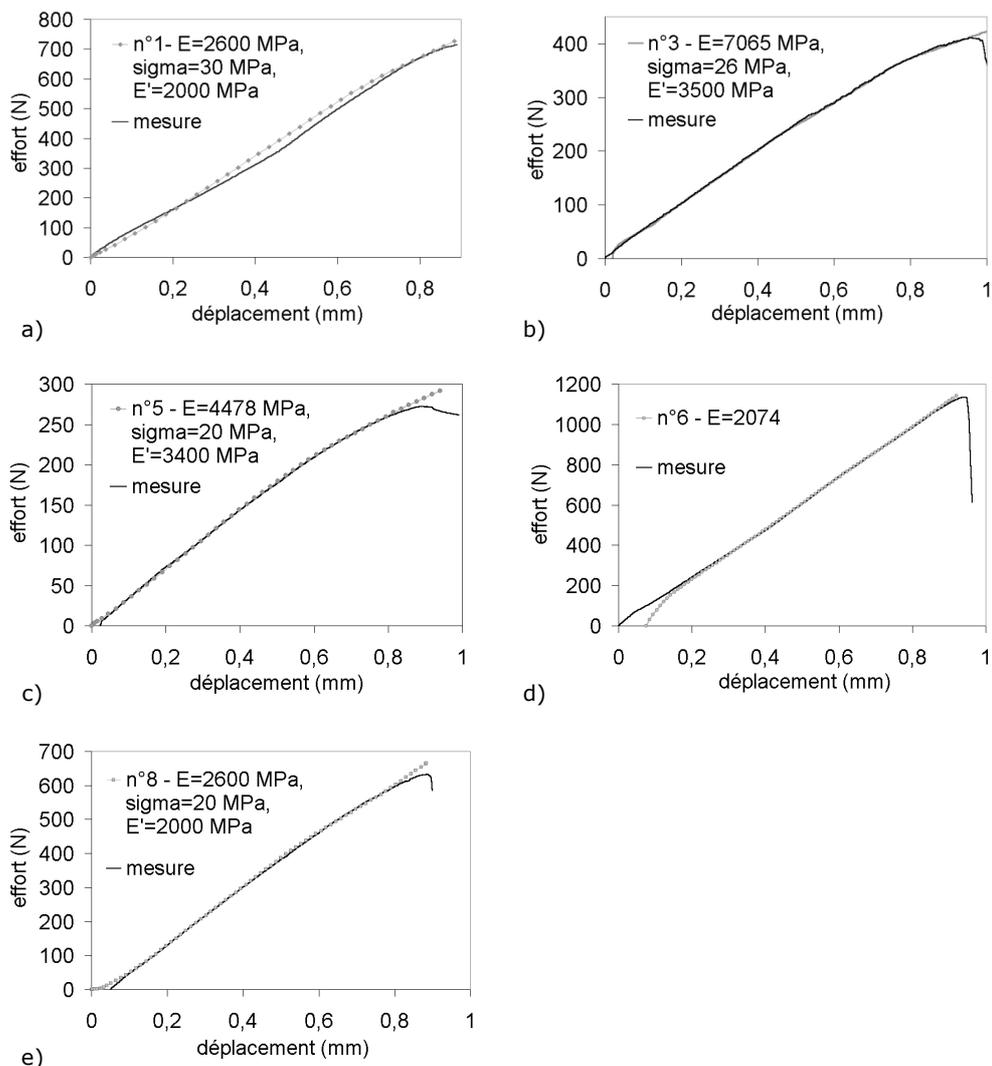


Figure 3.14 Identification : courbes effort/déplacement expérimentales et numériques des essais de flexion 4 points

- a. Eprouvette n°1 : $E=2600$ MPa, $\sigma_e=30$ MPa, $E'=2000$ MPa.
- b. Eprouvette n°3 : $E=7065$ MPa, $\sigma_e=26$ MPa, $E'=3500$ MPa.
- c. Eprouvette n°5 : $E=4478$ MPa, $\sigma_e=20$ MPa, $E'=3400$ MPa.
- d. Eprouvette n°6 : $E=2074$ MPa.
- e. Eprouvette n°8 : $E=2600$ MPa, $\sigma_e=20$ MPa, $E'=2000$ MPa.

Si l'on observe les valeurs obtenues par identification (cf. Tableau 3.1), la géométrie des éprouvettes, ainsi que leur localisation sur la calotte crânienne (cf. Figure 3.15), il apparaît que :

- Les éprouvettes n°1 et 8, qui ont une géométrie semblable ainsi qu'une localisation symétrique sur la calotte, donnent des valeurs égales pour le module d'Young ainsi que pour le module tangent, mais des limites élastiques différentes.
- La proportion d'os cortical et d'os spongieux a une influence sur le module d'Young ainsi que sur le module tangent. Les éprouvettes n°3 et 5, constituées en grande partie d'os cortical, ont une rigidité plus importante que les éprouvettes n°1 et 8. Ces éprouvettes, ayant une plus grande proportion d'os cortical, sont situées au niveau de la suture lambdaïde.

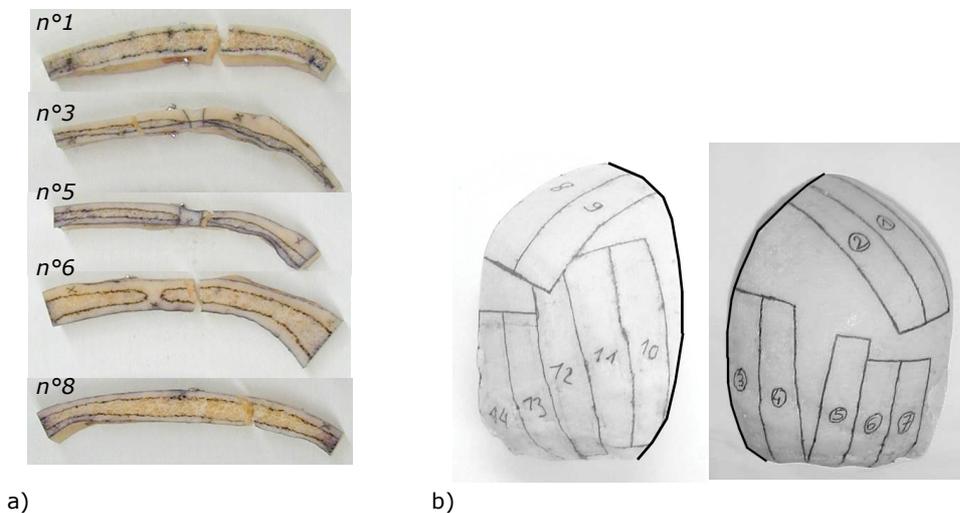


Figure 3.15 Géométrie et localisation des éprouvettes d'os crânien
 a. Géométrie des éprouvettes testées.
 b. Localisation des éprouvettes sur le crâne.

	E (MPa)	σ_e (MPa)	E' (MPa)
n°1	2600	30	2000
n°3	7065	26	3500
n°5	4478	20	3400
n°6	2074	-	-
n°8	2600	20	2000
moyenne	3763	24	2725
écart type	2060	4,8	838

Tableau 3.1 Synthèse des propriétés élastoplastiques de l'os crânien, obtenues par identification

Ces propriétés sont concordantes, car obtenues par identification des courbes effort/déplacement numériques et expérimentales. Cependant, ces résultats ne garantissent pas une modélisation correcte du comportement de la totalité de l'éprouvette, lequel peut être évalué en observant la distribution des contraintes de Von Mises sur le modèle numérique.

3.3.13 Lieux de rupture

La localisation des contraintes de Von Mises maximales, observée sur la table externe des éprouvettes modélisées, est comparée au lieu de rupture des échantillons testés, ceci afin de vérifier leur similitude (cf. Figure 3.16). La distribution des déformations principales dans la direction longitudinale n'est pas représentée ici car elle est équivalente à celle des contraintes de Von Mises.

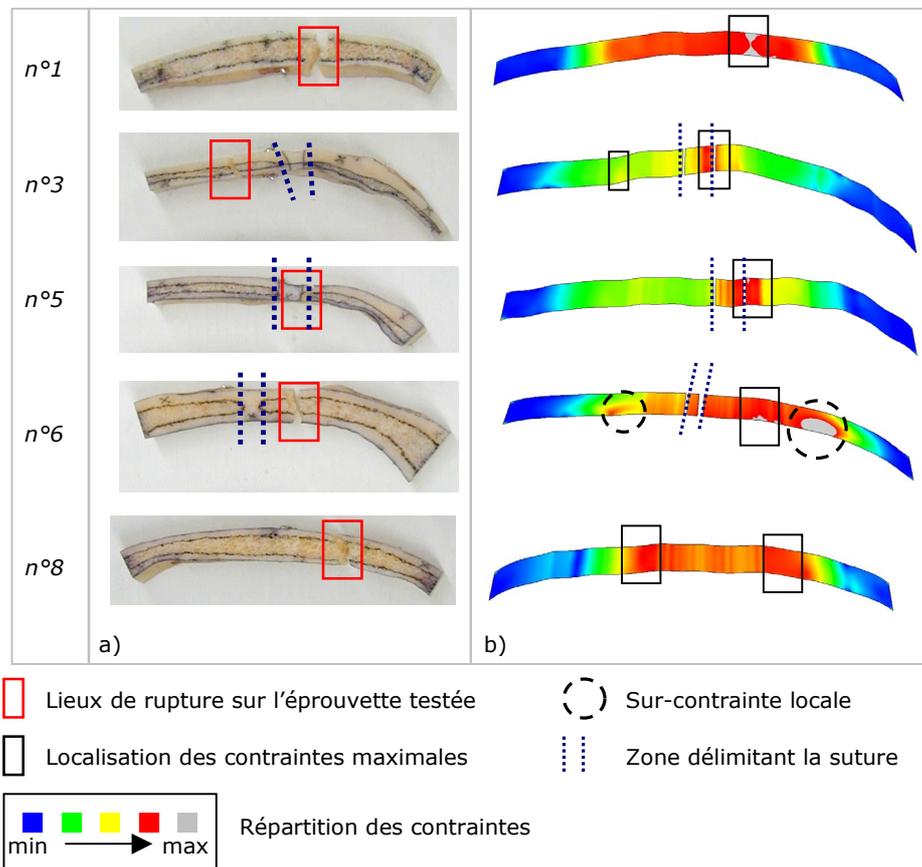


Figure 3.16 Comparaison des lieux de rupture sur les éprouvettes crâniennes
 a. Localisation de la rupture sur les éprouvettes testées.
 b. Localisation de la contrainte de Von Mises maximale sur les modèles.

Les localisations des contraintes de Von Mises maximales correspondent aux lieux de rupture pour la plupart des éprouvettes (4 sur 5), lesquelles ont une proportion os cortical/os spongieux relativement homogène. Les échantillons n°6 et 8 montrent cependant des contraintes maximales localisées en divers endroits, mais le lieu de rupture correspond tout de même à une de ces zones. De manière évidente, la rupture se produit sur la zone sollicitée où l'épaisseur est la plus faible.

Concernant les trois échantillons possédant une suture, il apparaît que d'une part, aucun des échantillons ne s'est rompu au niveau de la suture, et d'autre part, deux éprouvettes sur les trois, représentent bien le lieu de rupture même si les sutures ne sont pas modélisées spécifiquement.

Le tableau 3.2 résume, pour toutes les éprouvettes, les valeurs d'effort, de contraintes et de déformations à rupture, obtenues par simulation. On note que les valeurs de déformations présentent une dispersion peu élevée et que la moyenne des déformations à rupture est 0,0162 pour la déformation élastique et 0,0055 pour la déformation plastique.

	F_{\max} (N)	σ_{\max} Von Mises (MPa)	ϵ_l	ϵ_{pl}
n°1	714	35	0,018	0,005
n°3	410	55	0,016	0,008
n°5	271	40	0,016	0,006
n°6	1133	38	0,018	×
n°8	631	26	0,013	0,003
moyenne	632	39	0,0162	0,0055
écart type	331	10	0,002	0,002

Tableau 3.2 Paramètres de caractérisation de la rupture

3.3.14 Discussion

Les propriétés élastoplastiques de l'os crânien, obtenues par identification, sont dispersées, bien que les échantillons appartiennent à la même pièce anatomique. L'observation de la section des échantillons permet d'expliquer l'étendue de la fourchette de valeur car la proportion os cortical/os spongieux varie selon la localisation du prélèvement sur la calotte crânienne : la zone correspondant à l'os occipital possède une couche d'os cortical épaisse. On peut noter que deux éprouvettes, dont la position et l'orientation sont symétriques par rapport à la suture sagittale, donnent, après identification, la même valeur, tout d'abord pour le module d'Young E , puis pour le module tangent E' .

Les données limites (calculées pour l'effort à rupture) montrent que la contrainte de Von Mises maximale moyenne est égale à 38,8 MPa avec un écart type élevé (10,5 MPa) mais que la déformation totale limite

moyenne est égale à 0,020 avec des valeurs proches (écart type égal à 0,0034). On peut donc conclure que la déformation caractérise mieux le comportement à rupture que la contrainte.

La valeur moyenne du module d'Young ($E_{\text{moy}}=3763,4$ Mpa), se situe entre celle donnée par Delille ($E=3131$ MPa), en flexion [DEL02], et celle obtenue par Mc Elhaney ($E=5370 \pm 2890$ MPa), en traction [MCE70].

A notre connaissance, Delille [DEL02] est le seul auteur à donner des résultats d'identification concernant la limite élastique et le module tangent de l'os crânien. Le module tangent moyen obtenu dans notre étude ($E'_{\text{moy}}=2725$ MPa) est compris dans l'intervalle des valeurs données par Delille ($E'_{\text{min}}=200$ MPa et $E'_{\text{max}}=4200$ MPa). Il en est de même pour la limite élastique (σ_e moy=24 Mpa dans notre cas, σ_e min=2 MPa et σ_e max=41 MPa selon Delille).

Les paramètres limites obtenus lors de notre étude correspondent aux valeurs données par la bibliographie. La méthode des éléments finis a permis à Delille d'évaluer une déformation totale limite : il obtient des valeurs comprises entre 0,005 et 0,07. La valeur moyenne des déformations à rupture, obtenue pour notre étude (égale à 0,02), est comprise dans cette intervalle. La contrainte à rupture moyenne, égale à 39 MPa, est similaire à celle mesurée expérimentalement par Mc Elhaney (égale à 43,4 MPa).

La comparaison des lieux de rupture avec la localisation des contraintes de Von Mises maximales ou des déformations principales montre que celles-ci correspondent pour la plupart des éprouvettes (4 sur 5). L'explication qui peut être avancée, concernant la seule modélisation non similaire (échantillon n°3), est la proportion os cortical/os spongieux très variable qui n'est pas représentée par la modélisation à échelle globale de l'éprouvette. La partie de l'éprouvette où les contraintes sont maximales dans la modélisation, est en réalité la plus rigide sur l'échantillon car elle possède une épaisseur importante d'os cortical.

3.3.2 Etude paramétrique

Suite aux observations faites dans le paragraphe précédent (cf. §3.14), la suite de ce chapitre se concentre, pour les mêmes éprouvettes, sur l'influence des paramètres suivants : l'hétérogénéité du matériau osseux, la modélisation des sutures, l'épaisseur de la section. Pour cette étude, les matériaux constituant l'os crânien (os crânien homogène ou os spongieux et os compact) sont supposés avoir un comportement purement élastique.

3.2.21 Influence d'une modélisation composite

Une modélisation de type plaques composite est réalisée pour deux éprouvettes. La première montre une géométrie régulière (n°8), tandis que la seconde, dont la modélisation globale a montré une mauvaise prédiction du lieu de rupture, possède une proportion os cortical/os spongieux irrégulière (n°3).

Chaque élément plaque est défini par trois couches (deux couches d'os cortical entourant une couche d'os spongieux) dont les épaisseurs, variables, sont mesurées automatiquement sur la section latérale relevée à l'aide d'un scanner de bureau.

3.3.211 Identification

Le coefficient de Poisson ν est, comme pour la modélisation homogène, égal à 0,21. Le module d'Young de l'os spongieux est fixé à 800 MPa, tandis que celui de l'os cortical est obtenu par identification. Les résultats, ainsi obtenus, pour le module d'Young de l'os cortical, sont : $E_c=7850$ MPa pour l'éprouvette n°3 et $E_c=3791$ MPa pour l'éprouvette n°8. La valeur de E_c obtenue pour l'éprouvette n°3 est proche de celle obtenue pour le matériau homogène ($E=7065$ MPa) car l'échantillon est composé en grande partie d'os cortical. Celle obtenue pour l'éprouvette n°8 est plus éloignée ($E=2600$ MPa) car cet échantillon est constitué d'une épaisse couche d'os spongieux, dont le module d'élasticité est faible.

L'objectif de cette modélisation n'est cependant pas la détermination exacte des propriétés composites de la structure osseuse mais l'étude de l'influence de paramètres différenciés pour l'os cortical et l'os spongieux sur le comportement de l'éprouvette, en particulier sur la distribution des contraintes.

3.3.212 Distribution des contraintes de Von Mises

La distribution des contraintes de Von Mises, obtenue en utilisant un matériau homogène (cf. Figure 3.17-a), est comparée à celle donnée par la structure composite (cf. Figure 3.17-b). La distribution des déformations élastiques longitudinales de la table externe de l'éprouvette composite est également observée pour les mêmes éprouvettes.

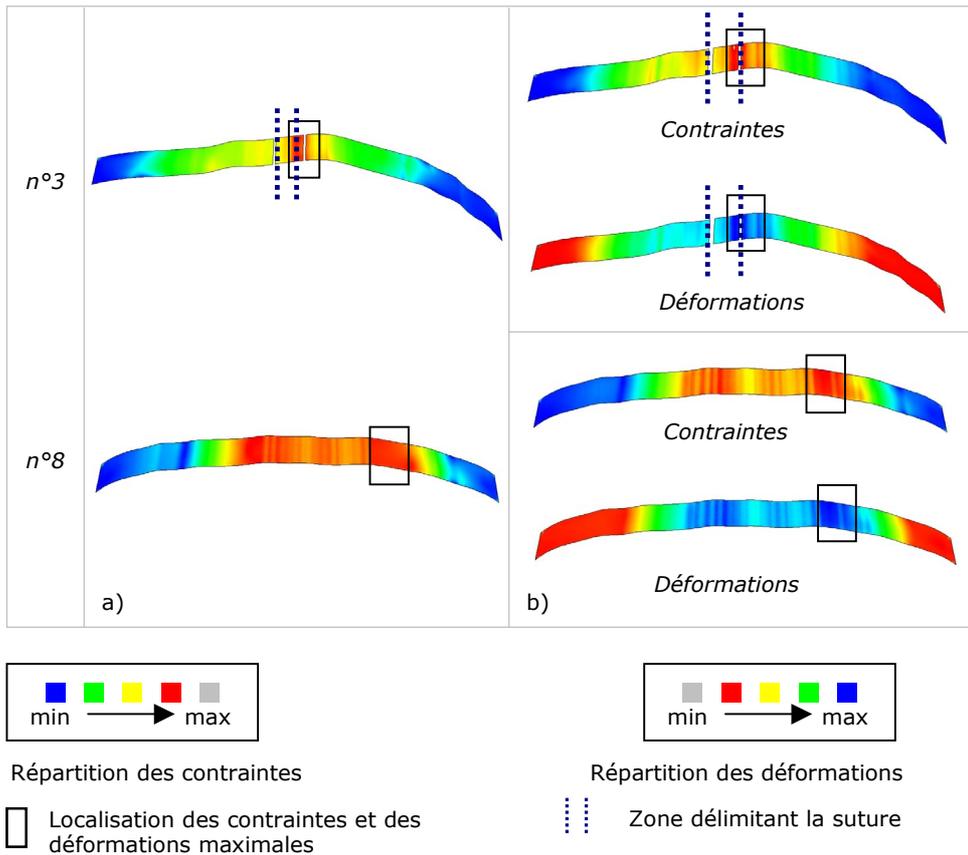


Figure 3.17 Influence d'une modélisation hétérogène sur la distribution des contraintes de Von Mises et des déformations longitudinales de la table externe
a. Modèles utilisant un seul matériau osseux : contraintes de Von Mises.
b. Modèles utilisant un matériau composite : contraintes de Von Mises et déformations élastiques longitudinales.

La figure 3.17 ne montre aucune influence d'une modélisation composite sur la localisation des contraintes et des déformations maximales. La prise en compte de la proportion os cortical/os spongieux n'améliore pas le résultat pour l'éprouvette n°3, qui est pourtant très irrégulière : la distribution des contraintes et des déformations ne représente pas le lieu de

rupture. Les conclusions de cette étude de l'influence de la prise en compte de la structure composite du matériau osseux sont tout de même réservées compte tenu du faible nombre d'échantillons étudiés.

3.3.213 Comparaison quantitative des déformations

Une comparaison des valeurs de déformation longitudinale de la table externe, mesurées expérimentalement et calculées à partir des deux types de modélisation du matériau, est réalisée. Les figures 3.18 et 3.19 montrent les courbes représentant les déformations élastiques longitudinales en fonction du déplacement du poinçon. Les valeurs expérimentales sont données par les jauges et les valeurs calculées sont obtenues lors des simulations numériques citées ci-dessus. Pour l'échantillon n°3, les valeurs obtenues par simulation numérique sont très proches des valeurs expérimentales. Les deux courbes obtenues par le calcul présentent peu d'écart étant donné que les deux modules d'Young (E homogène et E cortical) sont peu distants ($E=7065$ MPa et $E_c=7850$ MPa). Pour l'échantillon n°8, l'écart entre les valeurs expérimentales et celles obtenues par le calcul numérique homogène est important car cette échantillon est constitué d'une épaisse couche d'os spongieux. La modélisation composite réduit cet écart, mais donne des résultats néanmoins éloignés des données expérimentales.

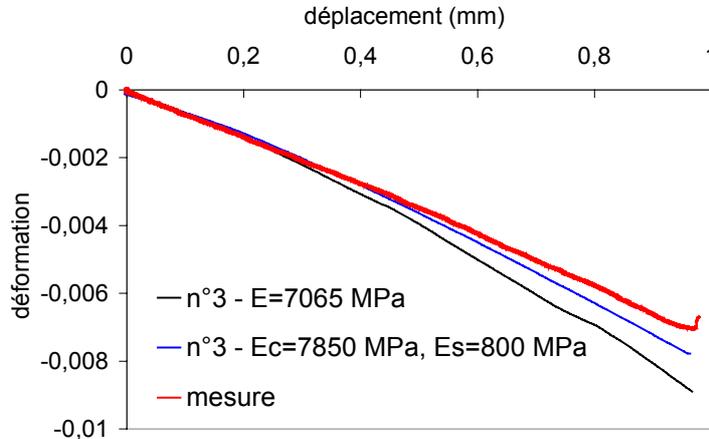


Figure 3.18 Courbes numériques et expérimentale des déformations longitudinales de la table externe en fonction du déplacement du poinçon : échantillon n°3

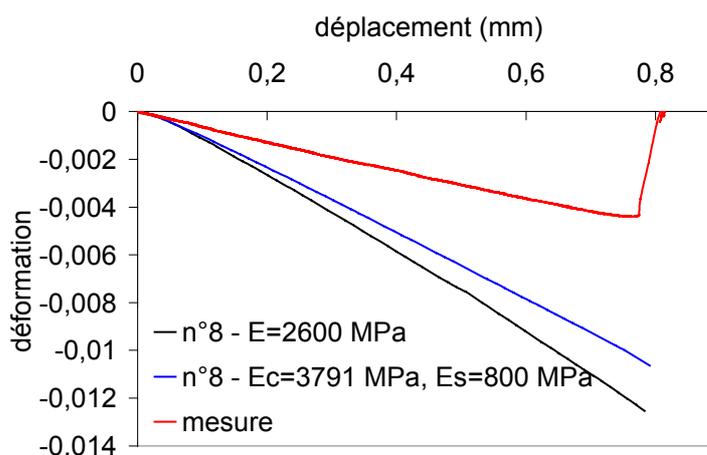


Figure 3.19 Courbes numériques et expérimentale des déformations longitudinales de la table externe en fonction du déplacement du poinçon : échantillon n°8

3.2.22 Influence des sutures

L'observation d'une éventuelle influence des sutures sur le comportement des éprouvettes est réalisée en l'attribuant des propriétés mécaniques spécifiques aux sutures. Ces propriétés sont choisies de manière arbitraire ($E=10000$ MPa) car les données bibliographiques ne présentent aucune valeur de référence. Leur constitution laisse penser qu'elles sont plus rigides que le matériau osseux, et ceci d'autant plus si le sujet est âgé.

La figure 3.20 montre la distribution des contraintes de Von Mises sur les trois éprouvettes modélisées possédant une suture, tout d'abord sans la différenciation du matériau suture, puis avec l'intégration de propriétés spécifiques aux sutures. On constate que l'introduction de propriétés mécaniques plus rigides pour le matériau suture influence seulement la valeur maximale des contraintes de Von Mises, mais pas leur distribution. La contrainte maximale, représentant le lieu de rupture, est localisée au même endroit, quel que soit le type de modélisation. Par contre, les déformations longitudinales ne sont pas distribuées de la même manière. En effet, pour les trois éprouvettes, les valeurs maximales sont localisées sur la suture lorsque celle-ci n'est pas modélisée, tandis que ces valeurs se déplacent juste à côté dans le cas contraire.

Pour l'éprouvette n°3, modélisée sans la suture, le lieu des contraintes et déformations maximales ne coïncide pas avec le lieu de rupture. L'intégration de la suture dans la simulation de cet essai ne modifie pas ce résultat.

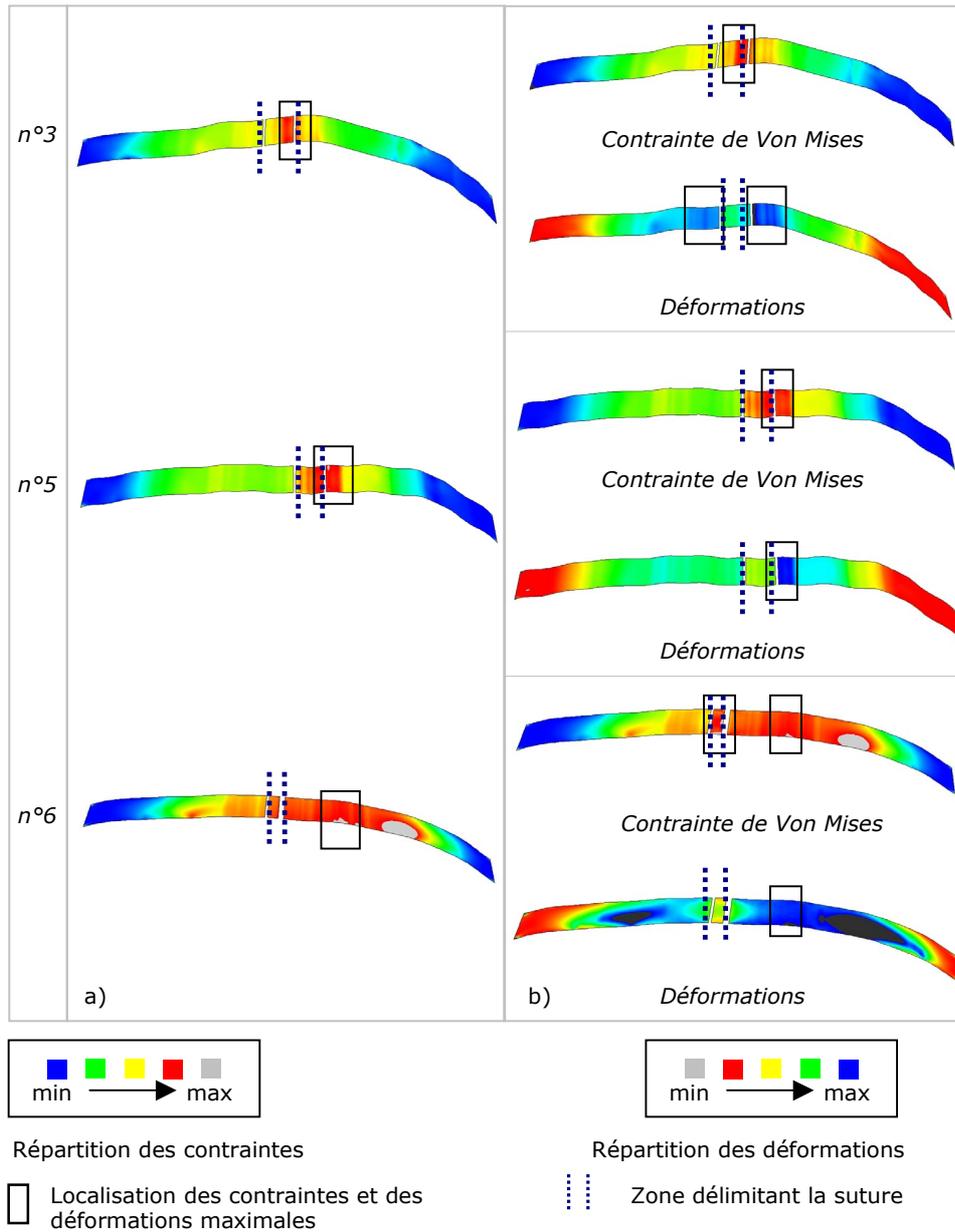


Figure 3.20 Influence des sutures sur la distribution des contraintes et des déformations

a. Modèles utilisant uniquement un matériau osseux : contraintes de Von Mises.
 b. Modèles utilisant un matériau osseux et un matériau suture : contraintes de Von Mises et déformations.

3.2.23 Influence de l'épaisseur réelle

L'objet de ce paragraphe est de mettre en évidence la nécessité d'une modélisation intégrant le calcul des épaisseurs réelles. Pour cela, les résultats obtenus précédemment, à l'aide de modèles intégrant des épaisseurs variables, sont comparés à ceux présentés ci-dessous, utilisant une modélisation avec épaisseur constante.

La comparaison de la distribution des contraintes de Von Mises pour les deux types de modélisation de l'épaisseur (cf. Figure 3.21) montre que, pour les échantillons dont la géométrie est irrégulière (n°5, 6, 8), la localisation des zones de contrainte maximale est différente lorsque l'épaisseur des éléments plaques est constante : elle ne correspond plus au lieu de rupture de l'éprouvette. Seul l'échantillon n°1 ne présente pas de différence dans les résultats obtenus car sa géométrie est relativement constante.

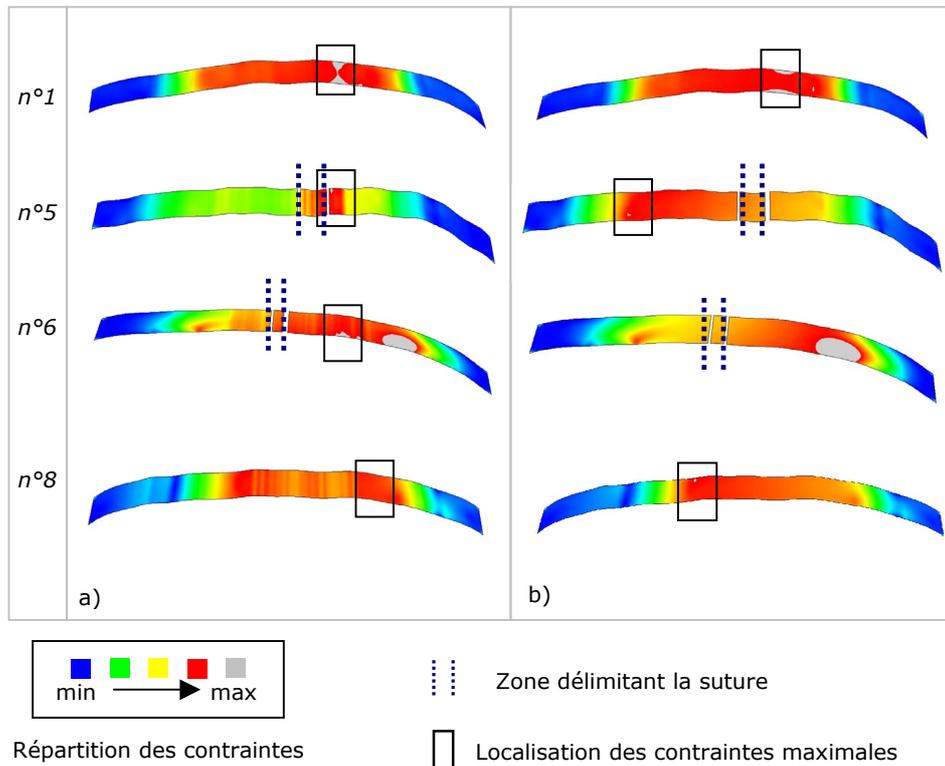


Figure 3.21 Influence de l'épaisseur réelle sur la distribution des contraintes de Von Mises

- a. Maillage ayant une épaisseur variable mesurée.
- b. Maillage ayant une épaisseur constante.

3.2.24 Discussion

L'étude paramétrique menée lors de ces essais de flexion, à l'aide de la méthode des éléments finis, a permis d'apporter des éléments de réponse aux questions concernant la modélisation du matériau osseux, et cela, même si le nombre d'échantillons étudiés est faible.

L'observation de l'influence d'une modélisation en matériau composite, reproduisant la structure de l'os (une couche d'os spongieux entourée d'os cortical), montre que celle-ci ne modifie en rien la distribution des contraintes et des déformations sur l'éprouvette maillée. Seules les valeurs des paramètres à la rupture (contraintes et déformations) sont modifiées. Il apparaît donc qu'une homogénéisation du matériau osseux apporte la même information, au niveau de la prédiction du lieu et des paramètres de rupture, qu'une modélisation hétérogène. De plus, l'épaisseur variable de la structure osseuse homogénéisée est plus aisément mesurable que les différentes épaisseurs d'os cortical et spongieux.

Les essais de flexion 4 points réalisés par Hubbard sur des éprouvettes d'os crânien contenant une suture montrent que, en ce qui concerne le matériel osseux « frais », 4 éprouvettes sur 7 se sont rompues à la suture. Dans notre cas, aucun des 3 échantillons ne s'est rompu sur la suture. Hubbard montre que, pour 2 échantillons « frais » de géométrie régulière, le comportement de ceux-ci est légèrement plus compliant que le résultat analytique donné par la théorie des poutres homogènes. Il montre également que, pour une sollicitation en flexion et pour une même épaisseur, les sutures sont aussi raides que la structure osseuse. Une étude plus récente, menée sur des os de chèvre, montre que d'une part 65% des échantillons testés se sont rompus au niveau de la suture, et d'autre part la contrainte maximale augmente avec le degré d'interdigitation des sutures, pour devenir équivalente à celle de l'os lorsque les sutures sont très soudées (degré élevé). La réponse des éprouvettes maillées sans différenciation du matériau suture, reproduit bien la localisation de la rupture. En faisant l'hypothèse de sutures très soudées, ayant un module d'élasticité équivalent à celui de l'os cortical crânien (10 000 MPa), la prédiction des lieux de rupture des éprouvettes n'est pas modifiée. Il semblerait que, sur les 3 éprouvettes testées, les sections localement plus fines conditionnent les lieux de fracture, indépendamment de la rigidité des sutures.

L'influence de l'épaisseur de la section a été clairement mise en évidence par notre étude. L'utilisation d'éléments plaques dont l'épaisseur est constante modifie considérablement la localisation des contraintes et des déformations maximales : elle ne coïncide plus avec le lieu de rupture expérimental. L'attribution de l'épaisseur réelle à chaque élément est donc

déterminante et elle a bien été prise en compte lors de la modélisation de la face humaine (cf. Chap.2§3.23).

3.4 Conclusion

Des essais mécaniques ont permis d'identifier les propriétés mécaniques élastoplastiques de l'os du crâne humain, en utilisant la méthode des éléments finis. De plus, une étude paramétrique a apporté des éléments de réponse concernant les choix de modélisation du matériau osseux.

En conclusion à ce chapitre de caractérisation du matériau osseux humain, les hypothèses suivantes peuvent être avancées concernant la modélisation de la face humaine (cf Figure 3.22) :

- Le choix de l'attribution d'une épaisseur réelle variable aux éléments plaques est appuyé par l'étude paramétrique.
- L'homogénéisation du matériau osseux avec la mesure de l'épaisseur, qui est la solution choisie, est plus fidèle au comportement du matériau qu'une modélisation composite avec épaisseur constante.
- Les sutures, qui ont été intégrées à la modélisation de la face, ne seront pas différenciées car elles ne semblent pas avoir d'influence sur le comportement de la structure. L'étude devrait cependant être poursuivie afin d'obtenir un nombre significatif d'échantillons.
- Les propriétés mécaniques, obtenues par identification en utilisant une loi de comportement élastoplastique, sont en accord avec une partie des données bibliographiques, qui sont pourtant dispersées. Les valeurs données par ces essais de flexion font office de référence pour la suite de ce travail de recherche.

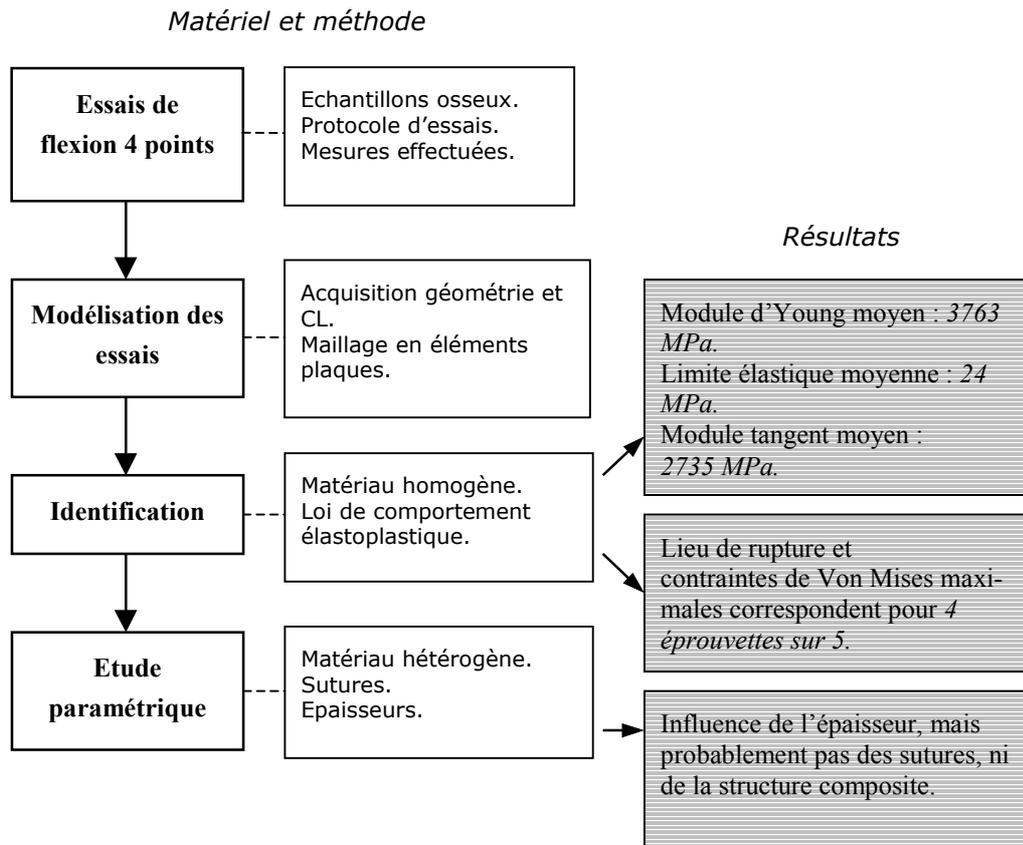


Figure 3.22 Du matériau biologique à la loi de comportement

Chapitre 4

Validation du modèle EF de la face sous sollicitation statique

**« Du modèle numérique...
...au modèle biofidèle »**

Validation du modèle EF de la face sous sollicitation statique

4.1 Introduction et objectif

4.2 Matériel et méthode

4.2.1 Protocole expérimental

4.2.11 *Pièces anatomiques*

4.2.12 *Protocole d'essais*

4.2.13 *Mesures*

4.2.131 Mesures globales

4.2.132 Mesures locales

4.2.2 Modélisation des essais

4.2.21 *Acquisition des conditions limites*

4.2.22 *Localisation des mesures*

4.2.23 *Conditions de simulation*

4.3 Identification des propriétés mécaniques

4.3.1 Méthode

4.3.2 Données expérimentales

4.3.21 *Résultats*

4.3.22 *Discussion*

4.3.3 Identification des propriétés mécaniques

4.3.31 *Modèle en éléments briques*

4.3.32 *Modèle en éléments plaques*

4.3.33 *Discussion*

4.4 Validation des paramètres locaux

4.4.1 Mesure axiale de déplacement

4.4.11 *Résultats expérimentaux*

4.4.12 *Résultats numériques*

4.4.13 *Discussion*

4.4.2 Mesure des déplacements par corrélation d'images numériques

4.4.21 *Comparaison qualitative des résultats*

4.4.211 Chargement orienté à 0°

4.4.212 Chargement orienté à 30°

4.4.213 Discussion

4.4.22 *Evaluation du déplacement du montage*

4.4.23 *Comparaison quantitative des résultats*

4.4.231 Chargement orienté à 0°

4.4.232 Chargement orienté à 30°

4.4.233 Discussion

4.4.24 *Evaluation de l'influence de la résine*

4.5 Validation anatomique

4.5.1 Objectif et méthode

4.5.2 Résultats et Discussion

4.5.3 Conclusion

4.6 Conclusion

4.1 Introduction et objectif

L'objectif de ce chapitre est l'évaluation des deux modèles en éléments finis de la face humaine, réalisés dans la première partie de ces travaux (cf. Chapitre 2), ainsi que la validation sous sollicitation statique du maillage choisi.

La démarche d'évaluation des modèles s'appuie sur l'identification de paramètres globaux, à partir de la modélisation d'un essai mécanique (cf. Figure 4.1) : il s'agit de déterminer les propriétés mécaniques du matériau osseux à partir de la courbe effort/déplacement. Ces résultats quantitatifs permettent de juger les deux modèles numériques. La validation du modèle alors choisi s'appuie sur la comparaison de champs de déplacements numériques et expérimentaux.

Les deux modèles évalués sont le maillage en éléments plaques ainsi que le maillage en éléments briques possédant une résolution de 2 millimètres (cf. Chapitre 2). Nous avons vu précédemment que le maillage en éléments plaques semblait plus adapté et présentait des avantages (nombre d'éléments, temps de calcul). Dans cette partie de l'étude, c'est la réponse des deux modèles pour une même sollicitation qui est comparée en terme d'identification des propriétés.

Ce chapitre présente dans un premier temps la méthode ainsi que les moyens employés : le protocole expérimental des essais de compression puis leur modélisation avec les deux maillages. Dans un deuxième temps les données expérimentales et les résultats de simulation sont exposés. Puis, ceux-ci sont discutés pour aboutir à la validation de l'un des modèles. Enfin, le modèle validé a fait l'objet d'une étude biomécanique et anatomique du trajet des contraintes principales dans la structure.

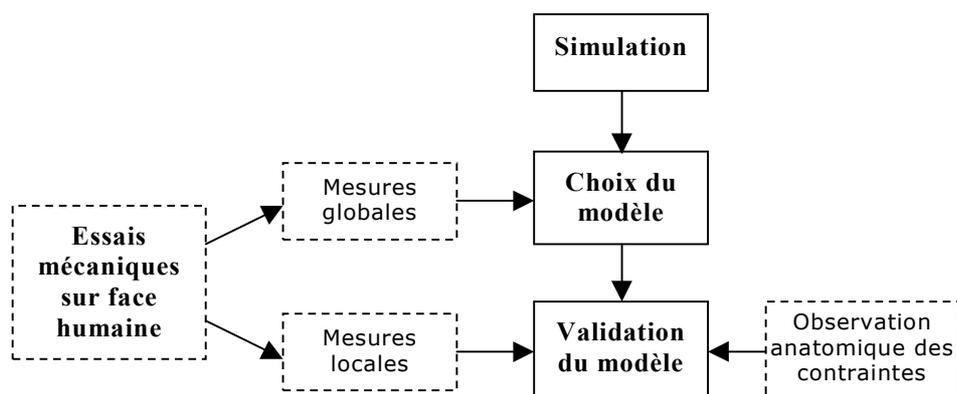


Figure 4.1 Démarche de validation statique du modèle de face

	Localisation du chargement	Effort appliqué
<i>Pièce : H 80 ans, utilisée pour la modélisation</i>		
<i>Surface de contact sphérique, épaisseur résine 15mm</i>		
N°1 et 2	Os malaire droit 0°	220 et 390 N
N°3 à 5	Os malaire droit 30°	640, 800 et 1200 N
<i>Pièce : F 80 ans</i>		
<i>Surface de contact plane, épaisseur résine 50mm</i>		
N°6	Os malaire droit 0°	200 N
N°7	Os frontal gauche 30°	150 N
N°8 et 9	Os malaire gauche 30°	200 N puis rupture

Tableau 4.1 Conditions de chargement des essais de validation statique

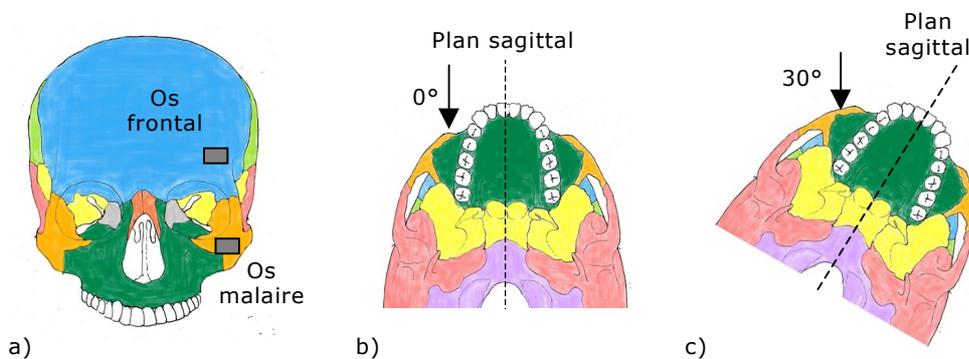


Figure 4.3 Conditions de chargement des essais de compression statique

a. Vue antérieure : localisation des zones sollicitées.

b. Vue inférieure : orientation de l'effort de 0° par rapport au plan sagittal.

c. Vue inférieure : orientation de l'effort de 30° par rapport au plan sagittal.

Le poinçon utilisé pour les essais n°1 à 5 présente une surface de contact sphérique (diamètre égal à 20 mm). Il a ensuite été remplacé par une surface plane rectangulaire (40 par 20 mm de côté) permettant d'avoir un contact moins ponctuel.

Afin de réaliser un encastrement de la pièce anatomique, la partie crânienne est moulée dans un socle en métal à l'aide de résine (Technovit 3040®). L'épaisseur de résine est égale à 15 millimètres pour les essais n°1 à 5. Elle a ensuite été portée à 50 mm pour les essais n°6 à 9 (cf. Figure 4.5) afin d'augmenter la fiabilité de l'encastrement. L'ensemble solidaire socle-pièce anatomique est vissé sur la traverse fixe de la machine de compression, avec une orientation définie suivant les conditions de chargement : une inclinaison de 0 ou 30° par rapport au plan sagittal, donnée par trois cales en acier usinées (cf. Figure 4.4).

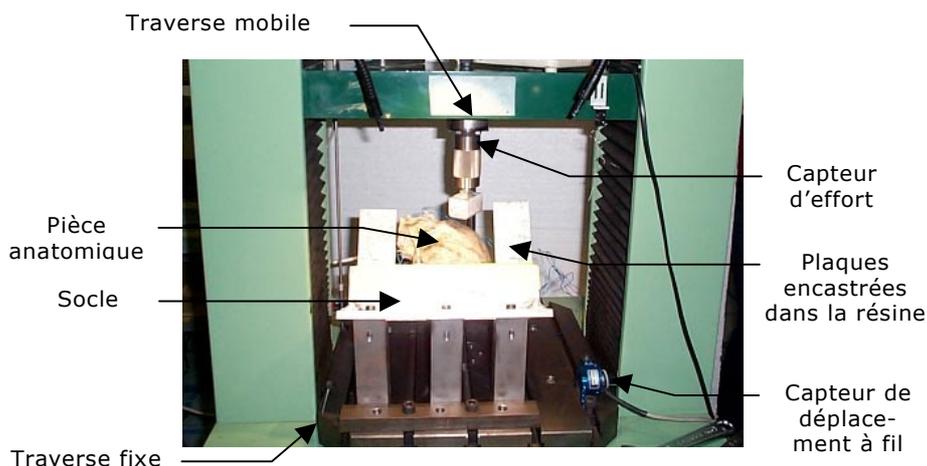


Figure 4.4 Montage des essais de compression sur la machine Deltalab

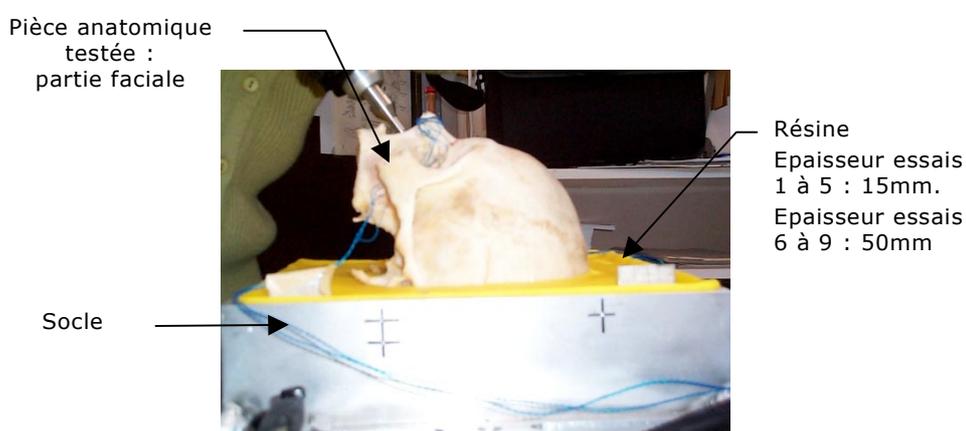


Figure 4.5 Conditions d'encastrement de la partie faciale

4.2.13 Mesures

4.2.131 Mesures globales

Les mesures globales sont les valeurs d'effort et de déplacement au point d'appui. Le capteur d'effort a une capacité de 500 daN (TME F521 TC). Le déplacement est donné par un capteur intégré à la machine de compression.

Pour les essais n°6 à 9, une deuxième mesure de déplacement est enregistrée par un capteur à fil relié aux deux traverses (Space Age Control Inc., Série 160, 5 tours). Cette deuxième mesure de déplacement permet de synchroniser les mesures globales avec les mesures locales présentées ci-dessous.

4.2.132 Mesures locales

Des mesures locales de déplacement sont réalisées pour les essais n°6 à 9. Elles permettent d'obtenir des données expérimentales localisées sur différentes zones de la structure faciale (cf. Tableau 4.2).

Tout d'abord, le champ de déplacement 2D de la partie faciale sollicitée (gauche ou droite) est obtenu par corrélation d'images numériques. Pour cela, un motif aléatoire est déposé sur la zone à étudier et ses déplacements sont mesurés en comparant l'image initiale à celle prise sous chargement (cf. Annexe 3). Le motif est réalisé en déposant de la poudre de carbone sur la pièce, préalablement enduite d'un mélange d'eau et de colle à bois (cf. Figure 4.6). Les images, de dimension 1024x1024 pixels, sont obtenues à l'aide d'une caméra numérique (CDD Hamamatsu C4742-95) dans un plan parallèle au bord du socle (cf. Figure 4.6-a). Les mesures de déplacement 2D sont réalisées dans le repère lié à l'image.

La même méthode, employée sur des plaques encastées dans la résine, permet de visualiser l'existence d'un éventuel déplacement résiduel du système d'encastrement (cf. Figures 4.4 et 4.6-a), à partir d'images prises avant et après l'essai.

Enfin, pour chaque chargement, une mesure de déplacement local est donnée par un capteur à tige (cf. Figure 4.6-b). Ce déplacement, mesuré suivant l'axe de la tige, est obtenu en un point situé dans une zone non couverte par les mesures de corrélation (zone palatine ou zone malaire opposée au chargement).

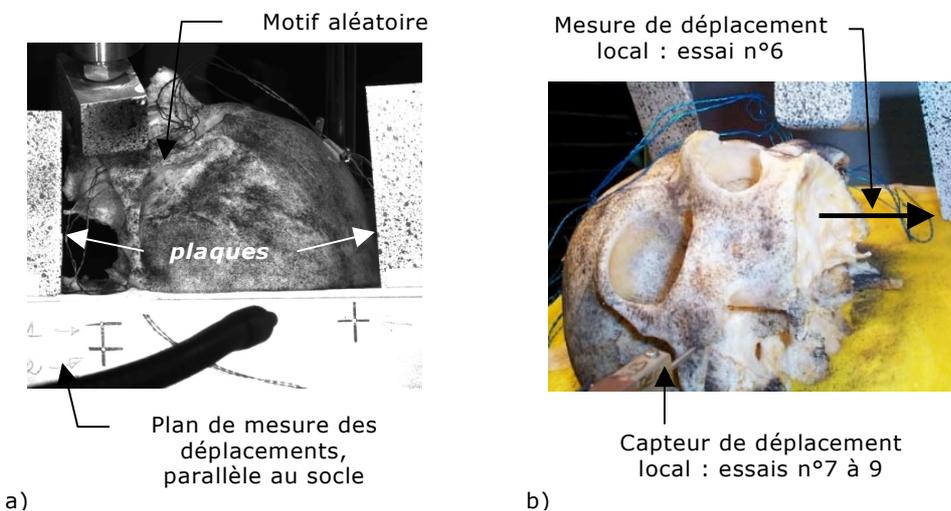


Figure 4.6 Mesures locales réalisées sur la pièce anatomique
 a. Mesure des champs de déplacement par corrélation d'images.
 b. Mesure axiale de déplacement local.

	Localisation du chargement	Effort appliqué	Mesure locale corrélation	Mesure locale capteur
<i>Pièce :H 80 ans, utilisée pour la modélisation</i> <i>Surface de contact sphérique, épaisseur résine 15mm</i>				
N°1 et 2	Os malaire droit 0°	220 et 390 N	-	-
N°3 à 5	Os malaire droit 30°	640, 800 et 1200 N	-	-
<i>Pièce :F 80 ans</i> <i>Surface de contact plane, épaisseur résine 50mm</i>				
N°6	Os malaire droit 0°	200 N	Partie faciale gauche	Palais orientation caudale
N°7	Os frontal gauche 30°	150 N	Partie faciale droite	Arche zygomatique orientation frontale
N°8 et 9	Os malaire gauche 30°	200 N puis rupture	Partie faciale droite	Arche zygomatique orientation frontale

Tableau 4.2 Conditions de chargement et de mesure des essais de validation

4.2.2 Modélisation des essais

4.2.2.1 Acquisition des conditions limites

Les conditions aux limites sont repérées durant l'essai à l'aide du bras de mesure 3D (cf. Figure 4.7) et sont introduites dans le modèle à l'aide du repère anatomique de la tête (cf. Chap.1§1.1). L'encastrement est repéré à partir du contour formé par la résine et la pièce anatomique. La direction de chargement est donnée par l'axe de descente de la traverse mobile et la position du poinçon est obtenue par repérage de points sur sa surface.

4.2.2.2 Localisation des mesures

Les mesures locales sont repérées sur le modèle de la même manière que les conditions limites. La position et l'orientation de l'axe du capteur de déplacement à tige, celui-ci étant de forme parallélépipédique, est définie par le repérage de deux de ces faces.

Le repère image, dans lequel est mesuré le champ de déplacements par la méthode de corrélation, est positionné dans le modèle à l'aide de trois points. Ceux-ci sont repérés sur la face du socle qui est parallèle au plan de mesure, et sont visibles sur les images utilisées pour les mesures. Ils permettent donc de créer un système d'axe commun au modèle et aux mesures.

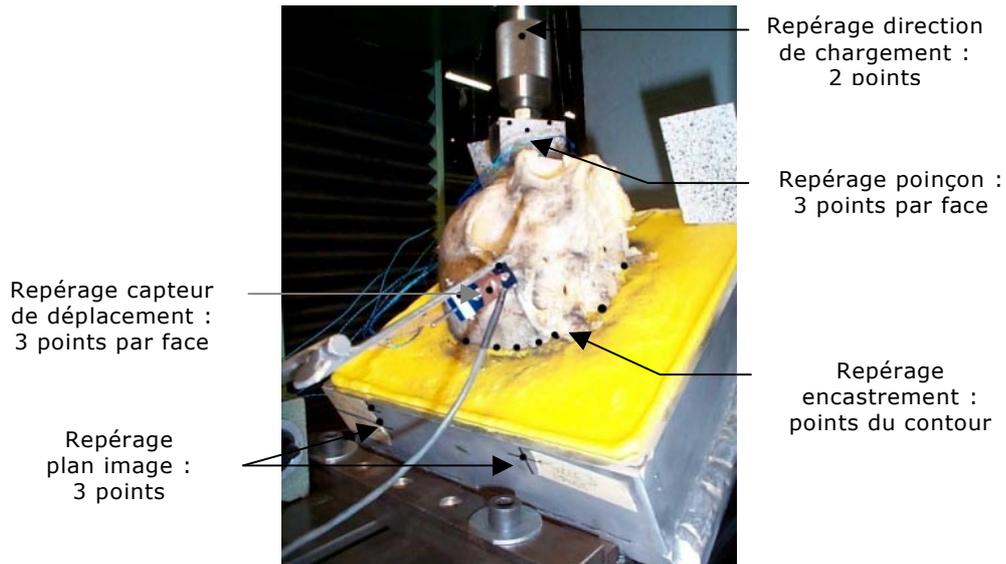


Figure 4.7 Acquisition des conditions aux limites et des mesures

4.2.23 Conditions de simulation

Les différents chargements sont simulés à l'aide du code de calcul Abaqus implicit® (cf. Figure 4.8). Le modèle en éléments plaques est constitué d'éléments S4 et S3 (cf. Annexe 2), et celui en éléments briques est formé d'éléments C3D8 (cf. Annexe 2) (cf. Chap.2§3).

Les nœuds du maillage appartenant aux conditions d'encastrement sont bloqués suivant les six degrés de liberté, et les éléments formant la calotte arrière du crâne sont supprimés.

Le poinçon cylindrique, utilisé pour les essais n°1 à 5, est modélisé par une surface analytique et le poinçon parallélépipédique, utilisé pour les essais n°6 à 9, est modélisé par des éléments plaques. Ils sont tous deux considérés comme infiniment rigides et pilotés en déplacement.

Le contact ponctuel entre le poinçon sphérique et la face n'intègre pas de coefficient de friction, tandis que celui entre la pièce parallélépipédique et la face est modélisé avec un coefficient de friction de Coulomb égal à 0,3. De plus, pour ces derniers essais, un module élastique égal à 300000 MPa est attribué à la surface osseuse de contact afin d'observer une déformation homogène de la zone chargée, celle-ci possédant une géométrie irrégulière. Pour toutes les simulations utilisant le modèle en éléments plaques, les éléments de la face en contact avec le poinçon possèdent une épaisseur constante.

Le matériau osseux est modélisé à l'aide d'une loi élastique pour les simulations se limitant au domaine élastique, puis d'une loi élasto-plastique pour l'essai dépassant la limite élastique. Le coefficient de Poisson ν est égal à 0,21 [WIL99] [MCE70].

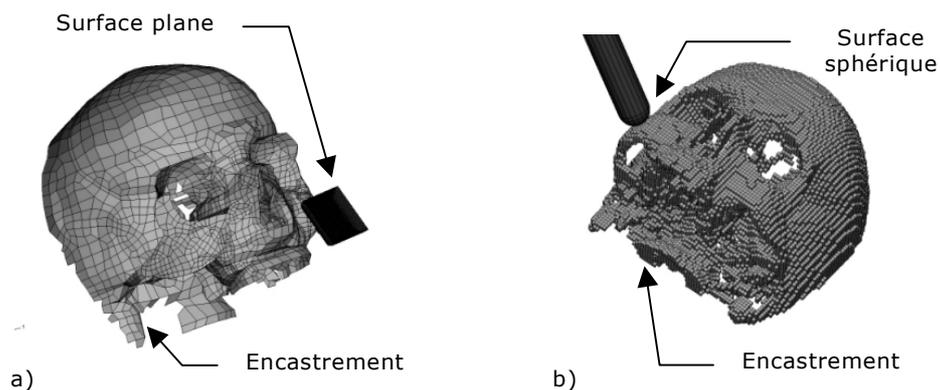


Figure 4.8 Simulation des essais de validation statique

a. Modélisation utilisant le maillage en éléments plaques : essais n°8 et 9.

b. Modélisation utilisant le maillage en éléments briques : essais n°3 à 5.

4.3 Identification des propriétés mécaniques

4.3.1 Méthode

L'identification des propriétés mécaniques de la structure osseuse faciale s'appuie sur la courbe représentant l'effort en fonction du déplacement. Les paramètres mécaniques recherchés caractérisent un comportement élastique ou élastoplastique : il s'agit du module élastique E (ou module d'Young), de la limite élastique σ_e et du module tangent E' (cf. Figure 4.9).

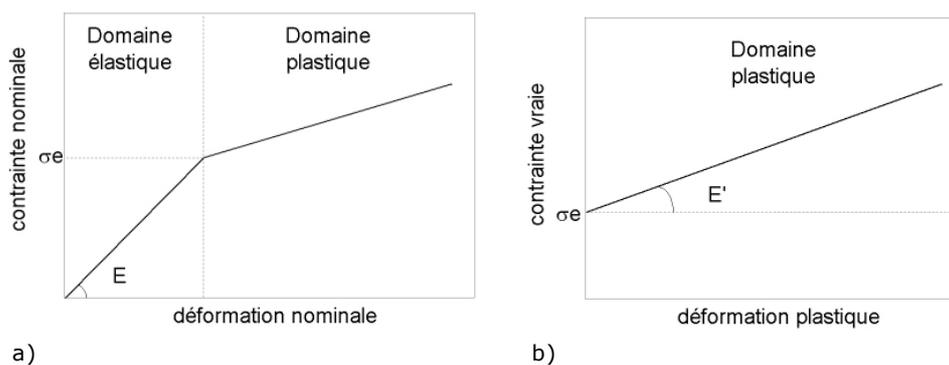


Figure 4.9 Définition des paramètres d'identification

a. Domaine élastique.

b. Domaine plastique.

L'identification des propriétés mécaniques est réalisée en trois étapes (cf. Figure 4.10). La première concerne le domaine élastique : il s'agit de déterminer E afin de caler la courbe numérique sur la courbe expérimentale. Une valeur arbitraire du module est tout d'abord choisie afin de réaliser une première simulation de référence, puis une règle de trois permet de déterminer la valeur appropriée de E à partir de la pente des courbes numérique et expérimentale.

La deuxième étape consiste à trouver la limite élastique σ_e en utilisant une loi de comportement parfaitement plastique. La courbe effort/déplacement numérique affiche alors une pente nulle au moment où la limite élastique est atteinte. Plusieurs simulations sont nécessaires afin de déterminer la valeur de σ_e par encadrement, car la courbe numérique doit se rapprocher au maximum de la courbe expérimentale, mais en restant en dessous de celle-ci.

Enfin on impose, de manière empirique, le module tangent E' dans une modélisation élastoplastique avec écrouissage afin que les courbes numérique et expérimentale coïncident dans le domaine plastique.

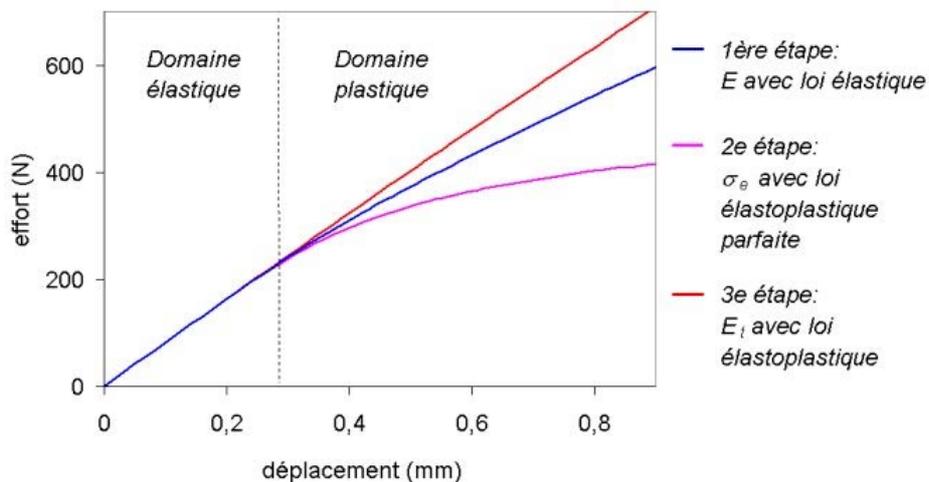


Figure 4.10 Les trois étapes de l'identification

4.3.2 Données expérimentales

4.3.2.1 Résultats

Les mesures globales obtenues sont données sous la forme de courbes représentant l'effort exercé par le poinçon en fonction de son déplacement (cf. Figures 4.11 à 4.13). Chaque graphique montre les résultats pour une série de chargements effectués dans les mêmes conditions, avec un accroissement de l'effort maximal (cf. Tableau 4.1).

Les courbes résultant des essais n°1 et 2, effectués sur l'os malaire avec une direction de 0° , présentent la même non-linéarité (cf. Figure 4.11-a). Cette perturbation, localisée pour un effort d'environ 150 N, est probablement causée par des conditions locales de contact et de géométrie. Cette hypothèse est raisonnable car :

- le contact est ponctuel (poinçon sphérique).
- la courbe de l'essai n°2 conserve la même pente que celle de l'essai n°1 (différence entre les deux courbes dans la partie linéaire : 1,64%), ce qui démontre que le comportement du matériau osseux n'a pas été modifié.

Les courbes n°3 à 5 résultent des essais effectués sur l'os malaire avec une direction de 30° (cf. Figure 4.11-b). La courbe n°3 est linéaire durant la totalité de l'essai (jusqu'à 600 N). La courbe n°4, dont l'effort maximal atteint 800 N reste linéaire jusqu'à 700 N, tout comme la courbe n°5, qui montre un premier signe de rupture de la structure osseuse pour un effort d'environ 1050 N. Les trois chargements successifs montrent que la raideur augmente (écart égal à 20,8% entre n°3 et 4) et tend vers une valeur égale à 1270 N/mm (écart égal à 3,07% entre n°4 et 5).

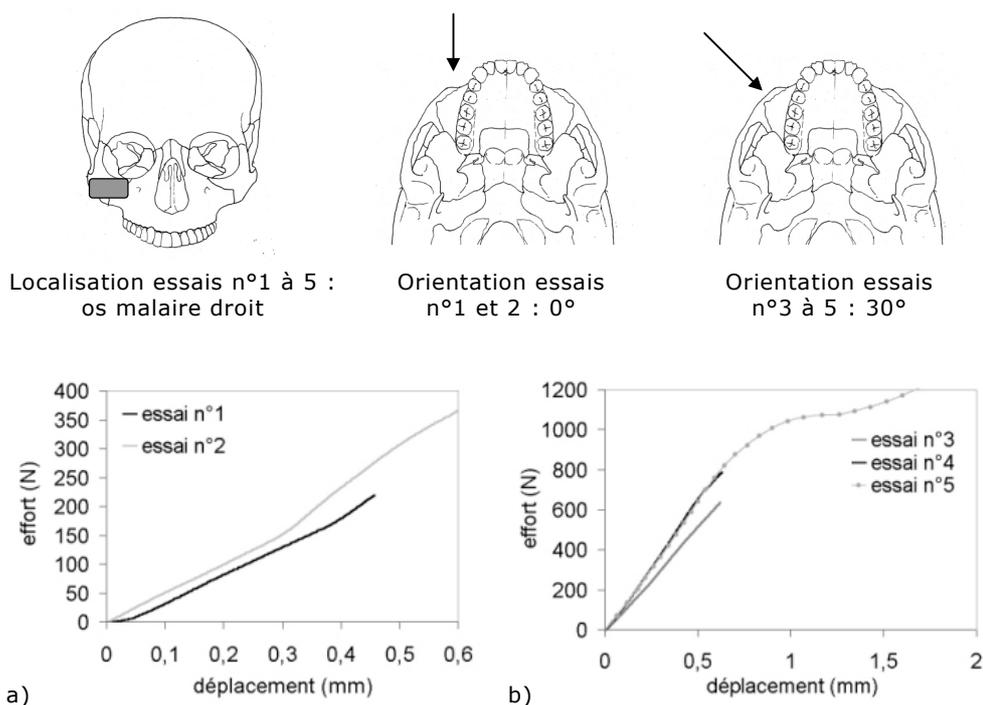


Figure 4.11 Résultats expérimentaux des essais de validation statique : courbes effort/déplacement pour les essais n°1 à 5

a. Essais n°1 et 2 sur os malaire droit, avec une orientation de 0° .

b. Essais n°3, 4 et 5 sur os malaire droit, avec une orientation de 30° .

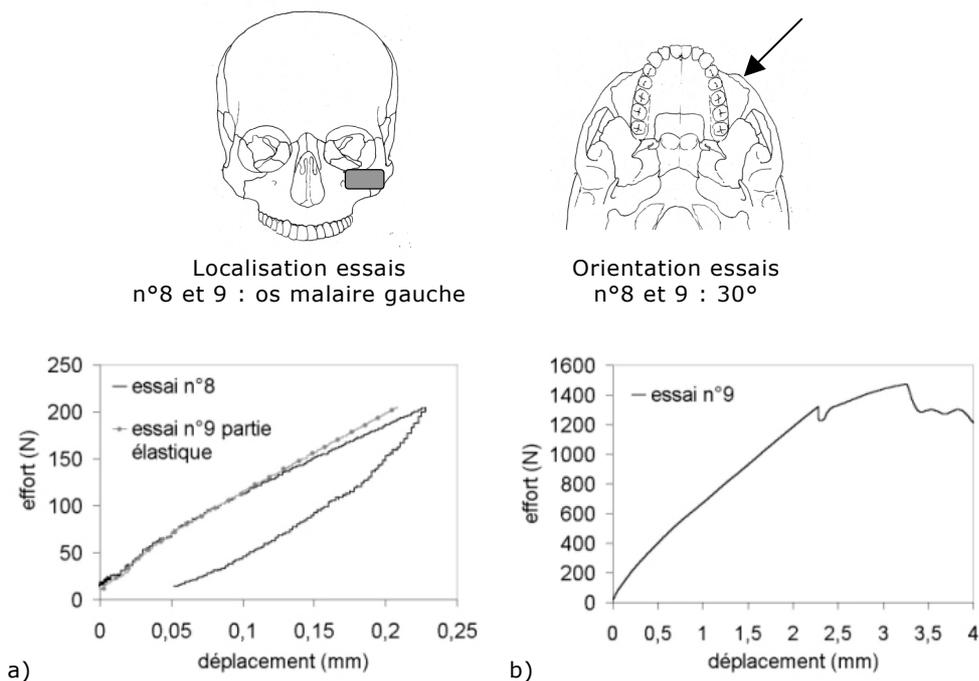


Figure 4.12 Résultats expérimentaux des essais de validation statique : courbes effort/déplacement pour les essais n°8 et 9

a. Essais n°8 et 9 sur os malaire gauche, avec une orientation de 30°.

b. Essai n°9 jusqu'à rupture sur os malaire gauche, avec une orientation de 30°.

Les courbes n°8 et 9 correspondent à un chargement réalisé sur l'os malaire, avec une orientation de 30° et un poinçon plat (cf. Figure 4.12-a). Après une phase non-linéaire de positionnement (entre 0 et 80 N), la courbe n°8 reste linéaire durant le chargement (effort maximal de 200 N). L'essai n°9, mené à rupture, présente un premier signe d'endommagement pour un effort de 1319 N (cf. Figure 4.12-b). De même que pour les essais n°3 à 5, ces deux essais successifs montrent un accroissement de la raideur (écart égal à 13,8% entre les essais n°8 et 9).

Les courbes n°6 et 7 sont linéaires et présentent, de la même manière que celles correspondant à l'essai n°8, une phase non-linéaire de positionnement du poinçon (cf. Figure 4.13).

La phase de déchargement des essais n°6 à 8 ainsi que les phases de pré-charge et cyclage (cf. Figure 4.14) montrent un phénomène d'hystérésis. La courbe de déchargement n'est pas linéaire et affiche un déplacement résiduel lorsque la structure n'est plus sollicitée.

Pour les deux pièces anatomiques utilisées, on constate que la structure osseuse est plus rigide lorsque le chargement est orienté à 30° par rapport au plan sagittal. En effet, le rapport des pentes des courbes n°1 et 5

(essais orientés respectivement à 0 et 30°) est égal à 2,66 et celui des courbes n°6 et 9 (essais orientés respectivement à 0 et 30°) est égal à 2,14.

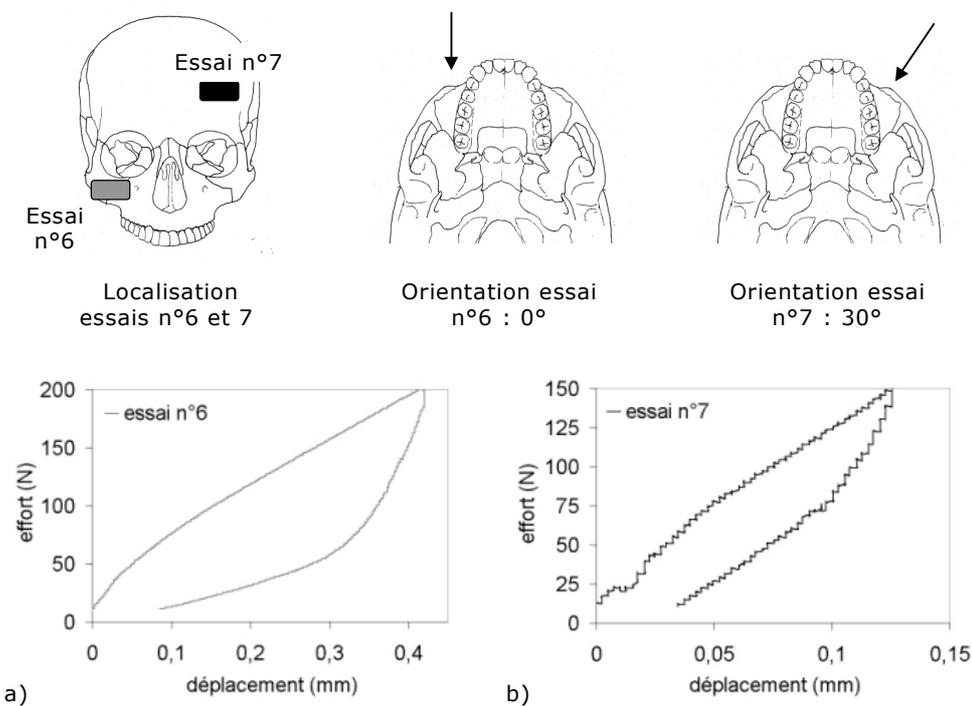


Figure 4.13 Résultats expérimentaux des essais de validation statique : courbes effort/déplacement pour les essais n°6 et 7

- a. Essai n°6 sur os malaire droit, avec une orientation de 0°.
- b. Essai n°7 sur os frontal gauche, avec une orientation de 30°.

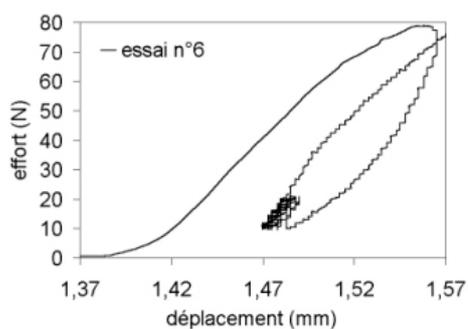


Figure 4.14 Résultats expérimentaux des essais de validation statique : phase de pré-charge et cyclage pour l'essai n°6

4.3.22 Discussion

Ces résultats montrent que lorsqu'un même chargement est répété, la pente des courbes effort-déplacement obtenues augmente, puis se stabilise pour une valeur donnée (essais n°3 à 5, 8 et 9). On peut penser qu'il se produit alors un phénomène de pré-positionnement de la structure par rapport au poinçon lors du premier essai. Une autre hypothèse que l'on peut avancer est l'influence du caractère viscoélastique du matériaux osseux [WOO71]. Ce comportement est identifié par le phénomène d'hystérésis présent lors des phases de déchargement : la courbe correspondant au déchargement de la structure n'est pas linéaire et montre un déplacement résiduel.

Dans le cas de chargements successifs, les courbes de référence permettant l'identification des propriétés mécaniques sont celles correspondant aux essais n°4 et 9. La raideur est alors stabilisée et le chargement précédent ne montre pas de signe d'endommagement.

L'utilisation d'un contact plan (poinçon plat) induit une non-linéarité initiale (essais n°6 à 9) car la surface de contact, formée par le poinçon et la structure osseuse, s'élargit au début du chargement pour ensuite se stabiliser. Ce type de contact semble néanmoins réduire l'écart de pente entre les deux premiers essais par rapport à un contact ponctuel (poinçon sphérique). En effet la différence entre les pentes des courbes correspondant aux essais n°3 et 4 est de 20,8% alors que celle entre les essais 8 et 9 est égal à 13,8%.

La différence significative de raideur entre les chargements orientés à 0 et 30° (rapport des pentes supérieur à 2) montre que la structure maxillo-faciale n'est pas seulement rigidifiée par l'arche zygomatique. Une sollicitation orientée à 0° agit principalement sur l'arche zygomatique avec un effet de flambage. Par contre, le chargement à 30° sollicite l'arche en flexion, mais aussi la partie latérale de l'orbite et l'os maxillaire, transmettant une partie des efforts vers le côté opposé au chargement.

4.3.3 Identification des propriétés mécaniques

Les figures 4.15 à 4.17 montrent les résultats d'identification obtenus à partir des simulations numériques réalisées à l'aide des deux types de modèles, ainsi que la correspondance des courbes effort/déplacement. Le tableau 4.3 synthétise les résultats obtenus concernant le module d'Young E ainsi que les conditions de chargement.

4.3.31 Modèle en éléments briques

Le modèle en éléments briques donne une valeur du module d'Young E égale à 5960 MPa pour l'essai n°2, et 3205 MPa pour l'essai n°4 (cf. Figure

4.15). Ces deux valeurs sont très éloignées (rapport égal à 1,86) alors qu'elles devraient être très proches car ces essais sont réalisés sur l'os malaire droit d'une même pièce anatomique (cf. Tableau 4.3).

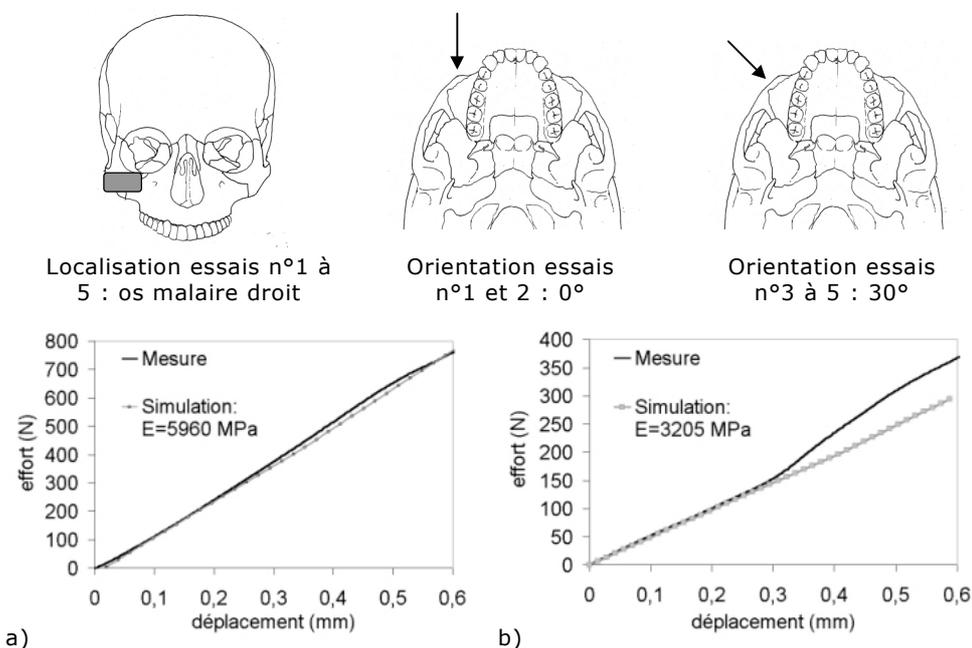


Figure 4.15 Résultats d'identification pour les essais de validation statique n°2 et 4 : modèle en éléments briques

- a. Simulation de l'essai n°2 sur os malaire : poinçon sphérique orienté à 30°.
- b. Simulation de l'essai n°4 sur os malaire : poinçon sphérique orienté à 0°.

4.3.32 Modèle en éléments plaques

La simulation des essais n°2 et 4 cités ci-dessus, en utilisant le modèle en éléments plaques, donne une valeur du module d'young E identique pour les deux essais, égale à 4300 MPa (cf. Figure 4.16).

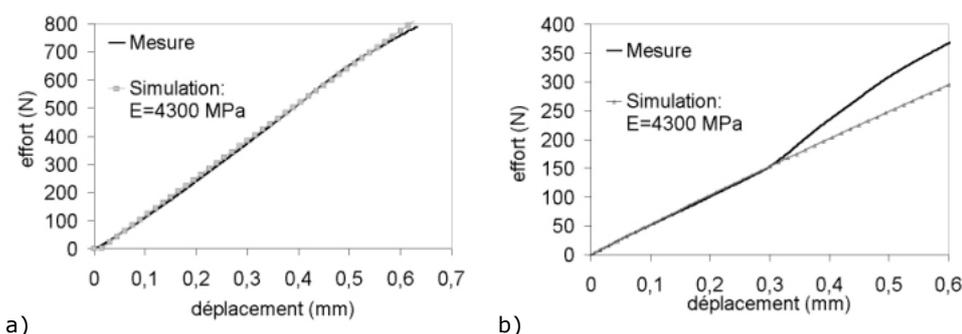


Figure 4.16 Résultats d'identification pour les essais de validation statique n°2 et 4 : modèle en éléments plaques

- a. Simulation de l'essai n°2 sur os malaire : poinçon sphérique orienté à 30°.
- b. Simulation de l'essai n°4 sur os malaire : poinçon sphérique orienté à 0°.

Les essais n°6, 7 et 9 sont réalisés sur la même pièce anatomique : les chargements sont respectivement localisés sur l'os malaire droit, l'os frontal gauche et l'os malaire gauche (cf. Tableau 4.3). Les modules d'Young obtenus pour ces trois essais sont compris entre 1286 et 1600 MPa (cf. Figure 4.17). L'essai n°9, mené à rupture, permet de déterminer les propriétés correspondant au domaine plastique du matériau : la limite élastique σ_e est égale à 5 MPa et le module tangent E' à 1400 Mpa (cf. Figure 4.17-c).

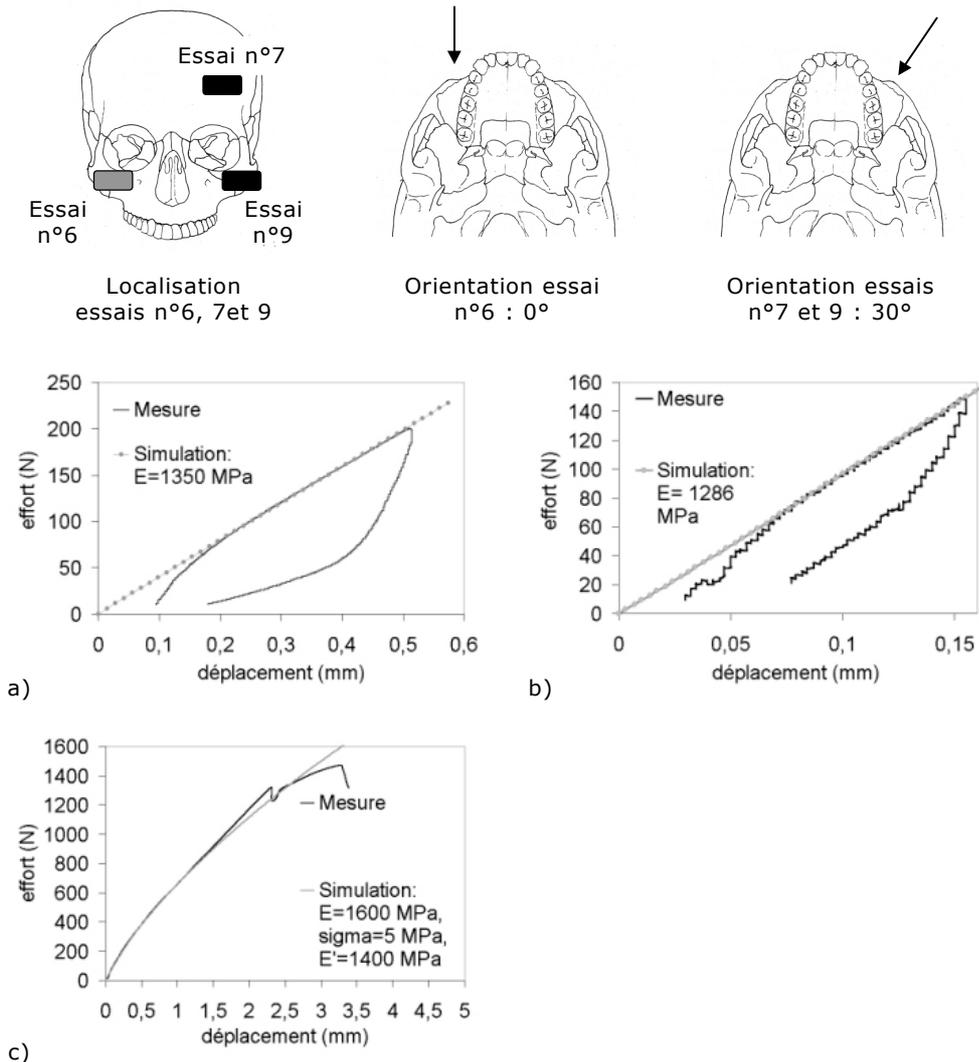


Figure 4.17 Résultats d'identification pour les essais de validation statique n° 6 à 9 : modèle en éléments plaques

- Simulation de l'essai n°6 sur os malaire : poinçon plat orienté à 0°.
- Simulation de l'essai n°7 sur os frontal : poinçon plat orienté à 30°.
- Simulation de l'essai n°9 sur os malaire : poinçon plat orienté à 30°.

La valeur maximale du module d'élasticité E obtenue, en utilisant le modèle en éléments plaques, pour les essais sur la deuxième pièce anatomique (E=1600 MPa) est largement inférieure à celle obtenue pour la première pièce (E=4300 Mpa) (rapport égal à 2,68).

Localisation du chargement		Module d'Young identifié (MPa)	
<i>Pièce :H 80 ans, utilisée pour la modélisation</i>		<i>briques</i>	<i>plaques</i>
N°2	Os malaire droit 0°	3205	4300
N°4	Os malaire droit 30°	5960	4300
<i>Pièce :F 80 ans</i>		<i>briques</i>	<i>plaques</i>
N°6	Os malaire droit 0°	-	1350
N°7	Os frontal gauche 30°	-	1286
N°8 et 9	Os malaire gauche 30°	-	1600

Tableau 4.3 Résultats d'identification des propriétés élastiques pour les essais de validation statique

4.3.33 Discussion

La détermination des propriétés mécaniques propres aux pièces osseuses testées, en utilisant la méthode d'identification des mesures globales, permet ainsi d'évaluer le comportement des deux types de modèles en éléments finis de la structure osseuse faciale. Les résultats obtenus pour le modèle en éléments plaques démontrent un comportement satisfaisant car les propriétés mécaniques sont identiques pour deux sollicitations différentes (0 et 30°) réalisées sur la même pièce et la même zone (os malaire). Ce n'est pas le cas pour le modèle en éléments briques, qui montre un écart important pour ces mêmes essais. La méthode de construction de ce maillage en éléments briques (cf. Chap.2§3 et 4) induit un nombre peu important (inférieur à 3) d'éléments dans l'épaisseur du complexe maxillofacial. Le comportement des éléments briques, lorsqu'ils sont sollicités en flexion, n'est pas satisfaisant lorsque le nombre d'éléments est insuffisant. Cela explique donc la différence importante entre les modules obtenus pour les deux sollicitations. En effet, l'orientation à 30° par rapport au plan sagittal sollicite en flexion l'arche zygomatique d'une manière plus importante que l'orientation à 0°. Le module d'Young est donc surestimé pour cette orientation. Le choix du modèle à évaluer plus précisément se porte donc sur le maillage en éléments plaques.

L'écart entre les trois valeurs obtenues avec le modèle en éléments plaques pour les essais n°6 à 9 est justifié par des incertitudes sur la localisation des conditions aux limites lors de ces simulations. Les conditions de

chargement sont localisées dans la modélisation en utilisant le repère anatomique de la tête. Pour ces quatre essais, et contrairement aux essais n° 2 à 5, la géométrie de la pièce anatomique et celle du modèle sont différentes. On réalise donc une approximation en utilisant ce repère, mais la visualisation de certains éléments géométriques, reconnaissables (sutures) sur le modèle, permet de voir qu'elle est minime. Cependant, cette erreur perturbe tout de même les résultats d'identification.

Le rapport élevé des valeurs du module d'Young, obtenues pour les deux pièces anatomiques, est expliqué par la dispersion importante des caractéristiques mécaniques dans une population. De plus, le sexe des deux individus est différent et la valeur du module E la plus élevée est obtenue pour l'individu de sexe masculin, ce qui rejoint les données bibliographiques (cf. Chap.1§3.3).

Les propriétés élastiques et élastoplastiques obtenues par identification à partir des essais réalisés sur la face, bien qu'étant dispersées, correspondent aux données bibliographiques (cf. Chap.1§4.3) ainsi qu'aux valeurs apportées par l'étude des propriétés mécaniques de l'os crânien (cf. Chap.3§3.12).

La valeur du module d'Young, donnée par les essais réalisés sur le sujet masculin, ($E = 4300$ MPa) se situe entre la valeur moyenne obtenue lors de notre étude en flexion ($E = 3763$ MPa) et celle apportée par Mc Elhaney ($E = 5370$ MPa) [MCE70]. Le module d'Young identifié à partir du sujet féminin ($E_{\text{moy}} = 1412$ MPa) est bien moins élevé que ces données, mais correspond à la valeur inférieure de la fourchette de données obtenue par Delille ($E_{\text{min}} = 1400$ MPa) [DEL02], portant sur des essais réalisés sur un nombre important d'échantillons et de sujets. Les propriétés caractérisant le domaine plastique ($\sigma_e = 5$ MPa, $E' = 1400$ MPa), obtenues pour ce même sujet féminin, sont également proches des valeurs minimales apportées par Delille ($\sigma_{e \text{ min}} = 2$ MPa, $E'_{\text{min}} = 200$ MPa) [DEL02].

4.4 Validation des paramètres locaux

4.4.1 Mesure axiale de déplacement

4.4.1.1 Résultats expérimentaux

Les résultats de mesure du capteur local sont affichés sous la forme de courbes représentant la mesure du déplacement local en fonction du déplacement du poinçon (cf. Figures 4.18 et 4.19). Cette mesure a été réalisée pour les essais n°6 à 9 (cf. Tableau 4.2).

Toutes les courbes présentent un plateau durant lequel la mesure locale est invariante, et celles obtenues pour les essais n°6 à 8 montrent également un plateau à la fin du chargement. La tige du capteur de déplacement ne possédant pas de système de retour, ces plateaux correspondent donc à la phase de cyclage effectuée en début de chargement ainsi qu'à la phase de déchargement de la structure.

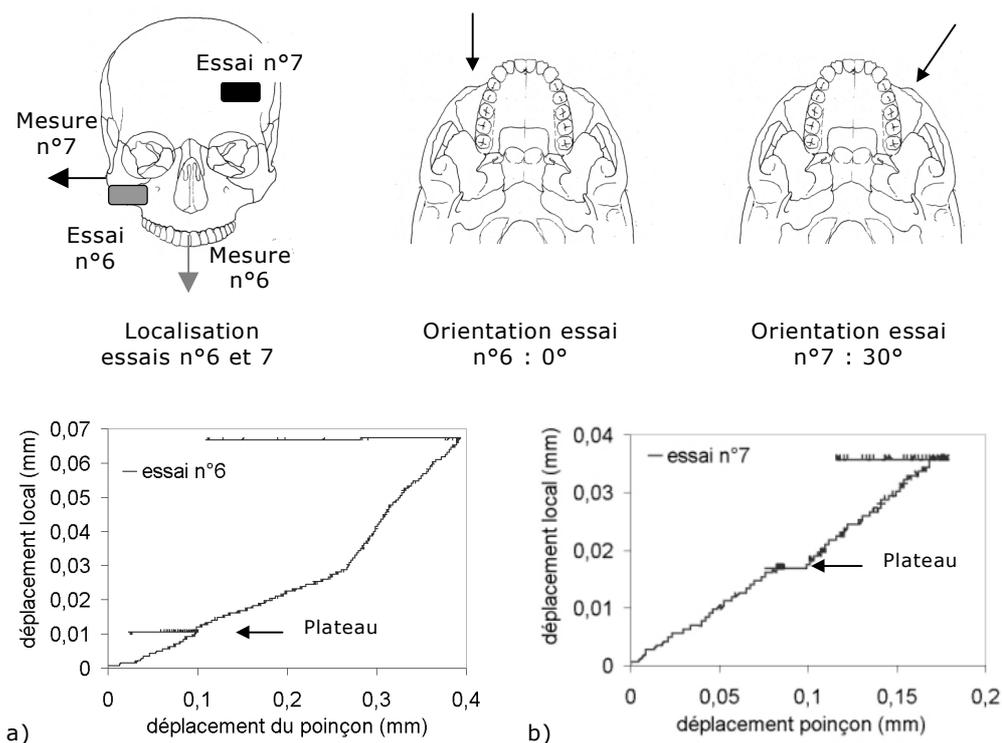


Figure 4.18 Résultats expérimentaux des essais de validation statique n°6 et 7 : capteur de déplacement local

a. Essai n°6 : localisation du capteur sur le palais.

b. Essai n°7 : localisation du capteur sur l'arcade zygomatique gauche.

Le chargement correspondant à la courbe n°6 est réalisé sur l'os malaire droit avec une orientation de 0°. Pour cet essai, le capteur mesure le déplacement du palais dans la direction caudale (cf. Figure 4.6-b). Il montre un changement de pente significatif qui scinde la courbe en deux parties linéaires (cf. Figure 4.18-a).

La courbe n°7 correspond à une sollicitation de l'os frontal gauche avec une orientation de 30°. La mesure de déplacement est réalisée sur l'arche zygomatique droite dans le plan transversal. La courbe est bruitée par le manque de précision de la mesure de déplacement du poinçon, mais elle est linéaire (cf. Figure 4.18-b).

Les essais n°8 et 9 sollicitent l'os malaire gauche avec une orientation à 30° et les conditions de mesure sont identiques à celles de l'essai n°7. Les deux courbes correspondant à ces essais présentent des perturbations locales qui s'intensifient lorsque le déplacement du poinçon devient important (cf. Figure 4.19). Bien que les conditions de chargement et de mesure soient identiques, on observe, après la phase de chargements cycliques, un écart de 5,45% dans la pente entre les deux courbes. Cette différence n'est pas surprenante car les mesures globales montrent une variation des conditions de chargement entre les essais n°8 et 9 (cf. §3.2).

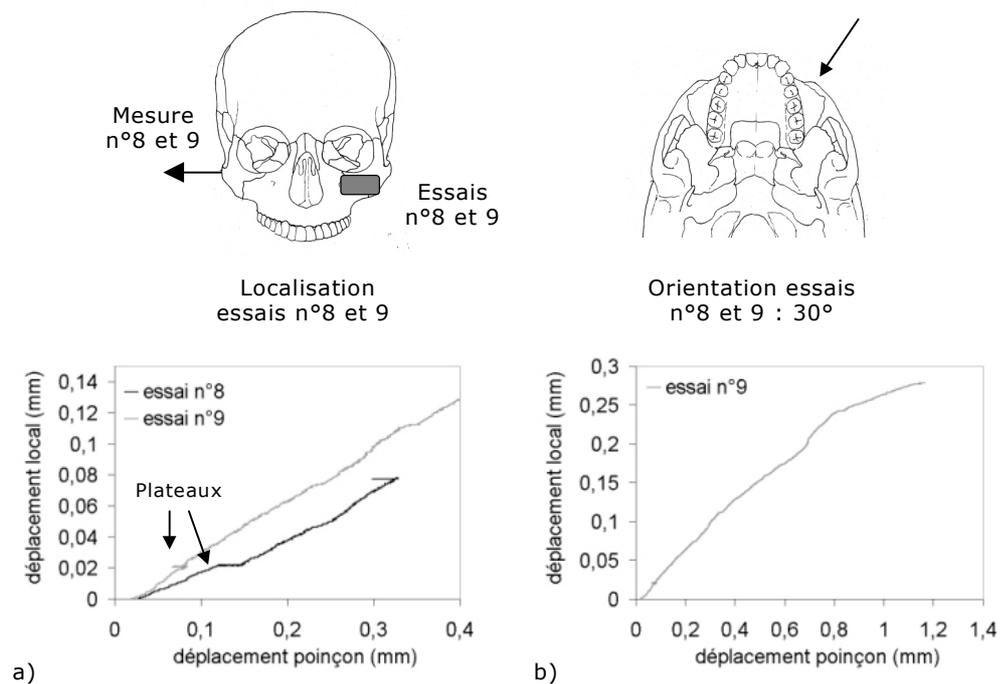


Figure 4.19 Résultats expérimentaux des essais de validation statique n°8 et 9 : capteur de déplacement local

a. Essais n°8 et 9 : localisation du capteur sur l'arche zygomatique gauche.

b. Essai n°9 : localisation du capteur sur l'arche zygomatique gauche.

4.4.12 Résultats numériques

Les Figures 4.20 et 4.21 donnent les résultats numériques et expérimentaux de la mesure de déplacement local en fonction du déplacement du poinçon. Les simulations sont réalisées en utilisant les propriétés mécaniques obtenues par identification (cf. §3.22).

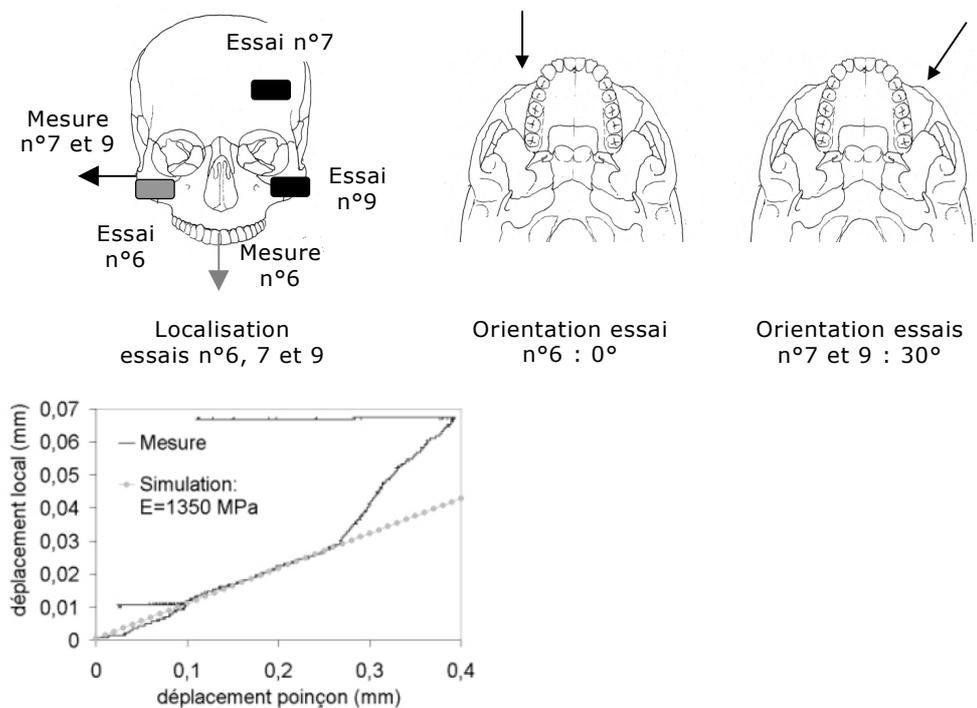


Figure 4.20 Résultats de validation des mesures locales pour l'essai n°6 : capteur de déplacement

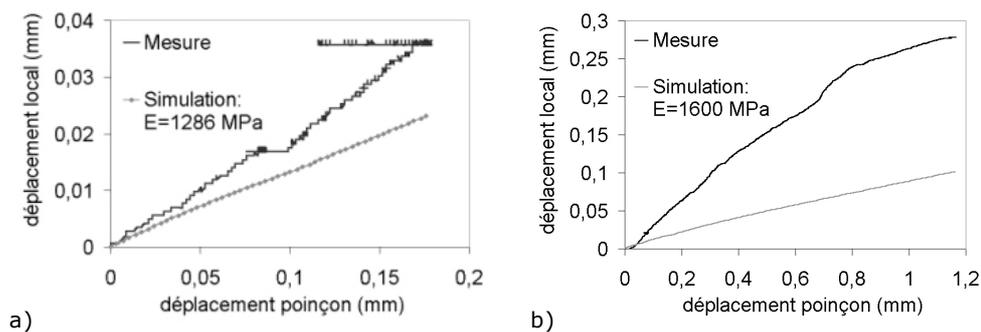


Figure 4.21 Résultats de validation des mesures locales pour les essais n°6 et 7 : capteur de déplacement

a. Simulation de l'essai n°7 : mesure réalisée sur l'arche droite.

b. Simulation de l'essai n°9 : mesure réalisée sur l'arche droite.

La comparaison des courbes numérique et expérimentale pour l'essai n°6 montre un écart de 6,6% dans la valeur de la pente, ceci dans la zone de mesure comprise entre le chargement cyclique et le décrochement (cf. Figure 4.20). La correspondance des résultats numériques et expérimentaux est donc satisfaisante pour cet essai.

Les essais n°7 et 9 affichent eux des résultats non concordants : l'écart entre les courbes numériques et expérimentales est égal à 37,7% pour l'essai n°7 et 74% pour l'essai n°9 (cf. Figure 4.21).

4.4.13 Discussion

Les perturbations, sur les courbes expérimentales, sont causées par la géométrie de la zone de mesure. En effet, la tige du capteur, en appui sur un point de la structure, mesure son déplacement suivant un axe au cours du chargement alors que ce point se déplace dans les trois directions (cf. Figure 4.22). Lorsque la surface a un mouvement vertical, la mesure reste correcte si cette géométrie est plane et si l'axe du capteur est normal à celle-ci (cf. Figure 4.22-b). Par contre, les résultats sont faussés lorsque la géométrie change et que l'axe de mesure n'est plus normal à la surface (cf. Figure 4.22-c).

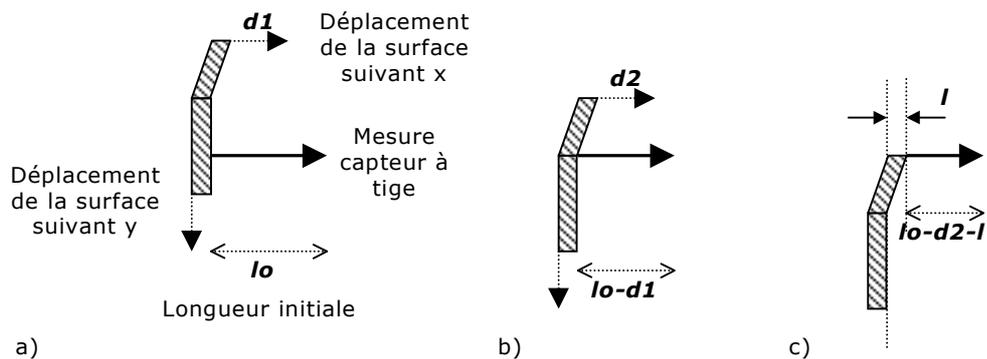


Figure 4.22 Schématisation des perturbations de la mesure locale

a. Etat avant chargement : l_0 longueur initiale du capteur.

b. Déplacement de la surface suivant x et y : longueur égale à $l_0 - d1$.

c. Déplacement de la surface suivant x et y avec changement de géométrie : déplacement plus important égal à $l_0 - d2 - l$.

Pour les essais n°8 et 9, le capteur mesure le déplacement d'un point de l'arche zygomatique (cf. Figure 4.6-b), avec une orientation qui n'est pas normale à la surface osseuse. L'arche droite étant alors sollicitée, la mesure du capteur est perturbée par le mouvement vertical de l'arche, qui présente une géométrie courbée. Pour l'essai n°6, le capteur mesure le déplacement caudal du palais (cf. Figure 4.6-b). La surface de mesure est

alors relativement plane, mais change brusquement d'orientation lorsque l'on se déplace dans la direction ventrale. La bonne qualité de mesure de l'essai n°7 est expliquée par le fait que le mouvement vertical de l'arche droite par rapport au capteur soit faible car celle-ci est peu sollicitée pour un effort de 150 N sur l'os frontal gauche.

Les différences importantes entre les courbes expérimentales et numériques obtenues pour les essais n°7 et 9 peuvent être expliquées, indépendamment du problème de mesure pour l'essai n°9, par la reproduction des conditions aux limites. En effet, les conditions de chargement n'étant pas reproduites précisément (cf. §3.23), il en est donc de même pour le repérage de la mesure locale (point d'application et surtout orientation) qui utilise également le repère anatomique de la tête.

L'incertitude existant sur la fiabilité de la mesure, et le repérage de celle-ci dans le modèle ne permet pas de donner de conclusion sur les essais n°7 et 9. Par contre les résultats obtenus pour l'essai n°6 sont fiables car :

- les conditions de mesure sont satisfaisantes sur une partie de la courbe,
- la visualisation de l'orientation et de la localisation de la mesure dans le modèle montre que les conditions de mesure sont suffisamment bien reproduites.

4.4.2 Mesure des déplacements par corrélation d'images numériques

Les champs de déplacements mesurés par corrélation d'images numériques sont représentés sous la forme de distributions de couleurs (cf. Figures 4.24 à 4.29). Ils sont décomposés suivant les deux directions, u_1 (direction caudale) et u_2 (direction dorsale), du repère image (cf. §2.132). Ce type de mesure a été réalisé pour les essais n°6 à 9 (cf. Tableau 4.2).

Les images présentée ici sont des vues latérales de la pièce anatomique (cf. Figure 4.23). Les mesures réalisées sont localisées sur 2 ou 3 zones suivant les essais :

- une zone composée de l'arche zygomatique et du bord latéral de l'orbite,
- une zone localisée sur la partie latérale de la boîte crânienne, composée des os frontal, temporal, pariétal et sphénoïde,
- une zone située sur la partie latérale du maxillaire (seulement pour l'essai n°6).

Les résultats numériques sont obtenus en utilisant le modèle en éléments plaques. Les propriétés mécaniques assignées pour ces simulations sont celles obtenues par identification (cf. §3.3). La visualisation est réalisée dans le plan image, qui est le plan de référence de la mesure.

La précision des mesures est égale à 0,05 mm. Elle est déterminée à partir des champs de déplacement obtenus sur les plaques, qui sont des éléments solidaires du montage (cf. §2.132). Pour cette mesure des champs de déplacement, l'image de référence des plaques est prise avant le chargement et l'image finale est celle obtenue après déchargement de la pièce. Le déplacement des plaques est donc nécessairement nul entre ces deux images. Les mesures de corrélation montrent que la norme du déplacement obtenue pour les deux plaques est égale à 0,015 mm pour l'essai n°6 (cf. Figure 4.30) et 0,05 mm pour l'essai n°7. La précision des résultats est chiffrée en retenant la plus élevée de ces deux valeurs. Les résultats correspondant à l'essai n°9 ne permettent pas d'évaluer la précision car ils sont suffisamment élevés pour indiquer un mouvement du système (cf. Figure 4.31)(cf. §4.22).

Les résultats obtenus pour le chargement sur l'os frontal (essai n°7) ne sont pas développés ici car ils sont inférieurs, dans les deux directions, à la valeur de la précision.

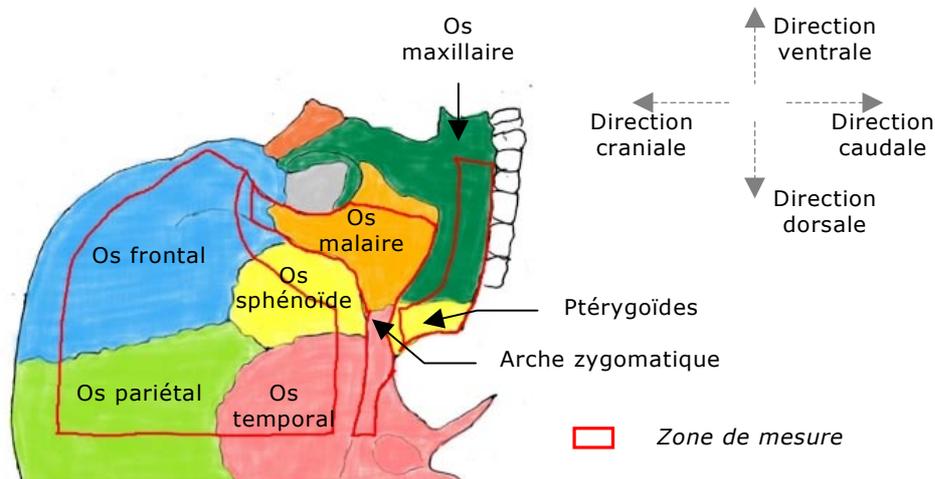


Figure 4.23 Localisation anatomique des mesures de corrélation

4.4.21 Comparaison qualitative des résultats

4.4.211 Chargement orienté à 0°

La comparaison du champ de déplacement obtenu par simulation numérique (cf. Figure 4.25) avec la mesure par corrélation d'images numériques (cf. Figure 4.24) montre des résultats intéressants. La distribution des déplacements dans chacune des deux directions est semblable et on retrouve donc dans les résultats numériques et expérimentaux les mêmes phénomènes.

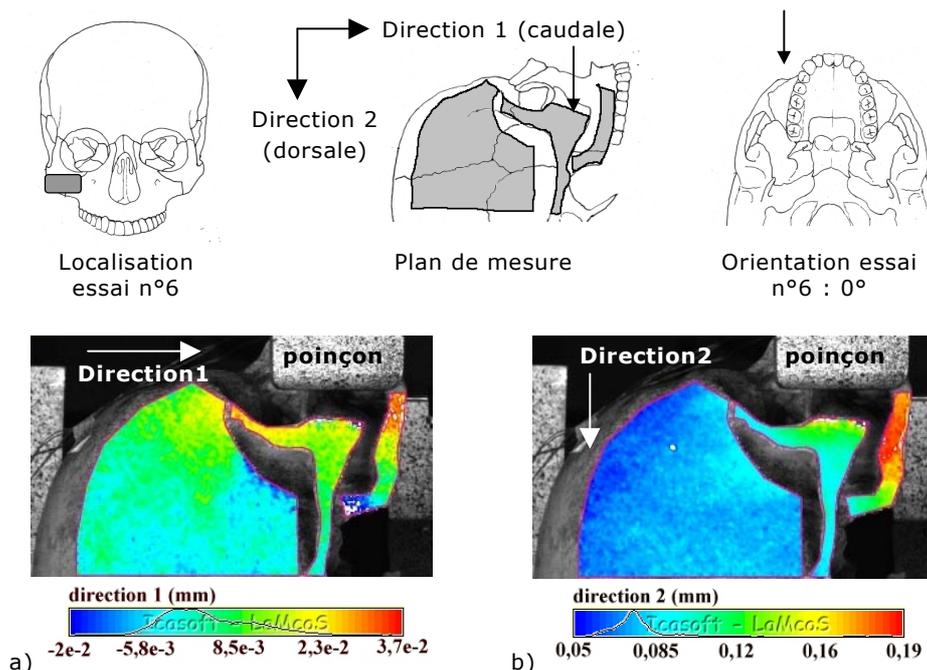


Figure 4.24 Résultats expérimentaux des essais de validation statique : champ de déplacement obtenu pour l’essai n°6 ($F=199N$)

- a. Déplacements suivant la direction 1 (direction caudale).
- b. Déplacements suivant la direction 2 (direction dorsale).

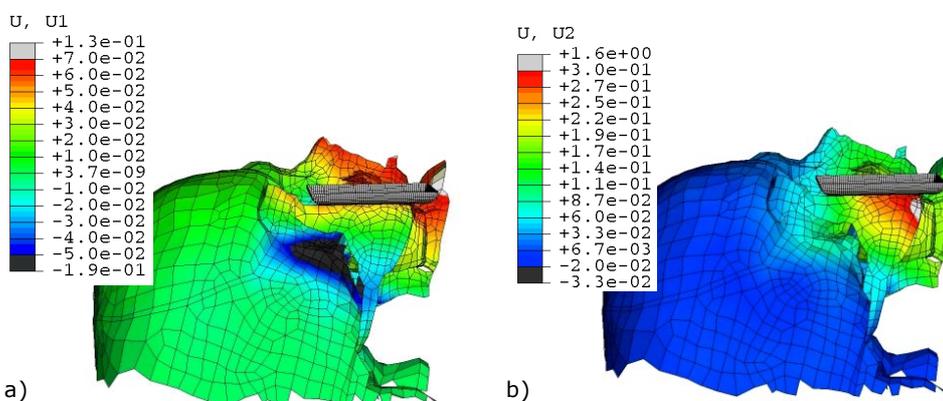


Figure 4.25 Résultats de simulation de l’essai n°6 : champs de déplacement

- a. Champ de déplacement dans la direction 1.
- b. Champ de déplacement dans la direction 2.

Les mesures expérimentales pour l’essai n°6 (cf. Figure 4.24) indiquent que le mouvement du complexe maxillofacial est composé d’une translation dans la direction dorsale (u_2), ainsi que d’une rotation du maxillaire, visible au travers des déplacements suivant u_1 . La partie médiane de l’os maxillaire se déplace selon la direction caudale (u_1 positif),

tandis que les ptérygoïdes se déplacent dans le sens crânial ($u1$ négatif) entraînant l'os sphénoïde (cf. Figure 4.24-a). Le chargement sur l'os malaire entraîne l'os maxillaire, qui est renforcé au niveau du processus frontal et des ptérygoïdes mais libre au niveau de sa partie caudale. On retrouve le même mouvement sur le modèle numérique : la distribution des déplacements suivant $u1$ est identique (cf. Figure 4.25-a).

De même, on observe une sollicitation identique du bord latéral de l'orbite sur les deux figures : il est sollicité en traction par le chargement sur l'os malaire, car il affiche un déplacement crânial (cf. Figure 4.24-a) important par rapport à celui des os auxquels il est relié.

Les distributions des déplacements, calculées et mesurées, montrent néanmoins des divergences concentrées sur l'arche zygomatique et l'os malaire, ceci dans les deux directions de mesures. Le modèle numérique affiche une concentration des déplacements suivant la direction dorsale sur l'os malaire (cf. Figure 4.25-b), ainsi qu'une concentration suivant la direction crâniale sur l'arche zygomatique (cf. Figure 4.25-a). Ce phénomène n'est cependant pas visible sur les données de corrélation.

4.4.212 Résultats obtenus pour le chargement orienté à 30°

La comparaison des résultats expérimentaux et de ceux obtenus par simulation, pour le chargement orienté à 30° (essai n°9), est effectuée pour deux niveaux de chargement : 505 N (cf. Figures 4.26 et 4.27) et 1005 N (cf. Figures 4.28 et 4.29).

Le mouvement du complexe maxillofacial, selon les données de corrélation (cf. Figure 4.26), est composé d'une translation dans la direction dorsale ainsi que d'une rotation correspondant à une flexion dans le plan de l'image de l'arche zygomatique. L'orientation du poinçon, qui est légèrement incliné par rapport au plan frontal, induit ce mouvement de flexion. Il se traduit par un déplacement dans le sens cranial, plus important de la zone la plus étroite de l'arche par rapport au reste de ce pilier (cf. Figures 4.26-a et 4.28-a). Une partie du crâne, composée de l'os temporal ainsi que du sphénoïde, est également entraînée dans la direction crâniale. Le bord latéral de l'orbite est sollicité en traction, car il se déplace suivant la direction caudale ($u1$ négatif) avec une amplitude plus importante que celle des structures proches. Il entraîne également dans son mouvement une partie de l'os frontal (cf. Figures 4.26-a et 4.28-a).

On retrouve cette description dans la simulation numérique des essais (cf. Figures 4.27 et 4.29) : suivant la direction crâniale, le maximum des déplacements est localisé sur l'arche zygomatique et l'os sphénoïde, et de même dans la direction caudale pour le bord latéral de l'orbite.

Le champ de déplacement de l'os maxillaire n'a pas pu être mesuré expérimentalement car cette partie de l'image est trop sombre, mais le mouvement de l'os temporal ainsi que du sphénoïde indique une rotation du maxillaire, de la même manière qu'au cours du chargement à 0° (essai n°6).

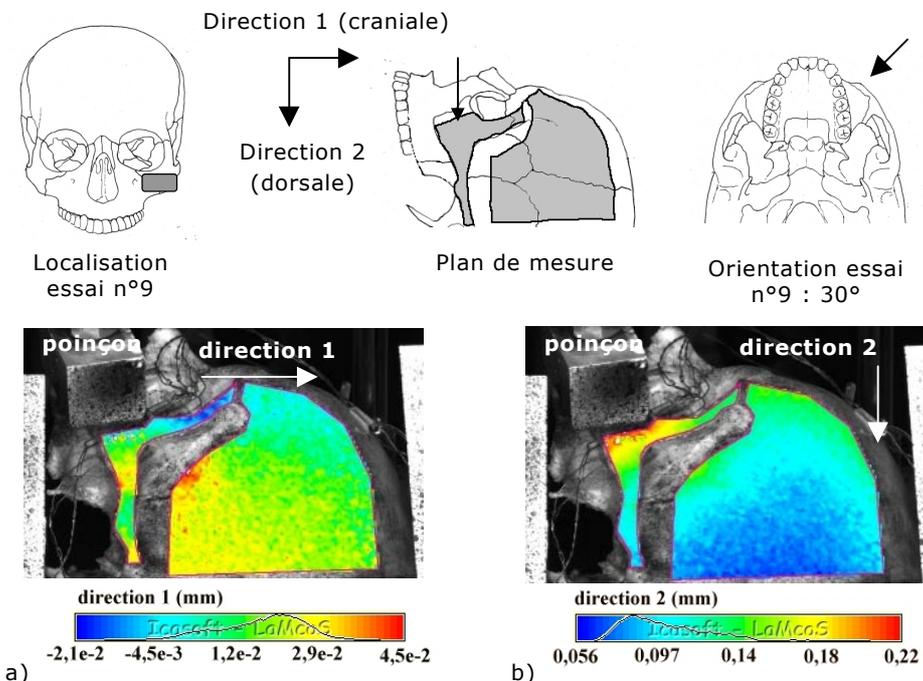


Figure 4.26 Résultats expérimentaux des essais de validation statique : champ de déplacement obtenu pour l'essai n°9

- a. Déplacements suivant la direction 1 pour un effort $F=505N$.
- b. Déplacements suivant la direction 2 pour un effort $F=505N$.

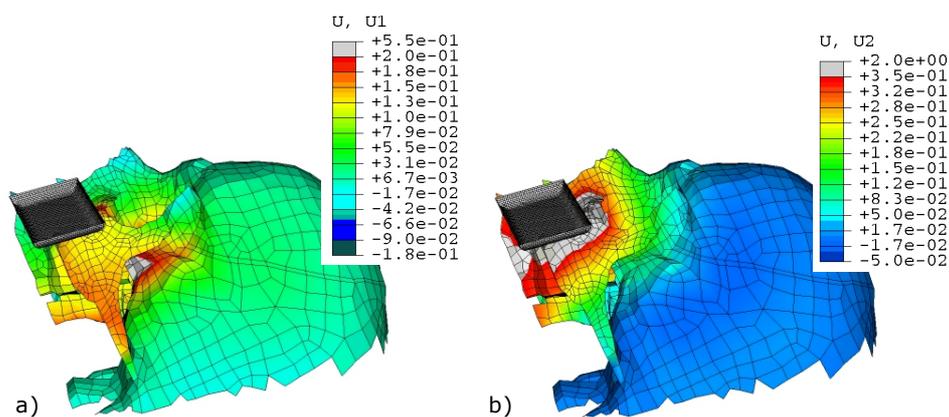


Figure 4.27 Résultats de simulation de l'essai n°9 : champ de déplacement pour un effort de 505 N

- a. Champ de déplacement dans la direction 1.
- b. Champ de déplacement dans la direction 2.

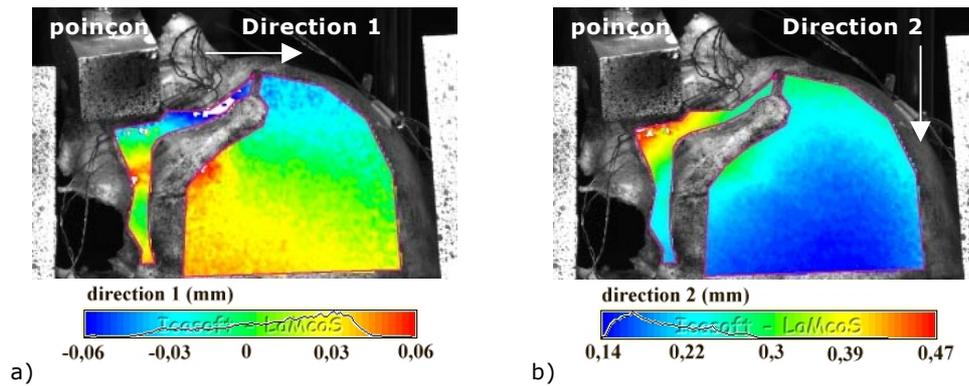


Figure 4.28 Résultats expérimentaux des essais de validation statique : champ de déplacement obtenu pour l'essai n°9

a. Déplacements suivant la direction 1 pour un effort $F=1005N$.

b. Déplacements suivant la direction 2 pour un effort $F=1005N$.

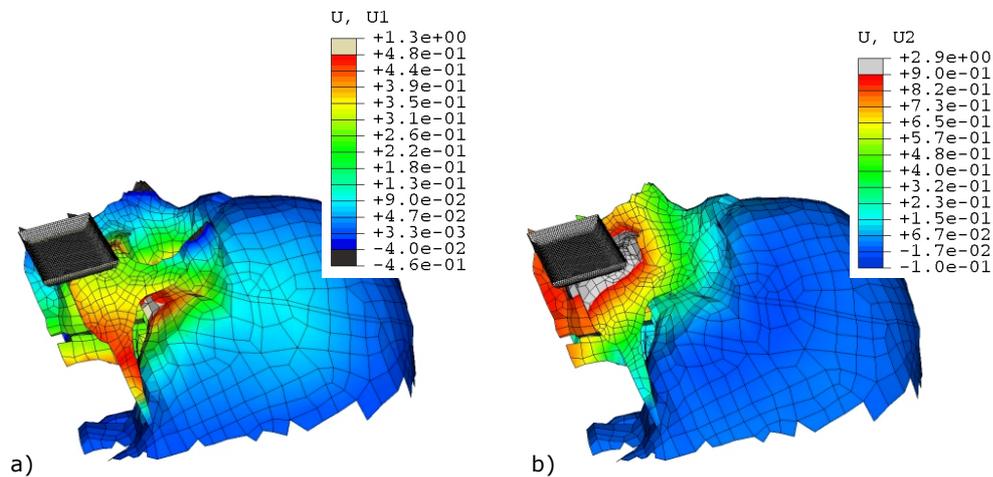


Figure 4.29 Résultats de simulation de l'essai n°9 : champ de déplacement pour un effort de 1005 N

a. Champ de déplacement dans la direction 1.

b. Champ de déplacement dans la direction 2.

4.4.213 Discussion

La mesure des champs de déplacement par corrélation d'images numériques permet d'obtenir des résultats ayant une très bonne précision (dans notre cas 0,05 mm). Cette méthode apporte, par sa précision, des informations exploitables sur le comportement de la structure faciale durant le chargement. Les mesures dans la direction u_1 , pour les trois chargements, sont inférieures ou égales à la valeur de la précision et doivent donc être exploitées avec précaution.

Il faut noter que le champ de déplacement est mesuré dans le plan de l'image. Ainsi, le déplacement hors plan n'est pas quantifiable expérimentalement, bien qu'il intervienne dans le mouvement de la structure car la sollicitation appliquée à l'arche zygomatique peut être assimilée à du flambage. Le comportement de la structure faciale n'est donc pas complètement déterminé par cette méthode de mesure.

L'hypothèse d'une influence des sutures sur le comportement de la structure osseuse n'est pas démontrée par les mesures de corrélation. On observe toutefois un maximum dans les déplacements sur l'arche zygomatique, au niveau de la suture temporo-zygomatique, ainsi que sur le bord latéral de l'orbite, au niveau de la suture fronto-zygomatique (cf. Figure 4.28-a), mais ces zones sont fortement sollicitées par le mode de chargement.

La comparaison de la distribution des champs de déplacements numériques et expérimentaux montre que le comportement du modèle est semblable à celui de la pièce anatomique. On retrouve les mêmes localisations des maximum et minimum des déplacements sur la structure faciale. Cependant, l'essai orienté à 0° (n°6) présente des contradictions : dans la direction u_2 , le maximum des déplacements issus de la simulation est situé sur l'os malaire alors que les mesures expérimentales le placent sur le maxillaire. Il semblerait donc que le déplacement des points situés sous le poinçon, dans la direction de sollicitation (u_2), soit surestimé par le modèle numérique de la face.

4.4.22 Evaluation du déplacement du montage

Les mesures de déplacement par corrélation d'images réalisées sur les plaques encastrées dans le bloc de résine permettent de déterminer si le montage expérimental est fiable (cf. §2.132).

Ces mesures montrent un déplacement résiduel très faible pour l'essai orienté à 0° (n°6) (cf. Figure 4.30) : 0,015 mm pour le maximum. On peut donc considérer qu'il n'y a pas de mouvement de corps solide du système durant le chargement. Cela n'est pas surprenant car l'effort maximal exercé pour cet essai est limité (200 N) et le montage est simple car il est orienté à 0° (donc pas de cales).

Par contre, les mesures obtenues pour l'essai orienté à 30° (n°9) affichent un déplacement des plaques important : un maximum de 1 mm dans la direction 1 (cf. Figure 4.31). Le déplacement des plaques, encastrées dans la résine, est donc supérieur à celui de la pièce anatomique. Il est difficile d'interpréter ce résultat de manière précise : le montage expérimental s'est donc déplacé au cours de l'essai mais, l'image finale étant prise lorsque le système est déchargé, le mouvement au cours de l'essai

reste inconnu. Le déplacement des plaques peut être expliqué par une déformation de la résine ou bien une instabilité dans le montage, qui nécessite pour cet essai l'utilisation de cales afin d'obtenir l'orientation à 30°. L'effort maximal pour cet essai est égal à 1470 N, transmettant ainsi au montage des sollicitations importantes, qui ont probablement causé une déformation non négligeable de la résine ou une instabilité de montage.

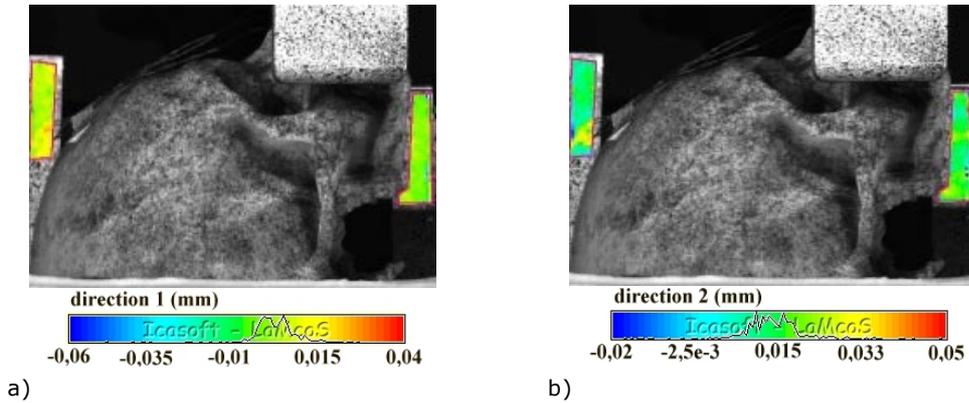


Figure 4.30 Mesure du déplacement du montage pour l'essai n°6

- Déplacement des plaques suivant la direction 1.
- Déplacement des plaques suivant la direction 2.

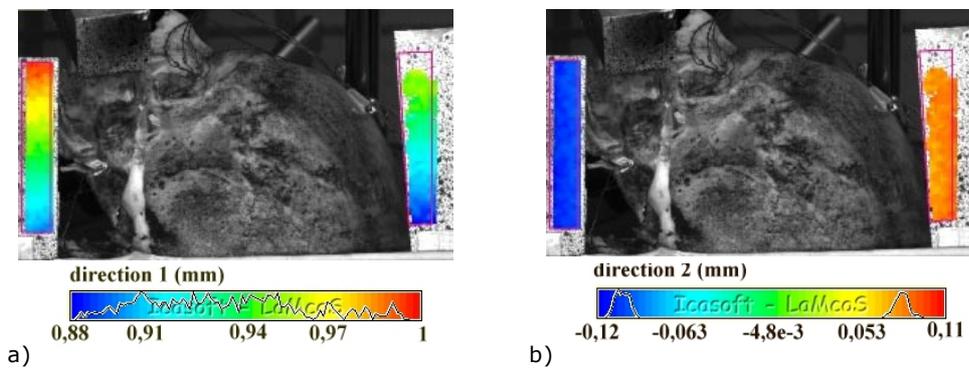


Figure 4.31 Mesure du déplacement du montage pour l'essai n°9

- Déplacement des plaques suivant la direction 1.
- Déplacement des plaques suivant la direction 2.

4.4.23 Comparaison quantitative des résultats

La comparaison quantitative des résultats, concernant les champs de déplacement mesurés sur la pièce anatomique, s'appuie sur la visualisation de l'erreur relative entre les valeurs expérimentales et numériques (cf. Figures 4.33 à 4.35).

$$e_r = \frac{U_{\text{exp}} - U_{\text{sim}}}{U_{\text{exp}}}$$

e_r : erreur relative
 U_{exp} : mesure de déplacement obtenue par corrélation
 U_{sim} : valeur du déplacement obtenue par simulation

Pour les deux essais étudiés, ainsi que pour les deux composantes de la mesure de déplacements, les résultats sont reportés sur le modèle en éléments finis afin d'étudier leur répartition en fonction de leur localisation :

- la couleur orange caractérise un nœud pour lequel la valeur numérique est supérieure à la valeur expérimentale, avec une erreur supérieure à 30%.
- la couleur orange caractérise un nœud pour lequel la valeur numérique est inférieure à la valeur expérimentale, avec une erreur inférieure à 30%.
- la couleur bleue caractérise un nœud pour lequel la valeur expérimentale est supérieure à la valeur numérique, avec une erreur supérieure à 30%.
- la couleur bleue marine caractérise un nœud pour lequel la valeur expérimentale est inférieure à la valeur numérique, avec une erreur inférieure à 30%.

L'erreur relative n'est pas calculée lorsque les déplacements sont trop faibles (inférieurs à 0,015 mm en valeur absolue).

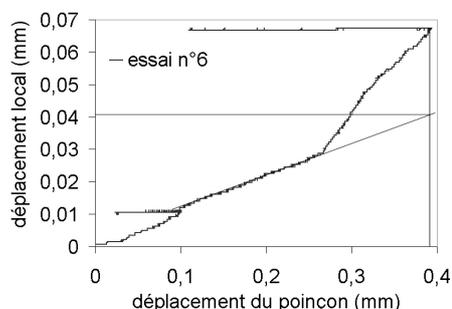


Figure 4.32 Déplacement local obtenu pour l'os maxillaire lors de l'essai n°6

On peut tout d'abord comparer les deux mesures locales de déplacement (corrélation et capteur) pour l'essai n°6. Le déplacement maximal de l'os maxillaire dans la direction 1, mesuré par corrélation, est égal à 0,037 mm. La direction et la localisation de cette mesure correspondent à l'axe et au point d'appui du capteur de déplacement à tige. La courbe donnée par ce capteur, extrapolée en utilisant sa partie linéaire, affiche un déplacement maximal de 0,04 mm (cf. Figure 4.32).

4.4.231 Chargement orienté à 0°

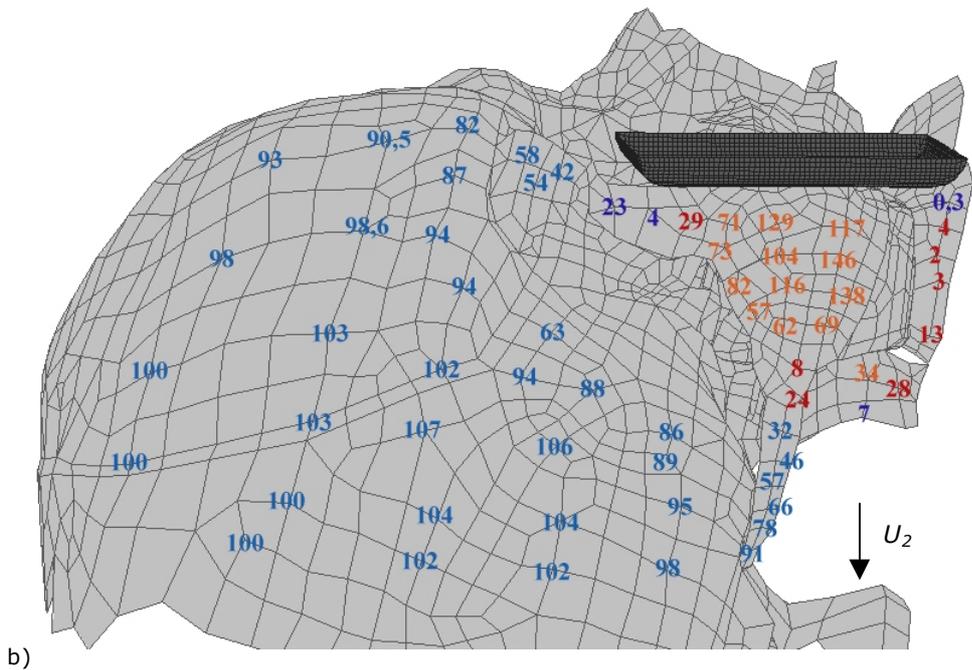
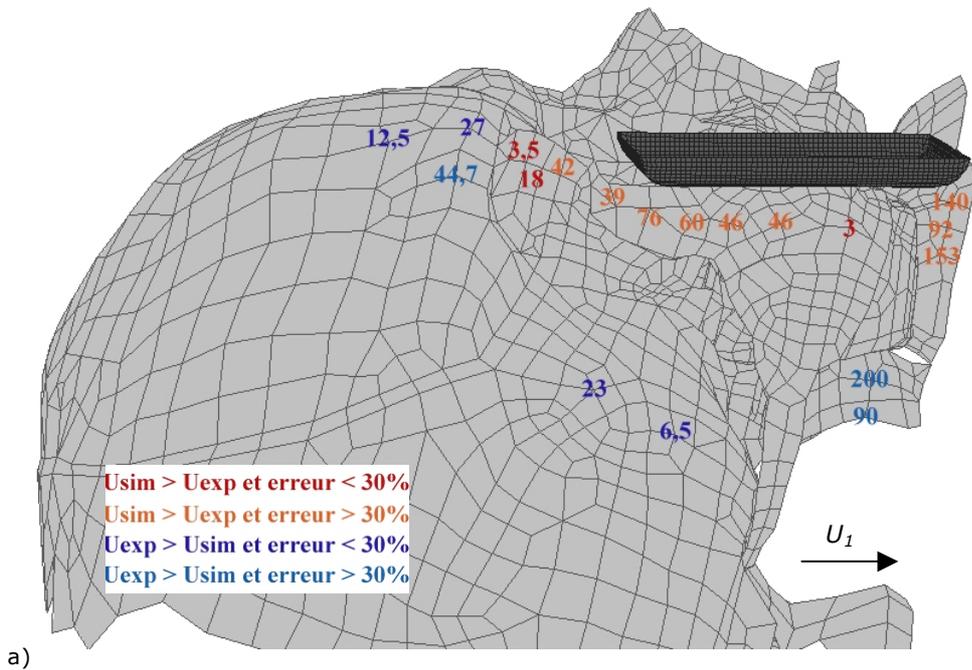


Figure 4.33 Comparaison quantitative des champs de déplacement obtenus pour l'essai n°6

- Erreur relative calculée pour les déplacements dans la direction 1.
- Erreur relative calculée pour les déplacements dans la direction 2.

La figure 4.33 montre la valeur de l'erreur relative, en plusieurs nœuds du maillage, entre la mesure de déplacement effectuée sur la pièce anatomique et les résultats de simulation pour l'essai orienté à 0° (n°6). Les valeurs calculées suivant la composante horizontale sont peu nombreuses car les déplacements sont très faibles (inférieurs à 0,015mm).

La répartition des erreurs sur la composante horizontale des déplacements montre que la correspondance est correcte (erreur inférieure à 30%) sur une partie de l'os malaire (sous le poinçon), l'os frontal, le bord latéral de l'orbite et le sphénoïde. La moyenne de l'erreur relative calculée sur l'os malaire est égale à environ 50%. L'os maxillaire et les ptérygoïdes montrent des résultats peu satisfaisants, compris entre 90 et 200%.

La répartition des erreurs sur la composante verticale des déplacements donne de très bons résultats sur l'os maxillaire et les ptérygoïdes, zones pour lesquelles l'erreur est comprise entre 0,3 et 28%. Les résultats obtenus pour une partie du bord latéral de l'orbite et de l'arche zygomatique sont également très satisfaisants. Cependant, l'os malaire montre, sous le poinçon, une erreur supérieure à 100%, et la partie crânienne donne une erreur comprise entre 60 et 106%.

On peut remarquer que, en ce qui concerne la composante verticale, l'erreur augmente lorsque l'on se rapproche de l'encastrement. De plus, près du chargement, les déplacements calculés par simulation numérique sont plus importants que les valeurs données par la corrélation, tandis que le phénomène s'inverse lorsque l'on s'en éloigne.

4.4.232 Chargement orienté à 30°

Les figures 4.34 et 4.35 donnent l'erreur relative, en plusieurs nœuds du maillage, entre la mesure de déplacement obtenue par corrélation et les résultats de simulation pour l'essai orienté à 30° (n°9), ceci pour deux niveaux de chargement (505 et 1005 N). Les valeurs calculées sur la composante horizontale du déplacement sont peu nombreuses car ceux-ci sont très faibles (inférieurs à 0,015mm).

On observe les mêmes phénomènes pour les deux niveaux de chargement. Concernant la composante horizontale, les valeurs montrent une grande dispersion. Les résultats obtenus pour l'os malaire et l'arche zygomatique sont mauvais (supérieurs à 400%), tandis que la partie crânienne montre des valeurs correctes pour le chargement égal à 505 N (entre 5 et 79%) et peu satisfaisantes mais inférieures à 400% pour le chargement égal à 1005N. Suivant la composante verticale, la répartition est semblable à celle obtenue pour l'essai orienté à 0° . L'erreur est faible (entre 3 et 29%) sur une partie de l'arche zygomatique ainsi que sur le bord latéral de

l'orbite, tandis qu'elle est plus importante sur l'os malaire. Enfin, la partie crânienne montre des valeurs autour de 100%. Sur la zone de chargement, les déplacements obtenus par simulation numérique sont plus élevés que les déplacements mesurés, et le phénomène s'inverse lorsque l'on s'en éloigne.

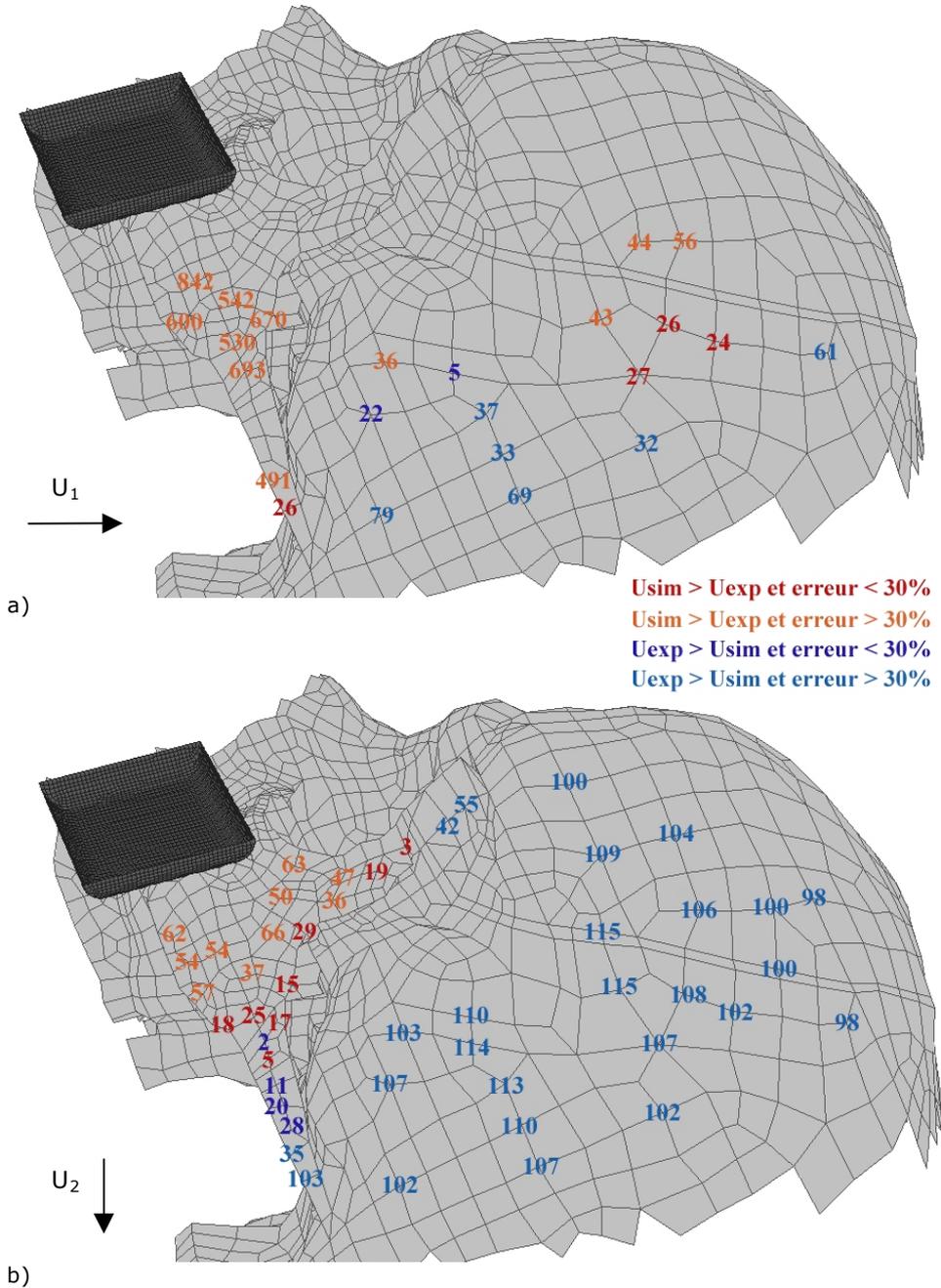


Figure 4.34 Comparaison quantitative des champs de déplacement obtenus pour l'essai n°9 : $F = 505\text{N}$

- Erreur relative calculée suivant la direction 1.
- Erreur relative calculée suivant la direction 2.

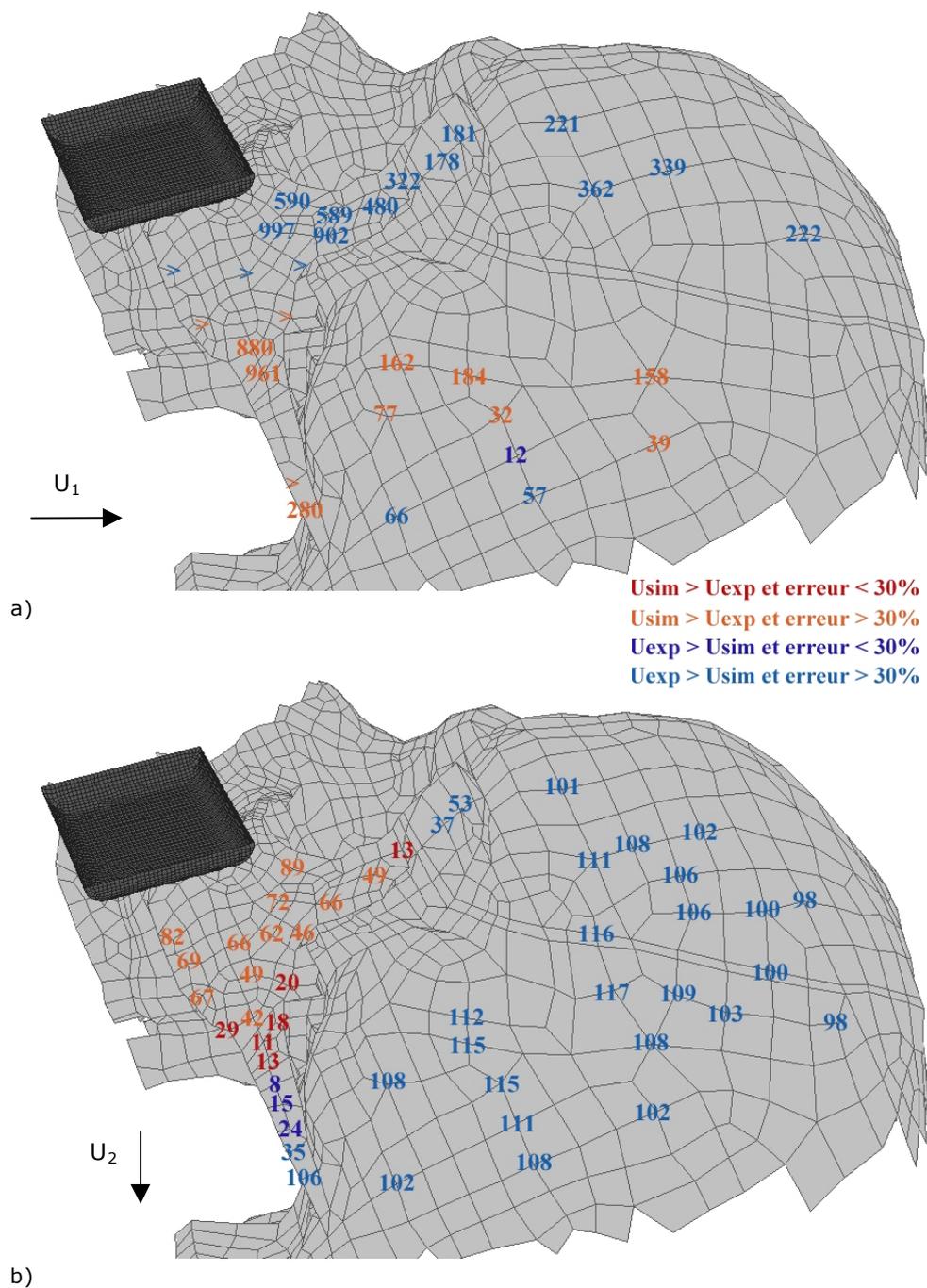


Figure 4.35 Comparaison quantitative des champs de déplacement obtenus pour l'essai n°9 : F= 1005N

- a. Erreur relative calculée suivant la direction 1.
- b. Erreur relative calculée suivant la direction 2.

4.4.233 Discussion

La comparaison quantitative des champs de déplacement numériques et expérimentaux, pour les deux essais orientés à 0 et 30°, montre que :

- Le comportement dans la direction dorsale (u_2) d'une partie de l'arche zygomatique ainsi que de la zone latérale de l'orbite est très satisfaisant pour les simulations numériques des deux essais.
- Le comportement dans la direction cranio-caudale (u_1) de l'os maxillaire correspond également bien à celui de la pièce anatomique.
- De manière générale, les déplacements simulés et mesurés sont du même ordre de grandeur.
- L'erreur relative est élevée sous le poinçon : le modèle numérique surestime les déplacements.
- L'erreur relative est également élevée sur la zone proche de l'encastrement, où elle reste constante (autour de 100%) pour les deux essais.

Plusieurs éléments de réflexion peuvent être avancés pour discuter ces résultats :

- L'utilisation du repère anatomique de la tête comme repère de transformation implique un problème de positionnement des conditions limites car la pièce anatomique modélisée et celle utilisée pour les essais ne sont pas identiques. Ceci explique l'erreur relative élevée obtenue directement sous le poinçon. En particulier, pour l'essai orienté à 30°, on observe que l'orientation du poinçon dans le modèle est légèrement différente de celle de l'essai (cf. Figures 4.26 et 4.27), ce qui se traduit par une erreur relative très élevée dans la direction 1. De plus, il faut noter que ce problème se répercute également sur la localisation du repère image, repère dans lequel sont exprimés les déplacements.
- Les spécificités morphologiques de la pièce anatomique modélisée et de celle testée conditionnent la réponse de ces deux structures.
- L'influence des déplacements hors plan, qui ne sont pourtant pas négligeables, n'est pas prise en compte dans les mesures par corrélation d'images.
- La déformation de la résine, qui n'a pas été modélisée, pourrait enfin expliquer l'erreur relative élevée localisée sur la zone proche de l'encastrement, où les déplacements mesurés sont supérieurs aux déplacements obtenus par la modélisation.

4.4.24 Evaluation de l'influence de la résine

4.4.241 Méthode

Dans le but d'évaluer l'influence de la résine sur les résultats ci-dessus (cf. §4.4.23), celle-ci est intégrée à la modélisation par éléments finis des deux essais n°6 et 9 pour lesquels les mesures de déplacements par corrélation d'images ont été réalisées.

Le bloc de résine, dont l'épaisseur est égale à 50 mm, est maillé en éléments volumiques hexaédriques (C3D8) et tétraédriques (C3D6). Les nœuds correspondant à l'encastrement de la pièce anatomique dans la résine sont des nœuds communs aux deux pièces. Les conditions limites reproduisent le moulage de la résine dans la pièce en aluminium : chaque face externe du bloc est bloquée suivant un degré en translation.

Le module d'élasticité E de la résine, déterminé à l'aide d'essais de compression sur échantillons cylindriques, est égal à 2000 MPa.

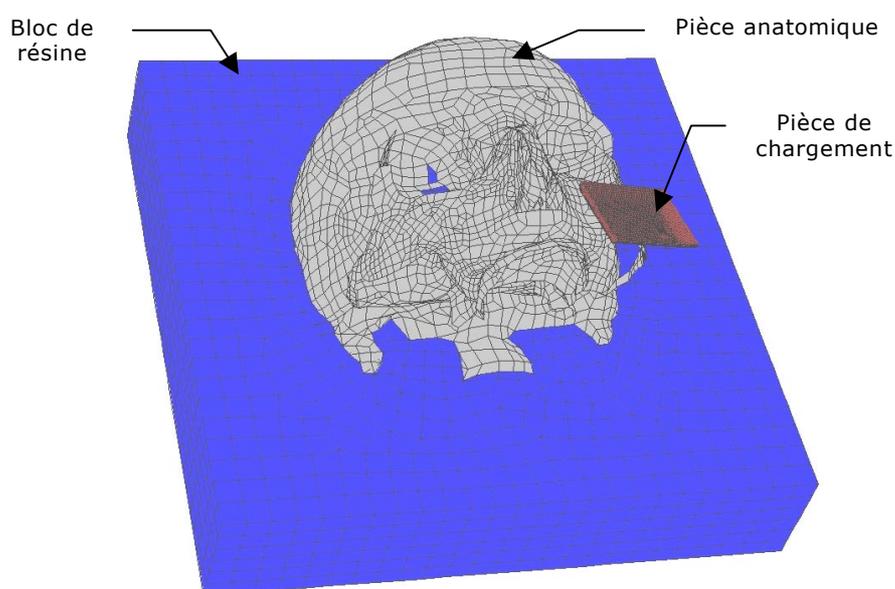


Figure 4.36 Modélisation des essais avec intégration du comportement de la résine

4.4.242 Résultats

Les courbes présentées ci-dessous (cf. Figures 4.37 et 4.38) montrent l'effort exercé par le poinçon en fonction de son déplacement, obtenus par simulation des essais avec et sans modélisation de la résine. Pour l'essai n°6 (orienté à 0° avec un effort maximal égal à 200 N), la différence entre

la pente des deux courbes est égale à 1,38 % (cf. Figure 4.37). La courbe obtenue pour l'essai n°9 (orienté à 30° avec rupture) présente, pour un effort égal à 1000 N (correspondant à l'effort maximal pour lesquelles les mesures de corrélation ont été réalisées), un écart de 3,57% dans la valeur du déplacement (cf. Figure 4.38). De plus, l'observation de la distribution des contraintes de Von Mises sur l'ensemble du système montre que le bloc de résine n'est pas sollicité lors du chargement.

On peut conclure, d'après les résultats donnés par la modélisation du bloc de résine, que celui-ci n'a pas d'influence sur la réponse mécanique de la pièce anatomique. La différence importante entre les champs de déplacement mesurés par corrélation et ceux obtenus par simulation, dans la région proche de l'encastrement ne peut donc pas être expliquée par une déformation de la résine.

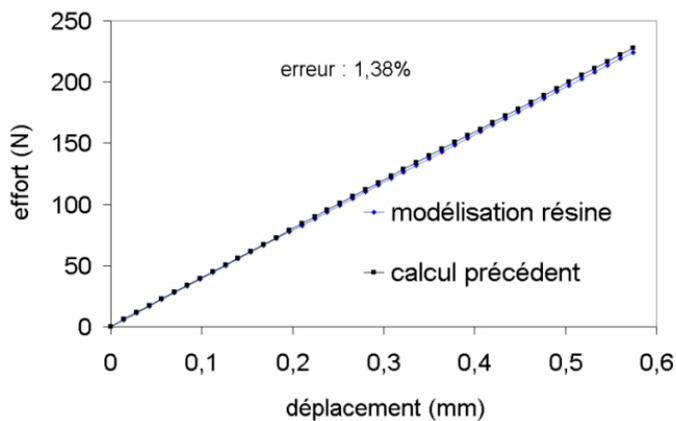


Figure 4.37 Simulation de l'essai n°6 (orienté à 0°) avec modélisation de la résine

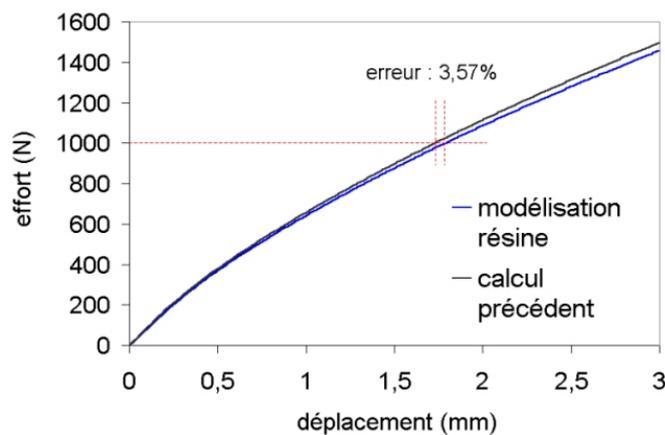


Figure 4.38 Simulation de l'essai n°9 (orienté à 30°) avec modélisation de la résine

4.5 Validation anatomique

4.5.1 Objectif et méthode

Les différentes théories de systématisation biomécanique de la face et du crâne (cf. Chapitre 1) [FER90] [COU76] montrent que la structure osseuse présente une architecture formée d'arcs de renforcement verticaux et horizontaux. Ce paragraphe de validation anatomique a pour objectif de montrer, à l'aide du modèle en éléments finis de la face et du crâne, que les contraintes principales empruntent ces arcs de renforcement lorsque la face est sollicitée. Pour cela, le modèle en éléments plaques est utilisé, sous un chargement représentant une étape de la mastication : un effort vertical homogène est appliqué sur la partie inférieure de l'os maxillaire (cf. Figure 4.39), tandis que des nœuds de la partie supérieure du crâne sont bloqués afin de supprimer tout mouvement purement cinématique.

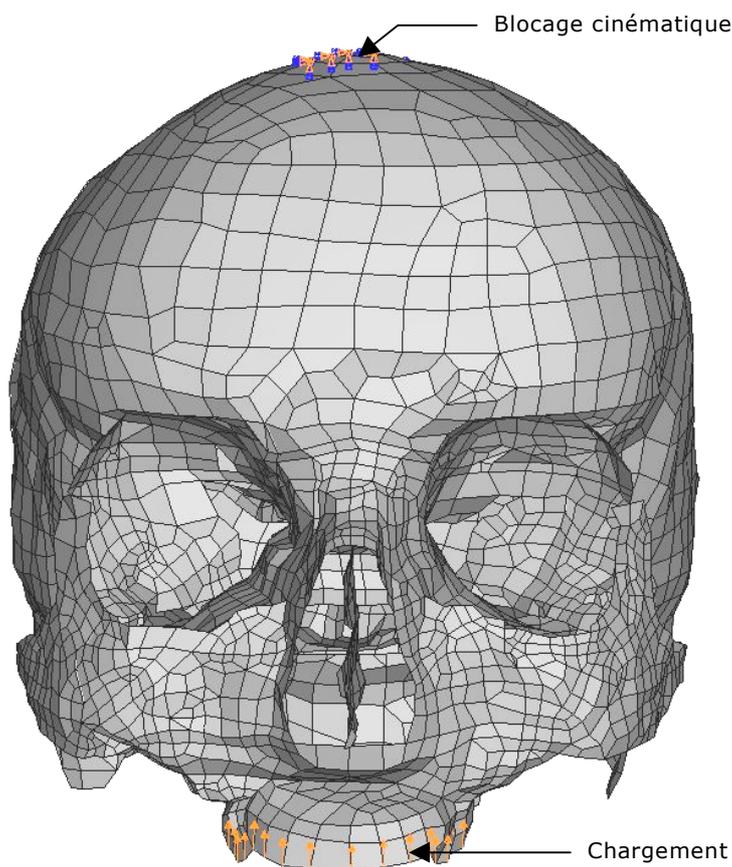


Figure 4.39 Conditions limites de la simulation de validation anatomique

4.5.2 Résultats et discussion

Les figures 4.40 et 4.41 présentent la distribution des contraintes principales minimales et maximales sur la surface externe de la structure osseuse du modèle numérique ainsi que les illustrations des théories d'arcs de renforcement. Il faut noter que seule la direction de ces contraintes est représentée.

4.5.21 Systématisation biomécanique de la face

La distribution des contraintes principales à travers la structure osseuse faciale laisse apparaître les piliers (ou arcs de renforcement) décrits par Ferré [FER90] et Couly [COU76] (cf. Figure 4.40). La réponse du modèle montre que les contraintes principales prédominantes (contraintes maximales en valeur absolue) empruntent un trajet privilégié pour la sollicitation donnée, pouvant être associée à une sollicitation « naturelle » (mastication).

On distingue tout d'abord les arcs de renforcement verticaux, zones où les contraintes dominantes sont verticales :

- Les deux piliers naso-maxillaires (1). Issus de la canine supérieure, ils suivent le bord antérieur du maxillaire et se terminent dans le cintre frontal sus-orbitaire (cf. Figure 4.40 a et b).
- Les deux piliers zygomato-maxillaires (2). Issus de la première molaire, ils passent par le bord inférieur du processus zygomatique, ils se poursuivent dans le corps de l'os zygomatique jusque dans son processus frontal et se terminent dans le cintre frontal sus-orbitaire (cf. Figure 4.40 a et b).
- Les deux piliers ptérygo-sphéno-frontaux (3). Issus des processus ptérygoïdes, ils passent par les grandes ailes du sphénoïde et se terminent dans le cintre frontal sus-orbitaire (cf. Figure 4.40 b et d).

On distingue également les arcs horizontaux, zones où les contraintes dominantes sont horizontales :

- Le cintre frontal sus-orbitaire (4) (cf. Figure 4.40 a et b).
- Les entretoises infra-orbitaires (5) et zygomatiques (6) (cf. Figure 4.40 a,b et c).

La Figure 4.40 c montre également une importante concentration de contraintes horizontales sur l'os palatin, le traversant suivant la direction frontale.

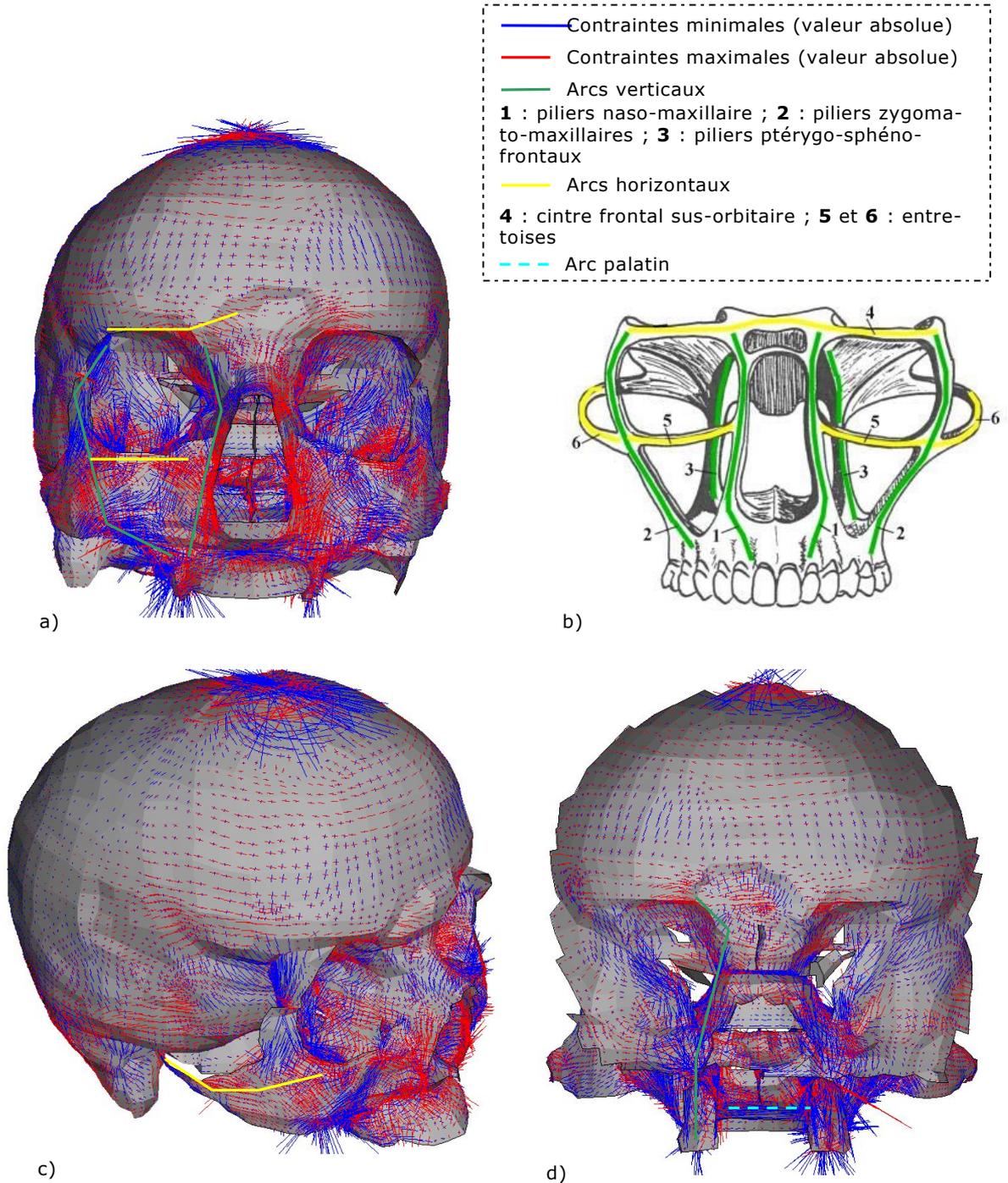


Figure 4.40 Systématisation biomécanique de la face : contraintes principales

a. Modèle numérique : vue faciale.

b. Systématisation biomécanique : vue faciale [FER90].

c. Modèle numérique : vue antéro-latérale.

d. Modèle numérique : vue postérieure en coupe frontale passant par les ptérygoïdes.

4.5.22 Systématisation biomécanique de la base du crâne

La distribution des contraintes principales sur le modèle numérique, et plus précisément la base du crâne, montre les renforcements décrits par Benninghoff [FER86] (cf. Figure 4.41).

On distingue bien la crête fronto-ethmoïdale (1), médiane, impaire, de direction antéropostérieure. Elle se prolonge vers l'arrière en passant en pont sur le corps du sphénoïde, puis, elle se divise en deux, passant par les condyles occipitaux et entourant le foramen magnum (trou occipital). Cependant, le modèle numérique ne laisse pas apparaître la partie postérieure de cet arc de renforcement. Cela s'explique par le type de sollicitation, appliquée au niveau du maxillaire, et par les conditions aux limites, qui ne prennent pas en compte la liaison tête-cou.

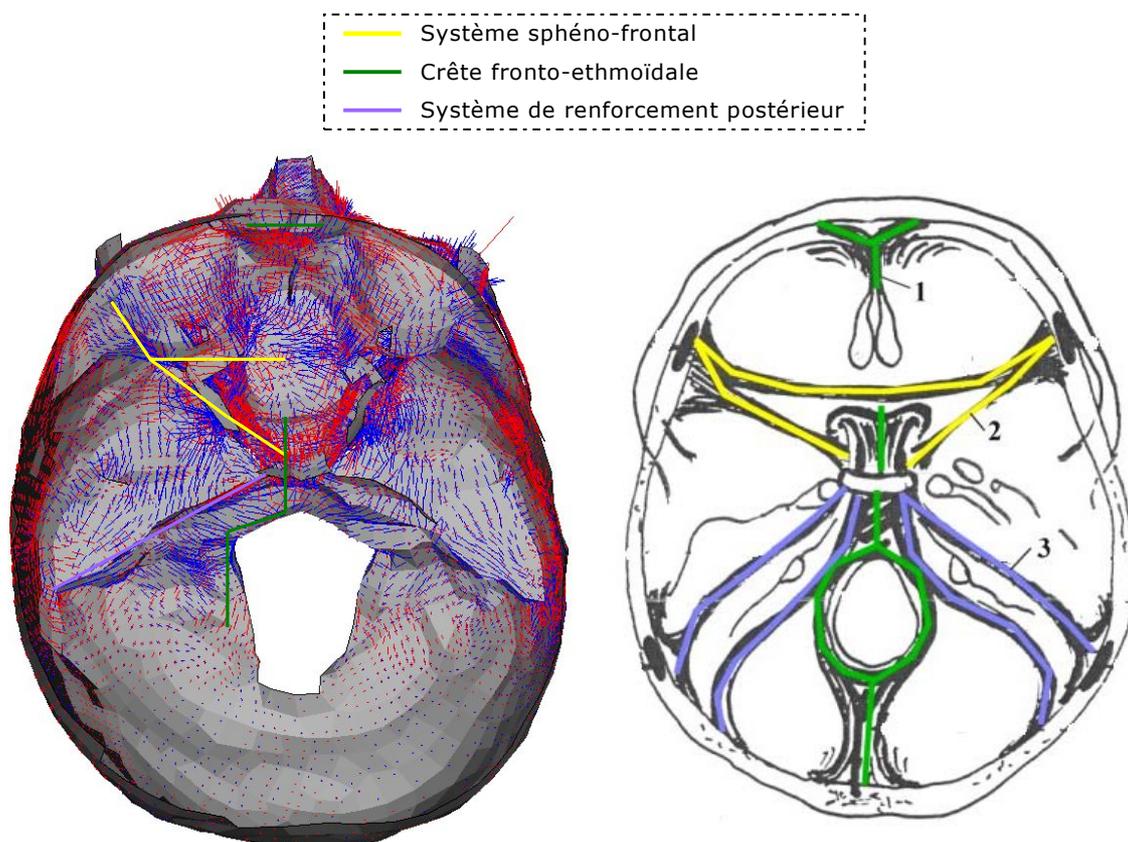


Figure 4.41 Systématisation biomécanique de la base du crâne : contraintes principales

a. Modèle numérique : vue endocrânienne.

b. Systématisation biomécanique : vue endocrânienne [FER86].

On distingue également le système sphéno-frontal antérieur, à direction transversale. Ce système comprend deux éléments; l'un emprunte le bord antérieur de la petite aile du sphénoïde, l'autre emprunte son bord postérieur.

Enfin, le système de renforcement postérieur, passant par les poutres pétreuses, est représenté. Les deux renforts latéraux ne sont pas clairement définis sur le modèle numérique, du fait de sa structure maillée sur la surface moyenne.

4.5.3 Conclusion

Une sollicitation, représentant une étape de la fonction masticatrice, permet de vérifier la validité anatomique du modèle en éléments finis du squelette osseux de la face et du crâne. La visualisation de la distribution des contraintes principales (direction uniquement) montre que les directions dominantes correspondent aux arcs de renforcement décrits par Couly [COU76] et Ferré [FER86] [FER90], pour la base du crâne et la face. C'est la représentation géométrique et anatomique correcte du modèle qui explique la similitude entre la modélisation et les théories de systématisation biomécanique.

Cependant, il faut noter que les muscles, dont l'influence est non négligeable, en particulier lors de la mastication, ne sont pas modélisés. De la même façon, la jonction cervico-céphalique (atlas, axis, appareil musculo-ligamentaire), qui assure l'équilibre de la tête et la transmission des contraintes, n'est pas prise en compte. Ainsi, avec cette modélisation purement osseuse, nous ne pouvons pas rendre compte de toutes les contraintes agissant sur la structure osseuse lors des sollicitations.

4.6 Conclusion du chapitre

Dans ce chapitre, résumé par la Figure 4.42, les deux modèles en éléments finis de la face humaine ont été testés lors de la simulation d'un essai de compression réalisé sur pièce anatomique : le modèle alors choisi est celui réalisé en éléments plaques. Un second essai de compression, utilisant une méthode de mesure des déplacements locaux, a permis d'évaluer plus précisément ce modèle afin de le valider sous sollicitation statique. Le comportement du modèle sous une sollicitation particulière, représentant un effort de mastication, a également été observé et comparé aux données bibliographiques.

Les propriétés mécaniques élastiques du matériau osseux ($E=4300$ MPa et $E=1412$ MPa), obtenues par identification des résultats expérimentaux et numériques, corroborent celles obtenues par Dellile [DEL02] et Mc Elhaney [MCE70] (cf. Chap.1§4). De plus, la caractérisation élastoplastique ($\sigma_e = 5$ MPa et $E' = 1400$ MPa) montre également une bonne correspondance avec les données obtenues par Dellile [DEL02].

Les mesures locales de champs de déplacement, obtenues à l'aide d'une méthode originale de corrélation d'images numériques, démontrent, d'un point de vue expérimental, que :

- Le complexe maxillofacial a un mouvement de déformation correspondant à une rotation autour d'un axe passant par la partie crâniale des deux processus ptérygoïdes.
- Les sutures, ne se démarquant pas par une discontinuité du champ de déplacement, n'ont aucun effet mécanique sur le comportement de la structure crâniofaciale.

La comparaison de ces mesures locales avec les champs de déplacement obtenus par simulation, à l'aide du modèle plaques, montre que :

- Le comportement du modèle, en terme de cinématique c'est à dire de direction de déplacement, est similaire à celui de la pièce anatomique (même mouvement de rotation).
- Le champ de déplacement donné par la modélisation est, d'un point de vue quantitatif, du même ordre de grandeur que celui mesuré sur la pièce anatomique, avec une très bonne similitude pour des zones comme l'os maxillaire, le bord externe de l'orbite et une partie de l'arche zygomatique.
- La résine n'est pas la cause des résultats un peu éloignés, bien que du même ordre de grandeur, obtenus pour certaines zones du modèle : cela est du à la variabilité inter-individu qui affecte tout d'abord la réponse

mécanique mais également le repère anatomique de la tête et par conséquent les conditions limites de la modélisation.

Cette méthode de mesure, réalisée ici en deux dimensions, présente néanmoins des faiblesses : elle manque de précision pour des petits déplacements et néglige l'influence des déplacements hors plan.

Cependant, elle représente un premier pas vers une validation plus locale des modèles numériques en biomécanique. En effet, ceux-ci sont souvent validés à l'aide de mesures globales, elles-mêmes obtenues pour lors d'expérimentations datant de dizaines d'années et dont les conditions limites ne sont pas toujours bien connues.

Afin de parvenir à l'objectif de ce travail de thèse, qui est la réalisation d'un outil de prédiction des lésions osseuses de la face et du crâne, le modèle en éléments finis de la face humaine, validé sous chargement statique dans ce chapitre, doit être évalué sous sollicitation dynamique.

Matériel et méthode

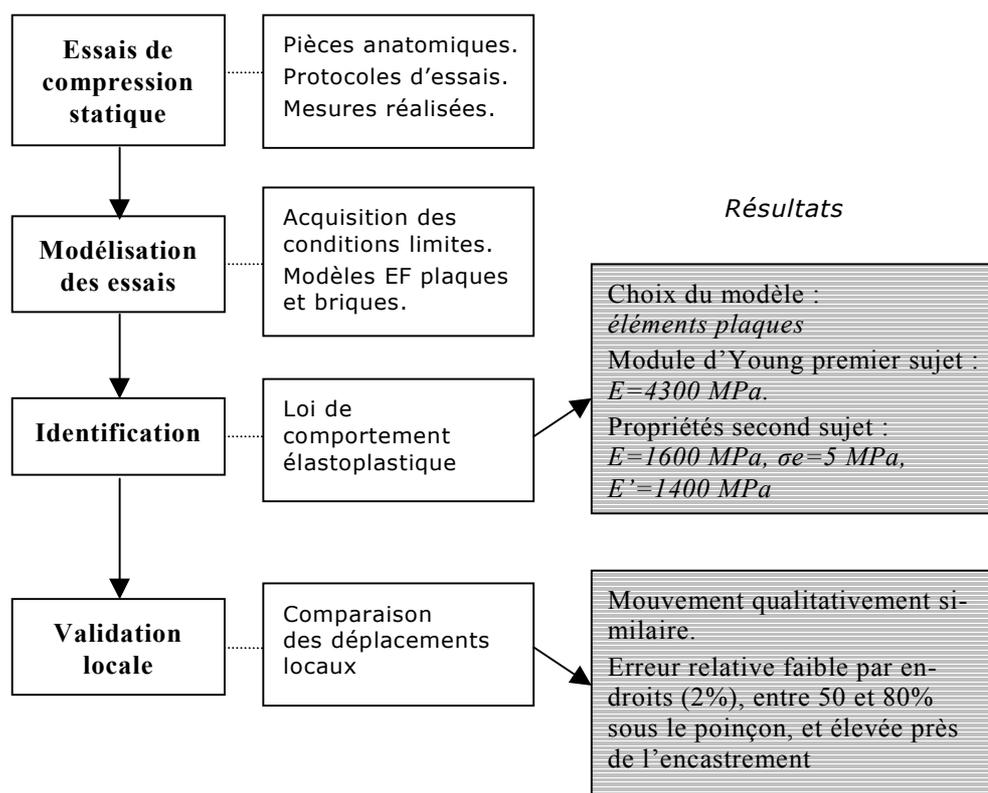


Figure 4.42 Du modèle numérique au modèle biofidèle

Chapitre 5

Evaluation du modèle EF de la face sous sollicitation dynamique

« Du modèle numérique...
...au modèle biofidèle »

Evaluation du modèle EF de la face sous sollicitation dynamique

5.1 Introduction et objectif

5.2 Matériel et méthode

5.2.1 Modélisation des essais

5.2.1.1 *Pièce anatomique*

5.2.1.2 *Protocole d'essai*

5.2.1.3 *Mesures*

5.2.1.3.1 Mesures globales

5.2.1.3.2 Mesures locales

5.2.2 Modélisation des essais

5.2.2.1 *Acquisition des conditions limites*

5.2.2.2 *Localisation des mesures*

5.2.2.3 *Conditions de simulation*

5.3 Résultats et discussion

5.3.1 Résultats expérimentaux

5.3.1.1 *Mesures globales*

5.3.1.2 *Mesures locales*

5.3.1.3 *Discussion*

5.3.2 Evaluation du modèle en éléments finis de la face

5.3.2.1 *Identification des propriétés mécaniques*

5.3.2.2 *Localisation des fractures*

5.4 Conclusion

5.1 Introduction et objectif

L'objectif de ce chapitre est l'évaluation du modèle en éléments plaques de la face humaine, sous une sollicitation de type dynamique. Ce modèle a été validé sous chargement statique, dans le chapitre précédent (cf. Chapitre 4), et il s'agit maintenant d'évaluer son comportement au choc en vue d'obtenir un outil permettant d'établir des critères de tolérance pour les os de la face.

La démarche d'évaluation est basée d'une part sur l'identification des réponses mécaniques du modèle et d'une pièce anatomique, puis sur la comparaison des lieux de fractures. Pour cela, une étude expérimentale de type dynamique, utilisant un puits de chute, est réalisée puis modélisée.

Ce chapitre détaille dans un premier temps le protocole expérimental, puis il présente les différentes mesures obtenues. Enfin, la réponse du modèle en éléments finis, en terme de paramètres mécaniques et de lieux de fractures, est évaluée.

5.2 Matériel et méthode

5.2.1 Protocole expérimental

5.2.1.1 Pièce anatomique

Une seule pièce anatomique a été utilisée pour cette étude du comportement de la face sous sollicitation dynamique. Elle a été prélevée sur un individu âgé de 82 ans, de sexe masculin. Après préparation de la pièce (cf. Annexe 1), la partie faciale est isolée suivant un plan de coupe frontal se situant à hauteur des mastoïdes (cf. Figure 5.1). Elle est ensuite conservée par congélation, puis réhydratée dans une solution conservatrice (50% alcool, 50% sérum physiologique) jusqu'aux expérimentations.

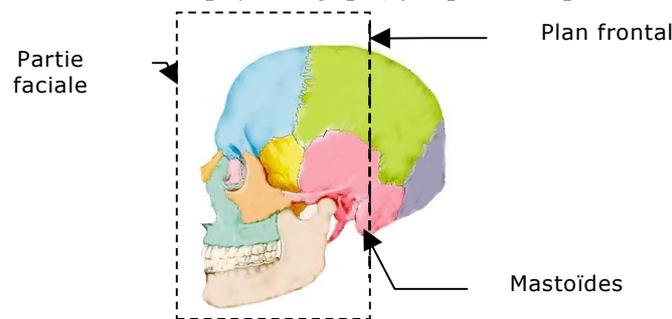


Figure 5.1 Schéma de découpe de la partie faciale

5.2.1.2 Protocole d'essai

Un impact infra-lésionnel ainsi qu'un impact lésionnel sont réalisés à l'aide d'un puits de chute. Le principe du puits de chute vertical consiste à lâcher, du haut d'un mât vertical, une masse guidée dans sa chute venant frapper la pièce anatomique.

La masse du chariot de guidage étant trop importante, un assemblage ayant une masse impactante plus faible est monté sur le puits de chute (cf. Figure 5.2-a). Cet assemblage est constitué d'une poutrelle, d'une tige coulissante de diamètre 16 mm, et d'un impacteur cylindrique de diamètre égal à 40 mm. Lorsque le chariot est lâché, c'est l'impacteur cylindrique qui entre tout d'abord en contact avec la pièce anatomique, avec une vitesse initiale égale à celle du chariot. Pendant le choc, la tige coulisse dans la bague de guidage (cf. Figure 5.2-c), ce qui permet au chariot de continuer dans sa chute sans perturber les conditions du choc cylindre / pièce anatomique. Enfin, le chariot termine sa course dans une pièce de nid d'abeille.

La vitesse v de la masse impactante dépend de la hauteur de chute et elle est donnée par la formule suivante :

$$v = \sqrt{2gh} , \text{ avec } g = 9.81 \text{ m/s}^2, h = \text{hauteur de chute}$$

L'impacteur cylindrique heurte la partie faciale avec une vitesse de 3 m/s. L'impact infra-lésionnel est réalisé avec une masse égale à 0,750 kg tandis que l'impact lésionnel utilise une masse égale à 1,17 kg.

La pièce anatomique est impactée sur l'os malaire gauche, avec une orientation de 30° par rapport au plan sagittal (cf. Figure 5.2-b). L'encastrement est assuré à l'aide d'un bloc de ciment d'épaisseur égale à 60mm.

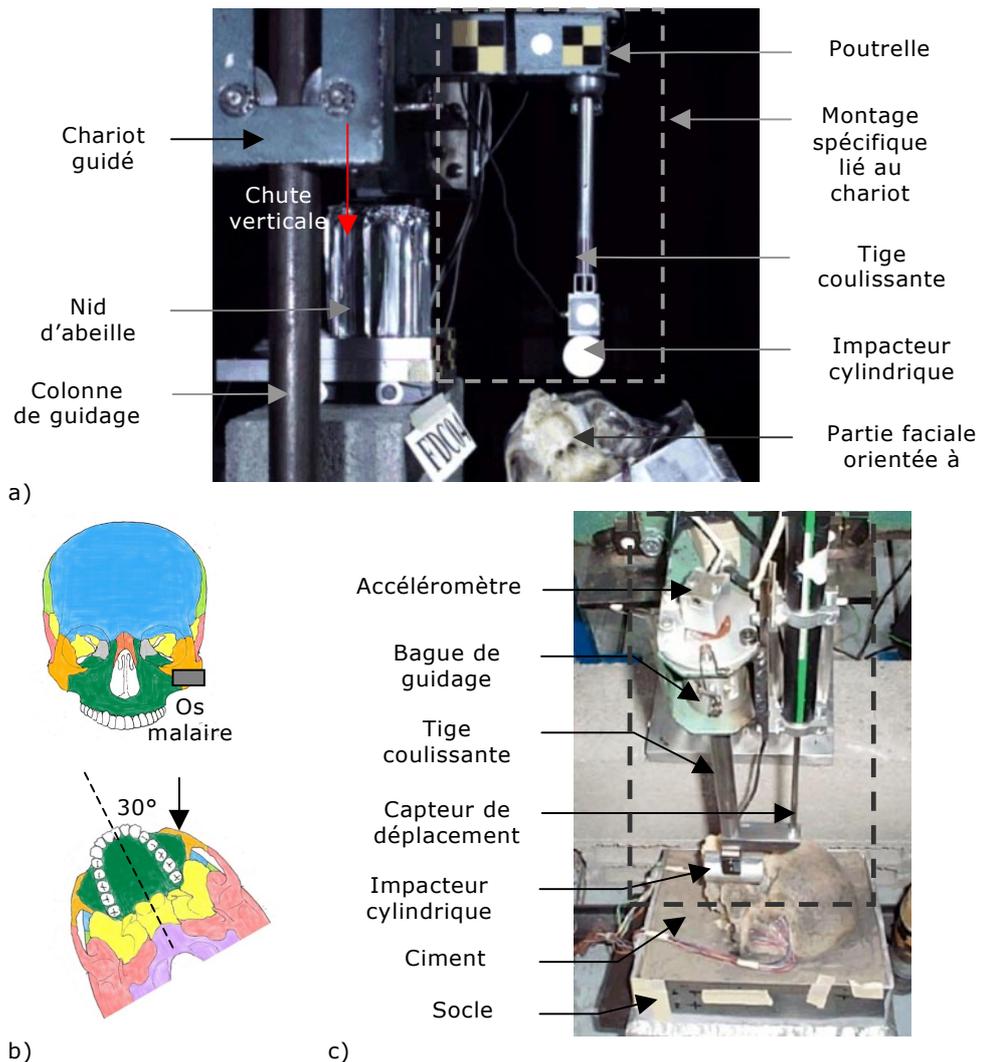


Figure 5.2 Dispositif d'impact sur pièce anatomique

a. Vue d'ensemble du système : puits de chute.

b. Localisation et orientation de l'impact sur la face.

c. Détails du montage.

5.2.13 Mesures

5.2.131 Mesures globales

Les mesures globales (cf. Figure 5.2-c) effectuées lors de ces deux essais sont :

- Le déplacement de l'impacteur cylindrique par rapport à la poutrelle, mesuré à l'aide d'un capteur de déplacement à tige.
- L'accélération de l'impacteur cylindrique, mesurée à l'aide d'un accéléromètre positionné au sommet de la tige impactante.
- L'effort d'impact, mesuré au niveau de l'impacteur cylindrique.

La mesure d'accélération, multipliée par la masse de l'impacteur, permet également d'obtenir l'effort exercé par celui-ci sur la pièce anatomique. La concordance des valeurs ainsi obtenues avec celles mesurées directement a été vérifiée.

L'acquisition est réalisée à l'aide d'un coffret MORS, avec une fréquence d'échantillonnage de 10 kHz, puis pré-filtrée à 2.5 kHz.

5.2.132 Mesures locales

Les champs de déplacement 2D de la partie latérale gauche (côté impacté) de la face ont été mesurés par la méthode de corrélation d'images numériques, déjà utilisée lors des essais de compression statique (cf. Chapitre 4). Le principe de cette technique de mesure repose sur la comparaison de la géométrie d'un mouchetis aléatoire, déposé sur la pièce à étudier, entre l'état initial et l'état déformé (cf. Annexe 3).

Le mouchetis est déposé sur la pièce anatomique, préalablement enduite d'un mélange d'eau et de colle à bois, puis il est fixé à l'aide d'une laque mate. Les images, de dimension 1024×768 pixels, sont obtenues à l'aide de caméras numériques rapides (SpeadCam®) dont la fréquence d'acquisition est égale à 2000 images/seconde. (cf. Figure 5.3).

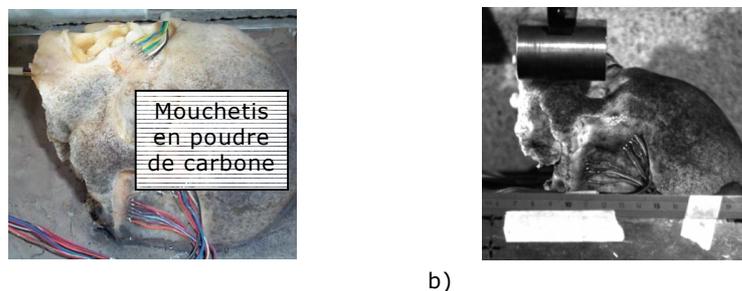


Figure 5.3 Mesure des déplacements par corrélation d'images numériques
a. Mouchetis en poudre de carbone déposé sur la pièce anatomique.
b. Prise de vue utilisée pour la mesure.

5.2.2 Modélisation des essais

5.2.2.1 Acquisition des conditions limites

Les conditions aux limites sont repérées durant l'essai à l'aide du bras de mesure 3D (cf. Figure 5.4) et sont introduites dans le modèle à l'aide du repère anatomique de la tête (cf. Chap.1§1.1). L'encastrement est repéré à partir du contour formé par le bloc de ciment et la pièce anatomique. La direction de chargement est donnée par l'axe de descente de la tige coulissante et la position du cylindre de chargement est obtenue par le repérage de son axe de révolution.

5.2.2.2 Localisation des mesures

Le repère image, dans lequel est exprimé le champ de déplacements, est localisé dans le modèle à l'aide de trois points. Ceux-ci sont situés sur la face du socle qui est parallèle au plan de mesure, et sont donc visibles sur les images. Ils permettent ainsi de créer un système d'axe commun au modèle et aux mesures.

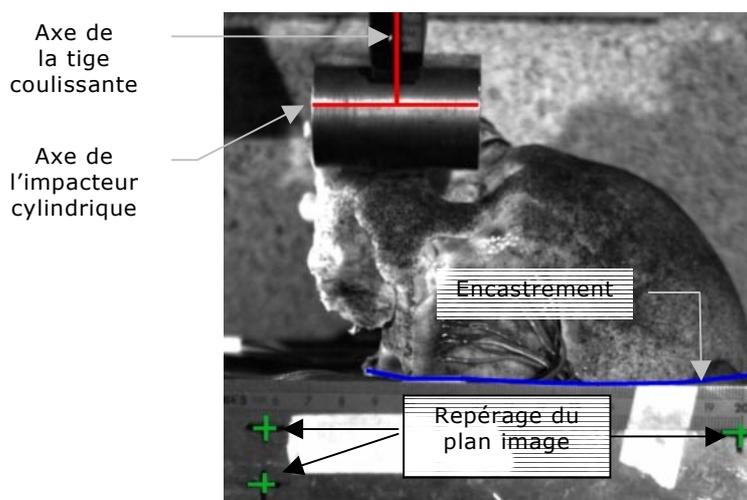


Figure 5.4 Localisation des conditions limites et des mesures pour l'essai dynamique

5.2.2.3 Conditions de simulation

La sollicitation dynamique est simulée à l'aide du code Abaqus explicit®. Le maillage utilisé est celui en éléments plaques (éléments S4), déjà validé sous chargement statique (cf. Figure 5.5).

Les nœuds du maillage formant l'encastrement avec le bloc de ciment sont simplement bloqués suivant les 6 degrés de liberté, car il a été démontré que le matériau dans lequel la pièce est encastrée n'a aucune influence, vu son épaisseur importante (cf. Chap.4§4.24).

Le poinçon cylindrique, dont la géométrie simplifiée est maillée en éléments volumiques, est considéré comme indéformable et possède une masse volumique ρ choisie de façon à obtenir une masse égale à celle du système impactant réel. Il se déplace avec un mouvement de translation suivant l'axe de chute, avec une vitesse initiale égale à 3 m/s et sous l'influence de la gravité.

Le contact entre le poinçon et la pièce anatomique possède un coefficient de friction de Coulomb égal à 0,15. Un module d'élasticité élevé ($E= 300000$ MPa) est appliqué aux éléments de contact appartenant à la face (au nombre de quatre) afin de garder une surface de contact stable.

Le matériau osseux est modélisé à l'aide d'une loi élastique (E à déterminer) avec un coefficient de Poisson ν égal à 0,21 [WIL99] [MCE70] et une densité choisie égale à 1800 kg/m^3 [DEL02] [WIL99].

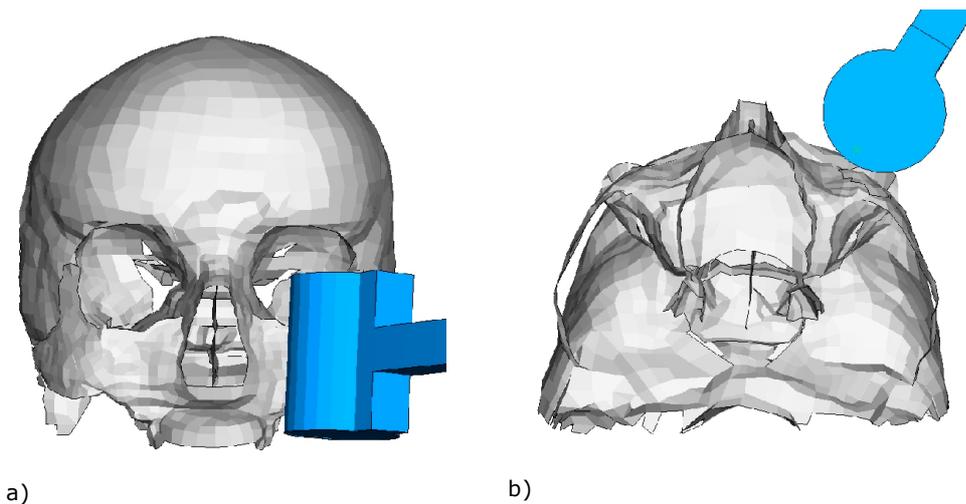


Figure 5.5 Simulation de l'essai dynamique

a. Vue antérieure.

b. Vue inférieure.

5.3 Résultats

5.3.1 Résultats expérimentaux

5.3.1.1 Mesures globales

Les données globales mesurées et analysées sont l'accélération et le déplacement de l'impacteur.

La figure 5.6 montre l'accélération de l'impacteur en fonction du temps, pour les deux essais réalisés (infra-lésionnel et lésionnel). Les deux courbes présentent un phénomène vibratoire très important (cf. Figure 5.6-a) qui s'efface lorsqu'un filtrage à 180 Hz (ISO Butterworth) est appliqué (cf. Figure 5.6-b).

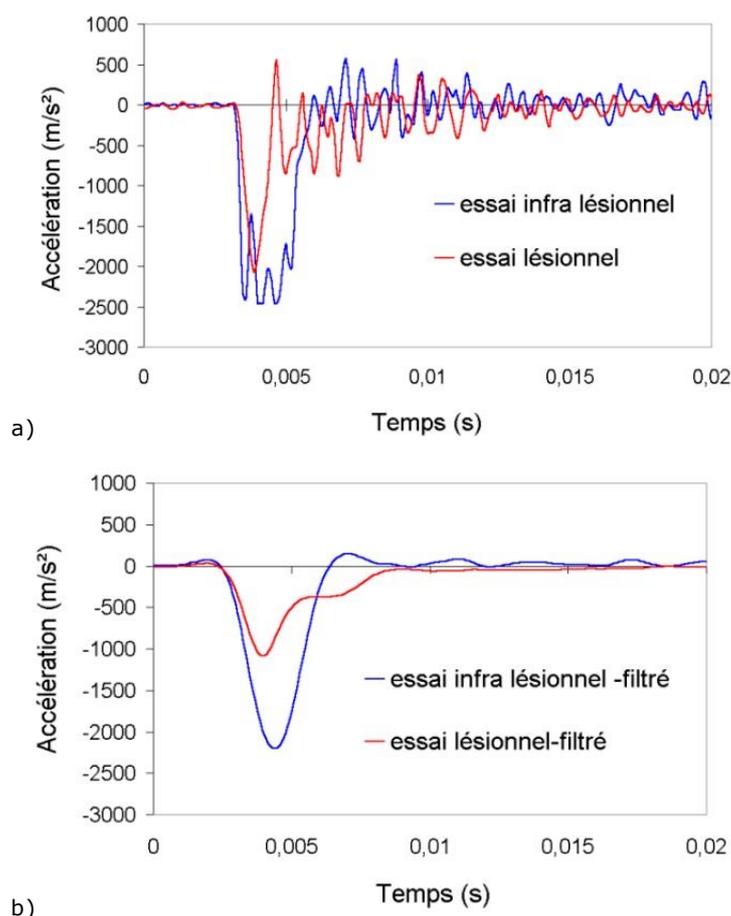


Figure 5.6 Accélération de l'impacteur en fonction du temps pour les deux essais réalisés : impacts lésionnel et infra-lésionnel

- a. Données brutes : filtrage de la chaîne de mesure à 2500 Hz.
- b. Données filtrées à 180 Hz filtre ISO Butterworth.

L'observation de l'effort exercé par une partie de l'impacteur sur la face, pour l'essai lésionnel, permet de déterminer la cause de ces vibrations. En effet, l'effort mesuré par le capteur situé entre la tige et le cylindre, et l'effort équivalent calculé à partir de l'accélération sont en opposition de phase (cf. Figure 5.7). Compte tenu de la position de ces deux capteurs (capteur d'effort et accéléromètre), situés aux extrémités du système impactant, on peut donc penser qu'il s'agit de vibrations dues à une flexion de la tige impactante.

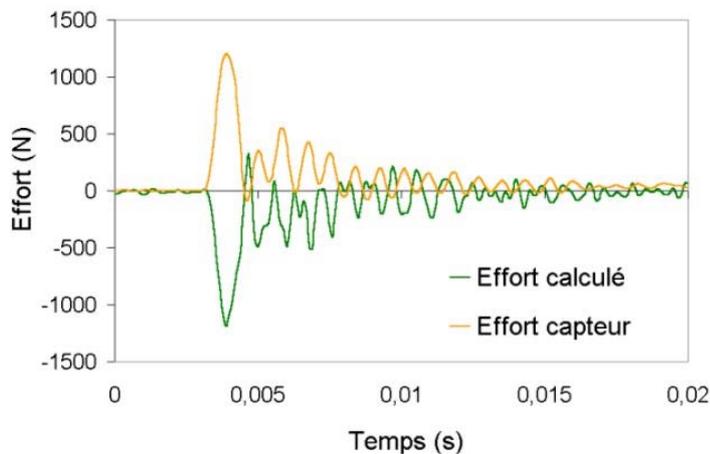


Figure 5.7 Comparaison de la variation de l'effort mesuré par le capteur, et de l'effort calculé à partir de l'accélération, en fonction du temps : essai lésionnel

Les données concernant l'essai lésionnel ne sont pas exploitées car la courbe brute ne possède qu'un seul pic (cf. Figure 5.6-a) et le filtrage est alors susceptible de fausser les résultats, notamment en ce qui concerne le maximum de la courbe. Par contre, la courbe filtrée de l'accélération en fonction du temps, pour l'essai infra-lésionnel est exploitable (cf. Figure 5.8). Les résultats qui suivent concernent uniquement cet essai.

La décélération maximale de l'impacteur est égale à 2200 m/s^2 (cf. Figure 5.8), et l'effort de compression maximal qu'il exerce sur la face, obtenu par le produit de l'accélération par la masse impactante ($0,75 \text{ kg}$), est égal à 1650 N (cf. Figure 5.10).

La courbe représentant le déplacement de l'impacteur en fonction du temps (cf. Figure 5.9) montre que la déflexion maximale est égale à $2,96 \text{ mm}$.

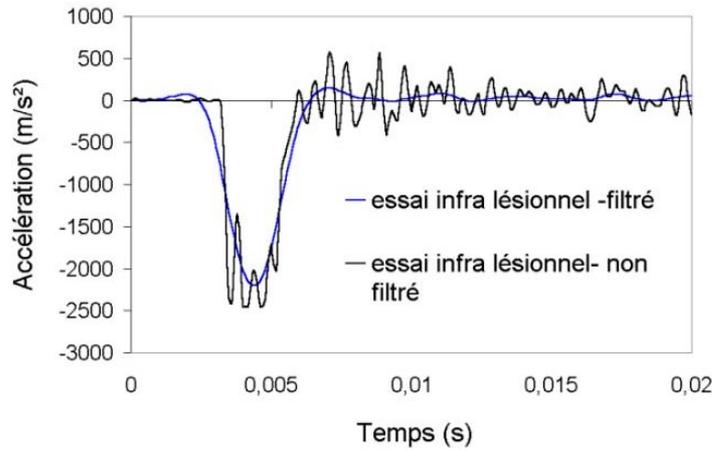


Figure 5.8 Variation de l'accélération de l'impacteur en fonction du temps pour l'essai infra-lésionnel : données brutes et données filtrées (Filtre Butterworth 180 Hz)

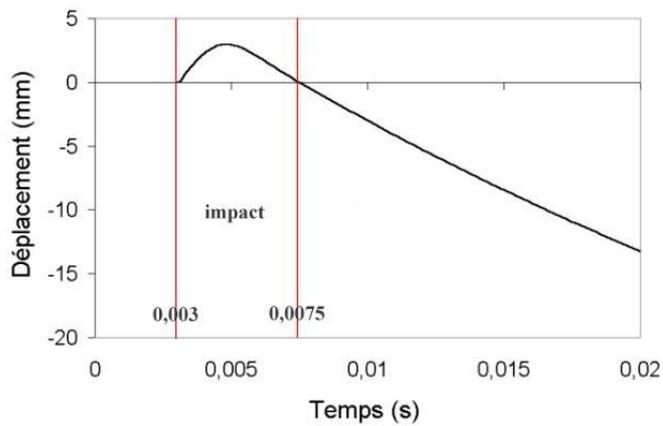


Figure 5.9 Déplacement de l'impacteur en fonction du temps, pour l'essai infra-lésionnel

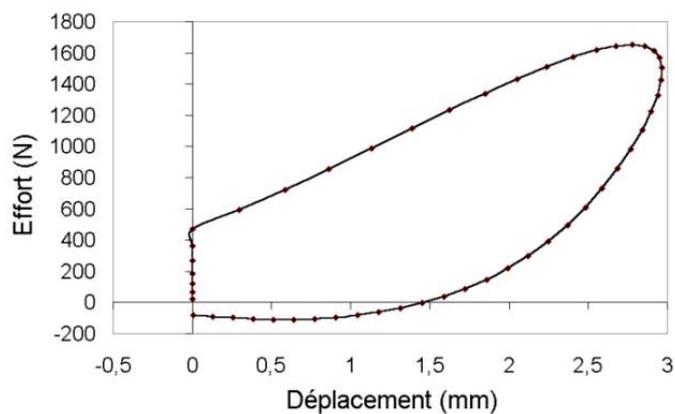


Figure 5.10 Effort exercé par l'impacteur sur la face en fonction de son déplacement, pour l'essai infra-lésionnel

La raideur de la structure osseuse faciale, donnée par la courbe représentant l'effort en fonction du déplacement (cf. Figure 5.10), est égale à 473 N/mm. La courbe montre une phase de déchargement non linéaire, qui caractérise un comportement viscoélastique.

5.3.12 Mesures locales

Les mesures locales de déplacement ne sont pas homogènes et ne sont donc pas présentées.

5.3.13 Discussion

La valeur maximale de l'effort donnée par l'essai infra-lésionnel peut être considérée comme proche du seuil de tolérance à la fracture, car une masse seulement égale à 400 grammes sépare les conditions de cet essai avec celles de l'essai lésionnel, tous deux ayant la même vitesse initiale. Cet effort maximal, égal à 1650 N, correspond aux valeurs de tolérances relevées dans la bibliographie. Garza et al. [GAR93] donnent, pour des essais réalisés sur une pièce anatomique décharnée, un seuil de tolérance moyen, pour l'os malaire, égal à 1624 N. Yoganadan et al. [YOG88] trouvent un seuil égal à 1211 N et une déflexion moyenne égale à 5,8 mm. La valeur de déflexion donnée par les essais présentés ci-dessus est plus faible (2,96 mm) que celle donnée par Yoganandan car les conditions limites sont différentes. En effet, les essais menés par Yoganandan utilisent un volant comme pièce impactante, lequel est beaucoup moins rigide que le cylindre en aluminium que nous avons utilisé. En ce qui concerne la raideur de la structure, Allsop et al. [ALL91] montrent qu'elle est égale à 230 N/mm pour l'os zygomatique non décharné. La raideur donnée par les essais détaillés ci-dessus est plus élevée (473 N/mm), mais d'une part, elle ne concerne que la structure osseuse et d'autre part, les conditions aux limites sont plus rigides.

Les résultats, non exploitables, donnés par la corrélation, indiquent que le protocole d'essai comporte des limites. Plusieurs hypothèses peuvent être avancées pour expliquer ceci :

- Le mouchetis, bien que fixé à l'aide d'une laque, s'est dispersé durant l'impact,
- Le champ de l'image lié à la fréquence d'acquisition égale à 2000 Hz est certainement trop large. Les pixels sont donc trop grands par rapport à la taille du mouchetis.

5.3.2 Evaluation du modèle en éléments finis de la face

5.2.21 Identification des propriétés mécaniques

La figure 5.11 présente la comparaison des données d'impact expérimentales de l'essai infra-lésionnel, en fonction des valeurs obtenues à l'aide de la simulation numérique, pour un module d'Young E égal à 1300 MPa. La loi de comportement choisie est une loi élastique, compte tenu du caractère non destructif de l'essai. Les courbes expérimentales et numériques de l'accélération, ainsi que du déplacement en fonction du temps, montrent une bonne similitude.

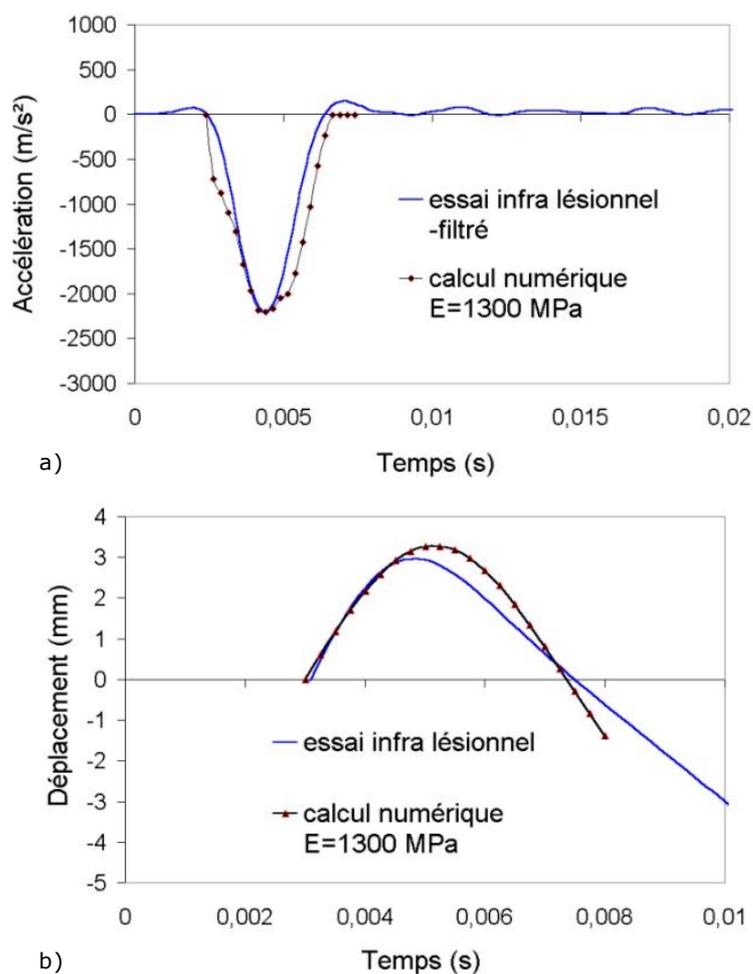


Figure 5.11 Comparaison de la réponse numérique par rapport à la réponse expérimentale pour l'essai infra-lésionnel
 a. Variation de l'accélération en fonction du temps.
 b. Variation du déplacement en fonction du temps.

En ce qui concerne les données d'accélération, les réponses de la pièce anatomique et du modèle numérique dans la zone maximale de décélération sont identiques, et montrent une même pente dans la phase de déchargement. Néanmoins, deux zones de non linéarité peuvent être observées au début du choc, ainsi qu'au début du rebond. Afin d'expliquer cela, une hypothèse peut être émise, concernant le contact. Il pourrait effectivement s'agir de la variation non homogène de la surface de contact, sur le modèle numérique, car la surface osseuse possède une géométrie variable et la moindre différence de géométrie entre le modèle et la pièce anatomique (qui ne sont pas les mêmes) peut entraîner des variations importantes dans la réponse mécanique.

En ce qui concerne la réponse en déplacement, on observe également une bonne similitude, essentiellement pour la zone de chargement. La durée du contact est identique pour les deux réponses, mais la phase de rebond présente un écart dans la pente.

5.2.22 Localisation des fractures

L'essai lésionnel produit des fractures au niveau de l'os maxillaire, des ptérygoïdes, du plancher et du bord externe de l'orbite, ainsi qu'au niveau de l'arche zygomatique (cf. Figure 5.12).

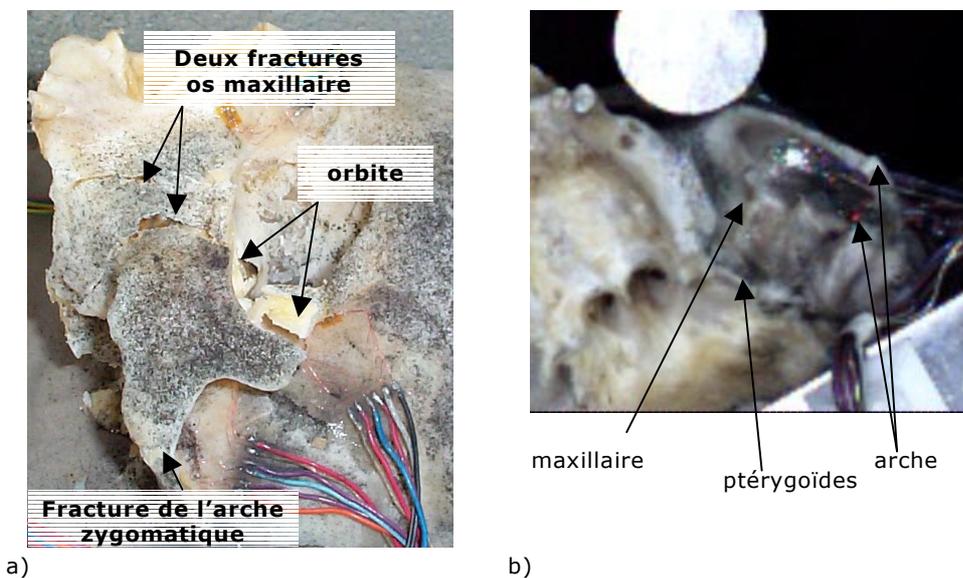


Figure 5.12 Localisation des fractures, causées par l'essai lésionnel, sur la pièce anatomique

a. Vue « latérale ».

b. Vue inférieure.

5.4 Conclusion

Les résultats des essais dynamiques ont mis en évidence un phénomène vibratoire parasite lié à la flexion de la tige impactante. Ce phénomène a pu être soustrait à la réponse globale, enregistrée au cours de l'essai non destructif. La réponse expérimentale de la face et du crâne au choc infra-lésionnel a donc pu servir de base à l'évaluation du modèle. En revanche, les résultats de l'essai lésionnel n'ont pu être exploités, le pic d'accélération enregistré étant très court, l'influence de la vibration parasite ne peut être supprimée.

Après identification, la réponse du modèle en éléments finis correspondant au choc infra-lésionnel est identique à la réponse observée expérimentalement du point de vue de l'accélération et du déplacement de l'impacteur. Le module d'Young ainsi obtenu (1300 MPa) est très proche de celui obtenu au cours de la validation statique du modèle (1400 MPa).

La comparaison de la répartition des contraintes de Von Mises obtenue lors de la simulation de l'essai infra lésionnel, avec la répartition des fractures observées au cours de l'essai lésionnel, montre une parfaite similitude du modèle avec la pièce anatomique. Cette comparaison reste néanmoins qualitative, car les niveaux de sollicitations sont différents.

L'évaluation globale du modèle en éléments finis de la structure cranio-faciale montre donc un comportement qualitatif et quantitatif très réaliste.

Conclusion, limites et perspectives

Conclusion, limites et perspectives

Ce travail de thèse de doctorat s'inscrit dans un contexte d'amélioration de la prédiction des risques de blessures causées par des chocs, à travers l'outil numérique. Il présente la réalisation, ainsi que la validation, d'un modèle en éléments finis du squelette de la face et du crâne. Deux aspects dans ce travail sont à retenir : le souci de précision dans la reconstruction géométrique de la structure anatomique, ainsi que la confrontation du modèle obtenu à plusieurs étapes de validation, aussi bien d'un point de vue mécanique, global et local, que d'un point de vue anatomique.

Le maillage de la face et du crâne est réalisé en éléments plaques, à partir d'images scanner. Le modèle obtenu est très réaliste, grâce à la précision des moyens radiologiques, à la reconstruction surfacique manuelle et à la mesure précise des épaisseurs de la structure osseuse. De plus, ce modèle est adapté à une utilisation pour des simulations dynamiques, car il est construit en éléments quadrangles, de bonne qualité, et en nombre raisonnable.

En ce qui concerne la modélisation du comportement mécanique du matériau osseux, l'hypothèse d'assimilation de la structure osseuse à un matériau homogène a été faite, ainsi que celle d'un comportement élastoplastique et isotrope. Une étude expérimentale a permis de déterminer les propriétés mécaniques de l'os du crâne humain, à l'aide d'une méthode d'identification consistant à comparer les réponses en flexion expérimentales et numériques d'échantillons d'os crâniens. Les propriétés mécaniques obtenues, pour un comportement élastique, sont en accord avec les données bibliographiques, et de plus, les propriétés dans le domaine plastique, caractéristiques mécaniques peu étudiées, ont été déterminées. Enfin, une étude paramétrique, réalisée à l'aide des simulations numériques, a montré que les hypothèses de modélisation choisies pour le comportement mécanique de l'os de la face et du crâne, sont pertinentes :

- L'épaisseur de la structure est un paramètre essentiel à la modélisation correcte du comportement mécanique.
- La modélisation composite n'améliore pas la réponse, concernant les lieux de rupture, par rapport à une hypothèse homogène.
- Les sutures ne sont pas des zones de faiblesse et n'ont pas d'influence sur le comportement de la structure crânienne ou faciale.

L'évaluation et la validation du modèle en éléments finis de la face et du crâne ont été réalisées sous trois aspects dans ce travail. Un premier aspect concerne une validation sous chargement statique, permettant l'utilisation d'une méthode originale de mesures locales, et donc une évaluation locale très précise du modèle. Ensuite, le deuxième aspect fait référence à la systématisation biomécanique de l'ensemble crâniofacial, en comparant le comportement du modèle sous un chargement dit « naturel » aux théories anatomiques d'arcs de renforcements. Enfin, la dernière évaluation du modèle fait appel à une sollicitation de type dynamique, afin d'observer sa capacité à prédire la localisation des fractures.

L'évaluation sous chargement statique du modèle, réalisée à l'aide d'essais de compression de l'os malaire, utilise une méthode de mesure des champs de déplacement par corrélation d'images numériques. Les principaux résultats obtenus au cours de cette étude, aboutissant à la validation du modèle, sont les suivants :

- La détermination, par identification, de caractéristiques mécaniques élastiques et élastoplastiques du matériau osseux, pour un chargement sur un os facial.
- La similitude, en terme de direction et de distribution, des champs de déplacements mesurés expérimentalement et simulés à l'aide du modèle en éléments finis.
- La correspondance, du point de vue quantitatif, des déplacements mesurés et calculés, avec, localement, une erreur inférieure à 15%.

La comparaison, sous un chargement assimilé à la mastication, des directions privilégiées des contraintes principales observées sur le modèle numérique, aux théories de systématisation biomécanique, apporte une appréciation « anatomique et biomécanique » du modèle. Cette analyse montre que le parcours des contraintes principales dominantes, sur le modèle, emprunte des éléments structuraux de la face et de la base du crâne, bien connus des anatomistes et considérés comme des arcs de renforcement.

Enfin, l'évaluation sous chargement dynamique du modèle, réalisée sur la base d'un essai de choc sur l'os malaire, permet de montrer que :

- La réponse du modèle en éléments finis de la face et du crâne à cette sollicitation correspond à celle de la pièce anatomique, du point de vue des mesures globales comme l'accélération et le déplacement de l'impacteur.
- Le modèle reproduit correctement les fractures occasionnées par le choc, celles-ci correspondant aux lieux des contraintes de Von Mises maximales.

Les hypothèses effectuées, lors de la modélisation en éléments finis de la face et du crâne, laissent tout de même entrevoir des limites qui apparaissent alors comme des perspectives d'amélioration :

- Concernant la modélisation du comportement mécanique de l'os, l'adoption d'un comportement homogène pour l'ensemble osseux de la face et du crâne ne prend pas en compte la différence structurelle entre les différents os : certains ont une structure composite (os crânien), tandis que d'autres sont constitués uniquement d'os cortical (os de la face). Il faudrait établir les propriétés mécaniques en fonction de la densité osseuse et les différencier selon la localisation de l'os.
- Du point de vue de la construction du modèle, la géométrie est précise sur la base d'un individu donné, choisi comme référence. La méthode de construction du maillage, non automatisée, ne permet pas la personnalisation du modèle. Une solution à ce problème serait de déterminer des points de contrôle sur le maillage afin d'appliquer une méthode de scaling.

La méthodologie expérimentale, présente elle aussi des points à perfectionner :

- La précision des informations, permettant d'insérer les conditions limites expérimentales dans le modèle, est faussée par le caractère individuel du modèle. L'utilisation du scaling permettrait de remédier à ce problème.
- Les mesures 2D des champs de déplacement, réalisées par corrélation d'images ne prennent pas en compte les déplacements hors-plan. Une mesure en 3D permettrait donc d'obtenir plus d'informations. De plus, l'utilisation de cette technique de mesure dans le cas de sollicitations dynamiques doit être approfondie en ce qui concerne la réalisation du mouchetis, le champ des caméras et l'éclairage.
- Le nombre limité d'éprouvettes utilisées pour la caractérisation des propriétés mécaniques de l'os crânien ne permet pas de donner d'affirmations, en particulier sur l'influence des sutures.

Plusieurs développements sont envisagés, afin de pérenniser ce travail de thèse. Tout d'abord, la fusion de ce modèle détaillé de la face humaine, avec un modèle existant de contenu intracrânien, permettrait de réaliser des reconstitutions numériques d'accidents et donc d'obtenir un outil complet de prédiction des risques de blessures, avec un critère associé. L'intégration des tissus mous faciaux, et surtout des muscles, pourrait aboutir à un outil de simulation pré-opératoire dans le domaine de la chirurgie maxillo-faciale, par exemple dans le cas de distraction osseuse.

Bibliographie

Bibliographie

A

- [ALL91] ALLSOP D.L., PERL T.R., WARNER C.Y. « Force/Deflexion and fracture Characteristics of the temporo-parietal region of the human head. » **In:** 35th Stapp Car Crash Conference, San Diego, California, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of Automotive Engineers, 1991, pp. 269-278.
- [ALL88] ALLSOP D.L., WARNER C.Y., WILLE M.G., SCHNEIDER D.C., NAHUM A.M. « Facial impact response- a comparison of the hybrid III dummy and human cadaver ». **In:** 32nd Stapp Car Crash Conference, Atlanta, Georgia, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of Automotive Engineers, 1988, pp. 139-155.

B

- [BAN94] BANDAK F. A., EPPINGER R. H. « A three-dimensional finite element analysis of the human brain under combined rotational and translational accelerations ». **In:** 38th Stapp Car Crash Conference, Ft Lauderdale, Florida, USA. Society of Automotive Engineers, 1994, pp. 145-163.
- [BAR70] BARBER T. W., BROCKWAY J. A., MOFFATT C. A. « Static compression testing of specimens from embalmed human skull ». Texas Report on Biology and Medicine, 1970, vol. 28, n° 4, pp. 497-508.
- [BAU01] BAUMGARTNER D. « Mécanismes de lésion et limites de tolérance au choc de la tête humaine – Simulations numériques et expérimentales de traumatismes crâniens ». Mécanique. Strasbourg : Université Louis Pasteur, 2001, 384 p.

- [BEL84] BELLAVOIR A., SULEAU J., JOUEN F., PONS J. « Considérations statistiques à propos des fractures sinusales de la face ». Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac., 1984, vol. 85, n° 5, pp. 414-415.
- [BER99] BERMOND F., KALLIERIS D., MATTERN R., RAMET M., BOUQUET R., CAIRE Y., VOIGLIO E. « Human face response at an angle to the fore-aft vertical plane impact ». **In:** IRCOBI Confence, Sitges, Spain. 1999, pp. 121-132.
- [BID03] BIDAL S. « Reconstruction tridimensionnelle d'éléments anatomiques et génération automatique de maillages éléments finis optimisés » Informatique. Marseille: Université de la Méditerranée, 2003, 163 p.
- [BJO92] BJORNSTIG U., OSTROM M., ERIKSSON A., SONNTAG-OSTROM E. « Head and face injuries in bicyclists- with special reference to possible effects of helmet use » J. of Trauma, 1992, vol. 33, n° 6, pp. 887-893.
- [BOU91] BOUCHET A., CUILLERET J. « Anatomie topographique descriptive et fonctionnelle. Le système nerveux central, la face, la tête et les organes des sens ». Tome 1. 2ème édition. Paris: Masson Editeurs, 1991, 598 p.
- [BRU00] BRUYERE K., BERMOND F., BOUQUET R., CAIRE Y., RAMET M., VOIGLIO E. « Human maxilla bone response to 30° oriented impacts and comparison with frontal bone impacts ». **In:** 44th Association for the Advancement of Automotive Medicine Conference, October 2-4, Chicago. 2000, pp. 219-234.

C

- [CAM97] CAMACHO D. L., NIGHTINGALE R. W., ROBINETTE J. J., VANGURI S. K., COATES D. J., MYERS B. S. « Experimental flexibility measurements for the development of a computational head-neck model validated for near-vertex head impact ». **In:** 41st Stapp Car Crash Conference, Lake Buena Vista, Florida, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of Automotive Engineers, 1997, pp. 473-485.
- [CAM99] CAMACHO D. L. A., NIGHTINGALE R. W., MYERS B. S. « Surface friction in near-vertex head and neck impact increases risk of injury ». J of Biomech., 1999, vol. 32, n° 3, pp. 293-301.

- [CHE96] CHEVREL J.P., FONTAINE C. « Anatomie Clinique. Tête et cou ». Tome 3. Paris: Springer Verlag France, 1996, 490 p.
- [CHO01] CHOI H. Y., LEE S. H., LEE I. H., HAUG E. « Finite element modeling of human head-neck complex for crashworthiness simulation ». **In:** Conference on Computational Fluid and Solid Mechanics, K.J. BATHE, 2001, pp. 114-119.
- [CLA97] CLAESSENS M. « Finite element modeling of the human head under impact conditions ». Tome Eindhoven: Technische Universiteit Eindhoven, 1997, 137 p.
- [CLA97] CLAESSENS M., SAUREN F., WISMANS J. « Modeling of the human head under impact conditions: a parametric study ». **In:** 41st Stapp Car Crash Conference, Lake Buena Vista, Florida, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of Automotive Engineers, 1997, pp. 315-328.
- [CLE01] CLERC P. « Mesure de champs de déplacements et de déformations par stéréovision et corrélation d'images numériques ». Mécanique. Lyon : Institut National des Sciences Appliquées, 2001, 307 p.
- [COU76] COULY G. « La statique osseuse de la face ». Revue de stomatologie, Paris, 1976, vol. 77, n° 2, pp. 420-426.
- [COH92] COHADON F. « Biomécanique et physiopathologie des lésions traumatiques crâniennes ». **In:** Traumatismes du crâne et du rachis. Séminaire d'Enseignement de la Société de Neurochirurgie de Langue Française. Collections des Universités Francophones, Paris : Editions ESTEM, 1992, pp. 1-20.

D

- [DEL02] DELLILE C. « Contribution à l'identification de lois matérielles de l'os du crâne humain en quasi-statique à partir d'expérimentations et de simulations numériques » Génie Mécanique. Valenciennes: Université de Valenciennes et du Haut Cambrésis, 2002, 190 p.
- [DEL04] DELMAS V. « Qu'est-ce que le corps humain ? » Disponible sur: <http://www.educ.necker.fr/cours/AnatomieP12003-2004/anatomiegenerale.pdf>. (Consulté le 10/01/2004).

[DIA97] DIAW B. M., WILLINGER R., KANG H. S. « Finite elements modelling of bone material discontinuity in case of skull fracture » **In:** IRCOBI Conference, September 24-26, Hannover, Germany. 1997, pp. 461-463.

[DIM95] DIMASI F. P., EPPINGER R. H., BANDAK F. A. « Computational analysis of head impact response under car crash loadings ». **In:** 39th Stapp Car Crash Conference, San Diego, California, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of Automotive Engineers, 1995, pp. 425-438.

E

[EVA57] EVANS F. G., LISSNER H. R. « Tensile and compressive strength of human parietal bone ». J. of Appl. Physiol., 1957, vol. 10, n° 3, pp. 493-497.

F

[FER86] FERRE J.C., BARBIN J.Y. « Réflexions sur la structure mécanique de la calvaria (voûte du crâne) » Orthod. Fr., 1986, vol. 57, n° 2, pp. 729-739.

[FER90] FERRE J.C., CHEVALIER C., BARBIN J.Y. « Réflexions sur la biomécanique de la base du crâne et de la face » Revue de Stomatol.Chir. Maxillofac., 1990, vol. 91, n°1, pp. 1-8.

[FRE91] FREIDEL M., GOLA R. « Fractures complexes de l'étage moyen de la face et de l'étage antérieur de la base du crâne », XXXIIème Congrès de stomatologie et de chirurgie maxillo-faciale et plastique de la face, Revue de Stomatol.Chir. Maxillofac., 1991, vol. 92, n°5, pp. 283-360.

G

[GAR93] GARZA J. R. « Impact tolerances of the rigidly fixated maxillofacial skeleton ». Ann. Plast. Surg., 1993, vol. 30, n°3, pp. 212-216.

[GOT83] GOT C., GUILLON F., PATEL A., MACK P., BRUN-CASSAN F., FAYON A., TARRIERE C., HUREAU J. « Morphological and biomechanical study of 146 human skulls used in experimental impacts, in relation with the observed injuries » **In:** 27th Stapp Car Crash Conference, San Diego, California, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of Automotive Engineers, 1983, pp. 241-259.

- [GOT78] GOT C., PATEL A., FAYON A., TARRIERE C., WALFISH G. « Results of experimental head impacts on cadavers: the various data obtained and their relations to some measured physical parameters ». **In:** 22nd Stapp Car Crash Conference, Ann Arbor, Michigan, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of Automotive Engineers, 1978, pp. 57-99.

H

- [HAR01] HARTMANN U., KRUGGEL F., HIERL T., LONSDALE G., KLÖPPEL R. « Skull mechanic simulations with the prototype SimBio environment ». **In:** Conference on Computational Fluid and Solid Mechanics, K.J. BATHE, 2001, pp. 243-246.
- [HOD67] HODGSON V.R. « Tolerance of the facial bones to impact ». *Am. J. Anat.*, 1967, vol. 120, n° pp. 113-122.
- [HOD70] HODGSON V. R., BRINN J., THOMAS L. M., GREENBERG S. W. « Fracture behaviour of the skull frontal bone against cylindrical surfaces ». **In:** 14th Stapp Car Crash Conference, Ann Arbor, Michigan, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of Automotive Engineers, 1970, pp. 341-355.
- [HUB71] HUBBARD R. P. « Flexure of layered cranial bone. » *J of Biomech.*, 1971, vol. 4, n° pp. 251-263.
- [HUB71] HUBBARD R. P., MELVIN J. W., BARODALAWA I. T. « Flexure of cranial sutures ». *J of Biomech.*, 1971, vol. 4, n° pp. 491-496.
- [HUE83] HUELKE D. F., COMPTON C. P. « Facial injuries in automobile crashes ». *J. of Maxillo Facial Surg.*, 1983, vol. 41, n° pp. 241-244.
- [HUS994] HUSSAIN K., WIJETUNGE D. B., GRUBNIC S., JACKSON I. T. « A comprehensive analysis of craniofacial trauma. » *J of Trauma*, 1994, vol. 36, n° 1, pp. 34-46.

I

- [ISE98] ISERI H., TEKKAYA A. E., OSTAN O., BIGIC S. « Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by

the finite element method ». *European Journal of Orthodontics*, 1998, vol. 20, n° pp. 347-356.

J

- [JAN98] JANS G., VAN AUDEKERCKE R., VANDER SLOTEN J. V., GOBIN R., VAN DER PERRE G., MOMMAERTS M. Y. « Bending properties of cranial bone segments of new-born children. » **In:** 11th Conference of the European Society of Biomechanics, Toulouse, France. 1998, pp. 65.
- [JIN97] JINUSHI H., SUZUKI T., NARUSE T., ISSHIKI Y. « A dynamic study of the effect on the maxillofacial complex of the face bow: analysis by a three-dimensional finite element method ». *Bull. Tokyo Dent. Coll.*, 1997, vol. 38, n° 1, pp. 33-41.

K

- [KAN97] KANG H. S., WILLINGER R., DIAW B. M., CHINN B. « Validation of a 3D Anatomic human head model and replication of head impact in motorcycle accident by finite element modeling. » **In:** 41st Stapp Car Crash Conference, Lake Buena Vista, Florida, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of Automotive Engineers, 1997, pp. 329-338.
- [KIN03] KING A. I., KANG K. H., ZHANG L., HARDY W. « Is head injury caused by linear or angular acceleration ? » **In:** IRCOBI Conference, Sept., Lisbon, Portugal, 2003, pp 1-12.
- [KLE02] KLEIVEN S., VON HOLST H. « Consequences of head size following trauma to the human head. » *J of Biomech.*, 2002, vol. 35, n° 2, pp. 153-160.
- [KRA95] KRABBEL G., APPEL H. « Development of a finite element model of the human skull ». *J. Neurotrauma*, 1995, vol. 12, n° 4, pp. 735-742.
- [KRA00] KRABBEL G., MÜLLER R. « Development of a finite element model of the head using the visible human data ». Disponible sur: http://www.nlm.nih.gov/research/visible/vhp_conf/krabbek/krabbel.htm. (Consulté le 02/10/2000).

L

- [LAP01] LAPEER R. J., PRAGER R. W. « Fetal head moulding: finite element analysis of a fetal skull subjected to uterine pressures during the first stage of labour. » J of Biomech., 2001, vol. 34, n° 9, pp. 1125 - 1133.
- [LAT38] LATARGET A. « Anatomie chirurgicale du crâne et de l'encéphale ». Tome Paris: G. DROIN & Cie, 1938, 258 p.
- [LAU02] LAUMON B. « Recherches coordonnées sur les traumatismes consécutifs à un accident de la circulation routière, et sur leurs causes et conséquences ». Lyon: INRETS, Rapport n°0206, 2002, 2 tomes, 292 p. et 129 p.

M

- [MCE70] McELHANEY J. H., FOGLE J. L., MELVIN J. W., HAYNES R. R., ROBERTS V. L., ALEM N. M. « Mechanical properties of cranial bone ». J of Biomech., 1970, vol. 3, n° pp. 495-511.
- [MEL71] MELVIN J. W., EVANS F. G. « A strain energy approach to the mechanics of skull fracture ». **In:** 15th Stapp Car Crash Conference, San Diego, California, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of Automotive Engineers, 1971, pp. 666-685.
- [MEL70] MELVIN J. W., McELHANEY J. H., ROBERTS V. L. « Development of a mechanical model of the human head - Determination of tissues properties and synthetic substitute materials ». **In:** 14th Stapp Car Crash Conference, Ann Arbor, Michigan, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of Automotive Engineers, 1970, pp. 221-240.
- [MEL89] MELVIN J. W., SHEE T. R. « Facial injury assessment techniques. » **In:** 12th International Technical Conference on Experimental Safety Vehicle, May 29 - June 1, Göteborg, Sweden. National Highway Traffic Safety Administration, 1989, pp. 608-617.
- [MIC01] MICHEL X. « Contribution à la modélisation par éléments finis des os de l'étage moyen de la face humaine en vue de la simulation de leur comportement au choc ». Rapport de DEA

- [MOR62] MOREL P. « Que sais-je? L'anthropologie physique ». Tome Paris: Presses Universitaires de France, 1962, 127 p.
- [MOR92] MORIN A. « Biomécanique et traumatologie du crâne. CES de Biomécanique et Cinésiologie de l'appareil locomoteur ». Tome Lyon: Université Claude Bernard, 1992, 43 p.

N

- [NAH68] NAHUM A. M., GATTS J. D., GADD C. W., DANFORTH J. « Impact tolerance of the skull and face ». **In:** 12th Stapp Car Crash Conference, Detroit, Michigan, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of Automotive Engineers, 1968, pp. 302-316.
- [NEW84] NEWMAN J. A., GALLUP B. M. « Biofidelity improvements to the Hybrid III Headform. » **In:** 28th Stapp Car Crash Conference, Chicago, Illinois, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of Automotive Engineers, 1984, pp. 87-99.
- [NEW99] NEWMAN J., BEUSENBERG M., FOURNIER E., SHEWCHENKO N., WITHNALL C., KING A., YANG K., ZHANG L., McELHANEY J., THIBAUT L., MCGINNIS G. « A new biomechanical assessment of mild traumatic brain injury. Part I : Methodology. » **In:** IRCOBI Conference, Sitges, Espagne. 1999, pp. 17-36.
- [NIE00] NIEBUR G. L., FELDSTEIN M. J., YUEN J. C., CHEN T. J., KEAVENY T. M. « High-resolution finite element models with tissue strength asymmetry accurately predict failure of trabecular bone. » J of Biomech., 2000, vol. 33, n° 12, pp. 1575-1583.
- [NIG95] NIGHTINGALE R. W., McELHANEY J. H., RICHARDSON W. J., MYERS B. S. « Dynamic responses of the head and cervical spine to axial impact loading. » J of Biomech., 1995, vol. 29, n° 3, pp. 307-318.
- [NIQ86] NYQUIST G. W., CAVANAUGH J. M., GOLDBERG S. J., KING A. I. « Facial impact tolerance and response ». **In:** 30th Stapp Car Crash Conference, San Diego, Californie, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of Automotive Engineers, 1986, pp. 379-400.

O

- [ONO80] ONO K. « Human head tolerance to sagittal impact reliable estimation deduced from experimental head injury using subhuman primates and human cadaver skulls. » **In:** 24th Stapp Car Crash Conference, Troy, Michigan, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of Automotive Engineers, 1980, pp. 103-160.

R

- [REM98] REMMLER D., OLSON L., EKSTROM R., DUKE D., MATAMOROS A., MATTHEWS D., ULLRICH C. G. « Pre-surgical CT/FEA for craniofacial distraction: I. Methodology, development, and validation of the cranial finite element model ». *Medical Engineering and Physics*, 1998, vol. 20, n° 8, pp. 607-619.
- [REN90] RENZULLI JASLOW C. « Mechanical properties of cranial sutures ». *J of Biomech.*, 1990, vol. 23, n° 4, pp. 313-321.
- [ROC99] ROCCIA F., SERVADIO F., GERBINO G. « Maxillofacial fractures following air bag deployment ». *J. of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 1999, vol. 27, n° pp. 335-338.
- [ROU91] ROUVIERE H., DELMAS A. « Anatomie humaine. Tête et cou ». Tome 1. 13ème édition. Paris: Masson, 1991, 608 p.
- [RUA93] RUAN J. S., KHALIL T. B., KING A. I. « Finite element modeling of direct head impact ». **In:** 37th Stapp Car Crash Conference, San Antonio, Texas, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of Automotive Engineers, 1993, pp. 69-81.

S

- [SCH72] SCHNEIDER D. C., NAHUM A. M. « Impact studies of facial bones and skull ». **In:** 16th Stapp Car Crash Conference, Detroit, Michigan, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of Automotive Engineers, 1972, pp. 186-203.

- [SCH94] SCHUELER F., ZIMMER G., MIN J., MATTERN R. « Assessment of mechanical properties of the human skull-cap through basic biomechanical tests and quantitative computed tomography (QCT) ». **In:** IRCOBI Conference, Lyon, France. 1994, pp. 23-37.
- [SHU02] SHUAEIB F. M., HAMOUDA A. M. S., RADIN UMAR R. S., HAMDAN M. M., HASHMI M. S. J. « Motorcycle helmet. Part I. Biomechanics and computational issues. » J. of Materials Processing Technology, 2002, vol. 5676, n° pp. 1-16.
- [SHU75] SHUGAR T. A. « Transient structural response of the linear skull-brain system ». **In:** 19th Stapp Car Crash Conference, San Diego, California, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of Automotive Engineers, 1975, pp. 581-613.

T

- [TAJ77] TAJIMA S. « Malar bone fractures: experimental fractures on the dried skull and clinical sensory disturbances ». J. of Maxillofacial Surg., 1977, vol. 5, n° pp. 150-156.
- [TAK03] TAKHOUNTS E. G., EPPINGER R. H., QUINN CAMPBELL J., TANOUS R.E., POWER E.D., SHOOK L.S. « On the development of the SIMon finite element head model ». Stapp Car Crash Journal, 2003, vol. 47, n° pp. 107-133.
- [TAN89] TANNE K., HIRIGA J., KAKIUCHI K., YAMAGATA Y., SAKUDA M. « Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite element method ». Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 1989, vol. 95, n° 3, pp. 200-207.
- [TAN95] TANNE K., MATSUBARA S., SAKUDA M. « Location of the centre of resistance for the nasomaxillary complex studied in a three-dimensional finite element model ». Br. J. Orthod., 1995, vol. 22, n° 3, pp. 227-32.
- [THO68] THOMAS L. M., SEZGIN Y., HODGSON V. R., CHENG L. K., GURDJIAN E. S. « Static deformation and volume changes in the human skull ». **In:** 12th Stapp Car Crash Conference, Detroit, Michigan, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of Automotive Engineers, 1968, pp. 260-270.

U

- [ULR99] ULRICH D., VAN RIETBERGEN B., LAIB A., REGSEGGER P. «Load transfert analysis of the distal radius from in-vivo high resolution CT-imaging». J. of Biomech., 1999, vol. 32, n° 8, pp. 821-828.

V

- [VAN99] VAN RIETBERGEN B., MULLER R., ULRICH D., REGSEGGER P., HUISKES R. « Tissue stress and strain in trabeculae of a canine proximal femur can be quantified from computer reconstructions » J of Biomech., 1999, vol. 32, n° 2, pp. 165-173.
- [VIA89] VIANO D. C., KING A. I., MELVIN J. W., WEBER K. « Injury bio-mechanics research: an essential element in the prevention of trauma. » J of Biomech., 1989, vol. 22, n° 5, pp. 403-417.

W

- [WIL99a] WILLINGER R., DIAW B. M., KANG H. S. « Modélisation de la boîte crânienne et du cerveau soumis à un impact ». Revue Française de Mécanique, 1999, vol. 3, pp. 179-185.
- [WIL99b] WILLINGER R., KANG H. S., DIAW B. M. « Développement et validation d'un modèle mécanique de la tête humaine ». Paris: 1999, 125-131 p.
- [WIL00a] WILLINGER R., DIAW B. M., KANG H. S. « Finite element modelling of skull fractures caused by direct impact ». Int. J. of Crashworthiness, 2000, vol. 5, n° 3, pp. 249-258.
- [WIL00b] WILLINGER R., BAUMGARTNER D., GUIMBERTEAU T. « Dynamic characterization of motorcycle helmets: modelling and coupling with the human head ». J. of Sound and Vibration, 2000, vol. 235, n° 4, pp. 611-625.
- [WIL00c] WILLINGER R., BAUMGARTNER D., CHINN B., NEALE M. « Head tolerance limits derived from numerical replication of real world accidents ». **In:** IRCOBI Conference, Montpellier, France, 2000, pp. 209-221.

[WIL03] WILLINGER R., BAUMGARTNER D. « Human head tolerance limits to specific injury mechanisms ». *Int. J. of Crashworthiness*, 2003, vol. 8, n° 6, pp. 605-617.

[WOO71] WOOD J. L. « Dynamic response of human cranial bone ». *J of Biomech.*, 1971, vol. 4, n° pp. 1-12.

Y

[YAC02] YACOUB N., ISMAIL Y. H., MAO J. J. « Transmission of bone strain in the craniofacial bones of edentulous human skulls upon dental implant loading ». *J. Prosthet. Dent.*, 2002, vol. 88, n° 2, pp. 192-199.

[YOG88] YOGANANDAN N. « Steering Wheel induced facial trauma ». **In:** 32nd Stapp Car Crash Conference, Atlanta, Georgia, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of Automotive Engineers, 1988, pp. 45-69.

[YOG96] YOGANANDAN N., HAFFNER M. and PINTAR F. A. « HAMPSON, D.: Facial injury : a review of biomechanical studies and test procedures for facial injury assessment. » *J of Biomech.*, 1996, vol. 29, n° 7, pp. 985-986.

[YOG95] YOGANANDAN N., PINTAR F. A., SANCES A., WALSH P. R., EWING C. L., THOMAS D. J., SNYDER R. G. « Biomechanics of skull fracture ». *Journal of Neurotrauma*, 1995, vol. 12, n° 4, pp. 659-668.

Z

[ZHO95] ZHOU C., KHALIL T. B., KING A. I. « A new model comparing impact responses of the homogeneous and inhomogeneous human brain ». **In:** 39th Stapp Car Crash Conference, San Diego, California, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of Automotive Engineers, 1995, pp. 121-137.

Annexes

Annexes

A1 Préparation des pièces anatomiques

Les pièces anatomiques testées dans le cadre de cette thèse, proviennent de corps légués à l'Université Claude Bernard Lyon I. Une convention de collaboration scientifique avec cette Université permet de réaliser ces essais au LBMC.

L'objectif de la préparation des pièces anatomiques est l'isolement du squelette facial.

La première étape de cette préparation consiste à supprimer à supprimer les tissus mous de manière mécanique (aucune préparation chimique ou thermique).

La deuxième étape est le prélèvement de la face avant suivant un plan frontal passant par les mastoïdes. La découpe est réalisée à l'aide d'une scie chirurgicale circulaire, et une fois la calotte coupée, le cerveau est retiré.

La face isolée est ensuite débarrassée des déchets par curetage, puis à l'aide d'un bain dans une solution d'hydrogène peroxyde.

Une fois nettoyée, la pièce est conservée dans une solution spécifique (50% de sérum physiologique et 50% d'alcool).

A2 Eléments finis

A2.1 Les types d'éléments proposés par Abaqus

Les éléments volumiques utilisés dans ce travail sont des éléments solides linéaires à 8 nœuds (cf. Figure B). Leur désignation sous Abaqus est C3D8. Ces éléments possèdent 3 degrés de liberté en translation. La figure B donne également l'ordre de numérotation des éléments, des faces et des points d'intégration de Gauss.

Les éléments surfaciques employés sont des éléments plaques à 3 (S3) et 4 (S4) nœuds. Ils possèdent les 6 degrés de liberté (translation et rotation). Le sens de numérotation des nœuds, des faces et des points d'intégration de Gauss sont présentés dans la figure C.

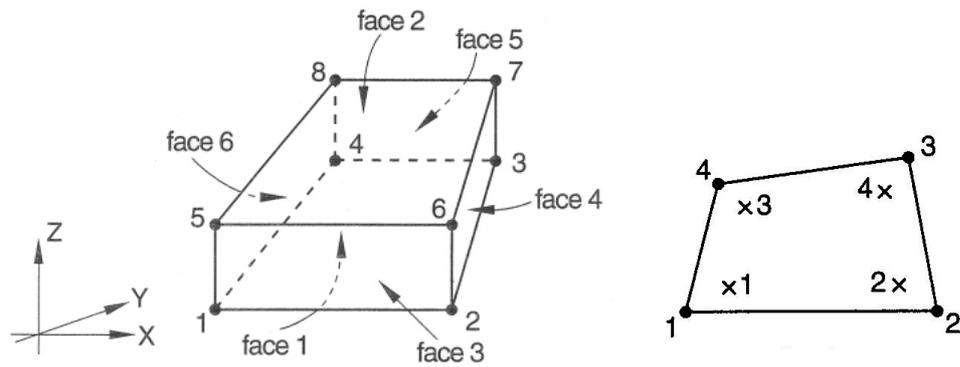


Figure B Elément brique C3D8

- Numérotation des nœuds et des faces.
- Numérotation et position des points d'intégration de Gauss sur la face 1.

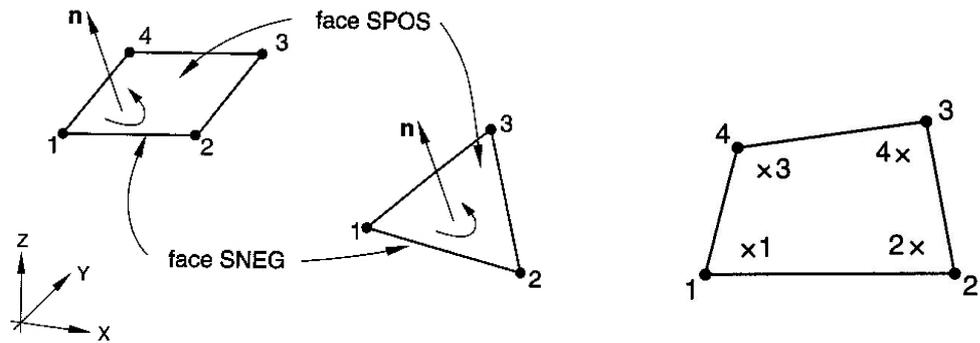


Figure C Éléments plaques S3 (3 nœuds) et S4 (4 nœuds)

- Numérotation des nœuds et orientation de la normale à l'élément.
- Numérotation et position des points d'intégration de Gauss sur l'élément S4.

A2.2 Critères de qualité des éléments

Le maillage en éléments finis de la face et du crâne a été réalisé à l'aide de CATIA V4®. Une fonction permet de contrôler les éléments suivant des critères de qualité présentés dans la figure D. Ces critères de qualité appliqués aux éléments surfaciques (plaques) sont détaillés plus bas. Trois catégories d'éléments sont définies à l'aide de valeurs limites : bons (Good), pauvres (Poor) et mauvais (BAD).

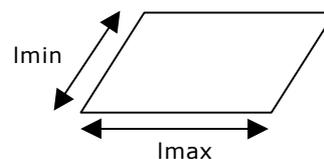
Criteria	Good	V1	Poor	V2	Bad	Worst
Length ratio	4683	6.00	0	10.00	0	5.985
Taper	4413	0.50	0	0.70	0	0.500
Skew angle	4412	50.00	1	30.00	0	42.763
Warp factor	4410	5.00	3	10.00	0	6.606
Warp angle	4413	30.00	0	60.00	0	27.437
Distorsion	4682	50.00	1	60.00	0	59.977
Shape factor	4683	0.30	0	0.10	0	0.336
Skewness	270	0.70	0	0.90	0	0.699
Stretch	270	0.30	0	0.10	0	0.359
Jacobian	4413	0.30	0	0.10	0	0.334
Min length	4683	0.00	0	0.00	0	0.686
Max length	4683	.1E+11	0	.1E+11	0	14.612

Figure D Critères de qualité des éléments et leurs valeurs limites associées (CATIA V4 ®)

Length ratio

Ce critère est le ratio de la longueur du côté le plus grand de l'élément sur le côté le plus petit.

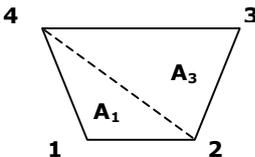
$$LengthRatio = \frac{l_{max}}{l_{min}}$$

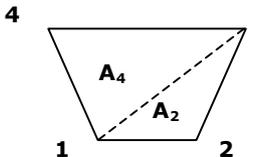


Taper

La valeur Taper est la manière dont un quadrilatère quelconque s'écarte d'un parallélogramme. Il est calculé à partir des aires A_i des quatre triangles formés en divisant en deux le quadrilatère par ses deux diagonales. Sa valeur limite est égale à 0,5.

$$Taper = \max_{1 \leq i \leq 4} \left| \frac{J_i - J_m}{J_m} \right|$$

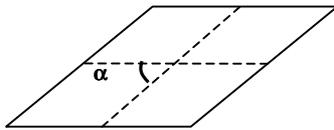




$$J_m = \frac{1}{4}(J_1 + J_2 + J_3 + J_4) \qquad J_i = \frac{1}{2} A_i$$

Skew angle

Le skew angle est la manière dont un quadrilatère s'éloigne d'un rectangle. C'est l'angle α entre les deux déformées qui joignent les milieux de chaque côté du quadrilatère. Sa valeur limite est égale à 30° .



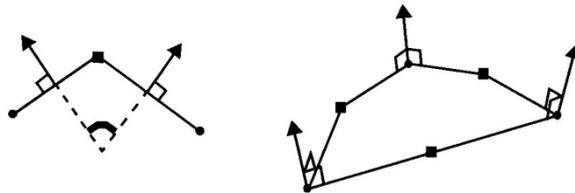
Warp Factor

Le warp factor est le pourcentage de déformation qui indique si l'élément n'est pas plan.

$$WarpFactor = 100 \frac{d}{l \min}$$

Warp Angle

Le warp angle est le critère pour lequel la face d'un élément n'est pas plane. Pour un élément 2D, les normales aux nœuds sont tout d'abord tracées en utilisant un produit vectoriel, et le warp angle correspond à l'angle maximum entre ces normales. L'exemple ci-dessous montre la détermination de cet angle pour un élément triangle parabolique à 6 nœuds.



Distortion

Distortion est l'angle de déviation maximum d'un élément par rapport à sa géométrie idéale. La géométrie idéale d'un triangle est un triangle équilatéral, et celle d'un quadrangle est un rectangle. Dans le cas des éléments 2D, ce critère est basé sur les angles formés par les côtés de l'élément :

- Pour un triangle, la distortion est la différence entre l'angle minimal, formés par les côtés de l'élément, et l'angle idéal, égal à 60°. La limite pour ce critère est égale à 60°.
- Pour un quadrangle, la distortion est la différence maximale entre les 4 angle formés par les côtés des éléments. La limite est égale à 90°.

**Shape Factor**

Shape Factor est un rapport basé sur la surface, qui qualifie l'aspect de l'élément. Pour un élément 2D, il est égal à :

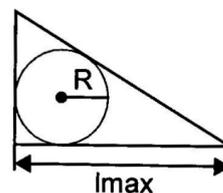
$$Shapefactor = coef \frac{Surface}{\sum_{i=1, nbedges} l_i^2}$$

Où les l_i sont les longueurs des côtés de l'élément. Le coefficient $coef$ est : $coef = 4\sqrt{3}$ pour un triangle et 4 pour un quadrangle.

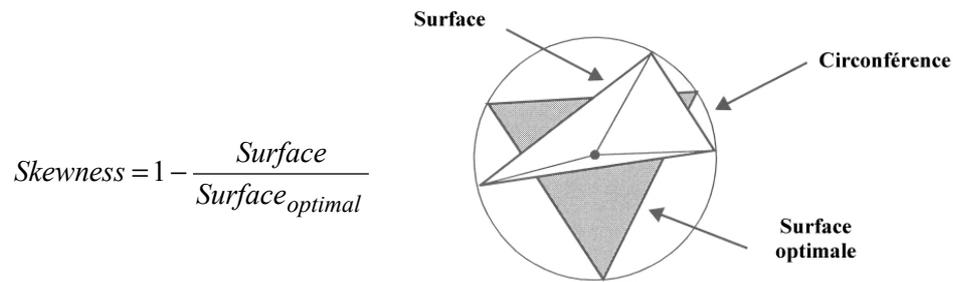
Stretch

Stretch est le ratio du rayon du cercle interne à l'élément sur la longueur du côté le plus grand de l'élément. Ce critère ne s'applique qu'aux triangles et tétraèdres et sa valeur idéale est égale à 1.

$$Stretch = \frac{R}{l_{max}} \sqrt{12}$$

**Skewness**

Skewness est basé sur le ratio de la surface de l'élément sur sa surface optimale. Ce critère ne s'applique qu'aux triangles et tétraèdres.



Jacobian

Jacobian est le rapport du jacobien minimal sur le jacobien maximal sur l'élément. Cette quantité varie de -1 à 1 .

$$Jacobian = \frac{\min(J_1, J_2, \dots, J_n)}{\max(|J_1|, |J_2|, \dots, |J_n|)}$$

A3 Mesures par corrélation d'images

La méthode de corrélation en niveaux de gris implantée dans le logiciel ICASOFT a été développée au LaMCoS dans le but d'effectuer des mesures précises et rapides de champs de déplacements et de déformations sur des structures planes. La principale caractéristique de cette technique est l'abandon de marquages classiques tels que les réseaux de cercles entrelacés ou les grilles, au profit d'un motif aléatoire, généralement obtenu par pulvérisation d'une couche de peinture blanche puis d'un mouchetis noir (cf. Figure E).

Cette méthode présente plusieurs avantages :

- L'utilisation d'un motif aléatoire permet une mise en œuvre plus rapide et plus facile que le dépôt d'un motif régulier.
- La procédure doit être initialisée par l'utilisateur mais les calculs sur l'ensemble de la zone d'étude sont entièrement automatiques.
- La méthode de corrélation entre deux images s'effectue en général avec une précision de $1/60^{\text{ème}}$ de pixels.
- Plus de 15 000 points de mesures sont accessibles.

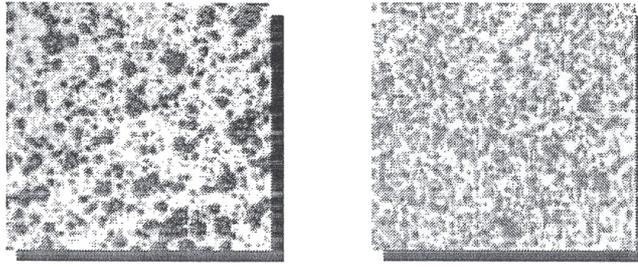


Figure E Exemples de motifs aléatoires

A3.1 Procédure générale

La structure à étudier est supposée être recouverte d'un motif aléatoire. Un couple d'images de la structure (une image initiale et une image déformée) est supposé disponible. Une image numérique se présente comme une fonction discrète de niveaux de gris répartis sur les pixels formant une grille régulière. L'utilisateur détermine dans un premier temps sur l'une des deux images, appelée image de référence, une zone d'étude. Cette zone est discrétisée en un ensemble de carrés de pixels, appelés patterns. L'utilisateur peut choisir la taille des patterns (entre 6 et 32 pixels) et la distance entre les centres de deux patterns adjacents (entre 6 et 20 pixels). Le choix de la taille des patterns et du pas de la grille sont fonctions du motif déposé (Figure F) et de la densité de points de mesures souhaitée.

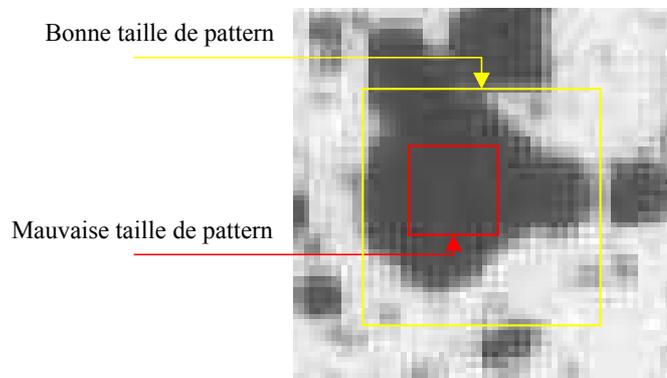


Figure F Taille du pattern adaptée au motif déposé

La méthode de corrélation utilise les niveaux de gris associés à chacun des pixels de l'image. Pour atteindre une précision sub-pixel, les niveaux de gris des images sont interpolés, soit par une fonction bilinéaire, soit par spline cubique, pour ne plus avoir une répartition discrète des niveaux de gris mais une fonction continue sur toute l'image.

L'opérateur indique dans l'image de référence un motif caractéristique dont il saura retrouver le correspondant dans la seconde image. Le calcul de corrélation s'effectue ensuite automatiquement sur toute la zone d'étude par propagation.

A3.2 Méthode de corrélation sur un pattern

La méthode de corrélation utilisée est basée sur la recherche d'un champ de déplacements sur chacun des patterns de la zone d'étude. Ce champ de déplacements est considéré comme étant homogène et bilinéaire (1) :

$$\begin{cases} DU(u_1, v_1) = a_u \cdot u_1 + b_u \cdot v_1 + c_u \cdot u_1 \cdot v_1 + d_u \\ DV(u_1, v_1) = a_v \cdot u_1 + b_v \cdot v_1 + c_v \cdot u_1 \cdot v_1 + d_v \end{cases}$$

Pour une meilleure compréhension, les images initiale et déformée sont représentées sur la Figure G dans le même repère et les patterns considérés ont des tailles de 2x2 pixels.

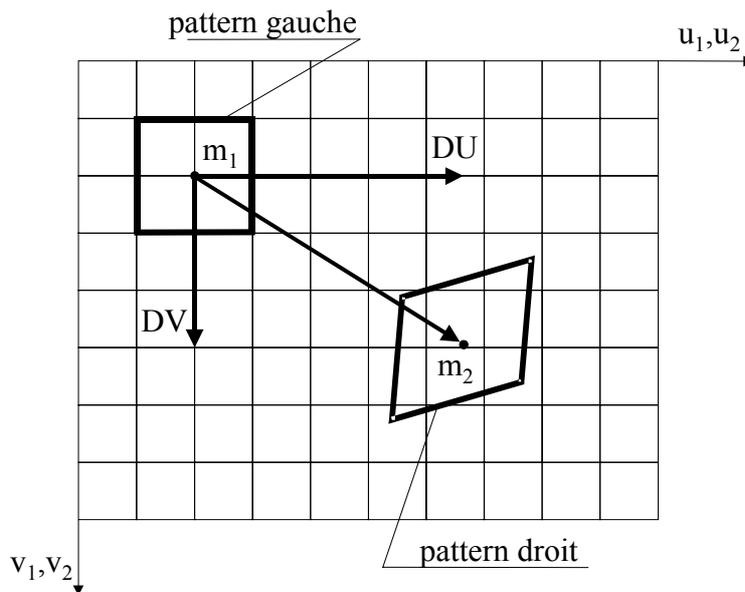


Figure G Évolution d'un pattern entre les images initiale et déformée

La fonction discrète représentant le niveau de gris du pattern considéré de l'image de référence est notée $f_1(u_1, v_1)$, celle du pattern de la seconde image est notée $f_2(u_2, v_2)$. Après déplacement, la relation entre les niveaux de gris f_1 et f_2 s'écrit (2) :

$$f_2(u_2, v_2) = f_1(u_1 + DU(u_1, v_1), v_1 + DV(u_1, v_1))$$

Par corrélation mathématique de $f_1(u_1, v_1)$ et $f_2(u_2, v_2)$, $DU(u_1, v_1)$ et $DV(u_1, v_1)$ sont déterminés. Un des coefficients de corrélation proposé est celui au sens des moindres carrés (3) :

$$C = \int_S (f_1(u_1, v_1) - f_2(u_2, v_2))^2 \cdot du_1 \cdot dv_1$$

où S représente la surface du pattern considéré.

Par contre, deux images ne sont pas nécessairement prises dans les mêmes conditions d'éclairage. Il faut donc réaliser plus qu'une simple corrélation des niveaux de gris sur chaque pattern. Le coefficient de corrélation croisé (4) permet de calculer un facteur de corrélation normalisé, ce qui revient à comparer non plus les niveaux de gris des patterns, mais la façon dont ces niveaux de gris varient au sein de chaque pattern (4) :

$$C = 1 - \frac{\int_S f_1(u_1, v_1) \cdot f_2(u_2, v_2) \cdot du_1 \cdot dv_1}{\sqrt{\int_S f_1(u_1, v_1)^2 \cdot du_1 \cdot dv_1 \cdot \int_S f_2(u_2, v_2)^2 \cdot du_1 \cdot dv_1}}$$

Suivant le choix de l'utilisateur, l'un de ces coefficients (3) ou (4) est minimisé pour la recherche du champ de déplacements entre un pattern de l'image de référence et son homologue dans la seconde image.

A3.3 Corrélation sur la zone d'étude

Lors de l'initialisation de l'algorithme de corrélation, le repérage par l'utilisateur d'un motif caractéristique, dont il sait retrouver le correspondant dans la seconde image, donne une solution approximative des deux composantes d_u et d_v du champ de déplacements pour le pattern considéré. Les coefficients du champ de déplacements sont déterminés sur ce premier pattern centré en m_1 par un processus itératif (cf. Figure H). Les calculs de corrélation sont effectués sur les 4 carrés centrés en a_1 , b_1 , c_1 et d_1 , sommets du pattern centré en m_1 (cf. Figure H-a).

Les carrés sont balayés sur l'image déformée. Leurs positions sont obtenues pour la meilleure corrélation et un premier champ de déformations est évalué pour le pattern central (cf. Figure H-b). Les carrés sont adaptés selon le champ de déformations trouvé à l'itération précédente. Le balayage est réitéré et un nouveau champ de déformations pour le pattern central est évalué (cf. Figure H-c). Le calcul est arrêté lorsque, entre deux itérations, la précision demandée par l'utilisateur est atteinte (cf. Figure H-d).

La solution trouvée pour le premier pattern est utilisée comme solution initiale pour les patterns adjacents. La corrélation est ainsi réalisée sur toute la zone d'étude par propagation.

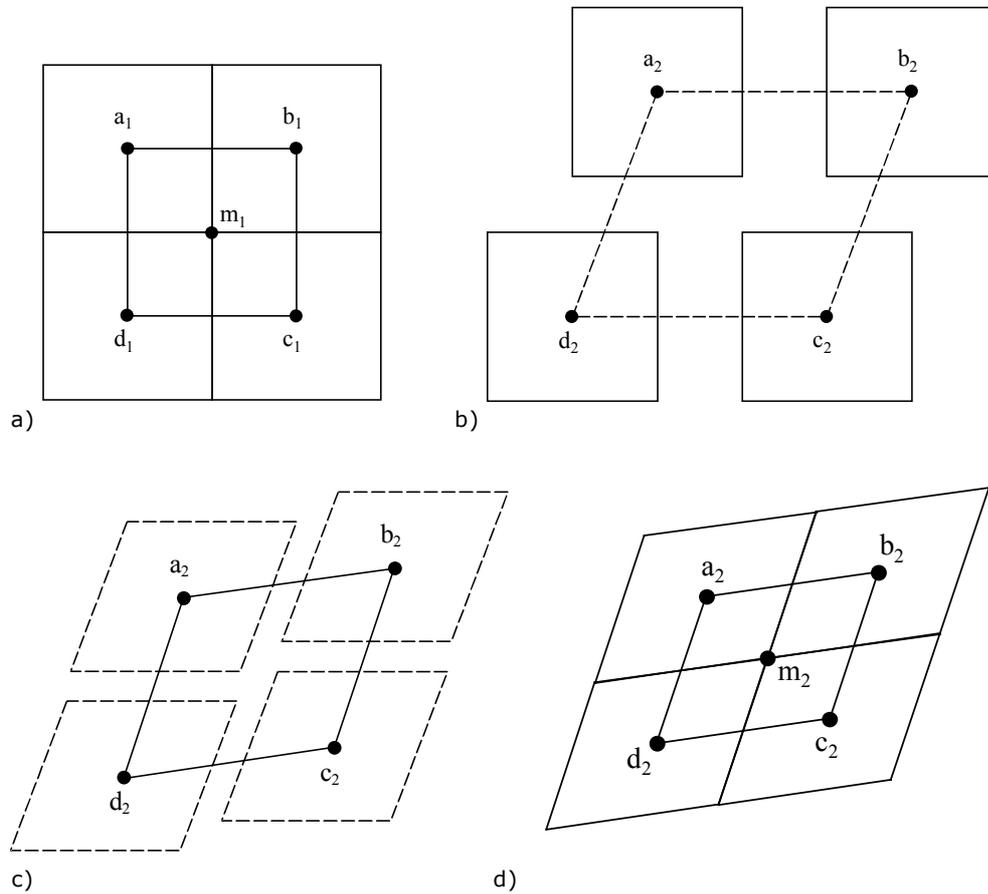


Figure H Calcul du champ de déplacements sur un pattern

a. Les quatre patterns adjacents.

b. Première itération.

c. Deuxième itération.

d. Arrêt du calcul.

A3.4 Déformations calculées

A partir du champ de déplacements, les déformations sont calculées à l'aide des équations mathématiques classiques faisant intervenir le tenseur de Green-Lagrange $[\mathbf{E}]$. Les déformations principales logarithmiques (de Hencky) sont données par les relations :

$$\begin{cases} \varepsilon_I = \ln \left(E_{11} + E_{22} + \sqrt{(E_{11} - E_{22})^2 + (2 \cdot E_{12})^2} + 1 \right) \\ \varepsilon_{II} = \ln \left(E_{11} + E_{22} - \sqrt{(E_{11} - E_{22})^2 + (2 \cdot E_{12})^2} + 1 \right) \end{cases}$$

A4 Mesures extensométriques

Le collage de jauges sur matériau osseux nécessite plusieurs étapes détaillées ci-dessous (cf. Figure I) :

La jauge est fixée sur une surface propre à l'aide d'un morceau de ruban adhésif, les cosses de soudure restant exposées (1). Puis, les cosses sont étamées (2).

Les fils de connexion, préalablement exposés et étamés sur une longueur de 2 à 3 mm, sont placés au-dessus des cosses de soudure et fixés à l'aide d'un ruban adhésif (3).

Le soudage final peut être fait par un apport de soudure durant environ une demi seconde (4).

Puis, le ruban fixant la jauge est retiré en le repliant totalement, ce qui permet d'éviter d'arracher les fils de la jauge (5).

Les cosses de soudure sont nettoyées à l'aide de solvant qui élimine le flux de soudage (6).

La surface de l'os est légèrement abrasée au scalpel (7). Puis, elle est lavée avec une solution de sérum physiologique.

Un dégraissage est fait au chloroforme (éther), puis la surface osseuse est humidifiée par la solution de sérum physiologique (8).

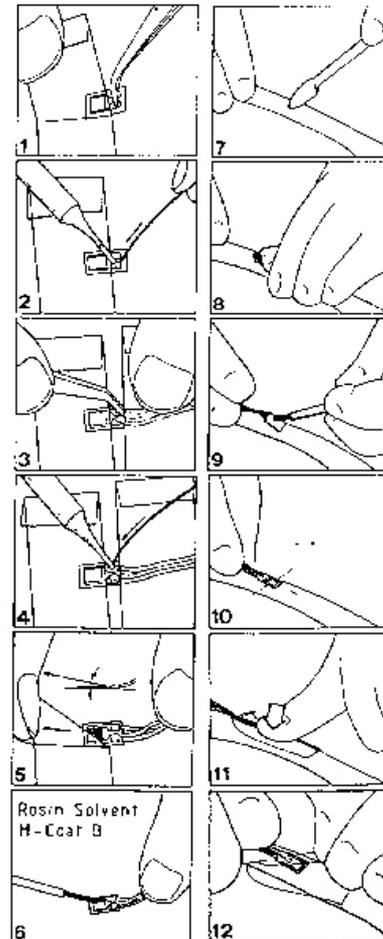


Figure I Collage de jauges sur os

La surface inférieure de la jauge est induite de cyanoacrylate : colle polymérisant à l'eau (9). Puis elle est soigneusement mise en position sur l'os (10).

Une pression modérée est appliquée par le pouce de l'opérateur pendant environ trente secondes (11), une feuille de téflon évitant que la jauge colle sur le gant. Après quoi, la feuille de téflon est retirée en la pliant légèrement afin d'éviter d'arracher les fils de soudure (12).

On contrôle si la jauge est parfaitement collée. Un peu de cyanoacrylate peut être appliquée sur la jauge afin de parfaire le collage. Une boucle d'environ 5 cm de diamètre est laissée vers les cosses pour limiter les risques de ruptures des fils.

Liste des tables et des figures

Introduction

Figure A	Etapes de construction et de validation du modèle en éléments finis de la face humaine.....	31
-----------------	---	----

Chapitre 1

Figures

Figure 1.1	Définition des plans de référence du corps humain [DEL04].....	36
Figure 1.2	Définition du plan de Francfort et du repère anatomique de la tête	37
Figure 1.3	Eléments constitutifs de l'os crânien (calvaria) [WOO71]	38
Figure 1.4	Vue latérale droite du squelette céphalique [CHE96]	39
Figure 1.5	Arcs de renforcement de la calvaria [ROU91].....	40
Figure 1.6	La base du crâne : face interne [CHE96].....	41
Figure 1.7	La base du crâne : face externe [CHE96].....	42
Figure 1.8	Systématisation de la base du crâne [FER90]	44
Figure 1.9	Vue antérieure du squelette céphalique [CHE96]	46
Figure 1.10	Sinus et cavités faciales	46
Figure 1.11	Systématisation biomécanique de la face	48
Figure 1.12	Classification de Le Fort des fractures de la face	50
Figure 1.13	Répartition des fractures crâniocfaciales suivant leur localisation [HUS94] (n = 116, Hôpital St Georges, Londres, données publiées en 1994).....	53
Figure 1.14	Répartition des circonstances conduisant à des lésions crâniocfaciales [ROC99] (n = 565, Service de chirurgie maxillo-faciale de l'Université de Turin, 1997-1998).....	54
Figure 1.15	Répartition des victimes décédées suivant la nature de leur accident [LAU02] (n = 536, Registre et BAAC du Rhône confondus, 1996-1999).....	55
Figure 1.16	Répartition des victimes non décédées selon leurs régions corporelles atteintes [LAU02] (n = 42352, Registre du Rhône, 1996-1999)	56
Figure 1.17	Répartition des lésions subies par les piétons non décédés suivant leur localisation [LAU02] (n = 42176 dont 3982 piétons, Registre du Rhône, 1996-1999)	57
Figure 1.18	Répartition des lésions subies par les cyclistes non décédés suivant leur localisation [LAU02] (42176 dont 5937 cyclistes, Registre du Rhône, 1996-1999)	58
Figure 1.19	Répartition des lésions subies par les occupants de véhicules légers suivant leur localisation [LAU02] (n = 42176 dont 22265 occupants de voitures, Registre du Rhône, 1996-1999).....	60
Figure 1.20	Les « Brain Injury Criteria » et leurs tolérances associées [TAK03].....	64
Figure 1.21	Courbes de risques pour des mécanismes de blessures spécifiques définies à l'aide du modèle ULP	66
Figure 1.22	Seuil de tolérance en terme d'effort, déterminé pour l'os frontal par Bruyère et al. [BRU00]	68

Figure 1.23	Seuil de tolérance en terme d'accélération, déterminé pour l'os frontal par Ono et al. [ONO80].....	69
Figure 1.24	Corridor de comportement en terme d'effort, déterminé pour l'os zygomatique par Melvin et al [MEL89].....	69
Figure 1.25	Essais de caractérisation mécanique de l'os crânien.....	78
Figure 1.26	Illustration de la méthode des éléments finis sur une poutre chargée.....	89
Figure 1.27	Modèle en éléments finis de la tête réalisé par Shugar [SHU75].....	91
Figure 1.28	Modèle en éléments finis de la tête réalisé par Dimasi [DIM91].....	91
Figure 1.29	Modèle en éléments finis de la tête modifié par Zhou [ZHO95]	92
Figure 1.30	Modèle en élément finis du crâne et de la face développé par Krabbel en 1995 [KRA95].....	93
Figure 1.31	Modèle en éléments finis de la tête développé par Krabbel en 2000 [KRA00]....	94
Figure 1.32	Modèle en éléments finis de la tête développé par Claessens [CLA97]	95
Figure 1.33	Modèle en éléments finis de la tête de l'Université Louis Pasteur [WIL99].....	95
Figure 1.34	Modèle en éléments finis de la tête réalisé par Camacho [CAM97]	96
Figure 1.35	Modèle en éléments finis tête-cou :H-Model [CHO01].....	97
Figure 1.36	Modèle en éléments finis de la tête développé par Kleiven [KLE02].....	97
Figure 1.37	Modèle en éléments finis SIMon représentant la tête humaine [TAK03]	98
Figure 1.38	Modèle en éléments finis du crâne et de la face réalisé par Dellile et Bidal [DELO2] [BID03]	99
Figure 1.39	Modèle en éléments finis du crâne développé par Tanne [TAN89].....	99
Figure 1.40	Modèle en éléments finis du crâne développé par Jinushi [JIN97].....	100
Figure 1.41	Modèle en éléments finis de la calotte crânienne développé par Remmler [REM98]	100
Figure 1.42	Modèle en éléments finis du crâne développé par Iseri [ISE98].....	101
Figure 1.43	Modèle en éléments finis du crâne développé par Lapeer [LAP01]	101

Tableaux

Tableau 1.1	Niveau de gravité d'une blessure dans l'Abbréviate Injury Scale (AIS)	51
Tableau 1.2	Exemples de lésions de la face et de code AIS associé	52
Tableau 1.3	Données d'entrée de la synthèse épidémiologique	53
Tableau 1.4	Critères de blessure définis par Baumgartner et tolérances associées [BAU01] (EA et EB sont des estimateurs de qualité de la courbe)	65
Tableau 1.5	Synthèse bibliographique des études expérimentales menées sur la face et le crâne.....	76
Tableau 1.6	Etudes expérimentales de caractérisation des propriétés mécaniques de l'os crânien	79
Tableau 1.7	Synthèse bibliographique des propriétés mécaniques de l'os du crâne humain ..	88
Tableau 1.8	Les propriétés mécaniques du crâne et de la face employées dans les modélisations en éléments finis	105

Chapitre 2

Figures

Figure 2.1	Définition des mesures anthropométriques de la tête	112
Figure 2.2	Illustration des différents filtres et fenêtres pour une même coupe (n°116)	114
Figure 2.3	Opération de binarisation.....	115
Figure 2.4	Méthodologie de construction des deux maillages en éléments finis	116
Figure 2.5	Maillage en « briques » de 1 mm de côté (600000 éléments).....	117
Figure 2.6	Maillage en « briques » de 2 mm de côté (72600 éléments)	118
Figure 2.7	Principe de construction du contour moyen	119
Figure 2.8	Extraction du contour osseux moyen.....	119
Figure 2.9	Superposition des contours moyens	120
Figure 2.10	Reconstruction surfacique	121
Figure 2.11	Exemple « d'irrégularité » sur une coupe scanner.....	122
Figure 2.12	Maillage en éléments plaques	123
Figure 2.13	Construction des normales à l'élément	124
Figure 2.14	Mesure de l'épaisseur osseuse dans un plan passant par la normale.....	124
Figure 2.15	Distribution des épaisseurs sur le modèle en éléments finis.....	125
Figure 2.16	De l'anatomie au maillage en éléments finis	127

Tableaux

Tableau 2.1	Mesures anthropométriques de la tête modélisée	112
--------------------	--	-----

Chapitre 3

Figures

Figure 3.1	Localisation du prélèvement sur l'ensemble cranio-facial : vue latérale.....	132
Figure 3.2	Schéma de prélèvement des échantillons sur la calotte arrière.....	133
Figure 3.3	Montage expérimental des essais de flexion sur os crânien.....	133
Figure 3.4	Jauges de contraintes sur les échantillons d'os crânien.....	134
Figure 3.5	Images des sections latérales osseuses, obtenues en utilisant un scanner de bureau	135
Figure 3.6	Maillage en éléments plaques d'un échantillon d'os crânien	136
Figure 3.7	Principe de mesure de l'épaisseur d'une éprouvette maillée.....	137
Figure 3.8	Tracé des normales sur l'image scannée de l'échantillon	137

Figure 3.9	Résultat du calcul d'épaisseur sur une éprouvette d'os crânien	138
Figure 3.10	.Modélisation 3D des essais de flexion.....	139
Figure 3.11	Etapes de simulation des essais de flexion	140
Figure 3.12	Définition des paramètres d'identification	141
Figure 3.13	Courbes Effort-Déplacement pour différentes lois de comportement.....	142
Figure 3.14	Identification : courbes effort/déplacement expérimentales et numériques des essais de flexion 4 points	143
Figure 3.15	Géométrie et localisation des éprouvettes d'os crânien.....	144
Figure 3.16	Comparaison des lieux de rupture sur les éprouvettes crâniennes	145
Figure 3.17	Influence d'une modélisation hétérogène sur la distribution des contraintes de Von Mises et des déformations longitudinales de la table externe.....	149
Figure 3.18	Courbes numériques et expérimentale des déformations longitudinales de la table externe en fonction du déplacement du poinçon : échantillon n°3	150
Figure 3.19	Courbes numériques et expérimentale des déformations longitudinales de la table externe en fonction du déplacement du poinçon : échantillon n°8	151
Figure 3.20	Influence des sutures sur la distribution des contraintes et des déformations	152
Figure 3.21	Influence de l'épaisseur réelle sur la distribution des contraintes de Von Mises.....	153
Figure 3.22	Du matériau biologique à la loi de comportement	156

Tableaux

Tableau 3.1	Synthèse des propriétés élastoplastiques de l'os crânien, obtenues par identification	144
Tableau 3.2	Paramètres de caractérisation de la rupture	146

Chapitre 4

Figures

Figure 4.1	Démarche de validation statique du modèle de face	160
Figure 4.2	Schéma de découpe de la partie faciale	161
Figure 4.3	Conditions de chargement des essais de compression statique	162
Figure 4.4	Montage des essais de compression sur la machine Deltalab	163
Figure 4.5	Conditions d'encastrement de la partie faciale	163
Figure 4.6	Mesures locales réalisées sur la pièce anatomique	164
Figure 4.7	Acquisition des conditions aux limites et des mesures	166
Figure 4.8	Simulation des essais de validation statique	167
Figure 4.9	Définition des paramètres d'identification	167
Figure 4.10	Les trois étapes de l'identification	168

Figure 4.11	Résultats expérimentaux des essais de validation statique : courbes effort/déplacement pour les essais n°1 à 5	169
Figure 4.12	Résultats expérimentaux des essais de validation statique : courbes effort/déplacement pour les essais n°8 et 9	170
Figure 4.13	Résultats expérimentaux des essais de validation statique : courbes effort/déplacement pour les essais n°6 et 7	171
Figure 4.14	Résultats expérimentaux des essais de validation statique : phase de pré-charge et cyclage pour l'essai n°6	171
Figure 4.15	Résultats d'identification pour les essais de validation statique n°2 et 4 : modèle en éléments briques	173
Figure 4.16	Résultats d'identification pour les essais de validation statique n°2 et 4 : modèle en éléments plaques	173
Figure 4.17	Résultats d'identification pour les essais de validation statique n° 6 à 9 : modèle en éléments plaques	174
Figure 4.18	Résultats expérimentaux des essais de validation statique n°6 et 7 : capteur de déplacement local	177
Figure 4.19	Résultats expérimentaux des essais de validation statique n°8 et 9 : capteur de déplacement local	178
Figure 4.20	Résultats de validation des mesures locales pour l'essai n°6 : capteur de déplacement	179
Figure 4.21	Résultats de validation des mesures locales pour les essais n°6 et 7 : capteur de déplacement	179
Figure 4.22	Schématisation des perturbations de la mesure locale	180
Figure 4.23	Localisation anatomique des mesures de corrélation	182
Figure 4.24	Résultats expérimentaux des essais de validation statique : champ de déplacement obtenu pour l'essai n°6 (F=199N)	183
Figure 4.25	Résultats de simulation de l'essai n°6 : champs de déplacement	183
Figure 4.26	Résultats expérimentaux des essais de validation statique : champ de déplacement obtenu pour l'essai n°9	185
Figure 4.27	Résultats de simulation de l'essai n°9 : champ de déplacement pour un effort de 505 N	185
Figure 4.28	Résultats expérimentaux des essais de validation statique : champ de déplacement obtenu pour l'essai n°9	186
Figure 4.29	Résultats de simulation de l'essai n°9 : champ de déplacement pour un effort de 1005 N	186
Figure 4.30	Mesure du déplacement du montage pour l'essai n°6	188
Figure 4.31	Mesure du déplacement du montage pour l'essai n°9	188
Figure 4.32	Déplacement local obtenu pour l'os maxillaire lors de l'essai n°6	189
Figure 4.33	Comparaison quantitative des champs de déplacement obtenus pour l'essai n°6	190
Figure 4.34	Comparaison quantitative des champs de déplacement obtenus pour l'essai n°9 : F= 505N	192
Figure 4.35	Comparaison quantitative des champs de déplacement obtenus pour l'essai n°9 : F= 1005N	193
Figure 4.36	Modélisation des essais avec intégration du comportement de la résine	195
Figure 4.37	Simulation de l'essai n°6 (orienté à 0°) avec modélisation de la résine	196
Figure 4.38	Simulation de l'essai n°9 (orienté à 30°) avec modélisation de la résine	196

Figure 4.39	Conditions limites de la simulation de validation anatomique	197
Figure 4.40	Systématisation biomécanique de la face : contraintes principales	199
Figure 4.41	Systématisation biomécanique de la base du crâne : contraintes principales ..	200
Figure 4.42	Du modèle numérique au modèle biofidèle	203

Tableaux

Tableau 4.1	Conditions de chargement des essais de validation statique	162
Tableau 4.2	Conditions de chargement et de mesure des essais de validation	165
Tableau 4.3	Résultats d'identification des propriétés élastiques pour les essais de validation statique	175

Chapitre 5

Figures

Figure 5.1	Schéma de découpe de la partie faciale	208
Figure 5.2	Dispositif d'impact sur pièce anatomique	209
Figure 5.3	Mesure des déplacements par corrélation d'images numériques	210
Figure 5.4	Localisation des conditions limites et des mesures pour l'essai dynamique	211
Figure 5.5	Simulation de l'essai dynamique	212
Figure 5.6	Accélération de l'impacteur en fonction du temps pour les deux essais réalisés : impacts lésionnel et infra-lésionnel	213
Figure 5.7	Comparaison de la variation de l'effort mesuré par le capteur, et de l'effort calculé à partir de l'accélération, en fonction du temps : essai lésionnel	214
Figure 5.8	Variation de l'accélération de l'impacteur en fonction du temps pour l'essai infra-lésionnel : données brutes et données filtrées (Filtre Butterworth 180 Hz)	215
Figure 5.9	Déplacement de l'impacteur en fonction du temps, pour l'essai infra-lésionnel	215
Figure 5.10	Effort exercé par l'impacteur sur la face en fonction de son déplacement, pour l'essai infra-lésionnel	215
Figure 5.11	Comparaison de la réponse numérique par rapport à la réponse expérimentale pour l'essai infra-lésionnel	217
Figure 5.12	Localisation des fractures, causées par l'essai lésionnel, sur la pièce anatomique	218
Figure 5.13	Distribution des contraintes de Von Mises sur le modèle en éléments finis	219

Annexes

Figure B	Élément brique C3D8	244
Figure C	Éléments plaques S3 (3 nœuds) et S4 (4 nœuds)	244
Figure D	Critères de qualité des éléments et leurs valeurs limites associées (CATIA V4 ®)	245
Figure E	Exemples de motifs aléatoires	249
Figure F	Taille du pattern adaptée au motif déposé.....	249
Figure G	Évolution d'un pattern entre les images initiale et déformée	250
Figure H	Calcul du champ de déplacements sur un pattern	252
Figure I	Collage de jauges sur os.....	254

Résumé

Résumé

Les traumatismes subis à la face lors d'accidents sur la voie publique, d'activités sportives ou bien de rixes ne nuisent généralement pas à la survie de l'individu mais peuvent requérir des soins coûteux et laisser des séquelles esthétiques importantes. Par ailleurs, la face joue un rôle protecteur du contenu intracrânien et sa réponse au choc conditionne les sollicitations appliquées à celui-ci.

En vue de prédire précisément les risques de blessures de la face et du contenu intracrânien, l'objectif de cette thèse est de développer un modèle en éléments finis de la structure osseuse de la face et du crâne pour la simulation de sa réponse au choc.

Une première partie du travail a consisté à construire le maillage d'une structure osseuse cranio-faciale à partir de coupes scanner de tête. Le choix d'un maillage en éléments de type plaque, de densité suffisante pour représenter fidèlement la géométrie complexe de cette structure osseuse et d'épaisseur variable, a été fait.

L'hypothèse d'un matériau osseux homogène et isotrope a été choisie pour l'ensemble de la structure cranio-faciale. Des essais de flexion statique sur des échantillons d'os crânien, associés à leur simulation numérique et une méthode d'identification, ont permis de définir les propriétés élasto-plastiques de ce matériau. Les résultats se situent correctement par rapport aux intervalles de valeurs de la littérature.

La réponse du modèle cranio-facial a été validée sous sollicitations statiques. Pour cela des essais spécifiques de compression de la face ont été réalisés sur pièce anatomique. Les courbes globales effort - déplacement expérimentale et numérique ont été comparées pour « calibrer » les propriétés du matériau. La réponse du modèle a ensuite été validée par comparaison du champ de déplacement mesuré expérimentalement par une méthode de corrélation d'images et obtenu par simulation.

Le modèle ainsi validé en statique a été évalué sous sollicitations dynamiques. Sa réponse au choc a été comparée aux résultats d'un impact sur la face réalisé spécifiquement. La réponse au choc globale du modèle est similaire à celle enregistrée expérimentalement.

Plusieurs perspectives d'exploitation de ce modèle sont envisageables dans le domaine du choc ou celui de la chirurgie. En particulier, il aidera à définir des critères de blessures de la tête en cas de choc sur la face.

MOTS-CLES : Biomécanique, Choc, Face, Crâne, Modélisation, Eléments finis, Expérimentation.

Abstract

Facial injuries produced by road accidents, sports activities, do not generally lead to fatal consequences, nevertheless, they require expensive medical care and can leave anaesthetic results. Furthermore, the face protects the brain, whose injuries depend on facial bone response.

In order to predict injury risks to the face and brain, the aim of this study is to develop a finite element model of the facial and cranial bone structure and to validate its response to impact.

The first part of this work consists in building the finite element mesh of the facial and cranial bones using CT scans. Shell elements, with varied thickness and density, have been chosen.

The hypothesis of isotropic and homogeneous behaviour has been made for material properties of facial and cranial bones. Static bending tests performed on cranial bone samples and simulated using the finite element method gave the elasto-plastic properties of this material. Results correspond to the values found in literature.

Mechanical response of the whole facial model has been validated under static loading. To achieve validation, compression tests were performed on the facial part of an isolated head. Numerical and experimental force deflexion curves were compared in order to identify mechanical properties of this sample. Then, local measurements of displacement, obtained using numerical correlation, enabled validation of the local behaviour of the finite element model.

After static validation, the finite element model was assessed under impact loading. The model's behaviour corresponds well to the experimental response of the head tested.

Many exploitation perspectives are considered for this numerical model of the facial and cranial bones in the field of impact purpose or maxillofacial surgery. In particular, it will help for the definition of head injury criterion for impact.

KEYWORDS : Biomechanics, Impact, Face, Skull, Finite element model, Biomechanical testing.

