



HAL
open science

Contribution à la compréhension du comportement mécanique de l'os du crâne humain sous différents moyens de conservation et de sollicitation

Rémi Delille

► **To cite this version:**

Rémi Delille. Contribution à la compréhension du comportement mécanique de l'os du crâne humain sous différents moyens de conservation et de sollicitation. Sciences du Vivant [q-bio]. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis, 2007. Français. NNT : . tel-00270740

HAL Id: tel-00270740

<https://theses.hal.science/tel-00270740>

Submitted on 7 Apr 2008

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 : 07-56

Année 2007



THÈSE
présentée à
l'Université de Valenciennes
et du Hainaut Cambrésis



En vue de l'obtention d'un
DOCTORAT EN GÉNIE MÉCANIQUE

par

Rémi DELILLE

**CONTRIBUTION À LA COMPRÉHENSION DU
COMPORTEMENT MÉCANIQUE DE L'OS DU CRÂNE
HUMAIN SOUS DIFFÉRENTS MOYENS DE
CONSERVATION ET DE SOLLICITATION**

**Soutenu le 20 Décembre 2007
devant le jury composé de:**

Rapporteurs :

D. CESARI Directeur délégué – INRETS
P. CHABRAND Professeur – Université de la Méditerranée

Examineurs :

P. DRAZETIC Professeur - LAMIH - Université de Valenciennes
O. GAGEY Professeur d'Anatomie - Praticien Hospitalier en Chirurgie Orthopédique au Kremlin-Bicêtre
E. MARKIEWICZ Professeur - LAMIH - Université de Valenciennes
P. PETIT Docteur en biomécanique des chocs – Laboratoire d'Accidentologie et de Biomécanique

Invités:

J-H. ANCEAU Ingénieur de Recherche - LAMIH - Université de Valenciennes
K. BRUYERE Chargée de Recherche – INRETS : Laboratoire de Biomécanique et de Mécanique des Chocs
D. COUTELLIER Professeur - LAMIH - Université de Valenciennes
C. MASSON Chargée de Recherche – INRETS : Laboratoire de Biomécanique Appliquée
P.POTIER Responsable du Laboratoire de traumatologie expérimentale et du service d'expérimentations biomécaniques – Centre Européen D'Etudes de Sécurité et d'Analyse des Risques

Toute avancée de connaissances génère autant d'interrogations qu'elle apporte de réponses.

Pierre JOLIOT extrait de « La Recherche passionnément ».

**A Sandrine pour son soutien
et sa patience,**

A ma fille Emma,

A ma famille, ma belle-famille,

A mes amis ...

Remerciements

Les travaux de recherche qui ont abouti à la rédaction de ce mémoire ont été réalisés au sein du Laboratoire d'Automatique et de Mécanique Industrielles et Humaines Département Génie Mécanique, de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, dirigé par Monsieur le Professeur **Eric MARKIEWICZ**. Qu'il trouve ici l'expression de ma gratitude pour la mise à disposition de tous les moyens qui m'ont été nécessaires pour le bon déroulement de mes travaux. Je remercie la Région Nord-Pas de Calais, ainsi que le Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche pour leur soutien financier.

Je voudrais adresser mes plus vifs remerciements :

À Monsieur le Professeur **Pascal DRAZETIC**, de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, directeur de cette thèse, pour toute l'attention qu'il a portée à mon travail, ses conseils avisés, sa très grande disponibilité, pour la confiance qu'il m'a accordée et sa grande ouverture d'esprit.

À Monsieur le Directeur délégué **Dominique CESARI**, de l'Institut National de REcherche sur les Transports et leur Sécurité et à Monsieur le Professeur **Patrick CHABRAND**, de l'Université de la Méditerranée, pour l'honneur qu'ils me font d'avoir acceptés de juger mon travail.

À Monsieur le Professeur **Olivier GAGEY**, de la faculté de Médecine de Paris, pour avoir accepté de juger ces travaux.

À Monsieur le Professeur **Eric MARKIEWICZ**, de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, pour ses conseils éclairés et ses qualités humaines.

À Monsieur le Docteur **Philippe PETIT**, du Laboratoire d'Accidentologie et de Biomécanique à Nanterre, pour avoir accepté de prendre part à ce jury.

À Monsieur l'Assistant Ingénieur **Denis LESUEUR**, mon binôme d'expérimentations, pour sa participation ô combien précieuse lors des campagnes d'essais, pour les bons moments passés et à venir, pour sa disponibilité et les nombreuses discussions et idées que nous avons pu échanger.

À Monsieur l'Ingénieur de Recherche **Jean-Hubert ANCEAU**, de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, pour ses conseils et ses idées, et pour l'honneur qu'il me fait en étant membre du jury.

À Mesdames **Karine BRUYERE** et **Catherine MASSON**, chargé de recherche à l'INRETS Lyon et Marseille, pour avoir partagé avec moi leurs riches connaissances dans le domaine de la biomécaniques des chocs.

À Monsieur le Professeur **Daniel COUTELLIER**, de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, pour avoir accepté de prendre part à ce jury.

À Monsieur **Pascal POTIER**, du Centre Européen D'Etudes de Sécurité et d'Analyse des Risques à Nanterre, pour la confiance qu'il m'a accordée, ainsi que pour m'avoir soutenu et aidé lors de la mise en place des expérimentations sur sujets d'anatomies.

À Messieurs **Fahmi CHAARI**, **Grégory HAUGOU**, **Hervé MORVAN** et **Frédérique ROBACHE**, mes collègues de travail, pour l'aide et les nombreux conseils qu'ils m'ont apportés.

À mes nombreux collègues du département Génie Mécanique, en particulier à Audrey HAULT, Audrey AUPERRIN, Julien HALGRIN, Christophe LETOT, Aurélien DUBOIS, Olivier PENIGUET, Fabienne RAMBAUD et tous ceux que je ne peux citer...

À Mesdames **Marie DESSAINT** et **Catherine FOUCART**, Messieurs **Bruno LAURENT** et **Thierry GARÇON** pour leur aide administrative et technique.

À **Sandrine**, j'adresse un immense merci pour son soutien, ses conseils et son affection.

À ma **famille**, **belle-famille** et mes **amis**, plus particulièrement à mon frère **Christophe** qui m'ont encouragé pendant toute la durée de ce travail de recherche.

Aux **personnes ayant fait dons de leurs corps à la science**, sans qui nous n'aurions pu acquérir de telles connaissances.

À **Ceux** et **Celles** que je ne peux citer ici, ils se reconnaîtront, ...

Sommaire

Introduction..... 1

Chapitre I : Étude bibliographique..... 4

I. PROCEDURES..... 4

1.1) Rappels anatomiques..... 4
1.2) Les échelles de mesure..... 6
 1.2.1) Abbreviated Injury Scale
 1.2.2) Occupant Injury Classification
 1.2.3) Injury Severity Score
 1.2.4) MAIS
 1.2.5) Score de probabilité de décès
 1.2.6) Glasgow Coma Scale

II. TESTS..... 9

2.1) Les expérimentations sur sujet..... 9
2.2) Les critères biomécaniques de la tête..... 10
 2.2.1) La Wayne State Tolerance Curve
 2.2.2) Le Head Injury Criterion
 2.2.3) Le Gambit
 2.2.4) Le SIMON
2.3) Les expérimentations sur éprouvettes osseuses..... 13
 2.3.1) Mc Elhaney
 2.3.2) Barber
 2.3.3) Hubbard
 2.3.4) Schueler
 2.3.5) Nishimoto
 2.3.6) Dannawi
 2.3.7) Delille
 2.3.8) Autuori
2.4) Les expérimentations sur têtes..... 24
 2.4.1) Les essais de Nahum
 2.4.2) Les essais de Trosseille

2.4.3) Tableau récapitulatif des essais sur crâne

III. LES MODÈLES	26
3.1) Les principaux modèles éléments finis de la tête.....	26
3.1.1) Le modèle de la Wayne State University	
3.1.2) Le modèle de SIMON	
3.1.3) Le modèle de Valenciennes	
3.1.4) Le modèle de Strasbourg	
3.2) Modèles de tête physiques : mannequins de chocs.....	34
3.2.1) L'Hybrid III	
3.2.2) Le THOR	
3.2.3) L'EuroSID-II	
3.2.4) Le BioRID-II	
3.2.5) Les mannequins pour choc piéton	
3.2.6) Le Bimasse 150	
3.2.7) Le modèle de tête de SIMON	
IV. CONCLUSIONS	40
<u>Chapitre II : Échelle mésoscopique :</u>	42
Flexion trois points sur éprouvettes homogénéisées prélevées sur la tête de SHPM « frais » ou congelé.	
I. DESCRIPTIF DU PROTOCOLE DE FLEXION TROIS POINTS	43
1.1) Prélèvement de la calotte du crâne humain.....	43
1.2) Digitalisation 3D de la calotte.....	43
1.3) Définition des zones de prélèvement des éprouvettes.....	44
1.4) Prélèvement des 19 éprouvettes.....	46
1.5) Digitalisation des éprouvettes.....	46
1.6) Mise en place de l'éprouvette sur le montage.....	46
1.7) Réalisation de l'essai de flexion trois points.....	47
1.8) Densitométrie de l'éprouvette.....	48
1.9) Minéralisation des éprouvettes.....	49
1.10) Conclusions sur le protocole.....	49
II. RESULTATS DES ESSAIS SUR SHPM « FRAIS »	50
2.1) Caractéristiques générales.....	50
2.2) Largeur des échantillons.....	52
2.3) Epaisseur des échantillons.....	53
2.4) Pourcentage minéral des échantillons.....	54
2.5) Masse volumique des éprouvettes.....	56
2.6) Type de rupture des éprouvettes.....	58
2.7) Etablissement des rigidités des éprouvettes.....	60
2.8) Module d'élasticité équivalent.....	61
2.9) Conclusions sur l'étude expérimentale sur SHPM « frais ».....	66

III. RESULTATS SUR LES ESSAIS SUR SHPM CONGELES.....	67
3.1) Caractéristiques générales.....	67
3.2) Essais de chargement/déchargement sur les éprouvettes.....	68
3.3) Résultats sur éprouvettes globales.....	71
3.4) Instrumentations de jauges de déformation.....	74
3.5) Séparation des éprouvettes.....	79
3.6) Conclusions sur l'étude expérimentale sur SHPM congelé.....	83
IV. COMPARAISON DES ESSAIS SUR SHPM « FRAIS » ET CONGELES.....	84
4.1) Caractéristiques générales.....	84
4.2) Epaisseur des échantillons.....	84
4.3) Masse volumique des échantillons.....	85
4.4) Propriétés mécaniques.....	86
4.5) Analyse vibratoire d'une éprouvette prélevée sur omoplate de bœuf « fraîche » et congelée.....	87
4.6) Relation entre les paramètres géométriques et les propriétés mécaniques de l'os du crâne humain « frais » et congelé.....	89
4.7) Conclusions sur la comparaison entre les SHPM « frais » et congelé.....	92
V. CONCLUSIONS.....	93
<u>Chapitre III : Échelle macroscopique :</u>	96
Vers la modélisation d'un prototype de tête	
I. ÉTUDE DU COMPORTEMENT DE LA CALOTTE HUMAINE EN COMPRESSION SOUMISE A UN CHARGEMENT DANS DIFFÉRENTES ZONES.....	96
1.1) Descriptif du protocole de compression.....	96
1.2) Caractéristiques générales.....	97
1.3) Résultats.....	98
1.4) Conclusions sur les essais de compression sur crânes prélevés sur SHPM congelés	100
II. CONCEPTION DU PROTOTYPE DE TÊTE.....	102
2.1) Géométrie du prototype de tête.....	102
2.2) Propriétés mécaniques du prototype de tête.....	103
2.2.1) Les calottes	
2.2.2) L'embase	
2.3) Assemblage du prototype.....	106
2.4) Conclusions sur les prototypes de tête.....	106
III. EXPÉRIMENTATION SUR LE PROTOTYPE DE TÊTE.....	107
3.1) Essais de compression quasi-statique.....	107
3.2) Essais de compression dynamique.....	108
3.2.1) Le pendule de choc	
3.2.2) Instrumentation du dispositif de choc	

3.2.3) Résultats	
3.3) Conclusions des expérimentations sur les prototypes.....	116
IV. CONCLUSIONS.....	117
<u>Conclusions et perspectives</u>.....	118
<u>Références bibliographiques</u>.....	124

Introduction

La recherche de la sécurité maximale est un des éléments moteurs du développement actuel des systèmes de transport de passagers. Cette sécurité repose sur deux concepts complémentaires : la sécurité active et la sécurité passive. Depuis longtemps les constructeurs automobiles prennent en compte la sécurité passive, qui tend à garantir le mieux possible la protection des passagers si un accident n'a pu être évité.

C'est ainsi que de grands progrès au niveau des outils et méthodologies de conception, de dimensionnement et de validation ont été réalisés dans la dernière décennie. Des exemples de ce perfectionnement sont nombreux : des ordinateurs toujours plus puissants, des codes de calculs par éléments finis plus performants, de nouvelles procédures d'essais, de nouveaux systèmes de protection, ...

Mais ces progrès ont révélé d'autres manques qui imposent des recherches approfondies dans trois principaux domaines : l'expérimentation, la simulation numérique et la prédiction des risques lésionnels des passagers.

Dans le secteur des moyens de transport individuel, l'objectif de la diminution du nombre de blessés et de tués par accidents de la route est devenu majeur, tant dans la politique menée par le Ministère de l'Équipement, que dans les stratégies des constructeurs automobiles. En 2006, l'Observatoire national de la sécurité routière a recensé pas moins de 80 000 accidents corporels, dont 4709 tués à trente jours et 102 125 blessés. L'année 2006 présente un bilan en retrait par rapport à celui 2005 avec -5 % d'accidents corporels, -11,5 % de tués et -5,5 % de blessés. En dix ans, le nombre d'accidents a diminué de 36%, celui des tués de 45,5 %, et celui des blessés de 39,8%. Cette diminution coïncide avec les avancées technologiques en matière de sécurité active et passive.

Depuis 1990, l'équipe Dynamique Rapide et Collision du Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'informatique Industrielles et Humaines (UMR CNRS 8530) de

l'Université de Valenciennes a axé une partie de ses recherches sur la biomécanique des chocs. Cette équipe a mis en place un grand programme de recherche qui vise à améliorer la protection des segments corporels critiques et plus particulièrement celui de la tête humaine.

Ce travail de recherche s'inscrit dans le cadre du programme national PROTEUS (PROtection de la TEte des USagers vulnérables). L'objectif de ce projet est de mettre au point un outil numérique de prédiction des lésions crâno-encéphaliques nécessaire à l'évaluation et l'élaboration des systèmes de protection de la tête en cas de choc. La finalité de ce large programme de recherche est la réalisation d'un crâne humain composé de résines sélectionnées selon les caractéristiques moyennes obtenues en expérimentation. La mise à disposition du modèle de tête physique, couplé à un modèle numérique, permettra à terme de proposer ou de faire évoluer les critères biomécaniques.

C'est dans cette optique que s'est déroulée ma recherche sur la contribution à la compréhension du comportement mécanique de l'os du crâne humain sous différents moyens de conservation et de sollicitation.

Les travaux présentés par la suite s'articulent en trois chapitres. Nous allons travailler à deux échelles. Un niveau mésoscopique où nous nous intéresserons aux comportements d'éprouvettes issues de crâne humain et un niveau macroscopique où nous étudierons la calotte.

Le premier chapitre est dédié à un rappel anatomique de la tête, à la description des échelles de mesure et aux critères biomécaniques de la tête. Un état de l'art sera dressé en matière d'expérimentations sur éprouvettes et crânes, issus de Sujet Humain Post Mortem (SHPM). Les modèles éléments finis de têtes et les modèles physiques (mannequins de chocs) seront également abordés.

Le deuxième chapitre s'articulera autour des expérimentations sur éprouvettes osseuses. Ces essais ont été réalisés dans le cadre du programme PROTEUS et en collaboration avec le CEESAR (Centre Européen d'Etudes de Sécurité et d'Analyse des Risques). La campagne menée sera détaillée sur deux types de SHPM : « frais » et congelé. Ces deux campagnes d'essais seront alors confrontées afin d'étudier l'influence de la congélation.

Le troisième chapitre sera consacré à la modélisation et à la validation d'un prototype de tête. Dans cette optique, deux prototypes de tête seront développés : un prototype issu d'une calotte conservée au congélateur et l'autre tiré d'un SHPM « frais ». Le premier prototype sera comparé en compression quasi-statique à une campagne réalisée sur SHPM congelé et le second, à des essais dynamiques sur la tête du mannequin Hybrid III. Ces deux prototypes seront confrontés à une référence de la littérature.

Dans le dernier chapitre, les différentes remarques concernant les essais expérimentaux sur éprouvettes (« fraîches » et congelées) et sur prototypes de têtes seront détaillées. Pour finir, nous exposerons de nombreuses perspectives.

Chapitre I

Étude bibliographique

Trois grandes parties vont structurer ce chapitre :

- les procédures où seront évoquées les échelles de mesure,
- les tests qui feront un point sur l'état de l'art au niveau des expérimentations et en particulier sur éprouvettes prélevées sur calotte humaine,
- la revue des principaux modèles éléments finis de tête, ainsi que les modèles physiques (mannequins de chocs).

I. PROCEDURES

1.1.) Rappels anatomiques

À la naissance, le squelette comporte 350 os dont certains se soudent entre eux, ce qui porte leur nombre à 208 à l'âge adulte. Le squelette humain est donc composé de la tête, du tronc, des membres supérieurs et inférieurs.

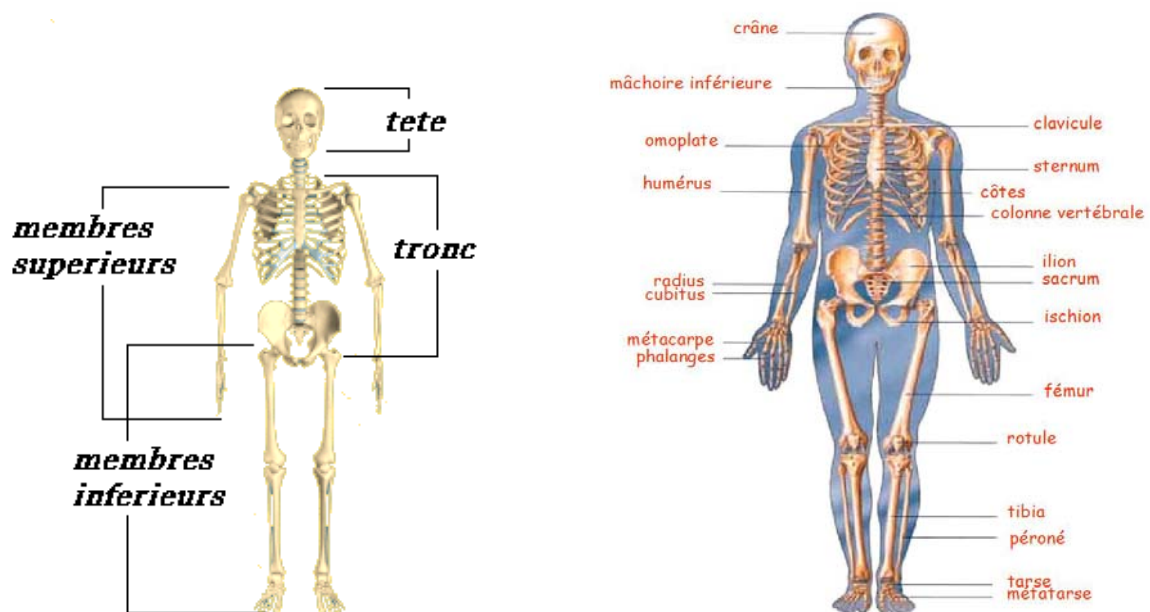


Figure 1 : Le squelette humain

Intéressons nous au segment corporel tête. Le crâne à lui seul est composé de 26 os plats, disposés en voûte et immobiles.

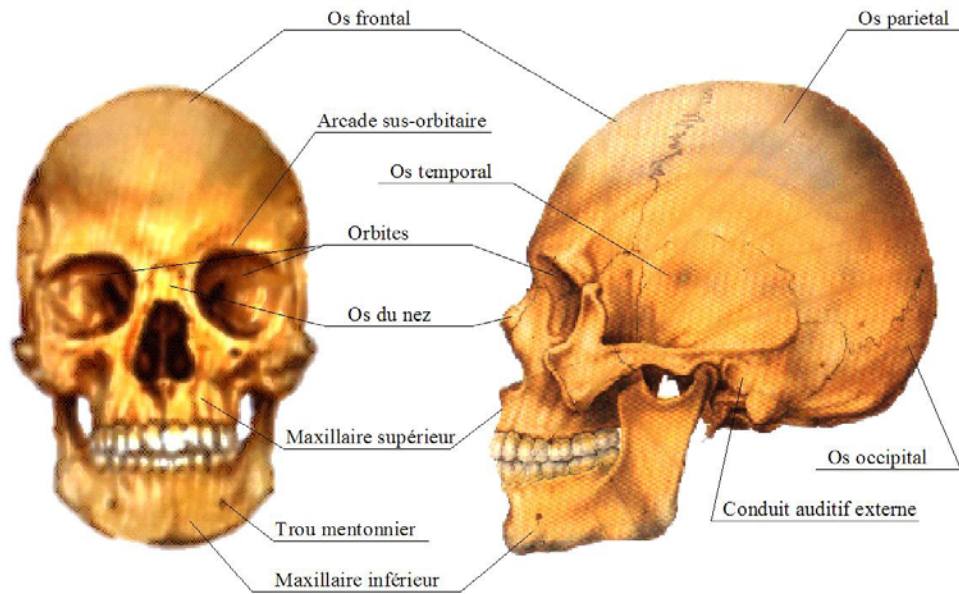


Figure 2 : Squelette de la tête, vue de face et vue de profil

En ce qui concerne l'architecture crânio-faciale de la tête, elle tient compte de la répartition des masses osseuses. Elle intègre la caractéristique des os du crâne, qui sont faits de deux tables d'os compacts plus ou moins épaisses, réunies par une couche de tissu spongieux (la diploë).

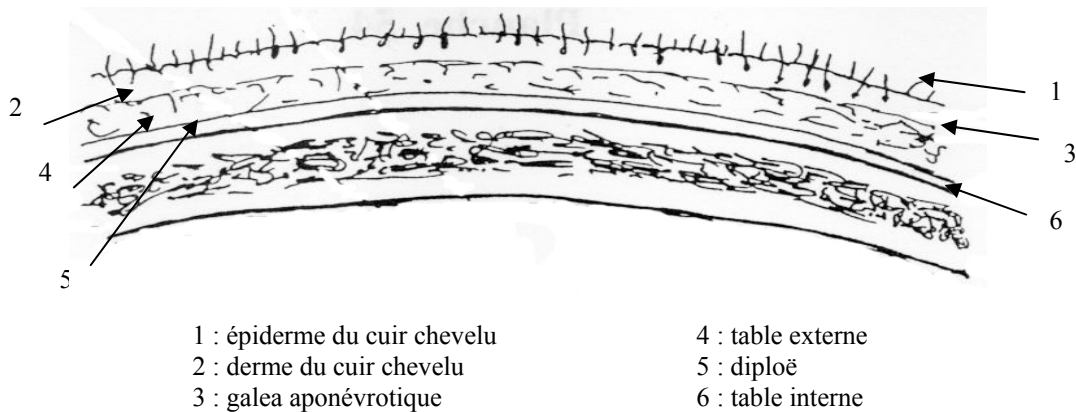


Figure 3 : Coupe partielle du crâne et du cuir chevelu

A l'intérieur du crâne, se trouve l'encéphale. Il est constitué d'un ensemble de centres nerveux, soit le cerveau, le cervelet et le tronc cérébral. L'encéphale commande et coordonne les mouvements.

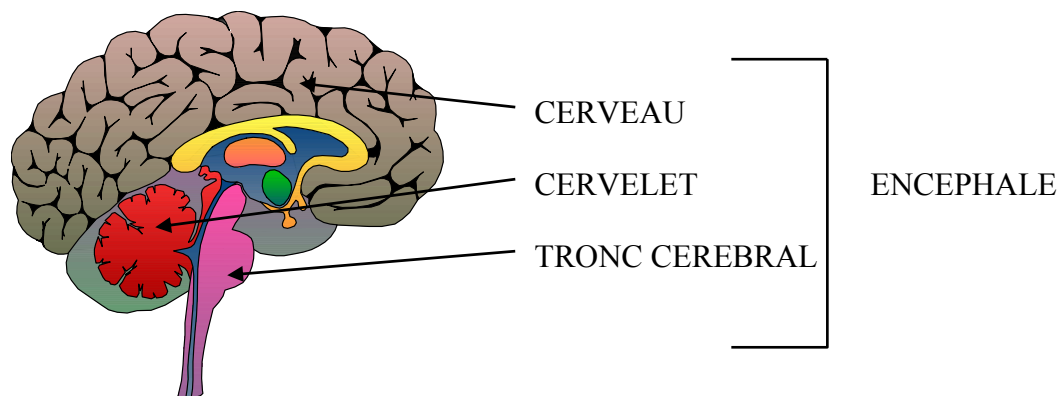


Figure 4 : Le cortex cérébral

Le cerveau est la partie la plus spécialisée du système nerveux ainsi que la plus volumineuse de l'encéphale. Sa masse est d'environ 1400 à 1800 g chez l'adulte. Le cerveau est très important pour nous et bien qu'il ne représente qu'environ 2 % de la masse corporelle, il consomme à peu près 20% de tout l'oxygène utilisé par l'organisme. Il est aussi responsable de la conscience, de la pensée, de la mémoire et du contrôle de toutes les fonctions du corps.

Le cervelet est situé à l'arrière du crâne, sous le cerveau. Il est responsable de la posture, de l'équilibre et de la coordination de certains mouvements volontaires.

Le tronc cérébral est composé de la protubérance annulaire et du bulbe rachidien. Il est situé sous le cerveau, à l'avant du cervelet. Il sert de relais entre les diverses parties de l'encéphale et entre l'encéphale et la moelle épinière. Le tronc cérébral contrôle des fonctions vitales telles que les battements cardiaques, la respiration, la digestion, la tension artérielle et certains réflexes, comme la déglutition...

1.2.) Les échelles de mesure :

Pour l'étude étiologique des blessures, de nombreux codages ont vu le jour afin de disposer d'une classification appropriée des lésions par type et par gravité. Le plus usité de nos jours est l' AIS (Abbreviated Injury Scale). En 1990, l' AIS, l' OIC (Occupant Injury Classification) et l' ISS (Injury Severity Score) sont combinés.

1.2.1) AIS (Abbreviated Injury Scale)

Le codage par l'échelle Abbreviated Injury Scale (AIS) résulte d'un consensus fondé sur un repère anatomique qui classe une blessure au sein d'un territoire corporel selon une échelle de sévérité variant de 1 (blessure mineure) à 6 (au-delà de toute ressource thérapeutique). L' AIS est principalement un classement fondé sur le risque vital lié à chaque

lésion. Ce codage est publié pour la première fois aux Etats-Unis en 1971, et recense environ 80 blessures. De nombreuses révisions se sont succédées jusqu'à celle de 1990 qui compte 1300 entrées.

AIS	SEVERITE
0	aucune
1	mineure
2	modérée
3	sérieuse
4	sévère
5	critique
6	maximale (entraînant souvent la mort)
9	inconnue

Tableau 1 : Echelle de sévérité AIS

1.2.2) OIC (Occupant Injury Classification)

Dans l'OIC, chaque lésion décrite est affectée d'un code numérique à 4 caractères. Le premier caractère identifie la région corporelle [R], le second caractérise le type de structure [T], le troisième identifie la structure anatomique spécifique et le dernier le type d'atteinte lésionnel.

R	REGION CORPORELLE
T	STRUCTURE ANATOMIQUE
S	STRUCTURE ANATOMIQUE SPECIFIQUE
N	TYPE D'ATTEINTE LESIONNELLE

Tableau 2 : Codage de l'OIC

1.2.3) ISS (Injury Severity Score)

Défini en 1974 par Baker, le score est calculé par la somme des carrés des chiffres les plus élevés d'AIS dans chacune des trois zones corporelles les plus touchées sur les six définies.

$$ISS = (AIS1)^2 + (AIS2)^2 + (AIS3)^2$$

Avec :

- AIS1, l'AIS le plus grave,
- AIS2, l'AIS le plus grave d'une région corporelle autre que celle de l'AIS1,
- AIS3, l'AIS le plus grave d'une région corporelle autre que celle des AIS1 et AIS2.

1.2.4) MAIS (AIS Maximum)

Le MAIS est l'AIS le plus élevé recensé chez un blessé ayant subi des lésions multiples. Il est très utilisé pour avoir une vision globale des lésions qu'a pu subir une victime.

1.2.5) PODS (Score De Probabilité De Décès)

Cette évaluation introduite en 1981, retient les AIS les plus élevés, pondérés, ainsi que l'âge du blessé.

$$\text{POD} = e^x / (1 + e^x)$$

Avec : $x = 2.2 * (\text{AIS1}) + 0.9 * (\text{AIS2}) - 11.25 + C$

$x = 2.7 * (\text{AIS1}) + 1.0 * (\text{AIS2}) + 0.06 * (\text{AGE}) - 15.4 + C$ si l'âge est connu

Et où :

- AIS1 est l'AIS le plus grave,
- AIS2 est l'AIS le plus grave d'une région corporelle autre que celle de l'AIS1,
- C = -0.764 pour les voitures.

1.2.6) GCS (Glasgow Coma Scale)

Ce codage s'applique uniquement pour des blessures de la tête. Cette échelle regarde plus particulièrement l'effet des blessures sur les fonctions physiologiques en se basant sur les trois indicateurs de fonctions mentales basiques : l'ouverture des yeux, la réponse verbale et la réponse motrice.

CGS	AIS de la tête
15	1
13-14	2
9-12	3
5-8	4
<5	5

Tableau 3 : Comparaison CGS / AIS

Plus le chiffre est bas, plus la blessure est grave. Le GCS a été développé pour fournir des niveaux de quantification objectifs en ce qui concerne la conscience.

II. TESTS

2.1.) Les expérimentations sur sujet

Dans cette partie sont présentés les différents sujets utilisés lors de tests :

➤ Essais sur personnes volontaires :

Ces essais présentent l'avantage d'un réalisme certain puisque aucune simplification n'intervient. Cependant les niveaux de violence sont nécessairement faibles.

➤ Essais sur cadavres :

Ces essais peuvent être effectués sur trois types de cadavres :

- les cadavres dits « frais » c'est-à-dire moins de quinze jours après la mort,
- les cadavres embaumés qui sont conservés dans un liquide de conservation de type Winckler ou formol (le formol est de moins en moins usité),
- les cadavres congelés, le moyen de conservation le plus usité, où le Sujet Humain Post Mortem est conservé à $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Repressurisés au niveau vasculaire et non embaumés, les cadavres se révèlent être les substituts les plus proches de l'homme vivant. Selon leur type et leur instrumentation, ces expérimentations peuvent servir à comprendre certains mécanismes lésionnels comme les fractures et les contusions ainsi qu'à valider des modèles (mannequins expérimentaux ou numériques).

Ces essais posent le problème de la correspondance entre mort et vivant.

Crandall [CRA 94], en 1994, a étudié l'influence des moyens de conservation sur l'os bovins. Il a montré l'importance de la méthode de conservation en effectuant 150 essais de flexion de côtes prélevées sur 13 vaches. Il a étudié 6 méthodes de conservation dont le formol, le Winckler, la congélation, en prenant comme référence le module d'Young identifié sur les os frais. Il constate une différence entre le module d'Young identifié d'un os congelé de 28 % inférieur à celui d'un os frais. D'après lui, le Winckler reste la méthode de conservation se rapprochant le plus du frais (pour de l'os) puisque son module d'Young n'est que de 7% inférieur à celui du frais.

➤ Essais sur animaux vivants:

Ce type d'essai permet d'étudier les mécanismes lésionnels et d'établir des tolérances au niveau global ou tissulaire. Les différents problèmes des expérimentations sur volontaires et sur cadavres sont ainsi évités, cependant dans la majorité des cas, reste celui de la transposition des résultats à l'homme.

➤ Essais sur mannequins :

Les mannequins de chocs peuvent se classer par type de chocs (frontal, latéral, arrière, piéton), par tailles (enfant 18 mois, 3 ans, 6 ans, petite femme, homme 50^{ème} centile, homme 95^{ème} centile) et par familles (Hybrid III, Thor ...). Le choix de familles différentes peut résulter de différences de réglementation entre les pays ou de différences de finalités des essais. En effet, les essais peuvent être à but de recherche, à vocation réglementaire (homologation de véhicules) ou être de type médiatique (classement des véhicules en fonction de leur aptitude à protéger leurs occupants en cas de crash : par exemple l'EuroNCap). Le Tableau 4 présente (de façon non exhaustive) des mannequins de chocs couramment utilisés aujourd'hui.

	Essais réglementaires	Essais « recherches »	Essais médiatiques
Choc frontal	Hybrid III 50 ^{ème}	Thor	Hybrid III 50 ^{ème}
Choc latéral	EuroSID1	WorldSID	EuroSID2
Choc arrière		BioRID Hybrid III 50 ^{ème}	BioRID
Choc piéton		Polar 2	

Tableau 4 : Les différents mannequins de chocs usités

2.2.) Les critères biomécaniques de la tête

2.2.1) La Wayne State University Tolerance Curve [LIS 60]

De nombreux critères biomécaniques de la tête sont basés sur une courbe de tolérance de la tête et ont été dérivés d'une courbe de tolérance établie dans les années 60 aux Etats-Unis : la Wayne State University Tolerance Curve (WSTC). Cette courbe a été construite en procédant à de multiples essais sur différents types de spécimens (chiens vivants, cadavres frais, cadavres embaumés et volontaires) qui ont permis de déterminer des valeurs seuils pour l'occurrence de commotion cérébrale.

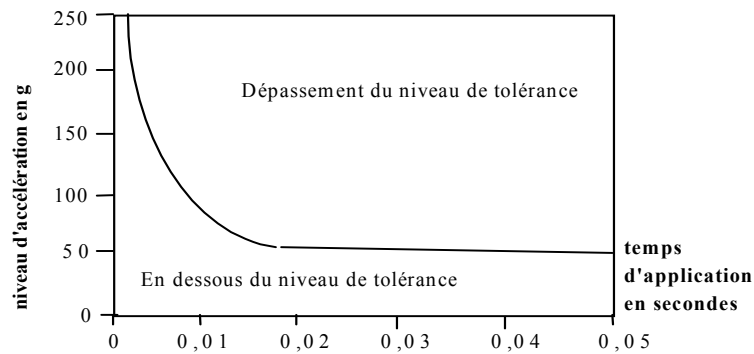


Figure 5 : Courbe de survie de la commotion cérébrale

La WSTC est une courbe de tolérance pour un impact linéaire direct sur l'os frontal de la tête. Le critère Gadd Severity Index (GSI) est basé sur la WSTC. De celui-ci en découle le critère le plus usité de nos jours : le Head Injury Criterion (HIC)

2.2.2) Le Head Injury Criterion [VER 71]

Le Gadd Severity Index est défini par : $GSI = \int_0^t a^n dt$

Où $n=2,5$ et t varie de 2,5 à 50 ms avec une limite de 1000 comme seuil de tolérance. Cependant ce critère pose des problèmes pour le choix de l'intervalle d'intégration et de l'exposant. Le HIC, qui est une évolution du GSI, a supprimé les problèmes de l'exposant. Le HIC a été proposé à l'origine par Versace [VER 71] en 1971 et introduit en 1972 par la National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA).

Dans la littérature, il est souvent pris comme indicateur significatif de blessures au niveau de la tête. C'est le critère mécanique de gravité de l'impact le plus couramment utilisé dans le cas de chocs sur la tête.

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

Où : $a(t)$ est la résultante des accélérations linéaires au centre de gravité de la tête exprimée en g (accélération due à la gravité).

t_1 et t_2 sont respectivement le temps initial et le temps final de contact de la tête. La durée du choc peut être de 15 ms ou 36 ms.

Utilisé comme un indicateur général de « risque de blessure cérébrale », au cours de différentes études ; il ressort une valeur limite moyenne de tolérance correspondant à une valeur proche de 1000 pour le HIC, au dessus de laquelle on peut considérer qu'il peut y avoir danger pour la personne blessée. En effet, une étude menée par Zellmer et Glaeser a montré

que pour des valeurs du HIC inférieures à 1000, il n'y avait pas de risque d'avoir de complications, ni de blessures sévères.

Bien qu'aucune corrélation entre le HIC et l'AIS ait été validée, il est possible de déterminer un ordre de grandeur de la sévérité des blessures en fonction du HIC, en combinant des résultats cliniques et la sévérité d'impact. Il apparaît malgré l'emploi fréquent de ce prédicteur, que le HIC présente des limites. En effet, il faut prendre en compte le fait que le HIC est mesuré à partir du centre de gravité de la tête. Or, le HIC à l'interface entre le cerveau et le crâne peut être différent de celui mesuré au centre de gravité.

De plus, le HIC ne dépend pas de l'accélération angulaire de la tête, qui n'est pourtant pas négligeable car elle est à l'origine de lésions cérébrales telles que la rupture des veines ponts par exemple. La détermination de la durée du choc peut également entraîner certaines erreurs. Un autre critère a donc été mis en place : le Gambit.

2.2.3) Le Gambit [NEW 86]

Le Gambit, G , dépend de la résultante des accélérations linéaires du centre de gravité et de l'accélération angulaire de la tête. Il s'écrit :

$$G = \max \left[\sqrt{\left(\frac{a(t)}{250}\right)^2 + \left(\frac{\dot{w}(t)}{25000}\right)^2} \right]$$

Où :

- $a(t)$ est la résultante des accélérations linéaires au centre de gravité de la tête.
- $\dot{w}(t)$ est l'accélération angulaire de la tête.

La valeur utilisée en tant que critère de sévérité est le maximum des valeurs calculées pour l'ensemble de l'essai de choc : G_{\max} . Le Gambit, contrairement au HIC, ne dépend pas de la durée du choc. Le Tableau 5, de corrélation entre G et AIS, a été normalisé à partir d'une étude publiée par Kramer [KRA 90] en 1990.

GAMBIT MAX	AIS
0	0
0,6	1
0,9	3
1,2	5
2,0	6

Tableau 5 : Comparatif Gambit Max et AIS

2.2.4) Le SIMON [SIM 01]

Le critère de Simon a été développé par la NHTSA et permet une prédiction des risques lésionnels du contenu intracrânien à partir des accélérations linéaires et angulaires de la tête. Il englobe trois paramètres établis à partir d'études diverses menées sur l'animal :

- CSDM (Cumulative Strain Damage Measure) évalue les contraintes connexes dans le cerveau en vérifiant si l'accélération élevée de la tête est la cause d'un hématome subdural aïgu,
- RMDM (Relative Motion Damage Measure) évalue les blessures liées au mouvement du cerveau par rapport au liquide céphalo-rachidien,
- DDM (Dilatation Damage Measure) évalue les blessures du cerveau dans des régions localisées.

2.3.) Les expérimentations sur éprouvettes osseuses

Depuis plus d'une cinquantaine d'années, de nombreux chercheurs se sont penchés sur les mécanismes de fracture du crâne. De multiples techniques ont été utilisées, notamment lors d'essais sur éprouvettes osseuses à l'aide de moyens divers (pendule, puit de chute, bras impacteur, machines conventionnelles d'essais) et en variant les impacteurs (géométrie, surface d'impact). Cette partie récapitulera les principales expérimentations menées uniquement par quelques auteurs sur des éprouvettes considérée en matériau « sandwich ».

2.3.1) MC ELHANEY [MCE 70]

En 1970, McElhaney et al [MCE 70] étudient les propriétés mécaniques de l'os crânien sous un chargement quasi-statique de 0,25 mm/min. Des éprouvettes sont prélevées sur 17 crânes issus de cadavres embaumés (âgés de 56 à 73 ans), de craniotomies et

d'autopsies (40 donneurs). L'objectif est la comparaison entre éprouvettes embaumées et fraîches.

McElhaney et al [MCE 70] mettent en place un système de grille de référence afin de localiser les éprouvettes osseuses.

4 types d'essais sur différentes géométries ont été entrepris (Figure 6) :

- essais de torsion et de cisaillement simple sur éprouvettes cylindriques,
- essais de compression tri-axes sur éprouvettes rectangulaires,
- essais de traction sur éprouvettes plates de traction.

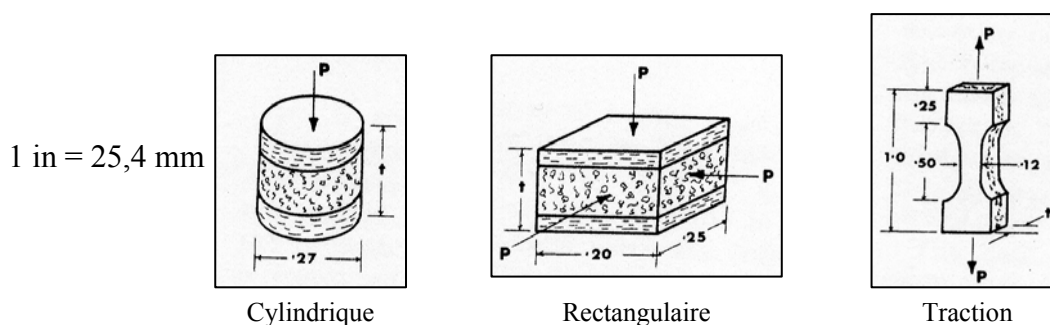


Figure 6 : Géométrie des éprouvettes prélevées par McElhaney et al [MCE 70]

Ils donnent les résultats fournis dans le Tableau 6.

Paramètre mesuré moyen	Moyenne	Ecart type
Epaisseur du crâne (mm)	6,9	1,19
Epaisseur de la diploë (mm)	2,74	1,07
Module de compression radiale « sandwich » (GPa)	2,41	1,44
Module de compression tangentielle « sandwich » (GPa)	5,58	3,03
Coefficient de poisson radial « sandwich »	0,19	0,08
Coefficient de poisson tangentiel « sandwich »	0,22	0,11
Contrainte maximale en compression radiale « sandwich » (MPa)	73,7	35,1
Contrainte maximale en compression tangentielle « sandwich » (MPa)	96,5	35,8
Déformation maximale en compression radiale « sandwich »	0,097	0,08
Déformation maximale en compression tangentielle « sandwich »	0,051	0,032
Contrainte maximale de la diploë en cisaillement (MPa)	21,4	3,45
Contrainte maximale de la diploë en torsion (MPa)	22,1	5,52
Module de torsion de la diploë (GPa)	1,38	0,97
Contrainte maximale en traction tangentielle « sandwich » (MPa)	43,4	18,6
Module d'Young de l'os « sandwich » (GPa)	5,37	2,89
Contrainte maximale en traction tangentielle des tables (MPa)	79,3	26,2
Module d'Young des tables (GPa)	1,23	0,21
Dureté Vickers table interne (HV _{0,1})	31,6	9,3
Dureté Vickers table externe (HV _{0,1})	34,2	8

Tableau 6 : Résultats identifiés par McElhaney et al [MCE 70]

McElhaney et al [MCE 70] montrent que l'os du crâne est raisonnablement isotrope dans les directions tangentielles à la surface du crâne. Ils ne constatent aucune différence entre les tables interne et externe en traction. Ils mettent également en évidence que la géométrie structurelle de la diploë influence fortement les réponses mécaniques de l'os crânien. L'importance des écarts observés est essentiellement due à la porosité et à la disposition interne de la diploë.

2.3.2) BARBER [BAR 70]

En 1970, Barber et al [BAR 70] mènent une campagne d'essais expérimentaux de compression sur 243 éprouvettes issues d'un même crâne embaumé (âgé de 73 ans). Ils utilisent la même grille de référence que McElhaney et al [MCE 70].

Les éprouvettes (de diamètre 8 mm) cylindriques sont comprimées le long de l'axe normal de la surface du crâne. Celles-ci sont prélevées comme suit :

- 140 éprouvettes sur l'os pariétal,
- 42 éprouvettes sur l'os frontal,
- 29 éprouvettes sur l'os occipital,
- 16 éprouvettes sur la suture lambdoïde,
- 16 éprouvettes sur la suture coronale.

Les résultats des essais de compression en quasi-statique sont résumés dans le Tableau 7.

Prélèvement de l'éprouvette	Module compression (MPa)	Contrainte à la 1 ^{ère} rupture (MPa)	Contrainte à la 2 ^{ème} rupture (MPa)	Nombre d'essais
Frontal	545,5	50,7	113,8	42
Pariétal	718,1	75,6	116,7	140
Occipital	737,7	80,3	94,1	29
Sut. lambdoïde	1344,9	85,6	91,4	16
Sut. coronale	481,7	54,3	96,9	16
Moyenne des valeurs	715,1	71,5	110,6	Nc

Nc : Non communiqué

Tableau 7 : Résultats obtenus par Barber et al [BAR 70]

Le module de compression de chaque éprouvette a été calculé pour une contrainte équivalente à 20,6 MPa. De ces expérimentations, les auteurs déduisent que l'épaisseur totale du crâne est fonction de l'épaisseur de la diploë et que les tables externe et interne sont

approximativement identiques dans l'épaisseur pour différents emplacements de prélèvement. Ceci les amènent à conclure que la couche de diploë est un facteur déterminant pour l'épaisseur du crâne.

Les auteurs identifient trois types de courbes contrainte/déformation (Figure 7) :

- la courbe 1 présente le comportement d'une éprouvette ayant une couche de diploë importante,
- la courbe 2 présente deux plateaux en contrainte (le premier correspond à une rupture de la diploë produite éventuellement par une rupture de la table interne ou externe du crâne),
- la courbe 3 présente le comportement d'une éprouvette ayant une couche de diploë minime.

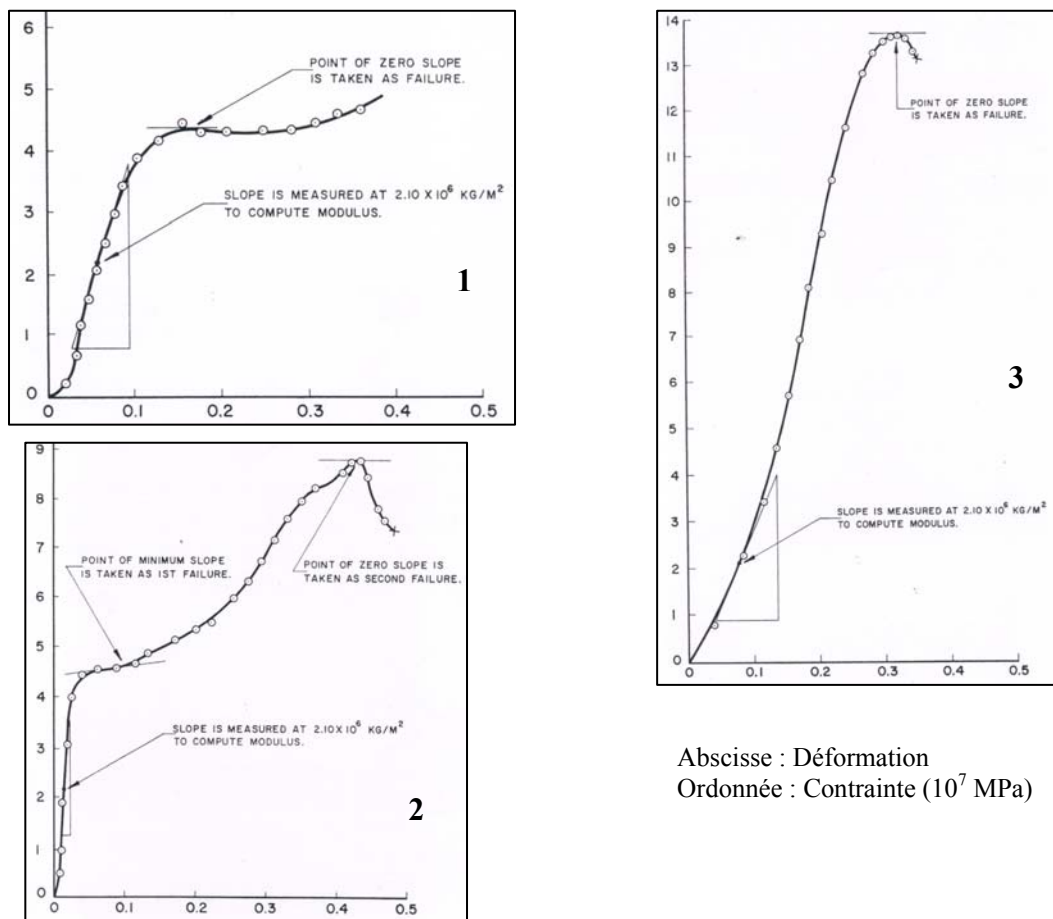


Figure 7 : Courbes contrainte/déformation des essais réalisés par Barber et al [BAR 70]

2.3.3) HUBBARD [HUB 71]

Hubbard et al [HUB 71] réalisent 8 essais de flexion trois points en quasi-statique sur éprouvettes (largeur moyenne de 10,8 mm) prélevées sur 4 crânes au niveau de la zone pariétale.

Ils donnent quelques résultats mesurés :

- épaisseur moyenne de la table interne : 1,41 mm,
- épaisseur moyenne de la diploë : 3,4 mm,
- épaisseur moyenne de la table externe : 1,7 mm,
- épaisseur moyenne totale : 6,51 mm,
- module d'Young moyen « sandwich » : 9,7 Gpa,
- module moyen de cisaillement « sandwich » : 460 MPa.

2.3.4) SCHUELER [SCH 94]

Schueler et al [SCH 94], en 1994, mènent une campagne d'essais expérimentaux de compression, de cisaillement et de traction sur 204 éprouvettes issues de sujets d'anatomie non enbaumés. L'étude se fait en quasi-statique, avec une taille d'éprouvette de 20*20 mm pour les essais de traction et 10*10 mm pour les essais de cisaillement et de compression.

Les essais sont réalisés comme suit :

- 81 essais de compression,
- 73 essais de cisaillement,
- 50 essais de traction.

Les auteurs obtiennent les résultats résumés dans le Tableau 8.

Paramètre mesuré	Moyenne	Minimal	Maximal	Ecart type
Age des sujets (année)	49	18	85	<i>Nc</i>
Epaisseur du crâne (mm)	6,33	3,75	9,55	<i>Nc</i>
Epaisseur table interne (mm)	1,41	0,53	2,90	<i>Nc</i>
Epaisseur table externe (mm)	1,71	0,67	2,98	<i>Nc</i>
Epaisseur de la diploë (mm)	3,21	1,11	7,03	<i>Nc</i>
Densité (kg/m ³)	1670	1300	2120	<i>Nc</i>
Eléments minéraux de la diploë (%)	46,9	30,14	54,54	<i>Nc</i>
Eléments minéraux des tables (%)	56,4	48	62,17	<i>Nc</i>
Contrainte à la fracture en compression (MPa)	130,1	54,1	204,4	32,2
Module élastique en compression (MPa)	313,8	55,6	752,8	144,5
Contrainte à la fracture en traction (MPa)	4,9	1	11,6	2,2
Effort maximal en traction (N)	320	80	560	<i>Nc</i>
Contrainte à la fracture en cisaillement (MPa)	15	4,2	33,9	6,9

Nc : Non communiqué

Tableau 8 : Résultats des essais de Schueler et al [SCH 94]

2.3.5) NISHIMOTO [NIS 95]

Nishimoto et al [NIS 95], en 1995, réalisent des essais de flexion sur éprouvettes osseuses prélevées sur l'os pariétal (13 échantillons) et frontal (10 échantillons) en quasi-statique (0,5 mm/min).

La proportion de moyen de conservation des crânes utilisés est la suivante :

- frais : 57 %,
- secs : 21 %,
- embaumés : 22 %.

Les résultats obtenus sont résumés dans le Tableau 9.

Paramètre mesuré	Moyenne	Minimum	Maximum	Ecart type
Age (année)	57	20	84	<i>Nc</i>
Densité (kg/m ³)	1446	993	1935	<i>Nc</i>
Epaisseur du crâne (mm)	5	3	7,85	<i>Nc</i>
Epaisseur de la diploë (mm)	2,89	1,9	4,1	<i>Nc</i>
Limite élastique des tables (MPa)	41,8	<i>Nc</i>	<i>Nc</i>	13,2
Module d'Young E des tables (GPa)	8,75	<i>Nc</i>	<i>Nc</i>	5,25
Module tangent des tables (GPa)	4,62	<i>Nc</i>	<i>Nc</i>	3,46
Module de cisaillement G des tables (GPa)	3,47	<i>Nc</i>	<i>Nc</i>	2,19
Module de compression K des tables (GPa)	7,12	<i>Nc</i>	<i>Nc</i>	6,67
Coefficient de Poisson des tables	0,25	<i>Nc</i>	<i>Nc</i>	0,09
Déformation à la limite élastique des tables (%)	0,63	<i>Nc</i>	<i>Nc</i>	0,35
Déformation maximale des tables (%)	1,61	<i>Nc</i>	<i>Nc</i>	1,26
Limite élastique de la diploë (MPa)	13,6	<i>Nc</i>	<i>Nc</i>	8,3
Module d'Young E de la diploë (GPa)	4,66	<i>Nc</i>	<i>Nc</i>	3,5
Module tangent de la diploë (GPa)	2,17	<i>Nc</i>	<i>Nc</i>	2,11
Module de cisaillement G de la diploë (GPa)	1,85	<i>Nc</i>	<i>Nc</i>	1,46
Module de compression K de la diploë (GPa)	3,47	<i>Nc</i>	<i>Nc</i>	2,71
Coefficient de Poisson de la diploë	0,25	<i>Nc</i>	<i>Nc</i>	0,09
Déformation à la limite élastique du diploë (%)	0,38	<i>Nc</i>	<i>Nc</i>	0,23
Déformation maximale de la diploë (%)	0,95	<i>Nc</i>	<i>Nc</i>	0,84

Nc : Non Communiqué

Tableau 9 : Résultats obtenus par Nishimoto et al [NIS 95]

Les résultats fournis ne permettent pas de faire des comparaisons des modules calculés par rapport aux moyens de conservations utilisés.

2.3.6) DANNAWI [DAN 98]

En 1998, Dannawi et al [DAN 98] réalisent 9 essais de flexion trois points et 4 essais de compression en statique (Tableau 10).

Age (année)	Sexe	Nombre d'essais de compression statique	Nombre d'essais de flexion 3 points statique
89	F	0	3
82	H	2	3
67	H	0	1
92	F	2	1
86	F	0	1

Tableau 10 : Essais de Dannawi [DAN 98]

Dannawi et al [DAN 98] en déduisent les résultats suivants :

- épaisseur moyenne de l'éprouvette : 6 mm,
- largeur moyenne de l'échantillon : 12,5 mm,
- longueur moyenne du spécimen : 52 mm,
- effort maximum moyen : 250 N,
- déplacement maximum moyen : 1 mm,
- module d'Young moyen de l'os du crâne : 3254 MPa.

Dannawi et al [DAN 98] effectuent également des essais sur crâne et calotte crânienne qui aboutissent à la détermination de la vitesse moyenne de propagation de l'onde élastique sphérique transversale dans la structure du crâne :

$$D_2 = 1160 \text{ m.s}^{-1} \text{ et } D_2 = \sqrt{\frac{E_*}{\rho} \frac{1}{2(1+\nu)}}$$

Connaissant le module d'Young E et la densité ρ ($\rho = 1330 \text{ kg.m}^{-3}$), Dannawi en déduit le coefficient de Poisson ν ($\nu = 0,1$). Cette valeur du coefficient de Poisson est inférieure aux valeurs des autres auteurs.

2.3.7) DELILLE [DEL 02]

Delille et al [DEL 02] réalisent des essais de flexion simple sur éprouvettes osseuses du crâne afin de déterminer une loi de comportement mono-couche du crâne. Après découpe (Figure 8), les éprouvettes sont conservées dans du liquide Winckler jusqu'à leur utilisation.

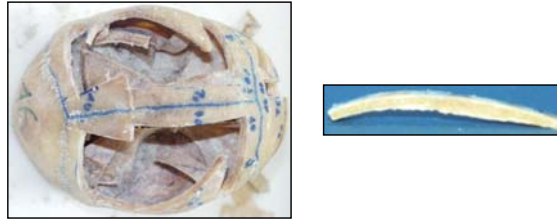


Figure 8 : Découpe des éprouvettes de Delille et al [DEL 02]

Les informations sur les éprouvettes (référence de la tête prélevée, le nombre d'éprouvettes prélevées, le sexe, le poids, la taille, la conservation du sujet cadavérique, son âge) sont résumées Tableau 11. L'âge moyen des sujets est de 86 ans, 50 % sont des hommes et 50 % sont conservés par la méthode de Winckler. Les éprouvettes sont prélevées sur différentes zones avec des angles différents par rapport à la suture sagittale : frontal (0°, 45°, 90°) et pariétal (0°, 45°, 90°).

N° Tête	Nombre Epreuves	Sexe	Poids (kg)	Taille (m)	Age (année)	Conservation
T 04	6	H	58	1,65	89	Winckler
T 05	8	H	82	1,80	83	Winckler
T 06	10	F	60	1,62	87	Winckler
T 07	9	F	60.5	1,59	88	Winckler
T 08	5	F	80	1,62	89	Formol
T 13	5	F	51	1,62	69	Formol
T 14	6	F	61	1,68	87	Formol
T 15	8	H	72	1,60	84	Winckler
T 16	12	F	63	1,64	88	Formol
T 17	9	H	42	1,70	90	Winckler
T 18	7	H	58	1,72	90	Winckler
T 19	7	H	72	1,81	84	Formol
Minimum			42	1,59	69	
Maximum			82	1,81	90	
Moyenne			64	1,67	86	
Ecart type			12	0,07	6	

Tableau 11 : Informations générales des crânes utilisés pour le prélèvement des éprouvettes de Delille et al [DEL 02]

Le Tableau 12 indique les résultats obtenus pour les essais réalisés sur les éprouvettes.

	Moyenne	Minimum	Maximum	Ecart type
% Os moyen (%)	47,5	39,9	52,6	3,8
% Diploë (%)	56,8	37,8	70,4	9,6
Epaisseur moyenne (mm)	6,9	4,9	8,6	1,1
Densité ρ moyenne (kg/m ³)	1938	1842	2065	57
Module d'Young E analytique (MPa)	3779	2522	5194	837

Tableau 12 : Résultats des essais expérimentaux de Delille et al [DEL 02]

Delille et al [DEL 02] identifient trois classes par rapport au pourcentage d'os relevé lors de la minéralisation :

- classe A : % Os \leq 40 %,
- classe B : 40 % < % Os < 50 %,
- classe C : 50 % \leq % Os.

Ils montrent l'importance de la minéralisation pour des études à partir de sujets d'anatomie. En effet, ils mettent en évidence un coefficient de corrélation important entre le module d'Young et le pourcentage d'os.

La zone de prélèvement (os pariétal droit, os pariétal gauche et os frontal) et l'orientation des éprouvettes par rapport à la suture sagittale (0°, 90° et 45°) se sont avérées être des caractéristiques importantes lors de ces essais expérimentaux de flexion simple sur éprouvettes osseuses du crâne.

2.3.8) AUTUORI [AUT 04]

Autuori et al [AUT 04] réalisent neuf essais de flexion quatre points sur éprouvettes osseuses du crâne afin de déterminer une loi de comportement mono-couche du crâne. Les échantillons sont tous prélevés sur un cadavre de sexe féminin de 80 ans non embaumé. 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. Afin de préserver leur hydratation, les 9 échantillons prélevés (dont 5 présentent une suture) sont conservés dans une solution, composée de 50% d'alcool et 50% de sérum physiologique.

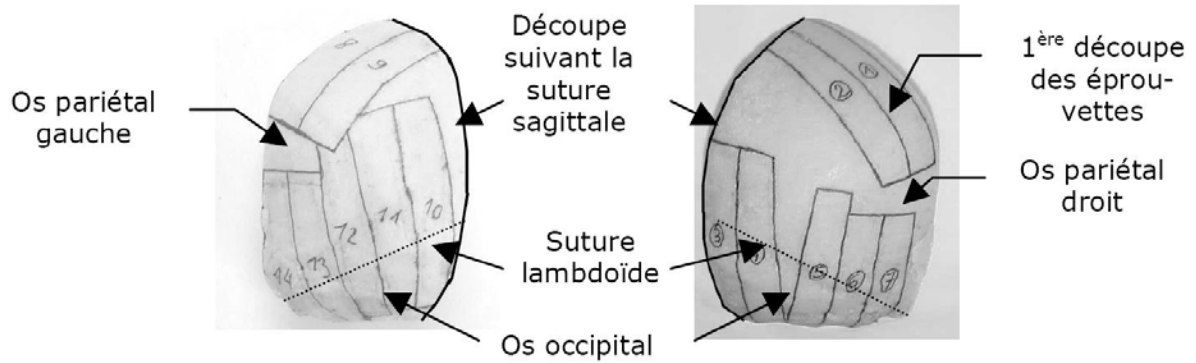


Figure 9 : Cartographie des éprouvettes de Autuori et al [AUT 04]

La sollicitation quasi-statique est appliquée jusqu'à rupture de l'échantillon, avec une vitesse constante égale à 0,3 mm/min, à l'aide d'une machine de flexion quatre points.

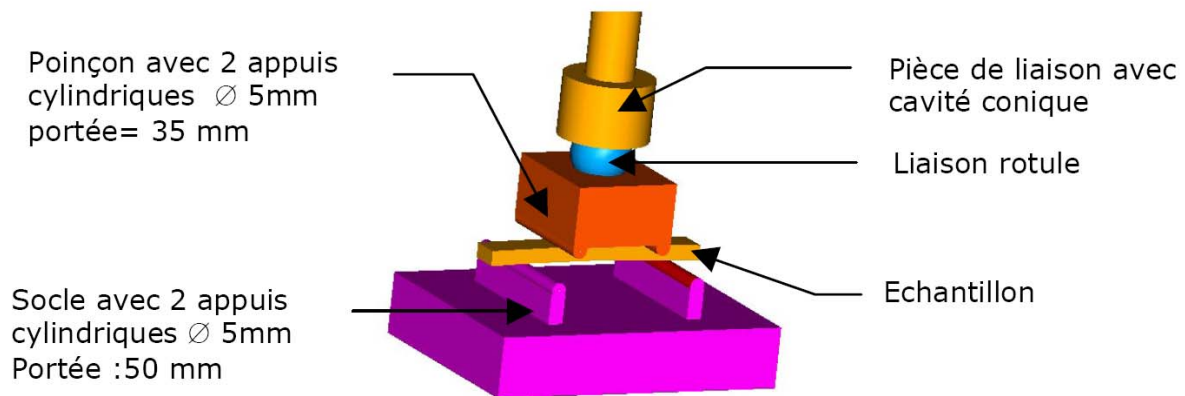


Figure 10 : Schéma du montage de flexion quatre points de Autuori et al [AUT 04]

Autuori et al [AUT 04] identifient des propriétés élastoplastiques à l'aide de l'outil numérique Abaqus.

Echantillons	E (MPa)	σ_e (MPa)	E tangent (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
Ecart type	2060	4,8	838

Tableau 13 : Synthèse des propriétés élastoplastiques obtenues par identification par Autuori et al [AUT 04]

La valeur moyenne du module d'Young ($E_{\text{moy}}=3763$ MPa) se situe entre celle donnée par Delille ($E=3131$ MPa par simulation numérique), en flexion [DEL 02], et celle obtenue par Mc Elhaney ($E=5370 \pm 2890$ MPa), en traction [MCE 70].

2.4.) Les expérimentations sur têtes

Il existe deux types d'expérimentations sur tête :

- Les essais sur tête entière (peau, crâne, cerveau, cervelet, etc ...). Les essais de Nahum et de Trosseille servent de références dans la littérature et de base pour la validation des modèles éléments finis. Ces deux expérimentations seront décrites succinctement dans cette partie.
- Les essais sur crâne uniquement. Il existe une multitude d'auteurs ayant travaillé sur ce type d'expérimentation. Un tableau récapitulatif de certains auteurs sera donc proposé.

2.4.1) Les essais de Nahum

Nahum et al. [NAH 77] ont entrepris en 1977 quinze essais sur sujets d'anatomie. Les sujets étaient repressurisés à 19,6 kPa par voie carotidienne et par les veines vertébrales. Assis, ils étaient impactés à différentes vitesses par une masse rigide variable. Plusieurs formes d'impacteurs ont été utilisées. Le point d'impact se situe sur l'os frontal dans le plan sagittal médian selon la direction antéro-postérieure. Le crâne est tourné vers l'avant, le plan anatomique de Frankfort est incliné de 45° par rapport à l'horizontal.

Les pressions dans les régions frontale, pariétale et occipitale, ainsi que la force d'impact, l'accélération linéaire de la tête sont relevées. Nahum ne donne pas les positions exactes des capteurs.

Etant donné l'inclinaison de la tête, les mesures des pressions frontale et occipitale correspondent respectivement aux mesures du coup (coté impact) et du contre-coup (coté opposé à l'impact).

La première série d'essais est composée de huit sujets d'anatomie. Les résultats montrent des efforts compris entre 5,2 et 14,84 kN, des accélérations maximales comprises entre 155 et 390 g pour des vitesses comprises entre 8,41 et 12,95 m/s, une masse oscillant entre 5,23 et 23,09 kg. Nahum montre que les phénomènes liés au choc sont terminés avant une possible rotation de la tête. Il observe une décroissance des pressions du coup vers le

contre-coup, avec une amplitude de surpression au coup supérieure à celle de la dépression au contre-coup.

Une deuxième série d'essais est composée d'un seul sujet d'anatomie. Nahum réalise sept essais à masses différentes pour chacun d'entre eux. Les résultats montrent des efforts compris entre 1,5 et 16,6 kN, des accélérations maximales allant de 29 à 539 g pour des vitesses comprises entre 4,21 et 8,69 m/s, et une masse non variable de 5,23 kg.

2.4.2) Les essais de Trosseille

En 1992, Trosseille [TRO 92] a réalisé dans le cadre de sa thèse, six essais avec trois sujets d'anatomie. Cette campagne d'essais a été réalisée avec un impacteur de masse 23,4 kg, une vitesse de 5 m/s, et en ayant une zone d'impact, ainsi qu'une interface sujet/impacteur différentes. Les sujets étaient non embaumés et repressurisés au niveau vasculaire et cérébro-rachidien. Ils étaient instrumentés d'un montage de 12 accéléromètres uni-axiaux vissés dans la zone occipitale du crâne. Trosseille pouvait dès lors recalculer, grâce aux résultats trouvés, la cinématique complète de la tête. De plus, 4 accélérations intracrâniennes et 3 pressions subdurales (frontale, temporale et occipitale) ont été relevées.

Les accélérations maximales linéaires et angulaires relevées sont respectivement comprises entre 12 et 102 g, et entre 1474 et 7602 rad.s⁻².

Lors de trois essais, Trosseille montre une surpression au niveau coup (coté impact) nettement inférieure à la dépression au niveau contre-coup (coté opposé à l'impact).

2.4.3) Tableau récapitulatif de certains essais sur crâne

Le Tableau 14 résume les différents essais réalisés sur calotte humaine. Comme pour les campagnes sur les éprouvettes, de nombreux auteurs ont travaillé sur ce segment anatomique. Tous les auteurs ne sont pas répertoriés dans ce tableau.

AUTEURS	Nbre d'essais	Nbre de SHPM	Conservation	AGE (an)	Zone sollicitée	Charge ment	Remarques
MESSERER (1880) [MEL 71]	90	Nc	Nc	Nc	Frontale, pariétale, occipitale et temporale	statique	F = 1664 à 9545 N
GURDJIAN (1946) [MEL 71]	6	6	Embaumé	Nc	Frontale et occipitale	v = 1,3 à 3 m/s	Os frontal : E = 1,58 à 2 J Os occipital : E = 0,9 J
SCHNEIDER [SCH 72]	106	17	Embaumé et frais	64	Frontale, temporo-pariétale, os maxillaire et zygomatique	2,99 à 5,97 m/s	F Frontal > F des autres configurations
ALLSOP [ALL 91]	31	31	Nc	59	Pariétale gauche (0 et 45 °)	4,3 m/s et 2,7 m/s	K = 4200 N/mm et 1800 N/mm
GOT [GOT 83]	138	138	Frais	58	Frontale, pariétale et face	dynamique	corrélation entre le type de fracture, les caractéristiques du crâne et le type d'impact
YOGANANDAN [YOG 95]	Nc	12	Embaumé	68	Vertex, pariétale, temporale, frontale et occipitale	150 mm/min 7,5 m/s	K = 2462 N/mm K = 5867 N/mm
DELILLE [DEL 02]	10	10	Embaumé	87	Temporo-pariétale	40 mm/min	K = 851 N/mm

Nc : Non communiqué

Tableau 14 : Récapitulatif des essais réalisés sur crâne.

III. LES MODELES

3.1.) Les principaux modèles éléments finis de la tête

Ne seront développés dans cette partie que les modèles éléments finis les plus référencés.

3.1.1) Le modèle de la Wayne State University

Ce modèle a été développé sous le code de calcul Pam Crash par Ruan et al [RUA 93], puis amélioré par différents auteurs depuis 1993. Dans ces dernières configurations, il comporte 41 354 éléments dont 2 800 pour la partie du crâne répartis en trois couches. Le modèle inclut l'os cortical, l'os spongieux, les méninges, le liquide céphalo-rachidien, la matière blanche et la matière grise. Les caractéristiques de ces matériaux sont résumées dans le tableau ci-dessous.

	Type d'élément	Module d'Young (Pa)	Module d'élasticité (Pa)	Module de cisaillement (Pa)	Densité (kg/m3)	Coefficient de Poisson
Os cortical	Solide	12,2 E9			2,12 E3	0,22
Os spongieux	Solide	1,3 E9			0,99 E3	0,22
Méninges	Coque			1,087 E7	1,13 E3	0,45
LCR	Solide		2,19 E9	5,0 E2	1,0 E3	0,4999
Matière blanche	Solide		2,19 E9	$G_0 = 4,3 E4$	1,04 E3	
				$G_\infty = 8,0 E3$		
Matière grise	Solide		2,19 E9	$G_0 = 3,3 E4$	1,04 E3	
				$G_\infty = 6,0 E3$		

Tableau 15 : Propriétés mécaniques du modèle de la Wayne State University

3.1.2) Le modèle de SIMon [SIM 01]

Le modèle éléments finis de SIMon a été développé sous LS-DYNA et se compose de 8036 nœuds et de 5948 éléments solides. La masse totale du modèle s'élève à 4,77kg (dont 1,36 Kg pour le cerveau). Le crâne est considéré comme rigide, le reste des structures est supposé linéaire, déformable, homogène et isotrope. Le cerveau utilise des caractéristiques viscoélastiques.

	Masse (Kg)	E (MPa)	ν	K (MPa)	G0 (Kpa)	G_∞ (Kpa)	t (s)
Veine en pont	0,04	0,28					
Cerveau	1,36			186,16	34,47	17,24	0,01
Dure mère	0,46	3,45	0,45				
Crâne	2,91	689	0,3				

Tableau 16 : Caractéristiques mécaniques du modèle de SIMon

3.1.3) Le modèle de Valenciennes [RUN 04]

- **Géométrie**

Le modèle éléments finis de Valenciennes a été développé à partir de la géométrie externe du crâne de la Wayne State University. Un modèle géométrique 3D a été créé sur le modèle éléments finis initial. Le maillage et les géométries internes des diverses structures ont été redéfinis.

- **Propriétés mécaniques**

L'université de Valenciennes s'étant focalisée principalement sur les blessures encéphaliques, seules les structures supposées avoir une influence significative sur la réponse du cerveau ont été prises en compte. Par conséquent, ont été représentés l'encéphale, le liquide céphalo-rachidien, la faux du cerveau, la tente du cervelet et la boîte crânienne avec son trou occipital. Une interface de glissement sans séparation entre le LCR et l'encéphale s'est avérée être le choix le plus judicieux afin que le mouvement relatif encéphale/crâne ne soit pas restreint et qu'aucun vide ne se crée entre la matière cérébrale et le LCR.

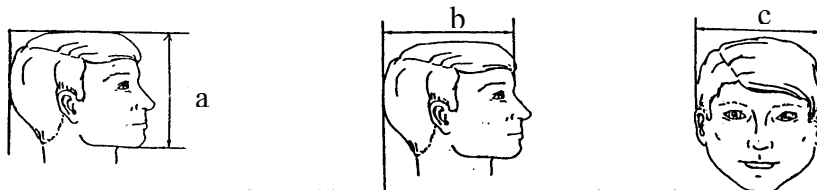


Figure 11 : Références pour la biométrie

La biométrie correspondante au modèle éléments finis de Valenciennes est relevée suivant les références de la Figure 11 :

- $a = 225,3$ mm,
- $b = 186,6$ mm,
- $c = 148,8$ mm.

Les maillages surfaciques de la table interne, de la faux du cerveau et de la tente du cervelet ainsi que les maillages volumiques des hémisphères et du LCR sont présentés Figure 12. Le modèle comporte 25579 nœuds, sur lesquels sont définis 18020 hexaèdres et 10782 coques. La masse totale du modèle s'élève à 4.109kg.

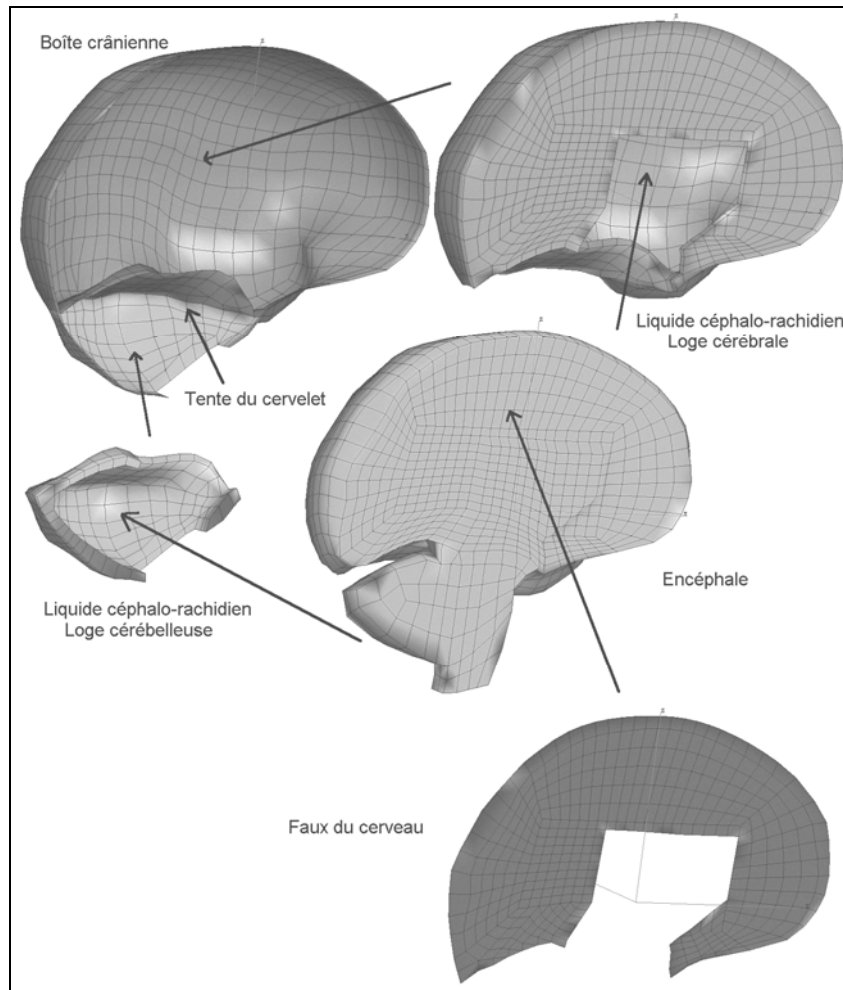


Figure 12 : Maillage de la partie gauche de la tête

Les comportements mécaniques des structures modélisées, sauf la constitution du liquide céphalo-rachidien, ont été extraits de la littérature. Tous les matériaux sont supposés homogènes et isotropes.

- **Masses volumiques :**

- Matière cérébrale et LCR : 1040 kg / m^3
- Méninges : 1133 kg / m^3

- **Encéphale :** utilisation des caractéristiques viscoélastiques proposées par Ruan et al [RUA 93] qui proviennent d'un recalage sur des tests expérimentaux menés par Galford et al. Pour rappel, $K=2,19E+09 \text{ Pa}$, $G_0=5,28E+05 \text{ Pa}$, $G_\infty=1,68E+05 \text{ Pa}$, $\beta=0,035\text{ms}^{-1}$ et $\nu=0,4996$

Où K est le module de compression hydrostatique

$G(t)= G_\infty +(G_0 - G_\infty).\exp(-\beta t)$ décrit le comportement en cisaillement

avec G_0 le module de cisaillement instantané
 G_∞ le module de cisaillement infini
 β la constante temporelle.

- **Faux et tente** : utilisation des caractéristiques viscoélastiques proposées par Zhou et al [ZHO 95].

$$E=3,15E+07 \text{ Pa}$$

$$\nu=0,45$$

- **Crâne** : modèle rigide, a une masse (2,583kg) et des inerties selon les directions principales ($I_{XX}=16140\text{kg.m}^2$, $I_{YY}=15780\text{kg.m}^2$ $I_{ZZ}=9090\text{kg.m}^2$) équivalentes à celles du crâne et de la face.

- **LCR** : représentation du liquide céphalo-rachidien par un matériau hyper-élastique de formulation Mooney-Rivlin, référencé matériau de type 17 sous Pam-Crash™, dont la loi de comportement s'exprime à partir de la densité d'énergie de déformation W (exprimée en unité d'énergie/unité de volume). Cette loi fait intervenir les coefficients d'hyper-élasticité C_{ij} et les invariants I_1 et I_2 du tenseur des dilatations (tenseur droit de Cauchy-Green). Pour une application avec un matériau incompressible comme nous l'envisageons, la densité W s'exprime de la façon suivante :

$$W(I_1, I_2) = \sum_i \sum_j [C_{ij} \cdot (I_1 - 3)^i \cdot (I_2 - 3)^j] \text{ ou encore plus simplement}$$

$$W(I_1, I_2) = C_{10} \cdot (I_1 - 3) + C_{01} \cdot (I_2 - 3)$$

Pour de petites déformations, le matériau peut être considéré comme Hookéen, soit :

$$C_{10} + C_{01} = \frac{E}{4 \cdot (1 + \nu)}$$

avec $G=2 \cdot (C_{10}+C_{01})$ puisque le matériau est considéré incompressible

Par suite, il vient $C_{10}=C_{01}=7,55^e-6\text{GPa}$ et $\nu=0.49$

	Type d'élément	Propriétés	Densité (kg/m ³)	Coefficient de Poisson
Crâne	4 830 hexaèdres	ELASTIQUE si %Os < 40 % alors E = 2 000 MPa	1 938	0.22
		ELASTIQUE si 40% < %Os < 50 % alors E = 3 000 MPa	1 938	0.22
		ELASTIQUE si %Os > 50 % alors E = 4 000 MPa	1 938	0.22
LCR	2 756 hexaèdres	HYPER-ELASTIQUE C10=C01=7,55e-6 GPa	1 040	0.49
Encéphale	10 434 hexaèdres	VISCO-ELASTIQUE K=2,19E+09 Pa G0=5,28E+05 Pa G∞=1,68E+05 Pa μ=0,035ms-1	1 040	0.49
Faux	400 coques	VISCO-ELASTIQUE E=31,5 MPa	1 133	0.45
Tente	194 coques	VISCO-ELASTIQUE E=31,5 MPa	1 133	0.45

Tableau 17 : Caractéristiques du modèle de Valenciennes

Des recherches sur l'identification de lois de comportement de l'os du crâne humain sous sollicitations quasi-statiques ont été entreprises au LAMIH. Dans ce cadre, des essais de compression sur crânes humains (10 têtes) et des essais de flexion simple (92 éprouvettes prélevées sur 12 crânes) ont été réalisés. Une approche numérique a été abordée en deux parties : l'identification des lois de comportement de l'os du crâne humain et la simulation numérique du comportement du crâne. Lors de ces expérimentations, la sollicitation quasi-statique des éprouvettes a été réalisée en flexion simple sur des tissus conservés dans du liquide de Winckler ou du formol. Une loi de comportement globale a été identifiée par méthode inverse : $E_{\text{frontal}} = 2792 \text{ MPa}$, $E_{\text{parietal}} = 2800 \text{ MPa}$, $E_t = 1800 \text{ MPa}$ et $\sigma_y = 18 \text{ MPa}$.

Un modèle de tête rigide (Modèle EF de Valenciennes mais avec des propriétés du crâne rigide) et le modèle de tête déformable de Valenciennes ont été comparés à un essai référencé « *exp 47* » (campagne expérimentale de Nahum réalisée sur Sujet Humain Post Mortem)[DEL 05]. La simulation est effectuée sous le code de calcul explicite Pam-CrashTM.

L'impacteur, modélisé par une masse rigide de forme cylindrique, est lancé à la vitesse initiale de 9 ms^{-1} sur l'os frontal (Figure 13). La masse de l'impacteur est de 5,6 kg.

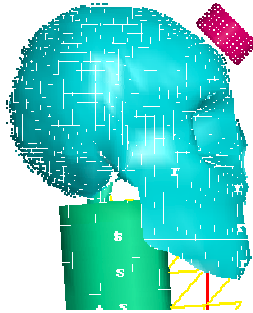


Figure 13 : Configuration de Nahum

La réponse du modèle a été comparée aux données expérimentales en terme de force d'impact, d'accélération de la tête et de pressions épidurales. La pression intracrânienne est comparée à celle de Nahum. Les résultats sont présentés Figure 14 et révèlent la nécessité d'utiliser une tête éléments finis déformable.

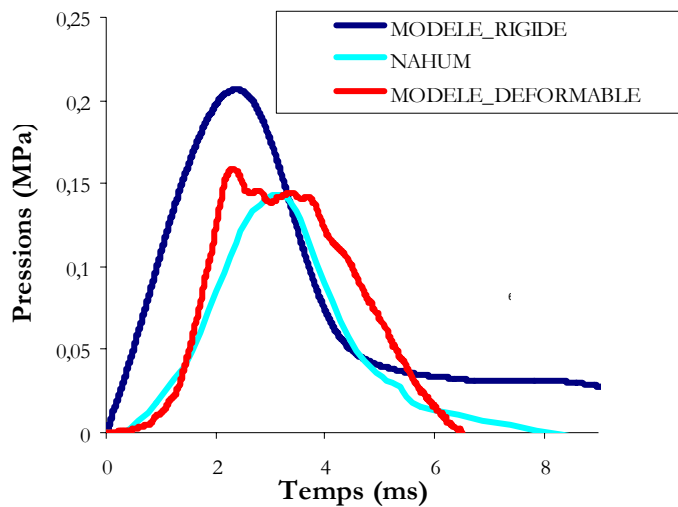


Figure 14 : Comparaison des modèles rigide et déformable en terme de pression frontale

3.1.4) Le modèle de Strasbourg [DEL 04]

Ce modèle a été développé sous le logiciel Radios à partir d'une géométrie provenant d'un crâne humain sec. Ce crâne est ensuite modélisé par 1 813 éléments coques en trois couches (Figure 15).

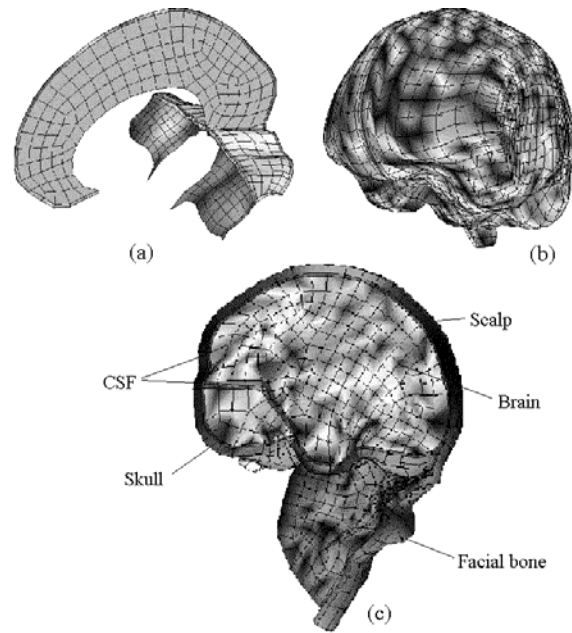


Figure 15 : Maillage du milieu intracrânien : faux et tente (a), cerveau (b) vue générale (c)

Les propriétés mécaniques sont issues de la littérature.

	Type d'élément	PROPRIETES	Densité (kg/m ³)	Coefficient de Poisson
Os cortical	coque	ELASTIQUE PLASTIQUE ORTHOTROPIQUE E = 15 000 MPa	1 900	0,21
Os spongieux	coque	ELASTIQUE PLASTIQUE ORTHOTROPIQUE E = 4 600 MPa	1 500	0,05
LCR	hexaèdre	ELASTIQUE E=0,12e-01 MPa	1 040	0,49
Encéphale	hexaèdre	VISCO-ELASTIQUE K=1,125E+09 Pa G0=9,88E+03 Pa G∞=3,725E+03 Pa μ=0,92ms-1	1 040	Nc
Faux	coque	ELASTIQUE E=31,5 MPa	1 140	0,45
Tente	coque	ELASTIQUE E=31,5 MPa	1 140	0,45

Nc : Non communiqué

Tableau 18 : Caractéristiques du modèle de Strasbourg

Une version du modèle ULP (Université Louis Pasteur) avec une formulation ALE du liquide céphalorachidien a également été élaborée. En situation de choc, les résultats en terme de sollicitations intracérébrales sont plus amortis, mais les amplitudes maximales restent quasi-inchangées. Ce modèle n'a donc été retenu que pour des situations d'hyper gravité.

3.2.) Modèles de tête physiques : mannequins de chocs

Le moyen de test anthropomorphique le plus couramment utilisé est le mannequin de choc. Le corps humain est très complexe d'un point de vue anatomique. Les caractéristiques physiques doivent être reproduites le plus fidèlement possible afin d'assurer la biofidélité des modèles.

Devant la difficulté d'un tel objectif, les mannequins sont perpétuellement améliorés afin que leurs caractéristiques mécaniques s'approchent le plus possible de celles du corps humain. Dans cette partie est dressée une liste non exhaustive des mannequins de chocs les plus utilisés ainsi que leurs caractéristiques techniques et physiques.

3.2.1) L'Hybrid III

Il s'agit d'un mannequin développé pour les configurations de choc frontal principalement. Trois versions sont disponibles afin de couvrir la majorité de la population en masse et en taille :

- L'Hybrid III 50^{ème} percentile, représentatif de 50 % de la population
- L'Hybrid III 95^{ème} percentile, dont 95 % de la population est en dessous de ses caractéristiques
- L'Hybrid III 5^{ème} percentile, dont 5 % de la population est en dessous de sa taille

	Masse totale	Hauteur	Masse de la tête
HYBRID III 50th Percentile Homme	77 kg	1,75 m	4,54 kg
HYBRID III 95th Percentile Homme "grand"	97 kg	1,85 m	4,94 kg
HYBRID III 5th Percentile Femme	50 kg	1,50 m	3,73 kg

Tableau 19 : Caractéristiques physiques des mannequins HYBRID III

La tête se compose d'une face et d'un crâne en aluminium d'une seule pièce recouverts d'une peau en caoutchouc.



Figure 16 : Décomposition de la tête de l'HYBRID III

Les mesures disponibles sur ce mannequin sont : l'accélération linéaire au centre de gravité de la tête, les efforts et moments à la base et en haut du cou, l'accélération et la déflexion du thorax, l'accélération du bassin, l'effort de compression des fémurs. ..

Le Tableau 20 présente pour les différents types de mannequin Hybrid la valeur du HIC 36 ou 15 ms. Le même critère (HIC15 = 700) est usité pour un homme « grand », un homme « moyen », une femme et un enfant de 6 ans.

Type de mannequin	95 ième	50 ième	5 ième	Enfant : 6 ans	Enfant : 3 ans	Enfant : 1 an
HIC 36 ms	Nc	1000	Nc	Nc	Nc	Nc
HIC 15 ms	700	700	700	700	570	390

Nc : Non communiqué

Tableau 20 : HIC proposé pour les différents modèles de mannequins

3.2.2) Le THOR

Le THOR est un mannequin pressenti comme le successeur potentiel de l'HYBRID III pour la réglementation et les essais médiatiques, il a été développé par GESAC à la demande de la NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration) afin d'évaluer les systèmes de sécurité passager (airbag, ceinture de sécurité). Il est plus biofidèle que l'Hybrid III. L'instrumentation permet de connaître les efforts exercés sur les parties frontale et occipitale de la tête ainsi que sur la face, et l'accélération angulaire de la tête.

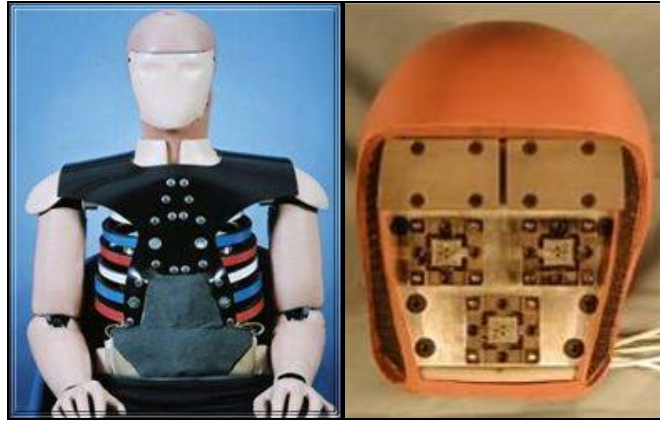


Figure 17 : Cage thoracique et instrumentation de la tête du mannequin THOR

3.2.3) L'EuroSID-II

L'EuroSID-II est l'outil d'essai en choc latéral qui est utilisé pour les essais conduits par l'Euro NCAP (association indépendante d'évaluation des véhicules). L'EuroSID-II représente un adulte masculin 50^{ème} percentile sans avant-bras. La tête et les jambes sont dérivées de l'Hybrid III et l'instrumentation de la tête comprend un accéléromètre tri-axial.



Figure 18 : Vues avant et arrière de l'EuroSID-II

	Masse totale	Hauteur	Masse de la tête
EuroSID-II 50th Percentile Homme	72 kg	1,75 m	4 kg

Tableau 21 : Caractéristiques anthropométriques du mannequin EuroSID

3.2.4) Le BioRID-II

Le Biofidelic Rear Impact Dummy II est né de la collaboration entre Denton ATD Inc et l'Université de Technologies de Göteborg. Il a été conçu spécialement pour les situations de choc arrière afin d'étudier les phénomènes de flexion et d'extension du cou (ex : le coup du lapin).



Figure 19 : Mannequin BioRID-II dans sa configuration d'essai

Le mannequin dispose surtout d'un cou plus élaboré que le mannequin de base. Toutefois les caractéristiques physiques de la tête restent semblables à celles de l'Hybrid III.

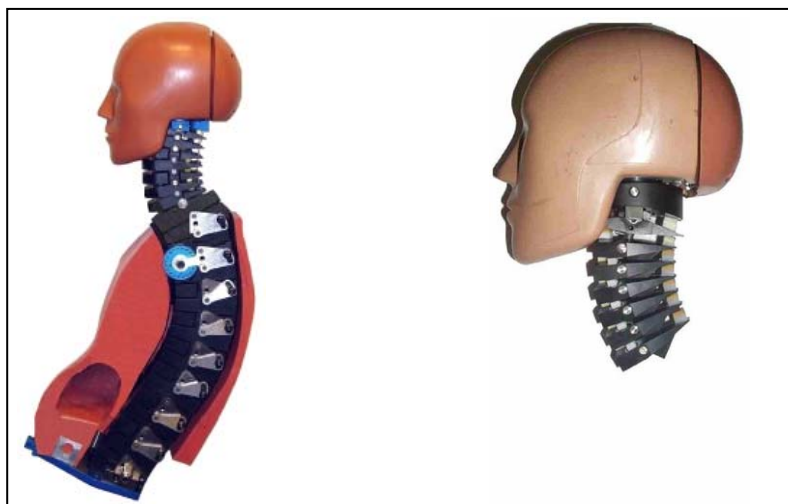


Figure 20 : Vues latérales de la colonne vertébrale et du cou du mannequin BioRID-II

3.2.5) Les mannequins pour choc piéton

La famille des mannequins Hybrid III a été déclinée en version piéton par Denton ATD et la dénomination "Pedestrian" a été ajoutée aux modèles. Ils peuvent rester debout ou être suspendus à un anneau de levage solidaire de la tête. Lors de l'impact avec le véhicule d'essai, les interactions piétons / véhicule ainsi que les points de contact sont particulièrement étudiés.

A noter l'existence d'un autre mannequin de choc piéton dénommé POLAR.



Figure 21 : Mannequin Pedestrian (gauche) et mannequin Polar dans sa configuration d'essai (droite)

3.2.6) Le "Bimasse 150"

Le Bimasse 150 est un prototype de tête développé par l'Université de Strasbourg. Il prend en compte la masse du cerveau contrairement aux mannequins de choc dont la tête est constituée d'une seule masse indéformable (crâne).

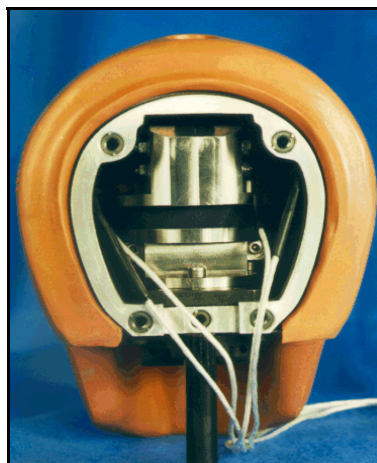


Figure 22 : Vue de l'intérieur du prototype de tête "Bimasse 150"

Le prototype s'adapte sur le corps de l'Hybrid III et reprend la forme générale de sa tête. Les données disponibles en sortie sont l'accélération du crâne et celle du cerveau ainsi que l'accélération relative du cerveau par rapport au crâne.

3.2.7) Le modèle de tête de SIMON

Le modèle de tête a été développé pour répondre au critère de SIMON. Il est basé sur la tête du mannequin Hybrid III. Ce modèle est composé de trois accéléromètres tri-axes. Ceux-ci permettront de mesurer des accélérations angulaires.

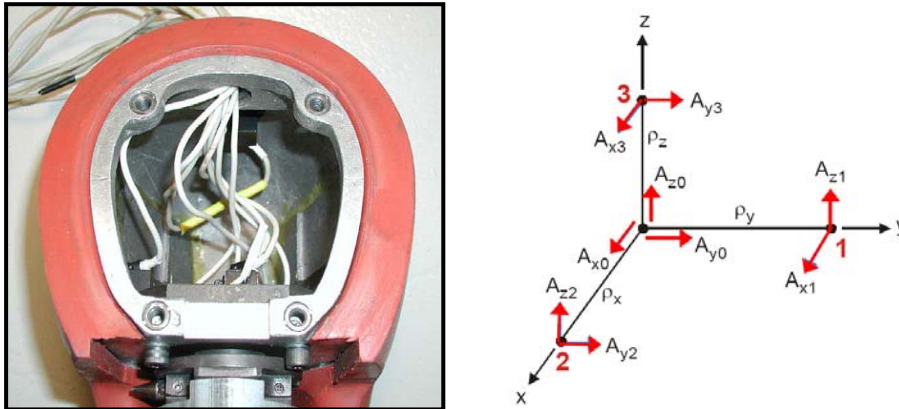


Figure 23 : Modèle de tête de SIMON

IV. CONCLUSIONS

Ce chapitre a permis de mettre en évidence des aspects importants tant au niveau des procédures, des tests que des principaux modèles.

En ce qui concerne les échelles de mesure de la sévérité des lésions, l'AIS est le codage le plus utilisé de nos jours. Depuis 1990, il combine l'OIC, l'ISS et le score AIS. Au niveau de la tête, on recense 161 atteintes lésionnelles.

Ce chapitre a balayé les multiples techniques usitées pour caractériser et comprendre les propriétés mécaniques de l'os du crâne humain. Les auteurs ont utilisé de nombreux moyens d'essais (traction, flexion, cisaillement,..) à des vitesses différentes (du statique au dynamique). Chacun des auteurs, par sa méthode, a montré l'importance de certains paramètres :

- les données anthropométriques de la tête, le sexe, l'âge, l'épaisseur de la table interne, de la table externe et de la diploë,
- l'importance de la zone de prélèvement et de l'orientation des éprouvettes,
- la minéralisation,
- la méthode de conservation.

Tous les résultats obtenus lors de sollicitations quasi-statiques pour les essais « sandwich » sont résumés dans le Tableau ci-dessous :

AUTEURS	NOMBRE D'ECHANTILLONS	MOYEN DE CONSERVATION	AGE (Année)	MODULE D'YOUNG (MPa)	TYPE D'ESSAI
MC ELHANEY [MCE 70]	219	Embaumé & Frais	65	5 370	Traction
BARBER [BAR 70]	243	Embaumé	Nc	545 - 737	Compression
HUBBARD [HUB 71]	8	Embaumé	Nc	9 700	Flexion
SCHUELER [SCH 94]	81	Congelé	Nc	313	Compression
NISHIMOTO [NIS 95]	23	Embaumé & Frais	57	Nc	Flexion
DANNAWI [DAN 98]	13	Frais	83	3 254	Flexion
DELILLE [DEL 02]	92	Embaumé	86	3 779	Flexion
AUTUORI [AUT 04]	9	Frais	80	3 131	Flexion

Nc : Non communiqué

Tableau 22 : Résultats obtenus par différents auteurs pour des essais « sandwich ».

Ce tableau révèle une importante dispersion du module d'Young ayant pour origine les variables expérimentales (type d'essai, moyen de conservation, dispersion inter-individu, ...).

Les propriétés mécaniques tirées des campagnes expérimentales sont implémentées dans les modèles éléments finis de tête. Tous ces modèles sont élaborés pour des études différentes (blessures encéphaliques, réponses dynamiques tête-cou, reconstructions d'accidents,...). Les principales caractéristiques des modèles de la littérature présentés sont résumées dans le Tableau 23.

Modèles	E "sandwich"	E "cortical"	E "spongieux"	Coefficient de Poisson	Densité (kg/m ³)
WSU		12 200 MPa		0,22	2 120
			1 300 MPa	0,22	990
Simon	689 MPa			0,3	
Duke	5 580 MPa				
Virginie	6 500 MPa			0,22	1 416
Valenciennes	si %Os < 40% alors E=2 000 MPa			0,22	1 938
	si 40% < %Os < 50% alors E=3 000 MPa			0,22	1 938
	si %Os > 50% alors E=4 000 MPa			0,22	1 938
Strasbourg		15 000 MPa		0,21	1 900
			4600 MPa	0,05	1 500

Tableau 23 : Principales caractéristiques des modèles de la littérature

Les résultats des modèles actuels ne doivent être considérés que qualitativement et de façon circonstanciée. Ils souffrent de la carence de données d'élaboration, ainsi que du manque de connaissance des phénomènes physiques associés au comportement quasi-statique et dynamique de la tête. Pour pallier ce manque, le chapitre II portera sur l'aspect expérimental afin de faire émaner une relation entre les paramètres inter-individus et les propriétés mécaniques de l'os du crâne humain.

Les modèles de têtes physiques décrits dans ce chapitre ne sont pas déformables. Les différentes études ont montré l'influence de la déformabilité du crâne humain sur les lésions cérébrales. Pour cela, le chapitre III présentera l'élaboration d'un prototype de tête déformable.

Chapitre II

Echelle mésoscopique :

Flexion trois points sur éprouvettes homogénéisées prélevées sur la tête de SHPM « frais » ou congelé.

Ce chapitre est consacré à la partie expérimentale concernant les éprouvettes prélevées sur calotte humaine. Le protocole d'essais porte sur une campagne expérimentale menée en flexion trois points quasi-statique selon une cartographie de prélèvement d'éprouvettes très précise. Ce protocole sera appliqué sur 2 types de SHPM :

- 380 éprouvettes prélevées sur 20 SHPM « frais »
- 105 échantillons issus de 7 SHPM congelés.

La dernière partie de ce chapitre portera sur l'étude de l'influence du mode de conservation par congélation. Pour cela, les deux campagnes d'essais seront confrontées.

La lecture de la bibliographie, reprenant de plus ou moins vastes campagnes expérimentales menées sur l'étude du crâne humain, fait apparaître de grandes dispersions des caractéristiques mécaniques ($313 \text{ MPa} < E \text{ apparent} < 9\,700 \text{ MPa}$). Une telle divergence s'explique par la multitude de paramètres sensibles :

- les caractéristiques morphologiques des sujets liées au sexe, à l'âge, ...,
- le mode de conservation des sujets (« frais », Winckler, Formol ou congélation),
- la nature de l'essai (traction, compression, flexion, torsion et cisaillement),
- la vitesse de sollicitation,
- la géométrie des échantillons testés,
- la diversité biologique.

Face à ce constat, il paraît nécessaire d'entreprendre de nouvelles campagnes expérimentales afin de valider les protocoles envisagés, puis de mener des investigations plus approfondies. Pour cela, le Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique industrielles et Humaines (L.A.M.I.H) et le Centre Européen d'Etudes de Sécurité et d'Analyse des Risques (C.E.E.S.A.R) ont réalisé des essais expérimentaux à partir d'éprouvettes de crâne sous chargement quasi-statique en flexion 3 points afin d'étudier le comportement des tissus de la boîte crânienne.

Deux types de SHPM ont été retenus lors de ces campagnes. Le premier est dit « frais », c'est-à-dire que la date de décès ne dépasse pas 15 jours, et qu'il a été depuis conservé à 5°C . Le second est congelé à -20°C après le décès.

I. DESCRIPTIF DU PROTOCOLE DE FLEXION TROIS POINTS

La préparation des échantillons osseux se décompose en neuf étapes.

1.1) Prélèvement de la calotte du crâne humain

Les campagnes d'essais sont effectuées sur des sujets d'anatomie « frais » ou congelé provenant de l'association des dons du corps de Paris (Université René Descartes).

Avant tout prélèvement, une biométrie de la tête est réalisée suivant plusieurs axes (a, b et c) pour évaluer les courbures de la tête dans l'espace tridimensionnelle (Figure 1).

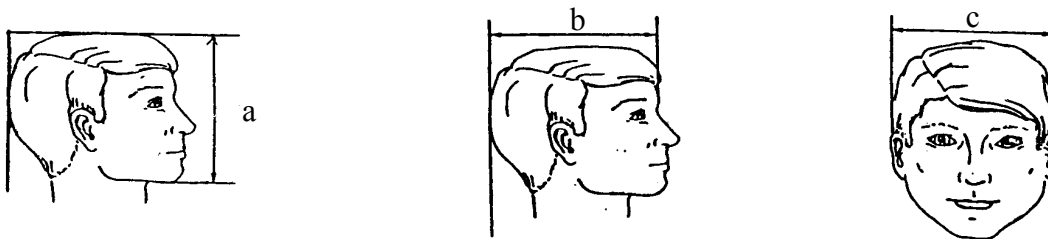


Figure 1 : Biométrie de la tête

Ensuite, le cuir chevelu est enlevé à l'aide d'un scalpel. Le prélèvement de la calotte est alors entrepris à l'aide d'une scie oscillante orthopédique. La faux, la tente, le cervelet et le cerveau sont retirés pour permettre le nettoyage des surfaces osseuses (Figure 2).



Figure 2 : Calotte après prélèvements.

1.2) Digitalisation 3D de la calotte

Celle-ci s'effectue au moyen d'un scanner 3D sans contact de marque Konica Minolta. Ce dernier est basé sur le principe de la triangularisation et offre une résolution de $\pm 0,05$ mm dans notre champ d'application (Figure 3).



Figure 3 : Digitalisation 3D sans contact : A appareil et B dispositif expérimental

Une table rotative est utilisée. La rotation s'effectue à l'aide d'un moteur pas à pas. Le scanner et le plateau tournant sont pilotés par le logiciel Polygon Editing Tool. Une mesure du plan est acquise tous les 30° pour 3 positions différentes de la calotte.

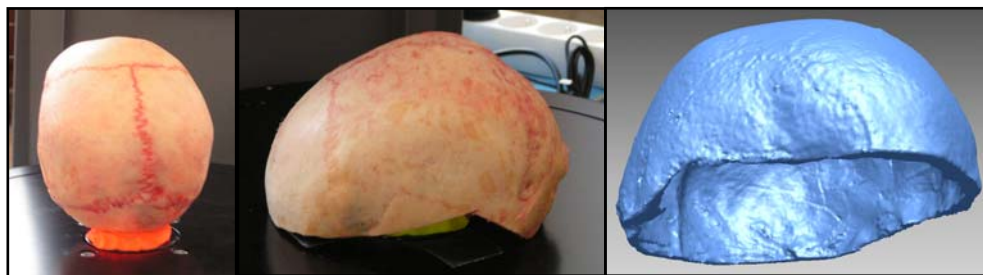


Figure 4 : Calotte sur table tournante et calotte numérique

1.3) Définition des zones de prélèvement des éprouvettes

Un ensemble de 19 éprouvettes est prélevé par crâne suivant une cartographie précise (Figure 5 et Figure 6). La longueur des éprouvettes est fixée à 60 mm. La largeur de l'échantillon correspond à la largeur d'un régllet afin d'assurer le parallélisme entre les deux arêtes latérales.

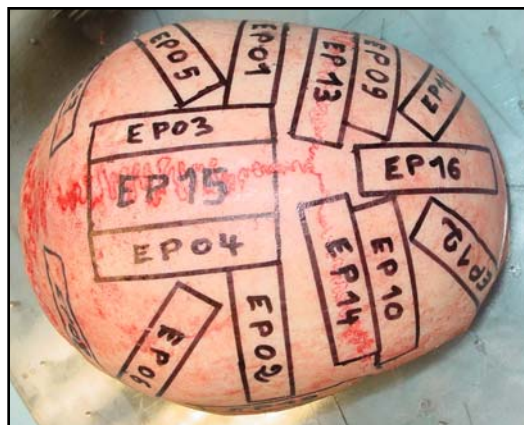


Figure 5 : Exemple de cartographie tracée sur calotte (tolérance dimensionnelle de 2 mm)

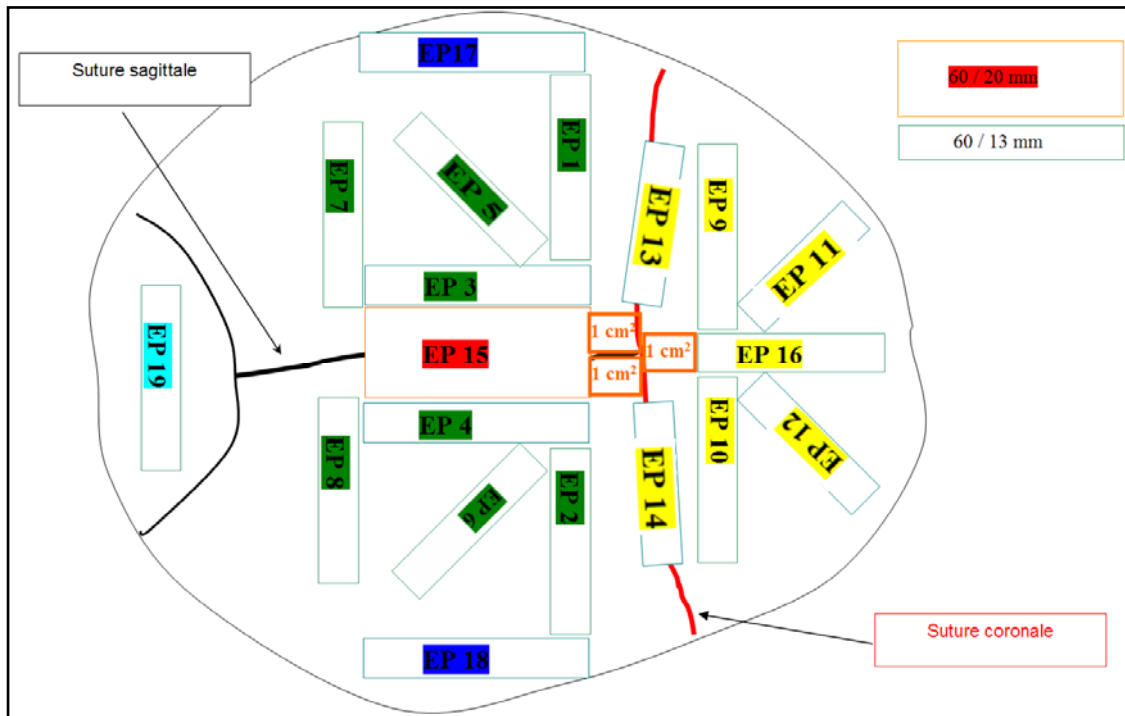


Figure 6 : Cartographie schématisée de la tête

Le traçage des échantillons sur la face externe de la calotte est réalisé suivant une méthodologie précise :

- l'intersection entre les sutures sagittale et coronale est repérée,
- l'éprouvette EP15 est tracée sur la suture sagittale (perpendiculairement et à 10 mm de la suture coronale),
- le traçage des éprouvettes dans l'os pariétal est réalisé dans un ordre précis : EP3, EP4, EP1, EP2, EP5 et EP6,
- l'EP13 et EP14 sont tracées à 10 mm de l'intersection de la suture sagittale et de la suture coronale. Celles-ci sont colinéaires à la suture coronale,
- l'EP16 est tracée à 10 mm de l'intersection de la suture sagittale et de la suture coronale. Celle-ci est colinéaire à la suture sagittale,
- le traçage des éprouvettes sur l'os frontal est réalisé selon un ordre précis : EP9, EP10, EP11 et EP12,
- les EP17 et EP18 sont colinéaires à la suture sagittale,
- l'EP 19 située dans l'os occipital est colinéaire à la suture coronale.

1.4) Prélèvement des 19 éprouvettes

Le prélèvement est réalisé à l'aide d'une scie oscillante orthopédique. La tolérance à la découpe est inférieure ou égale à 2 mm (due à l'épaisseur du disque). Les échantillons sont placés individuellement dans des tubes hermétiques contenant du sérum physiologique afin d'éviter leur déshydratation (Figure 7).

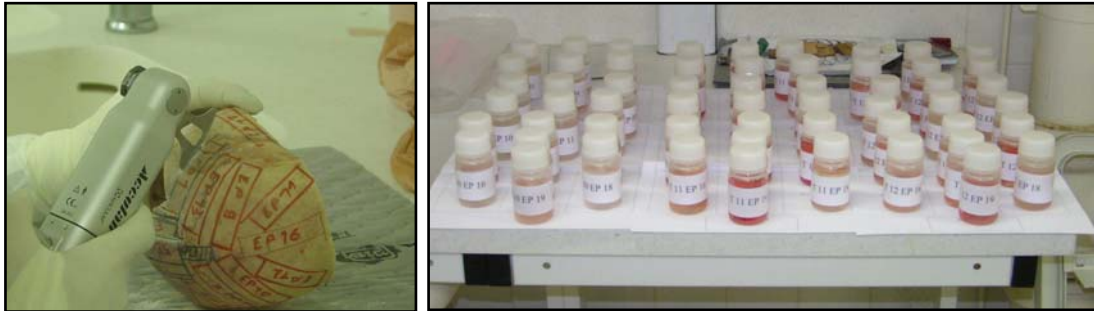


Figure 7 : Prélèvement et stockage des éprouvettes

1.5) Digitalisation 3D des éprouvettes

Cette étape a pour but de disposer de données géométriques de chaque éprouvette afin d'alimenter un modèle éléments finis. L'éprouvette est positionnée à l'aide de pâte à modeler au centre du plateau tournant. Une numérisation est réalisée tous les 60°, l'éprouvette est ensuite fixée par l'autre extrémité et l'opération de digitalisation est répétée afin de compléter les zones masquées (Figure 8).

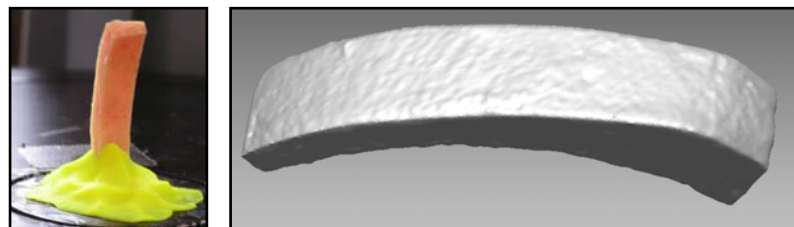


Figure 8 : Digitalisation d'une éprouvette

1.6) Mise en place de l'éprouvette sur le montage expérimental et digitalisation de l'ensemble

La machine d'essais utilisée est de marque Hounsfield et de modèle H5KT. Un dispositif de flexion trois points a été conçu. Les poinçons sont des demi-cylindres de diamètre 5 mm et de longueur 30 mm. L'écartement entre les deux appuis est fixé à 40 mm. La partie mobile du dispositif expérimental est asservie en déplacement par un servomoteur. La mesure de force s'effectue au moyen d'une cellule de charge de 5kN. Le fabricant garantit une précision de $\pm 0,5 \%$.

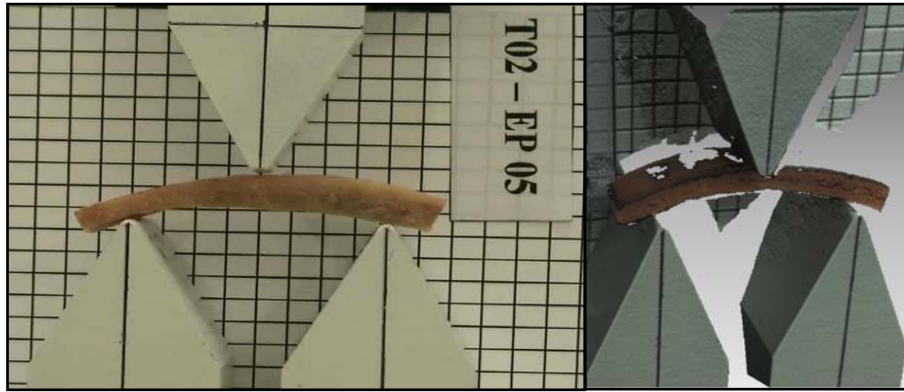


Figure 9 : Epreuve sur le dispositif de flexion trois points (à gauche) et résultat de la numérisation (à droite)

L'éprouvette positionnée sur le montage est numérisée à l'aide du scanner 3D sans contact afin de déterminer avec exactitude sa position. Ce scan permet de connaître les conditions initiales d'appui de l'éprouvette (Figure 9).

1.7) Réalisation de l'essai de flexion 3 points

Les essais sont enregistrés à l'aide d'une caméra à 25 images/s afin de visualiser l'allure de la déformée et plus localement, d'observer les mécanismes de déformation de l'éprouvette au cours du chargement.

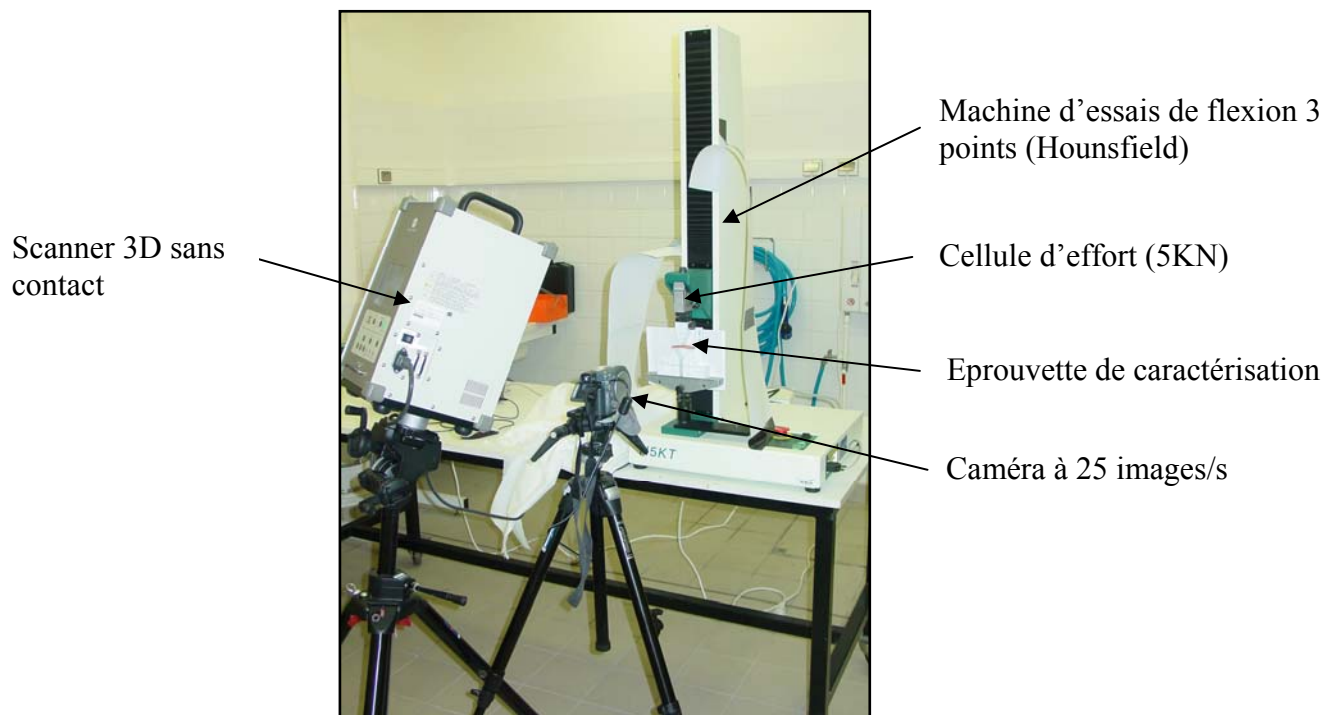


Figure 10 : Ensemble du dispositif expérimental

1.8) Densitométrie de l'éprouvette

Le moyen choisi pour déterminer la densité des échantillons biologiques consiste à peser l'éprouvette dans l'air puis dans l'eau. Pour la pesée dans l'eau, un fil de longueur fixe a été utilisé, le poids du point de colle rajouté a été calibré et caractérisé (Figure 11). La précision de la mesure est de l'ordre du milligramme.

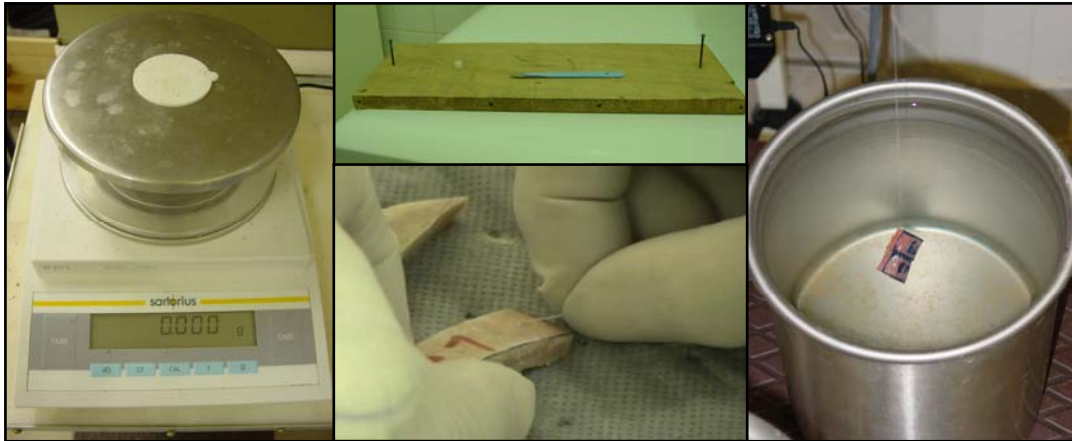
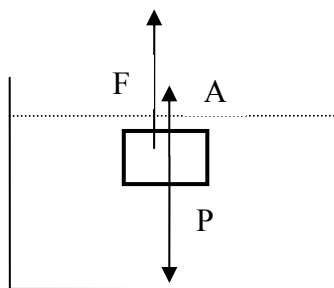


Figure 11 : Densitométrie de l'éprouvette

Détermination de la masse volumique ρ d'un solide :



A la poussée d'Archimède

P le poids de l'éprouvette

F la réaction du fil

g la gravité

M_{air} la pesée de l'éprouvette dans l'air

M_{eau} la pesée de l'éprouvette dans l'eau

ρ_{eau} la masse volumique de l'eau $\approx 1000 \text{ kg.m}^{-3}$

L'équilibre des forces appliquées à l'éprouvette donne :

$$F + A = P$$

Or :

$$A = V * g * \rho_{\text{eau}} = (M_{\text{air}} / \rho_{\text{épreuve}}) * g * \rho_{\text{eau}} = M_{\text{air}} * g * (\rho_{\text{eau}} / \rho_{\text{épreuve}})$$

$$P = M_{\text{air}} * g$$

$$F = M_{\text{eau}} * g$$

D'où :

$$\rho_{\text{épreuve}} = \frac{1}{1 - \frac{F}{M_{\text{air}} * g}} * \rho_{\text{eau}} = \frac{M_{\text{air}}}{M_{\text{air}} - M_{\text{eau}}} * \rho_{\text{eau}}$$

1.9) Minéralisation des éprouvettes

Cette procédure permet d'évaluer la qualité minérale de l'os propre à chaque individu (Figure 12). Le pourcentage minéral est calculé de la façon suivante :

$$\% \text{ Minéral} = \frac{M_{\text{calciné}}}{M_{\text{air}}} * 100$$

Pour l'obtention des cendres, les éprouvettes sont placées dans un four. Chaque spécimen est calciné pendant 40 minutes à 600°C. Les cendres sont ensuite pesées dès leur sortie du four pour éviter leur réhydratation naturelle.

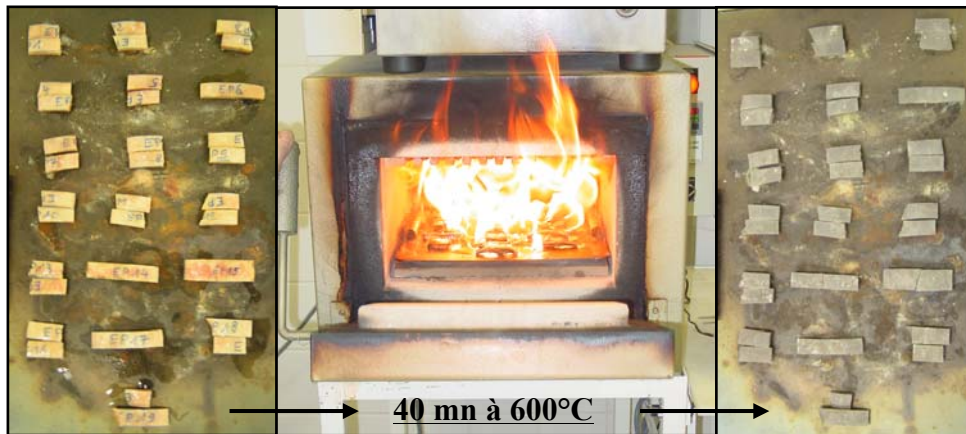


Figure 12 : Minéralisation des éprouvettes

1.10) Conclusions sur le protocole d'essais de flexion trois points

Un descriptif détaillé du protocole a été réalisé dans cette partie. Celui-ci entérine une cartographie de prélèvement d'éprouvette qui permettra par la suite d'effectuer des comparaisons entre différents sujets pour des localisations similaires.

II. RESULTATS DES ESSAIS SUR SHPM « FRAIS »

2.1) Caractéristiques générales

Un ensemble de 18 sujets masculins et 2 sujets féminins a été étudié. Au terme des campagnes expérimentales, 380 échantillons prélevés sur 20 SHPM, ont été testés sous chargement de flexion trois points. Le Tableau 1 résume les informations relevées : la référence de la tête prélevée, le sexe, l'âge, le nombre de jours qui sépare le décès et l'essai de flexion, les données biométriques et l'Indice céphalique horizontal (Ich). Ich est calculé par la

formule suivante : $I_{ch} = \frac{c}{b} * 100$

N° Tête	Sexe	Age (année)	Durée décès-essais (jour)	a (mm)	b (mm)	c (mm)	Ich
T02	H	65	14	X	X	X	X
T03	H	70	13	X	X	X	X
T04	H	75	11	X	X	X	X
T05	H	68	10	200	185	145	78,4
T06	H	64	8	210	195	155	79,5
T07	H	52	22	220	195	165	84,6
T08	H	72	15	X	X	X	X
T09	H	76	15	220	193	145	75,1
T10	H	73	18	205	190	155	81,6
T11	H	54	9	215	195	145	74,3
T12	H	70	10	X	X	X	X
T13	F	65	11	215	195	150	76,9
T14	H	82	8	205	210	180	85,7
T15	F	79	12	210	180	153	85
T16	H	73	11	205	195	155	79,5
T17	H	72	20	220	205	155	75,6
T18	H	83	23	225	190	150	78,9
T19	H	70	9	170	190	145	76,3
T20	H	78	9	200	200	165	82,5
T21	H	78	8	205	185	150	81,1
Minimum		52	8	170	180	145	74,3
Maximum		83	23	225	210	180	85,7
Moyenne		71	12,8	208	193	154	79,7
Ecart type		8,1	4,7	13	7	9	3,7

Tableau 1 : Caractéristiques générales des sujets « frais »

Le Tableau 2 compare la campagne d’essais aux essais recensés dans la littérature. Il montre que même si l’âge moyen des sujets reste élevé (71 ans), il a subi une baisse depuis les derniers tests présentés dans la bibliographie.

Auteurs	Moyen de conservation	Nombre d'échantillons testés	Nombre de SHPM testés	Age moyen (année)
MC ELHANEY [MCE 70]	Embaumé	219	17	65
BARBER [BAR 70]	Embaumé	243	1	73
HUBBARD [HUB 71]	Embaumé	8	4	NC
SCHUELER [SCH 94]	Congelé	204	NC	49
NISHIMOTO [NIS 95]	Embaumé, frais et Sec	23	NC	57
DANNAWI [DAN 98]	Frais	13	5	83
DELILLE [DEL 02]	Embaumé	92	12	86
AUTUORI [AUT 04]	Frais	9	1	80
VERSCHUEREN [VER 06]	Frais	39	NC	25
DELILLE	Frais	380	20	71

NC = Non Communiqué

Tableau 2 : Comparaison avec les essais de la littérature

L’indice céphalique horizontal permet de caractériser le périmètre de la calotte. Trois familles sont identifiées (Tableau 3). Un ensemble de 15 sujets est représenté dans ce tableau, les autres n’ayant pu être mesurés. La famille la plus fréquemment rencontrée est celle du mésocéphale (du grec ancien *kephalê*, tête, et *mésos*, milieu), soit un crâne aux dimensions moyennes. Ce type de caractéristique renforce la représentativité des SHPM testés.

Famille de crânes	Chez l’homme	Chez la femme	Nombre de sujets
Dolichocéphale	Ich < 75	Ich < 76	1
Mésocéphale	75 < Ich < 80	76 < Ich < 81	8
Brachycéphale	Ich > 80	Ich > 81	6

Tableau 3 : Indice céphalique horizontal

2.2) Largeur des échantillons

La largeur moyenne des échantillons prélevés est de 13,9 mm (Tableau 4).

Eprouvettes [mm]	Moyenne	Min	Max	Ecart type
EP01	14,1	13	15,5	0,7
EP02	14,4	13	16	0,7
EP03	13,6	12	15	0,8
EP04	13,6	12,5	15	0,6
EP05	13,9	12,8	15	0,7
EP06	13,9	12,5	16	0,8
EP07	14,0	13	15	0,8
EP08	13,9	12,8	16	0,8
EP09	13,9	13	15,5	0,7
EP10	13,7	13	15,5	0,6
EP11	13,9	12,5	16	0,8
EP12	14,2	13	16	0,8
EP13	13,9	12,6	15	0,8
EP14	13,6	12,5	15	0,7
EP15	X	X	X	X
EP16	13,6	12	14,8	0,7
EP17	14,4	12,5	16	0,9
EP18	14,4	13	16	0,8
EP19	14,4	13	16	0,9
MOYENNE	13,9			0,8

Tableau 4 : Largeur des échantillons (mm)

L'éprouvette 15 n'a pas été prise en compte puisqu'elle est plus large que les autres (environ 20 mm). Celle-ci contient dans son amplitude les irrégularités de la suture sagittale (Figure 13).



Figure 13 : Suture sagittale au niveau de l'éprouvette 15

2.3) Epaisseur des échantillons

L'épaisseur est mesurée au centre de l'éprouvette. Le Tableau 5 présente les épaisseurs moyennes par sujet testé. En globalisant, l'épaisseur moyenne de tous les sujets est de 6,5 mm avec comme minima 3 mm et maxima 13 mm. L'écart type moyen est de 1,1 mm.

Tête [mm]	Moyenne	Min	Max	Ecart type
T02	6,8	4,0	9,5	1,8
T03	5,6	4,5	8,0	1,1
T04	6,0	4,0	7,5	1,1
T05	5,8	4,5	7,0	0,8
T06	6,4	4,5	7,5	0,8
T07	7,5	5,0	9,0	1,3
T08	5,5	3,0	7,5	1,2
T09	6,5	5,0	8,0	0,9
T10	5,2	3,0	7,0	1,1
T11	4,6	3,0	5,5	0,7
T12	6,5	4,5	7,5	0,9
T13	9,0	6,0	13,0	2,0
T14	6,0	4,0	7,0	0,9
T15	8,5	5,8	12,5	1,7
T16	6,2	4,5	7,0	0,7
T17	7,2	5,6	9,5	1,3
T18	6,4	4,8	8,0	0,9
T19	6,6	4,5	8,0	1,0
T20	8,2	7,0	10,0	0,9
T21	6,2	4	8,8	1,3
MOYENNE	6,5			1,1

Tableau 5 : Epaisseur des éprouvettes par SHPM

Il est intéressant d'analyser la variation d'épaisseur par rapport aux zones de prélèvement afin d'étayer les statistiques. Pour l'établissement de l'histogramme de la Figure 14, une moyenne pour chaque zone et orientation a été déterminée :

- pour l'os frontal : EP09, EP10, EP11, EP12 et EP16,
- pour l'os pariétal droit : EP02, EP04, EP06 et EP08,
- pour l'os pariétal gauche : EP01, EP03, EP05 et EP07,
- pour l'os temporal : EP17 et EP18,
- pour la suture coronale : EP13 et EP14,
- pour les éprouvettes à 0° : EP03, EP04, EP16, EP17 et EP18,
- pour les éprouvettes à 45° : EP05, EP06, EP11 et EP12,
- pour les éprouvettes à 90° : EP01, EP02, EP07, EP08, EP09, EP10, EP13 et EP14.

Les os pariétaux droit et gauche ont sensiblement la même épaisseur (Figure 14). L'os frontal est l'os le plus épais, et l'os temporal le plus fin.

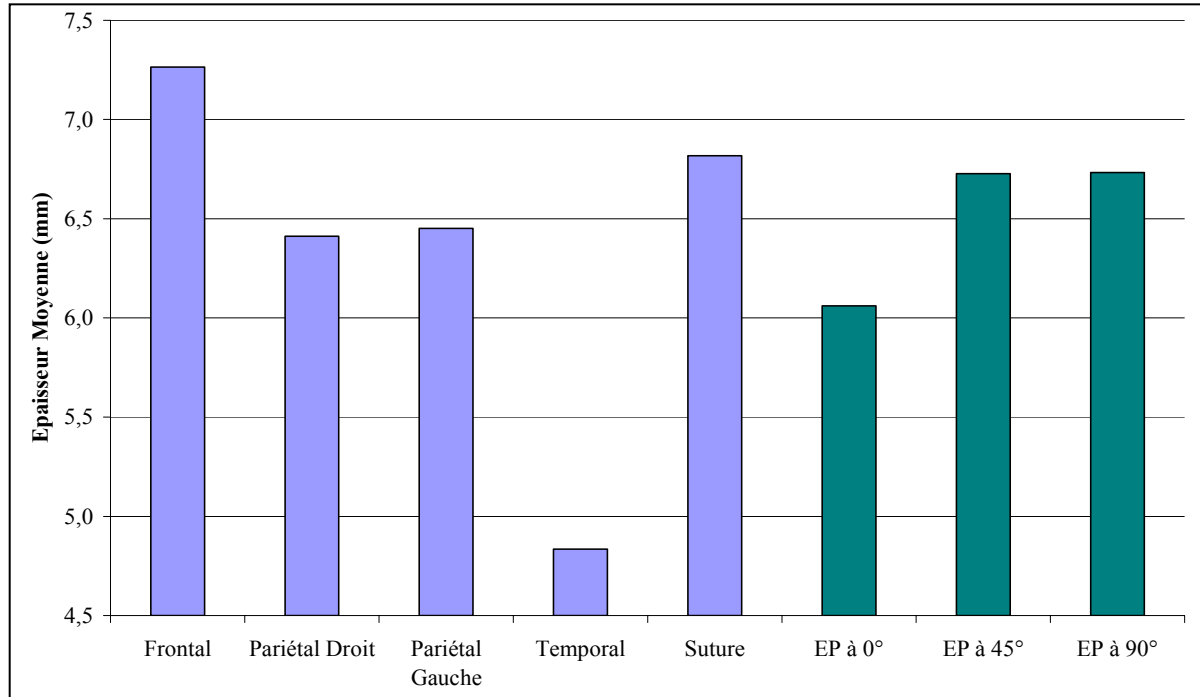


Figure 14 : Histogramme des épaisseurs pour chaque zone et orientation

2.4) Etablissement du pourcentage minéral des échantillons

Le calcul du pourcentage minéral provient de la division du poids de l'os calciné par celui de l'os avant calcination. Une fois calciné, l'échantillon est composé principalement de particules minérales d'hydroxyapatite de calcium.

Le Tableau 6 détaille par sujet le pourcentage minéral obtenu. Une valeur moyenne de **52,7 %** a été déterminée sur l'ensemble des sujets avec un minima de **39,2 %** et un maxima de **60,3 %**.

Tête	Moyenne [%]	Min [%]	Max [%]	Ecart type [%]
T02	50,5	43,8	55,7	2,9
T03	57,3	53,4	60,3	1,8
T04	54,1	49,7	59,5	3,2
T05	53,5	49,7	57,9	2,5
T06	49,9	43,5	54,1	2,4
T07	48,7	42,5	52,6	3,0
T08	54,3	51,9	58,0	1,9
T09	41,4	39,2	44,8	1,7
T10	55,9	52,2	59,8	1,9
T11	45,5	40,6	53,8	3,7
T12	56,8	53,8	59,4	1,4
T13	57,5	55,5	59,1	1,0
T14	48,3	43,7	51,5	2,3
T15	54,6	47,0	57,1	2,6
T16	56,8	53,1	59,3	1,8
T17	55,5	50,9	58,9	2,4
T18	57,1	54,0	59,9	1,7
T19	46,7	41,1	52,5	3,4
T20	56,5	52,7	59,4	1,7
T21	53,4	46,8	59,5	3,4
MOYENNE	52,7			2,3

Tableau 6 : Pourcentage minéral des éprouvettes par SHPM

La Figure 15 présente, comme pour les épaisseurs, les moyennes par zone et par orientation des éprouvettes. Le pourcentage minéral de l'os pariétal droit est sensiblement équivalent au pourcentage minéral de l'os pariétal gauche. Ces valeurs font office de minima au regard des autres zones. Cette figure met également en évidence la grande concentration de minéraux au niveau de la zone temporale.

Ce graphique indique également l'épaisseur de chaque zone. On remarque que l'os temporal présente une faible épaisseur pour un pourcentage minéral très important; c'est donc dans cette zone que la diploë est moindre. Inversement, l'os frontal concentre le plus de diploë.

Le pourcentage minéral varie également en fonction de l'orientation de l'éprouvette :

$$\% \text{ Minéral EP à } 45^\circ < \% \text{ Minéral EP à } 90^\circ < \% \text{ Minéral EP à } 0^\circ$$

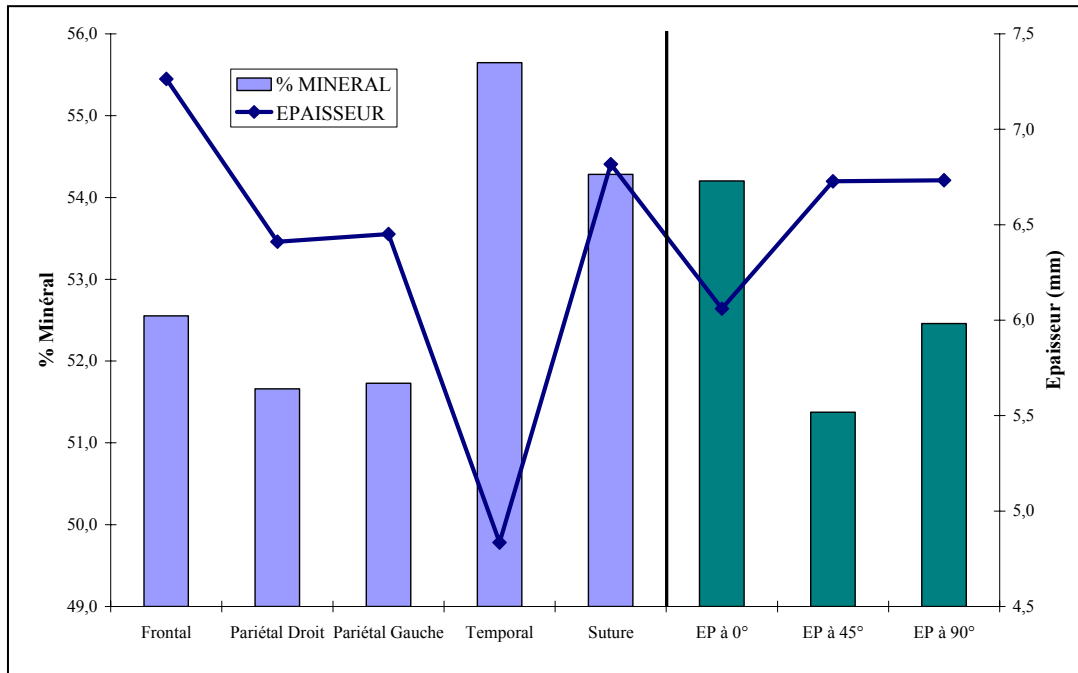


Figure 15 : Pourcentage minéral et épaisseur pour chaque zone et orientation

2.5) Masse volumique des éprouvettes

La masse volumique des 20 SHPM est comprise entre **1418** et **1900 kg/m³** (Tableau 7). Dans la littérature, la masse volumique de l'os cortical est proche de 2000 kg/m³.

Tête	Moyenne [kg/m ³]	Min [kg/m ³]	Max [kg/m ³]	Ecart type [kg/m ³]
T02	1644,7	1509,4	1766,9	62,2
T03	1817,6	1716,3	1895,5	49,7
T04	1723,4	1606,2	1853,7	74,1
T05	1716,1	1639,8	1848,3	64,2
T06	1622,1	1495,9	1712,8	50,9
T07	1613,0	1477,9	1724,2	71,6
T08	1755,2	1690,4	1863,1	52,8
T09	1465,4	1418,6	1535,3	35,3
T10	1793,9	1687,6	1899,2	52,6
T11	1602,1	1506,0	1756,8	71,3
T12	1794,1	1740,3	1859,0	33,1
T13	1813,8	1770,1	1855,4	25,2
T14	1595,6	1500,4	1669,0	53,1
T15	1723,9	1544,6	1784,7	61,8
T16	1820,9	1727,3	1883,1	46,4
T17	1770,9	1643,0	1868,1	64,6
T18	1812,1	1746,5	1889,0	45,8
T19	1586,2	1468,2	1721,0	71,8
T20	1795,7	1702,9	1850,1	41,8
T21	1727,5	1581,7	1864,1	82,0
MOYENNE	1709,7			55,5

Tableau 7 : Epaisseur des éprouvettes par SHPM

La Figure 16 représente la répartition de la masse volumique en fonction de la zone osseuse et de l'orientation des éprouvettes. Il apparaît que la masse volumique de la zone temporale est la plus importante, donc l'os temporal contient moins de diploë que tous les autres os.

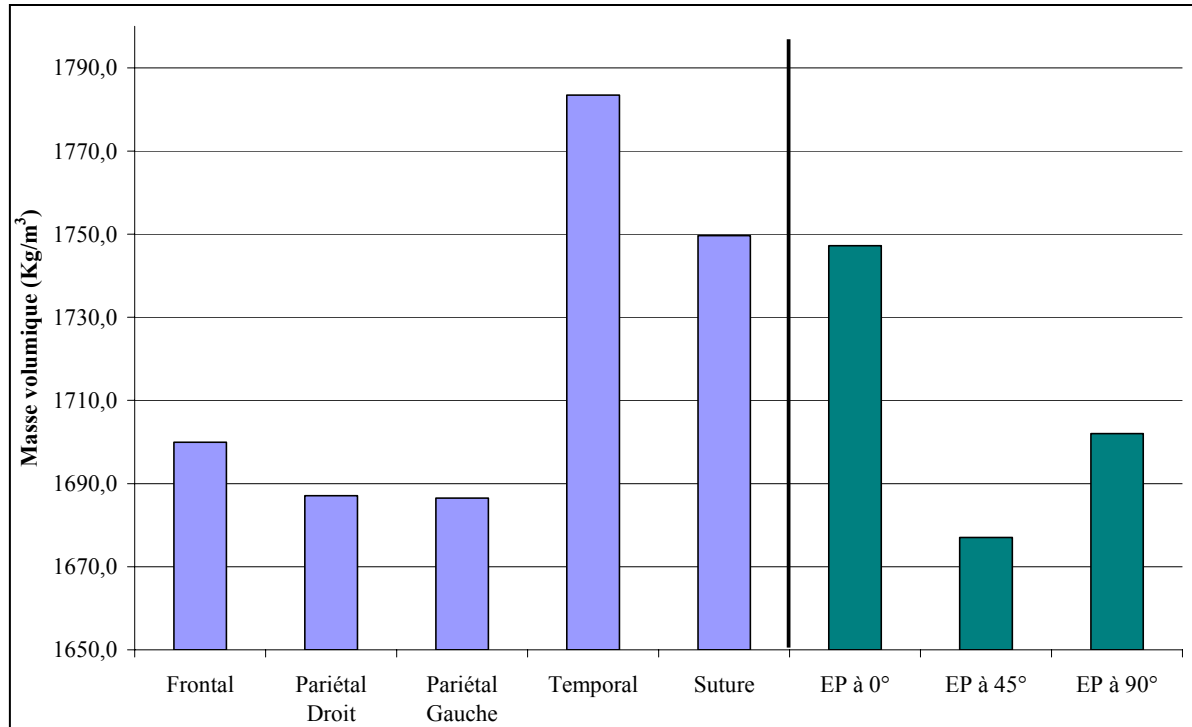


Figure 16 : Histogramme de la répartition de la masse volumique en fonction de la zone et de l'orientation

L'allure des deux histogrammes (pourcentage minéral et masse volumique) semble être la même. Une analyse descriptive à deux dimensions a donc été réalisée afin de confirmer une relation entre ces deux variables. La Figure 17 présente la masse volumique en fonction du pourcentage minéral des 380 échantillons testés. L'analyse a permis de trouver une relation importante pour laquelle un coefficient de corrélation $R^2 = 0,947$ a été obtenu pour une loi de type linéaire:

$$\% \text{ Minéral} = \text{Densité} * 40,9789 - 17,3394$$

Les coefficients sont fortement dépendants de la nature du sujet testé (humain, animal, moyen de conservation) et de la localisation des échantillons (fémur, calotte, omoplate, ...).

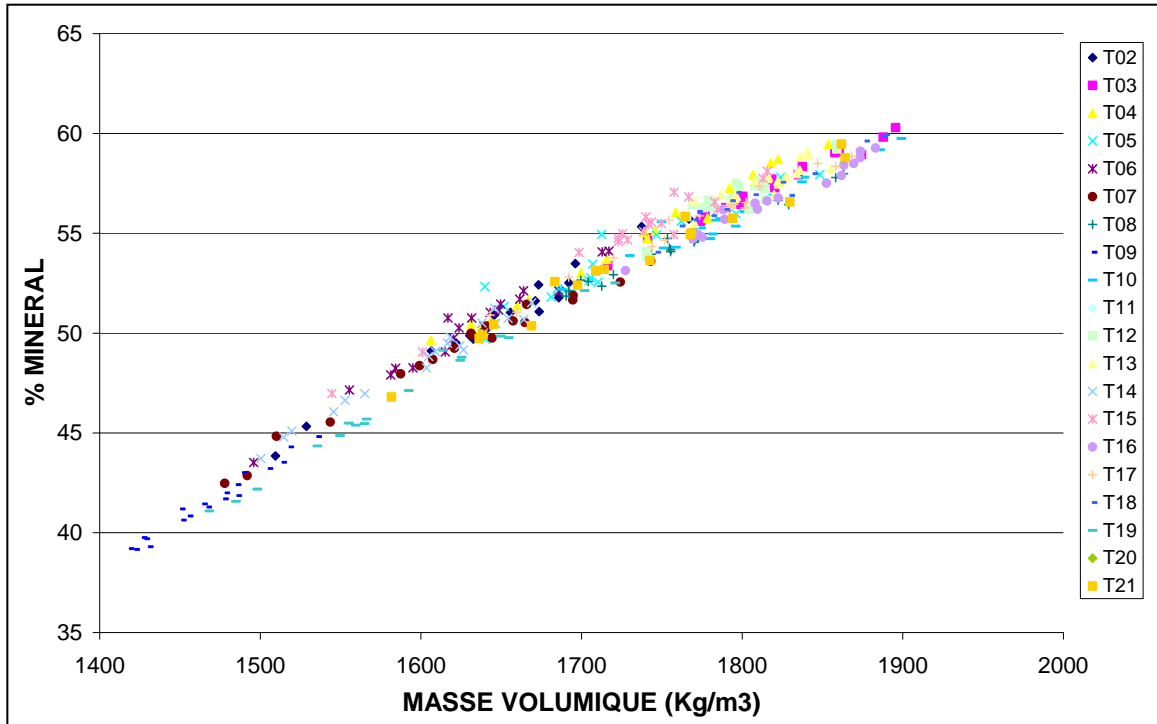


Figure 17 : Pourcentage minéral en fonction de la masse volumique des 380 éprouvettes

2.6) Type de ruptures des éprouvettes

Un ensemble de 380 échantillons biologiques a été testé en flexion trois points à 10 mm/min. Un exemple de dispersion pour un même crâne est présenté à la Figure 18. La Figure 19 présente quant à elle la dispersion pour une même éprouvette (EP16 dans la zone frontale pour les 20 sujets).

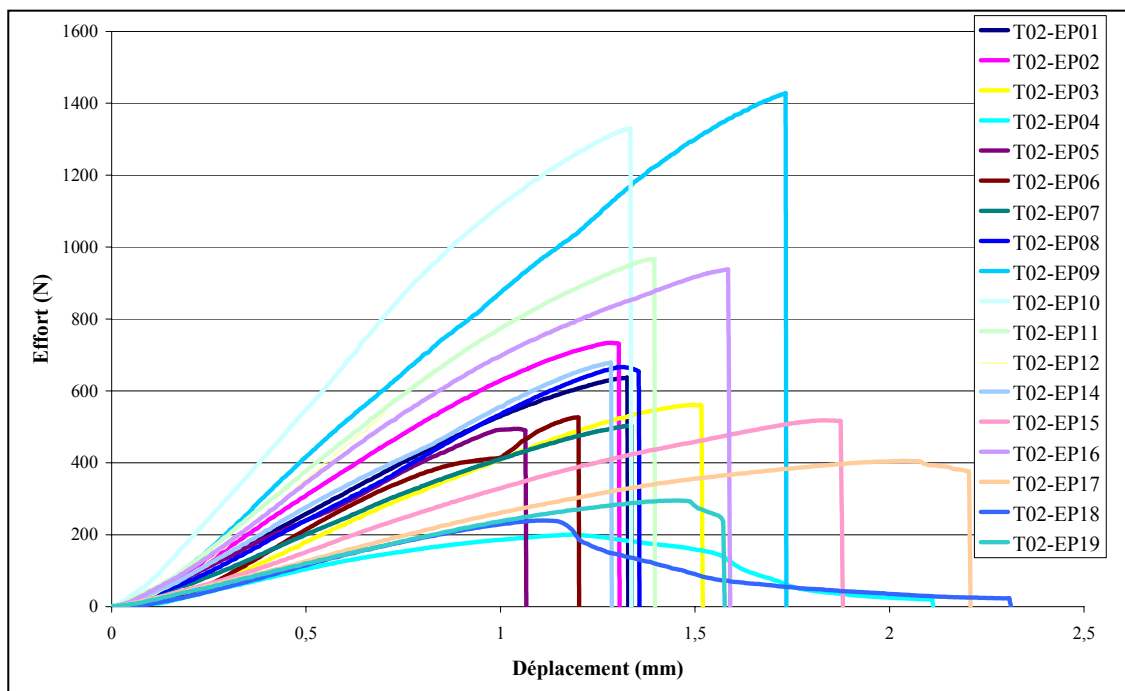


Figure 18 : Courbes effort/déplacement du crâne T02

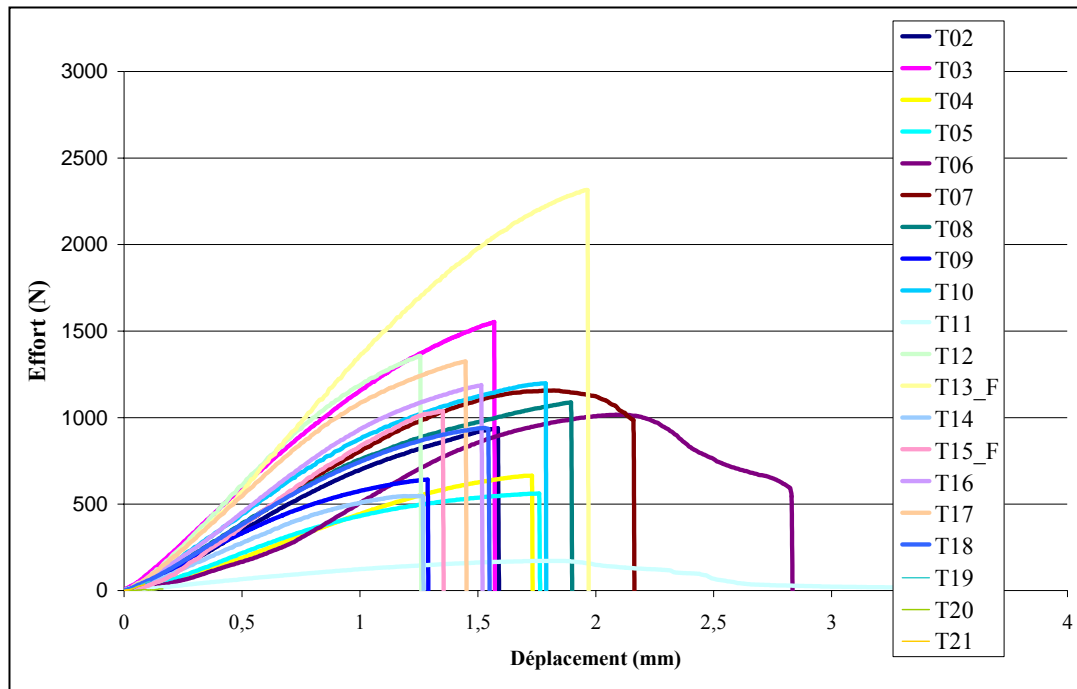


Figure 19 : Courbes effort/déplacement de l'éprouvette EP16 pour les 20 SHPM

Deux types de rupture ont été identifiés :

- Rupture « fragile » au centre de l'éprouvette (Figure 20) :

Cette rupture a été constatée dans plus de 93% des cas. Elle est localisée au centre de l'éprouvette, soit au point d'appui.



Figure 20 : Exemple de rupture "fragile"

- Rupture « par propagation dans l'os spongieux » (Figure 21) :

Celle-ci commence par la table interne, se propage en diagonale dans la diploë et ressort par la table externe. Cette rupture est provoquée principalement par des porosités ou nervures au niveau de la table interne de l'éprouvette.

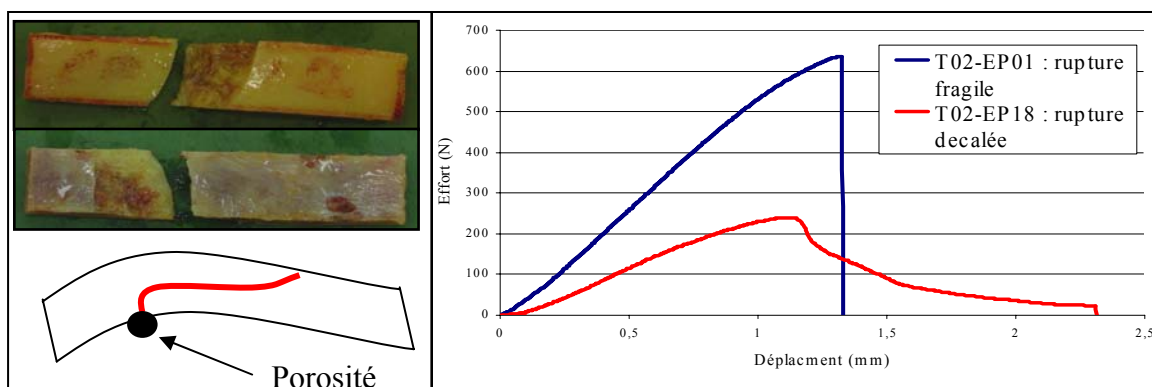


Figure 21 : Exemple de rupture "par propagation dans l'os spongieux"

2.7) Etablissement de la rigidité des éprouvettes

Les réponses en terme d'effort et de déplacement permettent de déterminer la raideur des échantillons considérés. Pour le calcul de celle-ci, il est indispensable de se placer dans le domaine élastique, ce qui nécessite pour tous les cas de fixer un déplacement de 0,3 mm. La raideur moyenne de nos éprouvettes est de 518,7 N/mm, avec un minima de 87,8 N/mm, un maxima de 1260,1 N/mm et un écart type de 165,8 N/mm (Tableau 8). Cet écart type traduit le rôle important joué par la géométrie de l'éprouvette.

K à 10 mm/min [N/mm]	Moyenne	Min	Max	Ecart type
T02	517,3	167,1	1023,5	233,2
T03	513,6	283,9	1034,7	179,9
T04	426,3	230,1	716,1	137,5
T05	289,2	148,6	508,2	109,6
T06	437,9	216,0	708,8	131,5
T07	453,4	246,5	803,8	154,0
T08	421,3	127,4	631,7	167,3
T09	320,1	167,5	613,5	133,5
T10	408,0	141,9	681,8	160,7
T11	195,6	87,8	336,6	75,4
T12	634,1	360,0	1079,6	188,3
T13	859,5	448,5	1178,1	215,3
T14	433,9	210,9	692,4	141,3
T15	749,3	299,1	1236,5	252,5
T16	629,8	261,5	840,0	131,0
T17	737,6	476,6	1260,1	222,1
T18	601,7	259,2	1002,6	194,0
T19	414,2	184,0	692,1	140,9
T20	826,3	505,6	1080,0	177,0
T21	504,6	170,1	827,9	171,2
MOYENNE	518,7			165,8

Tableau 8 : Raideur [N/mm] à 10 mm/min des éprouvettes par SHPM

L'histogramme des raideurs est présenté à la Figure 22. La raideur des éprouvettes de la zone temporale est inférieure aux raideurs des éprouvettes des autres zones. Ces résultats semblent en contradiction avec le fait que les échantillons situés dans l'os temporal comportent peu de diploë et donc plus de cortical, ce qui aurait pu se traduire par une raideur plus importante au niveau de l'os temporal. Or, les épaisseurs au niveau de cet os sont très inférieures aux autres zones, ce qui explique cette faible raideur.

Inversement, la raideur des éprouvettes de l'os frontal est supérieure aux éprouvettes prélevées dans les autres os.

De plus, on constate sur cette figure une dépendance à l'orientation de prélèvement, soit :

$$\text{Raideur de l'EP à } 0^\circ < \text{Raideur de l'EP à } 45^\circ < \text{Raideur de l'EP à } 90^\circ$$

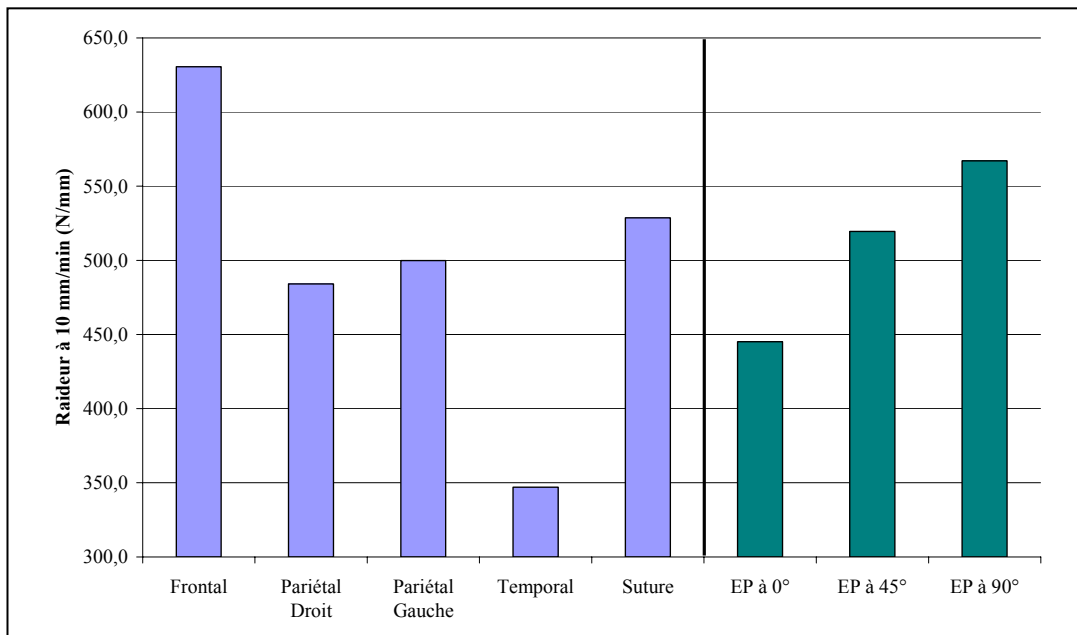


Figure 22 : Histogramme des raideurs pour chaque zone et orientation

2.8) Module d'élasticité équivalent

Le module d'élasticité équivalent en flexion des éprouvettes a été établi analytiquement. Une poutre droite dont l'épaisseur et la largeur sont constantes a été prise pour hypothèse. La théorie des poutres permet d'exprimer :

$$E = \frac{L^3}{48} * \frac{F}{d * I} \quad \text{avec } I = \frac{b * h^3}{12} - \frac{a^4}{12}$$

$$S' = S - SO = a^2$$

$$S = b * h$$

$$SO = (S * \%Minéral) / 100$$

avec : E le module d'élasticité équivalent (Pa)
 F la charge (N)
 L la distance entre appuis (m)
 h l'épaisseur (m)
 b la largeur (m)
 d le déplacement (m)
 I l'inertie quadratique (m⁴)
 S la surface pleine (m²)
 S' la surface creuse (m²)
 SO la surface d'os minéral (m²)

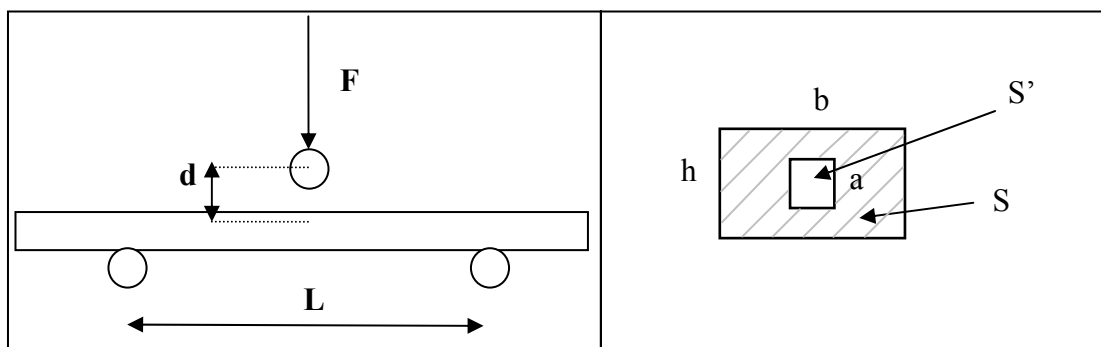


Figure 23 : Module d'Young analytique en flexion des éprouvettes

Le rapport F/d est propre à chaque éprouvette et provient du calcul de la raideur de la partie précédente. L correspond à la distance entre appuis qui est ici fixée à 40 mm. L'inertie quadratique est calculée en fonction de l'épaisseur et de la largeur au centre de l'éprouvette propre à chaque échantillon. Le profil de la poutre est considéré creux afin de prendre en compte la porosité. Le pourcentage minéral de chaque échantillon intervient dans le calcul de la section. La porosité de l'échantillon est ramenée au centre de l'élément.

Afin de connaître l'incertitude sur le calcul du module d'élasticité équivalent, la méthode par différenciation logarithmique a été usitée. Après avoir appliqué cette méthode, on obtient :

$$\frac{\Delta E}{E} = 3 * \frac{\Delta L}{L} + \frac{\Delta F}{F} + \frac{\Delta d}{d} + \frac{\Delta I}{I}$$

$$\text{Or : } \ln I = \ln[bh^2 * (h - b^2(1 - \%MINERAL)^2)]$$

$b^2(1 - \%MINE)^2$ est négligeable devant l'épaisseur h

$$\text{D'où : } \frac{\Delta E}{E} = 3 * \frac{\Delta L}{L} + \frac{\Delta F}{F} + \frac{\Delta d}{d} + \frac{\Delta b}{b} + 3 * \frac{\Delta h}{h}$$

Les incertitudes de mesure sont donc définies :

- La distance entre appuis L : vérifiée à l'aide du scanner 3D sans contact. La résolution du scanner est de 0,05 mm, donc $\Delta L = 0,00005$ m.
- La charge F : l'incertitude élargie de la cellule de force de 5 KN est de 0,8 N.
- Le déplacement d : l'incertitude élargie du déplacement est de 10^{-5} m.
- La largeur b : la largeur des échantillons a été mesurée à l'aide d'un pied à coulisse de résolution 10^{-4} m.
- L'épaisseur moyenne h : mesurée comme pour la largeur avec un pied à coulisse, donc $\Delta h = 0,0001$ m.

Les résultats sur le calcul du module élastique de ces incertitudes sont présentés dans le Tableau 10. Le module d'élasticité a été confronté à celui obtenu par méthode inverse grâce à un modèle éléments finis (sujet T02). Les éprouvettes EP15 et EP19 ont été retirées de l'étude en raison de leur géométrie particulière. La géométrie des échantillons a été reconstruite, grâce aux acquisitions issues du scanner 3D sans contact. L'échantillon est maillé sous le logiciel Hypermesh. La mise en données du modèle éléments finis est ensuite faite avec le module implicite Abaqus. L'éprouvette a été considérée homogène. Les conditions initiales de la simulation de l'essai sont identiques aux conditions expérimentales. Chaque éprouvette a été digitalisée sur le dispositif expérimental. La loi matérielle usitée pour représenter l'os est

de type élasto-plastique. Seul le module d'Young E a été identifié afin de le confronter au module numérique.

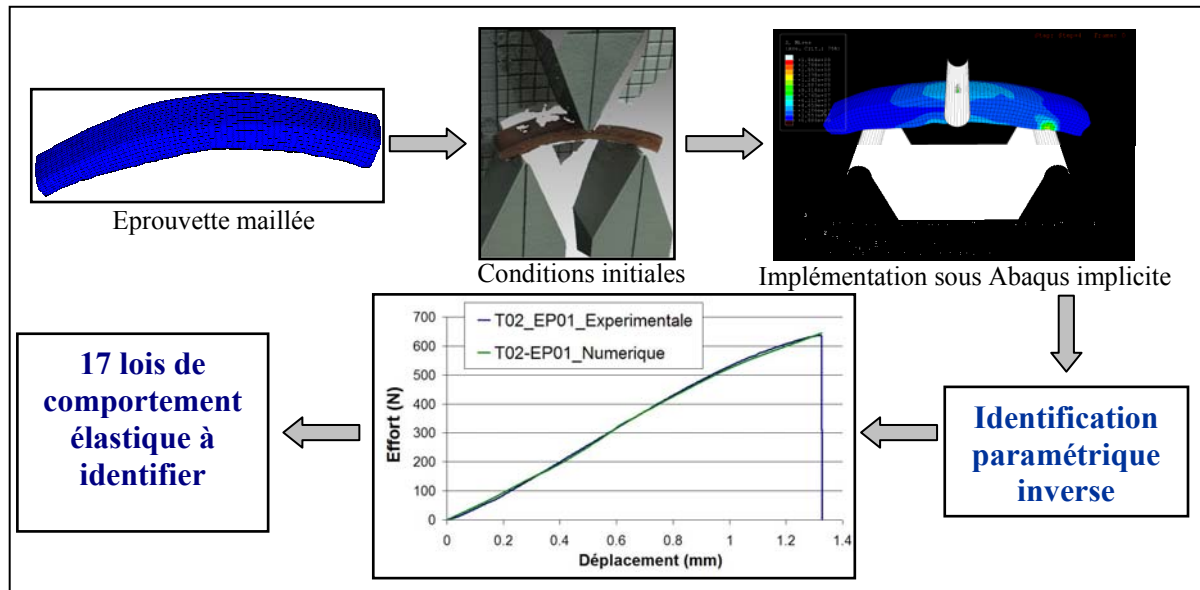


Figure 24 : Méthode d'identification d'une éprouvette

Eprouvette	E Analytique (MPa)	E Numérique (MPa)	Erreur (%)
EP01	3624	3700	2,05
EP02	3718	3250	14,40
EP03	2388	2550	6,35
EP04	3450	3550	2,82
EP05	4125	4550	9,34
EP06	4207	4600	8,54
EP07	2436	2700	9,78
EP08	9438	8600	9,74
EP09	5804	5050	14,93
EP10	2238	2350	4,77
EP11	1468	1550	5,29
EP12	2389	2550	6,31
EP13	3700	3300	12,12
EP14	3392	3640	6,81
EP16	2714	3200	15,19
EP17	13600	11900	14,29
EP18	15489	14800	4,66
Moyenne	4951,76	4814,12	8,67
Minimum	1468	1550	2,05
Maximum	15489	14800	15,19

Tableau 9 : Module d'élasticité en flexion analytique et numérique du sujet T02

Les résultats de chaque identification sont présentés et confrontés au module d'élasticité en flexion analytique dans le Tableau 9. L'erreur maximale entre les modules d'élasticité analytique et numérique est de 15,19%. Celle-ci est acceptable au regard des temps de modélisation et de calculs des modèles éléments finis.

Le Tableau 10 présente les résultats du calcul du module d'élasticité équivalent en flexion pour tous les sujets testés, soit 20 calottes sur lesquelles ont été prélevés 380 échantillons.

Les données expérimentales issues du lot d'éprouvettes permettent d'aboutir à une incertitude moyenne de l'ordre de 7%, soit dans un ordre de grandeur acceptable par rapport à la dispersion attendue sur ce type de matériau.

Le calcul de l'incertitude sur le module d'élasticité équivalent à 10mm/min par différenciation logarithmique donne $E_{\text{mov}} = 5027 \pm 350 \text{ MPa}$

E analytique à 10 mm/min (MPa)	Moyenne	Incertitude mesure (%)	Min	Max	Ecart type
T02	4951,8	7,33	1468,1	15489,5	4609,3
T03	6668,0	7,39	2946,9	11924,6	2463,5
T04	5799,6	7,51	1995,6	19018,8	4693,2
T05	4152,5	7,24	972,5	7553,6	1788,5
T06	4837,9	6,92	2378,6	14199,4	2888,7
T07	2999,2	6,36	1177,6	7837,8	1805,0
T08	7002,7	7,78	2813,9	16009,2	4040,8
T09	5966,8	6,57	2619,6	16218,0	3982,2
T10	8417,7	8,61	3749,2	24609,8	5030,8
T12	4885,9	6,91	2444,4	10024,9	2190,6
T13	2241,8	5,32	694,2	4930,9	1129,2
T14	7977,7	7,55	3903,3	24509,6	6057,0
T15	2259,0	5,50	939,8	3873,0	731,0
T16	5598,6	6,90	2948,9	7540,3	1261,6
T17	4045,7	6,15	2033,3	6977,8	1351,7
T18	4660,5	6,51	2000,6	7096,9	1474,7
T19	4533,0	7,07	2529,4	10773,5	2044,7
T20	2706,1	5,40	1326,1	4254,6	809,3
T21	5816,1	7,42	2107,7	16129,1	3478,1
MOYENNE	5027,4	6.9			2727,9

Tableau 10 : Module d'élasticité équivalent en flexion à 10 mm/min des éprouvettes par SHPM

La Figure 25 représente l’histogramme des modules d’élasticité équivalents en flexion identifiés pour une vitesse de 10 mm/min. L’os temporal a des caractéristiques mécaniques plus importantes que les autres zones (10 GPa), ce qui confirme le peu de présence de diploë sur cette zone. Par conséquent, cette valeur du module d’élasticité s’approche du comportement de l’os cortical. Dans la littérature, les propriétés mécaniques de l’os cortical débutent aux environs 10 GPa, ce qui conforte ces résultats.

La Figure 25 fait la synthèse de l’évolution du module élastique en fonction de la zone de prélèvement de l’échantillon et de l’orientation du prélèvement. Il apparaît alors que la zone frontale et les zones de suture possèdent les valeurs les plus faibles. A contrario, la zone temporale possède les propriétés élastiques les plus élevées. Enfin, les zones pariétales se situent à des valeurs de modules intermédiaires et équilibrées.

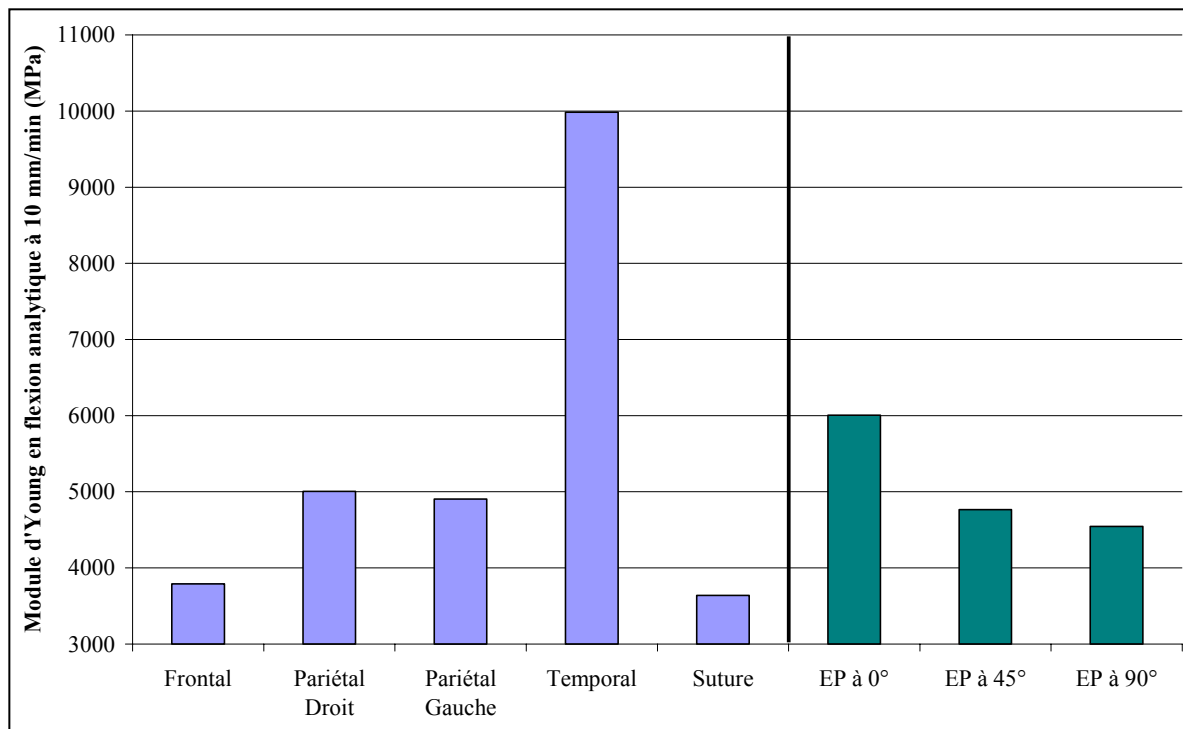


Figure 25 : Histogramme des modules d’élasticité équivalents pour chaque zone et orientation

Les relations suivantes ont été établies en prenant pour référence le module élastique de la zone pariétale droite :

$$E_{\text{pariétal droit}} = 1,02 * E_{\text{pariétal gauche}}$$

$$E_{\text{pariétal droit}} = 1,32 * E_{\text{frontal}}$$

$$E_{\text{pariétal droit}} = 1,37 * E_{\text{suture}}$$

$$E_{\text{pariétal droit}} = 0,50 * E_{\text{temporal}}$$

2.9) Conclusions sur l'étude expérimentale sur SHPM « frais »

380 échantillons ont été testés en flexion trois points à 10 mm/min. Ceux-ci proviennent de 20 Sujets Humains Post Mortem dont la moyenne d'âge est de 71 ans. Une relation importante ($R^2=0,947$) est observée entre le pourcentage minéral et la densité des échantillons :

$$\% \text{ Minéral} = \text{Densité} * 40,9789 - 17,3394$$

Une rupture fragile est constatée dans plus de 93 % des essais effectués sur les éprouvettes. Ces tests ont fait apparaître des tendances au niveau de la raideur entre les zones de prélèvement d'une part et de l'orientation des éprouvettes d'autre part :

$$K_{\text{frontale}} > K_{\text{autres zones}}$$

$$K_{\text{pariétale droite}} \approx K_{\text{pariétale gauche}}$$

$$K_{\text{temporale}} < K_{\text{autres zones}}$$

$$K_{EP \text{ à } 0^\circ} < K_{EP \text{ à } 45^\circ} < K_{EP \text{ à } 90^\circ}$$

Un modèle d'élasticité équivalent analytique a été développé en prenant en compte la porosité des éprouvettes. Ce modèle a été confronté à la méthode des éléments finis sur un sujet (identification de 17 lois de comportement). Une erreur maximum de 15,2 % a été observée. Le module d'élasticité équivalent a été appliqué à l'ensemble des 380 échantillons et a permis d'aboutir à $E_{\text{moy}} = 5027 \pm 350 \text{ MPa}$

Cette analyse a été réalisée par zone de prélèvement (MPa):

$$695 \text{ MPa} < E_{\text{frontale}} = 3790 \text{ MPa} < 7540 \text{ MPa}$$

$$1060 \text{ MPa} < E_{\text{pariétale droite}} = 4950 \text{ MPa} < 14\ 100 \text{ MPa}$$

$$970 \text{ MPa} < E_{\text{pariétale gauche}} = 4920 \text{ MPa} < 16200 \text{ MPa}$$

$$3030 \text{ MPa} < E_{\text{temporale}} = 9820 \text{ MPa} < 24\ 600 \text{ MPa}$$

$$1650 \text{ MPa} < E_{\text{suture}} = 3640 \text{ MPa} < 6500 \text{ MPa}$$

Sur la majorité des sujets testés, une symétrie entre les os pariétaux droit et gauche a été observée en terme de module d'élasticité équivalent.

III. RESULTATS SUR LES ESSAIS SUR SHPM CONGELES

Les protocoles d'essais sont identiques à ceux usités dans la campagne expérimentale menée sur SHPM « frais ». Une seule étape de ce protocole a changé. Les essais en flexion trois points ne sont pas réalisés jusqu'à rupture de l'échantillon mais jusqu'à un déplacement de 0,3 mm. Ce changement nous servira en vue d'étudier l'influence de la vitesse sollicitation.

Un ensemble de 4 éprouvettes (EP15, EP17, EP18 et EP19) a été retiré de l'étude pour des raisons liées à des géométries particulières. La cartographie comprend donc 15 échantillons par sujet.

3.1) Caractéristiques générales

Un lot de 105 éprouvettes a été prélevé sur 7 SHPM masculins. Les données générales des sujets sont résumées dans le Tableau 11.

N° Tête	Sexe	Age (année)	Durée décès-essais (jour)	b (mm)	c (mm)	Ich
T30	H	68	508	195	160	82,1
T31	H	82	102	170	155	91,2
T32	H	85	120	180	145	80,6
T33	H	76	418	180	160	88,9
T34	H	72	217	195	160	82,1
T35	H	88	263	190	155	81,6
T36	H	82	62	225	150	66,7
Minimum		68	62	170	145	66,7
Maximum		88	508	225	160	91,2
Moyenne		79	241,4	190,7	155,0	81,9
Ecart type		7,2	168,2	17,7	5,8	7,8

Tableau 11 : Caractéristiques générales des sujets congelés

L'âge moyen des sujets est de 79 ans, tous de sexe masculin. La majorité des sujets a été congelée/décongelée au maximum trois fois. En ce qui concerne l'indice céphalique horizontal, 6 SHPM font partie de la famille de crâne des brachycéphales et le sujet restant est un dolichocéphale.

Le Tableau 12 présente les caractéristiques moyennes obtenues sur les 105 éprouvettes suivant les différentes zones osseuses. La largeur des échantillons reste quasiment la même sur l'ensemble des échantillons (écart type de 0,5 mm). Les éprouvettes des zones pariétales droite et gauche ont sensiblement la même épaisseur. Les échantillons comprenant

des sutures ont une masse volumique et un pourcentage minéral plus important que ceux extraits des zones frontales, pariétales droite et gauche.

Zone	Largeur (mm)	Epaisseur (mm)	Masse volumique (kg/m ³)	% minéral
FRONTAL	13,1	5,9	1713,4	52,9
PARIETAL DROIT	13,3	5,5	1712,6	52,8
PARITAL GAUCHE	13,5	5,5	1715,9	53,0
SUTURE	13,1	6,2	1768,1	55,1
MOYENNE	13,3	5,8	1727,5	53,5

Tableau 12 : Moyenne par zone osseuse des échantillons

3.2) Essai de Chargement / Déchargement sur les éprouvettes

Dans cette campagne, il a été choisi de réaliser des cyclages dans le domaine élastique sur toutes les éprouvettes afin de pouvoir étudier l'influence de la vitesse de sollicitation sur un même échantillon.

Lors de la campagne d'essais sur SHPM « frais », des éprouvettes supplémentaires ont été prélevées dans les parties pariétales droite et gauche. Au total, 12 éprouvettes prélevées sur 6 SHPM ont été testées en flexion trois points en réalisant 4 cycles à 10 mm/min dans la partie élastique et un cinquième à 500 mm/min jusqu'à rupture de l'échantillon. Le cyclage a été réalisé en imposant un déplacement de 0,3 mm sur la machine Hounsfield de traction/compression. En effet, les 380 échantillons testés sur SHPM « frais » ont permis de quantifier le déplacement pour lequel la déformation de l'échantillon se situe toujours dans le domaine élastique.

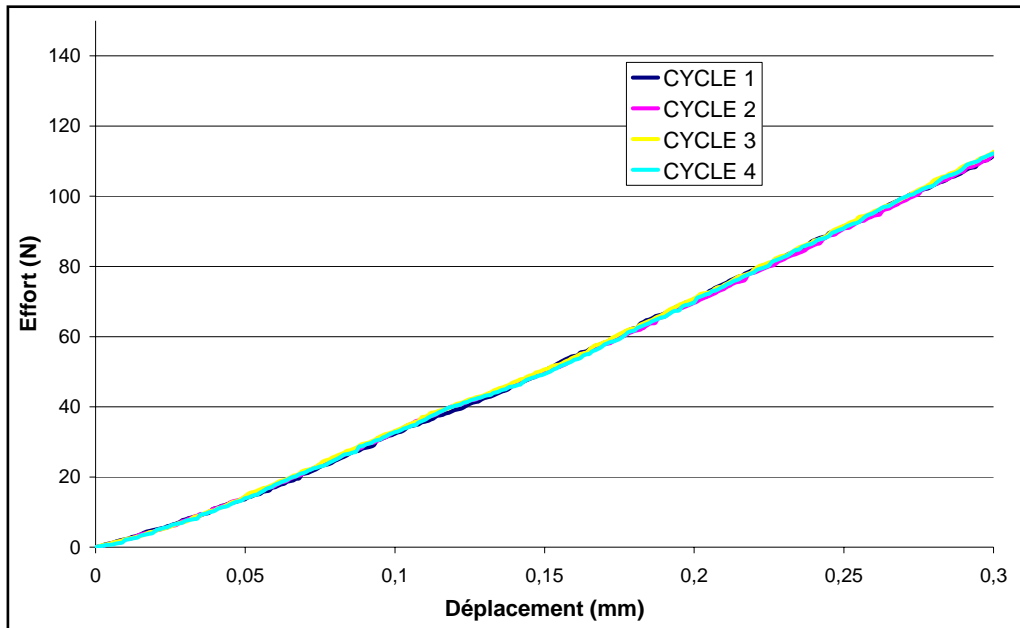


Figure 26 : Cyclage de l'éprouvette T19-EP20 (issue d'un SHPM « frais ») dans le domaine élastique

La Figure 26 présente le cyclage sur une éprouvette (T19-EP20) prélevée dans la zone pariétale droite. Toutes les courbes se superposent. De manière générale, les courbes pour les 12 éprouvettes ont la même allure.

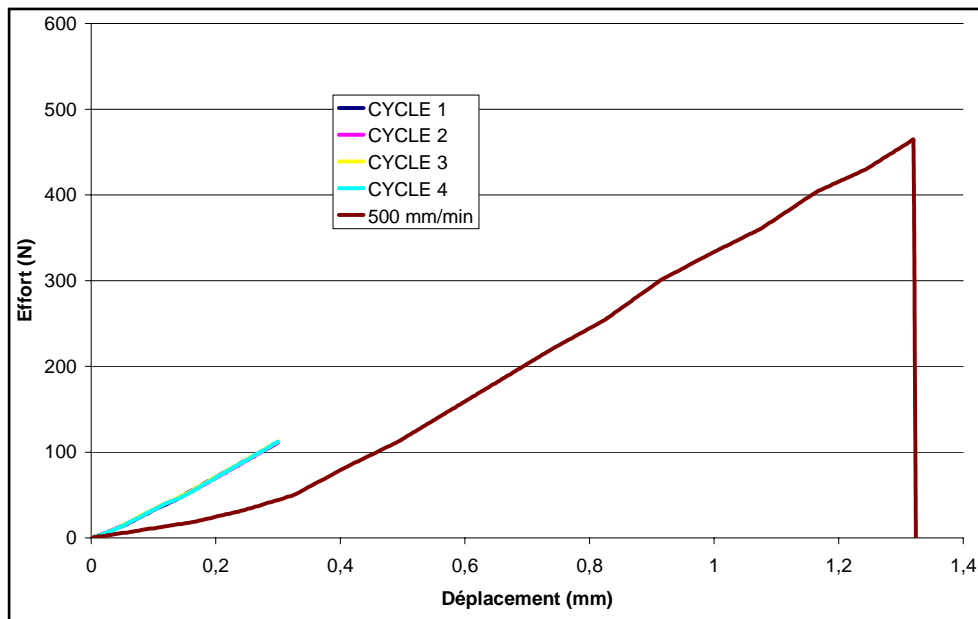


Figure 27 : 4 cycles à 10 mm/min dans le domaine élastique et 1 cycle à 500 mm/min jusqu'à rupture sur l'échantillon T19-EP20 (issue d'un SHPM « frais »)

Dans la Figure 27, quatre cycles à 10 mm/min pour un déplacement de 0,3 mm et un cycle jusqu'à rupture à 500 mm/min sont représentés. On remarque une diminution des capacités d'absorption d'énergie lorsque l'on passe de 10 à 500 mm/min. De manière générale, cette diminution est de l'ordre de 30 % pour les 12 échantillons testés. Cette

influence de la vitesse de sollicitation est très importante et a donc été étudiée sur les sujets congelés. Un lot de 105 échantillons a été testé en flexion trois points et le cyclage a été réalisé selon la progression suivante : 3 cycles à 10 mm/min, puis 3 cycles à 100 mm/min et 3 cycles à 500 mm/min sans changer la position de l'éprouvette et en restant dans le domaine élastique.

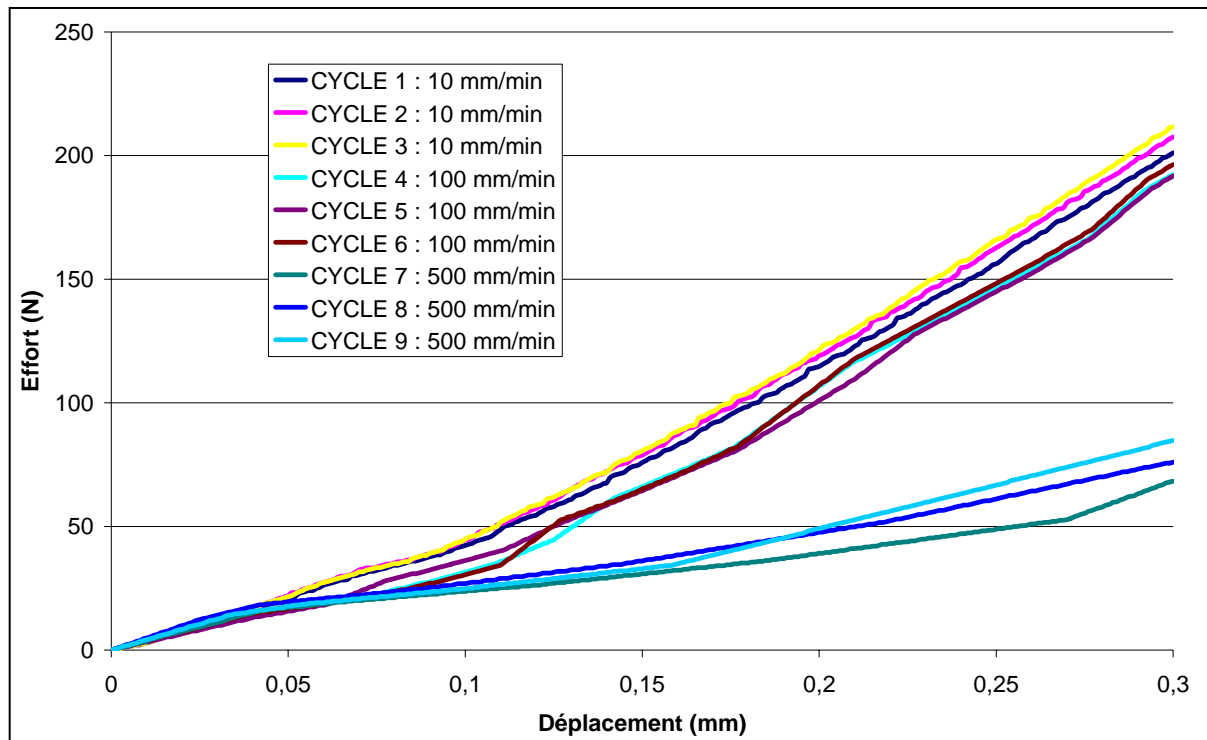


Figure 28 : Cyclage sur l'éprouvette T36-EP03 (issue d'un SHPM congelé)

La Figure 28 présente les 9 cycles réalisés sur l'éprouvette T36-EP03. On constate que plus on augmente la vitesse moins on dépense d'énergie à déformation équivalente. Ceci va dans le même sens que dans le cas des cyclages réalisés sur les SHPM « frais ». Pour la suite de ce chapitre ne sera présentée que la courbe résultant de la moyenne des trois cycles de chaque vitesse testée.

De plus, il est nécessaire de s'affranchir d'une éventuelle influence de l'ordre de réalisation des cyclages. Un lot de 4 échantillons a donc été testé avec l'ordre suivant : 3 cycles à 500 mm/min, puis 3 cycles à 100 mm/min et 3 cycles à 10 mm/min sans changer la position de l'éprouvette, soit un ordre des cycles inversés par rapport à celui proposé dans la précédente étude. La Figure 29 présente le cyclage d'une éprouvette en commençant de la vitesse la plus élevée (500 mm/min) à la moins élevée (10 mm/min). On observe sur cette figure les mêmes réponses que les cyclages réalisés dans l'autre sens. Ce phénomène a été

remarqué sur les quatre échantillons testés. De ce fait, l'ordre des cycles se révèle être sans influence sur le comportement mécanique de l'échantillon.

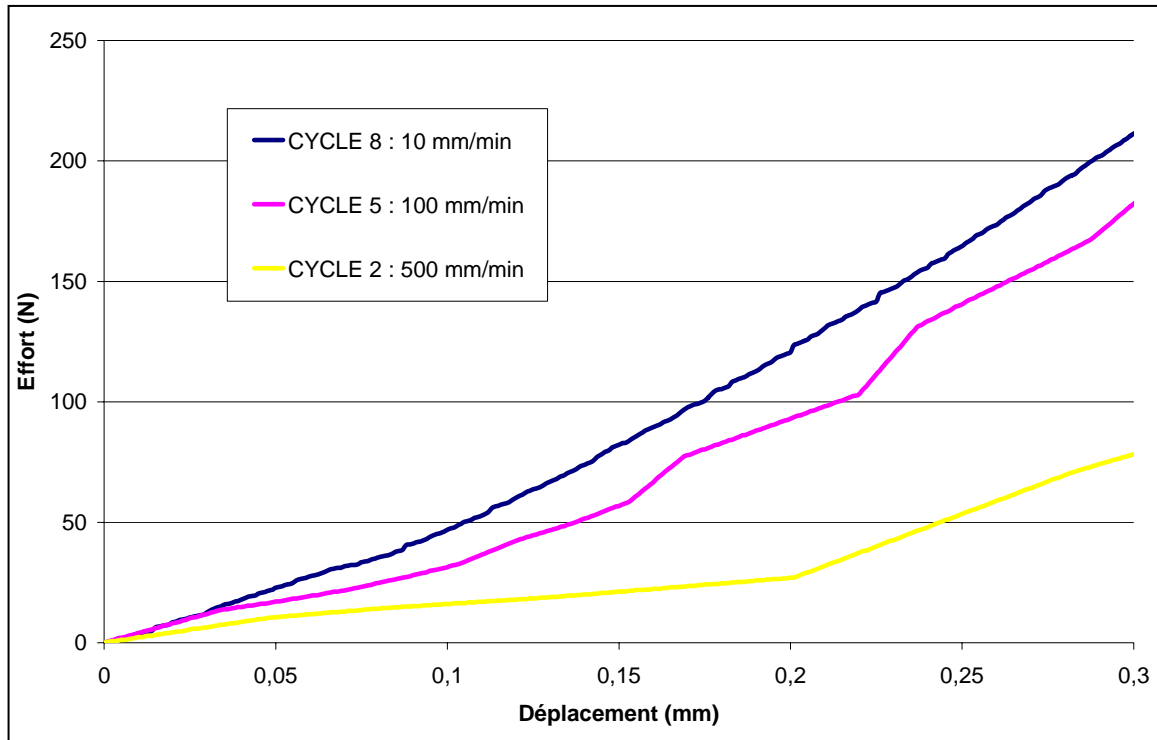


Figure 29 : Cyclage à 500 mm/min, puis 100 mm/min et 10 mm/min sur l'échantillon T30-EP08 (issu d'un SHPM congelé)

3.3) Résultats sur éprouvettes globales

A l'issue des essais de cyclage, le lot de 105 éprouvettes a été testé en flexion trois points à différentes vitesses. Ces échantillons n'ont pas été calcinés. Pour obtenir le pourcentage minéral, la relation linéaire simple, obtenue dans la partie 2 du présent chapitre, entre la masse volumique et le pourcentage minéral a été utilisée. La Figure 30 présente la moyenne de la masse volumique des éprouvettes pour chaque zone et orientation. Les zones pariétales ont sensiblement la même masse volumique. La densité maximale est observée au niveau des sutures.

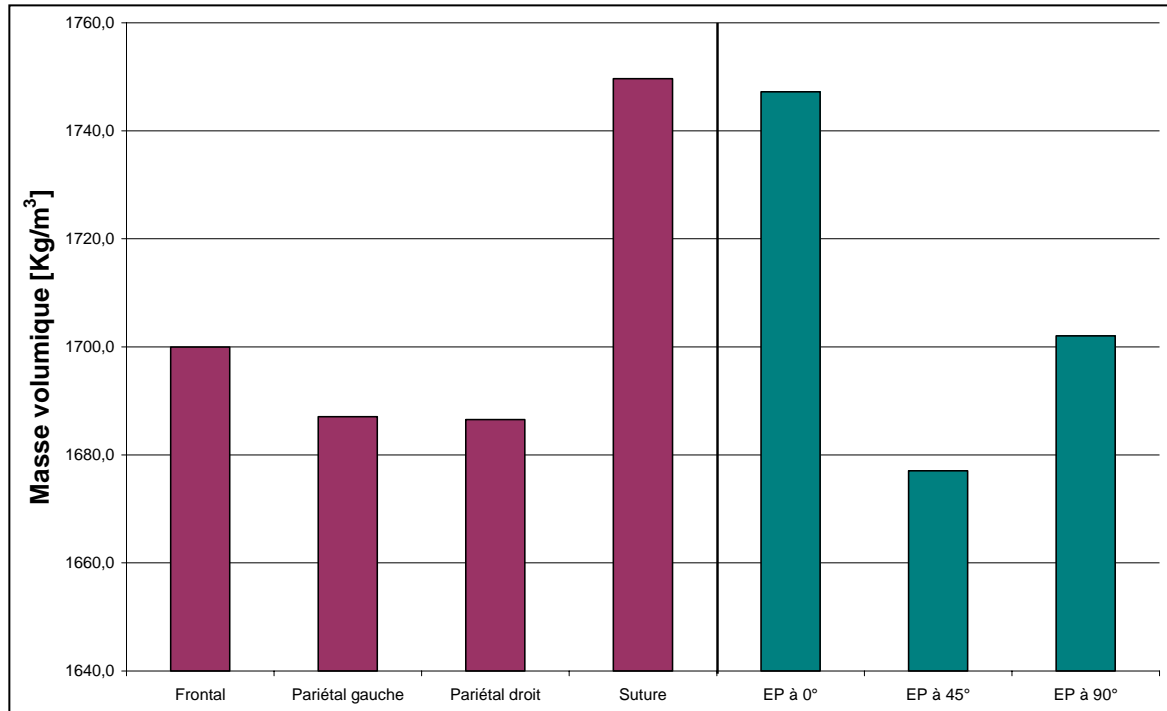


Figure 30 : Histogramme des masses volumiques pour chaque zone et orientation

Le calcul du module d'Young a été établi à l'aide de la formule développée dans la partie 2 sur les SHPM « frais ». Pour le calcul, l'effort à 0,3 mm de déplacement a été considéré pour chaque vitesse; la largeur et l'épaisseur ont été prises au centre de l'échantillon. Le pourcentage minéral a été calculé à l'aide de la formule qui lie celui-ci à la densité.

N° Tête	Age (année)	E à 10 mm/min (MPa)	E à 100 mm/min (MPa)	E à 500 mm/min (MPa)
T30	68	11395	7026	3739
T31	82	6965	5840	2912
T32	85	9077	7996	4147
T33	76	6715	4935	2384
T34	72	25242	23270	11104
T35	88	13300	12399	6005
T36	82	4313	3915	1588
Minimum		4313	3915	1588
Maximum		25242	23270	11104
Moyenne		11001	9340	4554
Ecart type		6968	6729	3216

Tableau 13 : Récapitulatif des modules équivalents analytiques obtenus à différentes vitesses

Le Tableau 13 résume pour les différents sujets testés, les modules équivalents obtenus de façon analytique suivant différentes vitesses. Sur les sujets congelés, une moyenne de 11 GPa est obtenue pour une vitesse de 10 mm/min. On remarque une nette diminution des propriétés mécaniques lorsque l'on augmente la vitesse de sollicitation.

La Figure 31 présente l'histogramme des modules d'Young à différentes vitesses de sollicitation. L'allure de ceux-ci est la même pour chaque zone et orientation quelque soit la vitesse. Les éprouvettes de la zone pariétale gauche ont des propriétés mécaniques plus importantes que toutes les autres zones et inversement les sutures ont un module d'Young le plus bas.

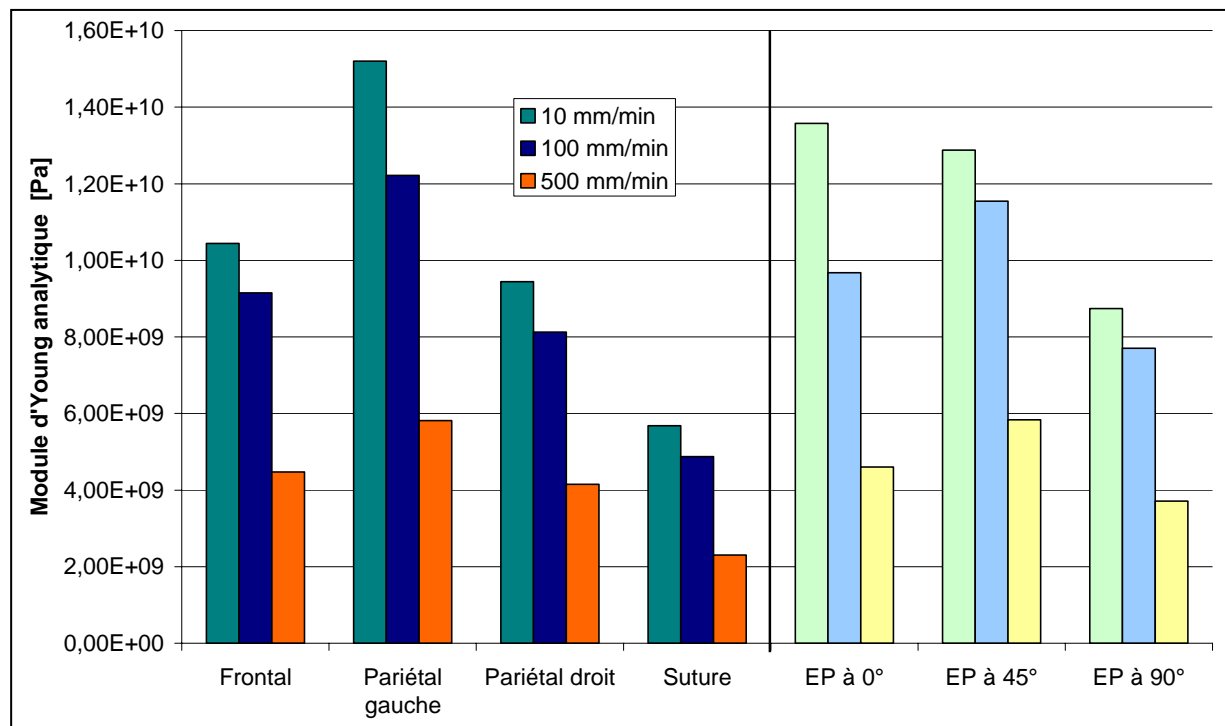


Figure 31 : Histogramme des modules d'Young en flexion pour chaque zone et orientation à différentes vitesses de sollicitation

Sur ce graphique, on remarque une importante diminution des propriétés mécaniques sous l'effet d'une vitesse de sollicitation croissante. En effet, une diminution moyenne de 58% a été remarquée sur tous les échantillons lorsque la vitesse varie de 10 à 500 mm/min. Cette diminution est moins notable (15 %) lorsque celle-ci n'évolue que d'un rapport de 10 (10 à 100 mm/min). Pour le saut de vitesse suivant (100 à 500 mm/min), la perte de résistance mécanique est la plus élevée; elle s'élève à 51 %.

Ce comportement est à l’encontre de celui classiquement observé sur les matériaux courants. Il n’en demeure pas moins intéressant pour des applications de type absorbeur d’énergie (diminution du pic d’accélération lors d’un impact frontal).

Une mesure locale des déformations a été mise en place afin d’obtenir une valeur plus fine du module. Pour cela, certaines éprouvettes testées ont été instrumentées de jauges de déformation métalliques. Cette démarche est décrite dans le paragraphe ci-après.

3.4) Instrumentations de jauges de déformation

Pour cette partie, un ensemble de 18 éprouvettes prélevées sur 3 SHPM a été instrumenté de jauges de déformation. Les éprouvettes choisies sont EP01, EP02, EP09, EP10, EP13 et EP14, issues des sujets T34/T35/T36.

Les caractéristiques techniques des jauges sont présentées dans la Figure 32.

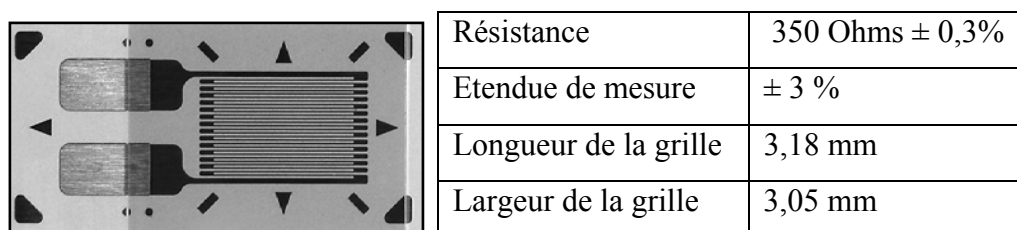


Figure 32 : Caractéristiques techniques des jauges usitées

Deux jauges ont été mises en place pour chaque éprouvette et positionnées en vis-à-vis sur les tables interne et externe (Figure 33). Les jauges sont collées au centre de chaque éprouvette (au niveau de la largeur), au moyen d’une colle cyanoacrylate. Des montages en quart de ponts ont été utilisés pour la mesure courante de la déformation locale.

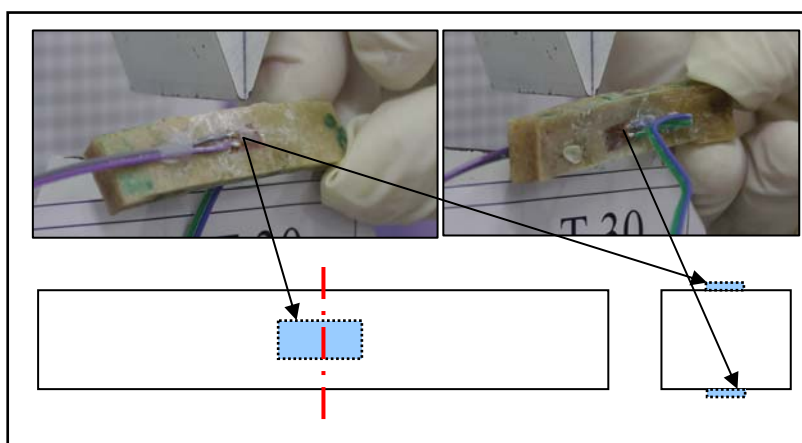


Figure 33 : Positions des jauges de déformation sur une éprouvette

Pour chaque éprouvette, 3 cycles à 10 mm/min, puis 3 à 100 mm/min et 3 cycles à 500 mm/min ont été réalisés. La Figure 34 présente la déformation en fonction du temps pour les

trois cycles réalisés à 10 mm/min sur une éprouvette. La courbe rose présente la déformation de la jauge située au niveau de la table externe. Celle-ci est principalement sollicitée en compression. Inversement, la courbe bleue représentant la jauge collée au niveau de la table interne est sollicitée en traction. Sur cette figure, on remarque que les déformations ne sont pas symétriques.

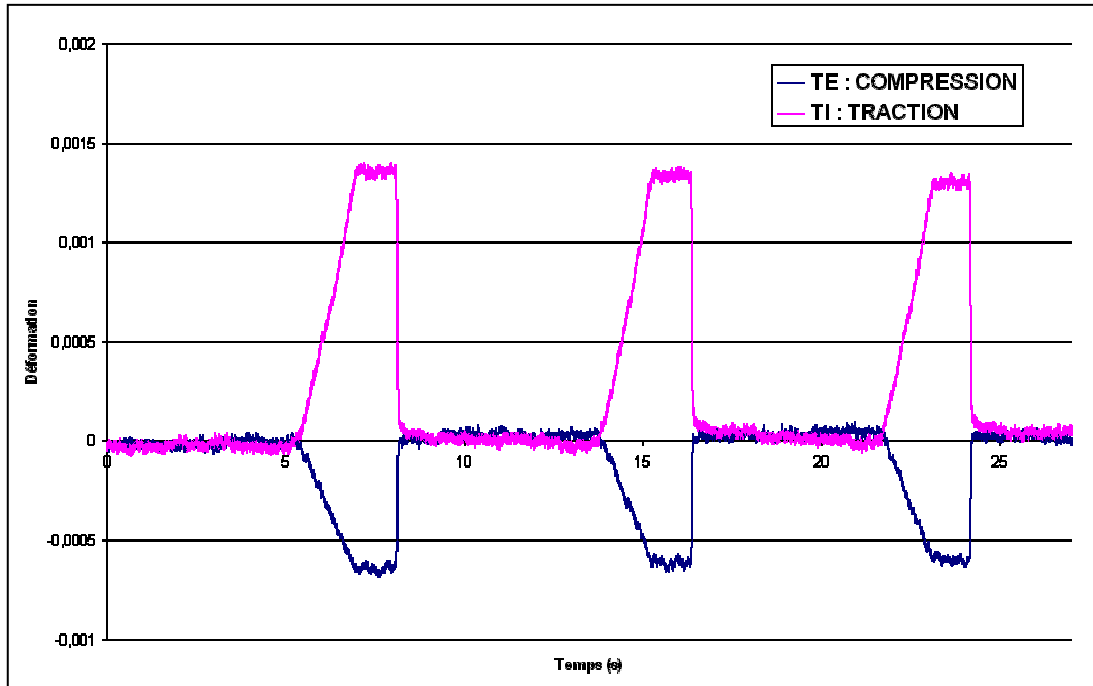
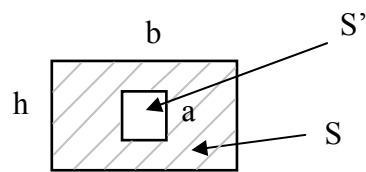
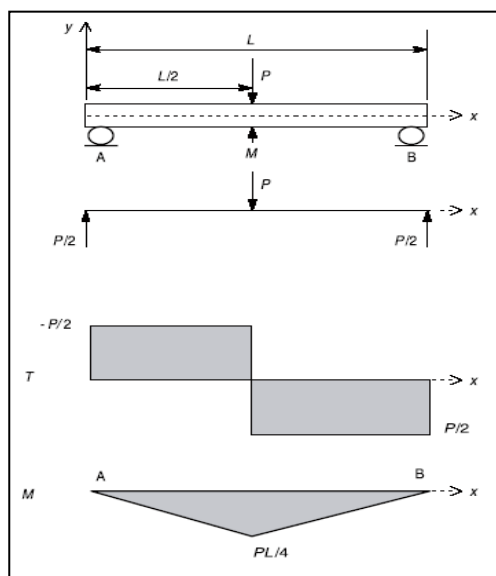


Figure 34 : Exemple de déformation des jauges à 10 mm/min pour une éprouvette

Pour identifier la loi de comportement, une contrainte analytique a été calculée. La même poutre droite de section constante décrite dans la partie précédente a été considérée (Figure 35).



- P la charge en N
- L la distance entre appuis (m)
- y la distance entre la fibre neutre et le point M (m)
- I l'inertie quadratique (m⁴)
- M_f le moment fléchissant en N.m
- σ la contrainte en Pa
- h l'épaisseur de l'éprouvette (m)
- b la largeur de l'éprouvette (m)
- S la surface pleine (m²)
- S' la surface creuse (m²)

Figure 35 : Poutre droite de section constante avec en son milieu une charge P

En utilisant la loi de Hooke, on obtient $\sigma = \frac{Mf}{I} \times y$ avec $Mf_{\max} = -\frac{P}{2} \times \frac{L}{2}$ et $I = \frac{b \times h^3}{12} - \frac{a^4}{12}$

Le calcul de l'inertie quadratique est identique à celui utilisé pour le calcul du module élastique analytique.

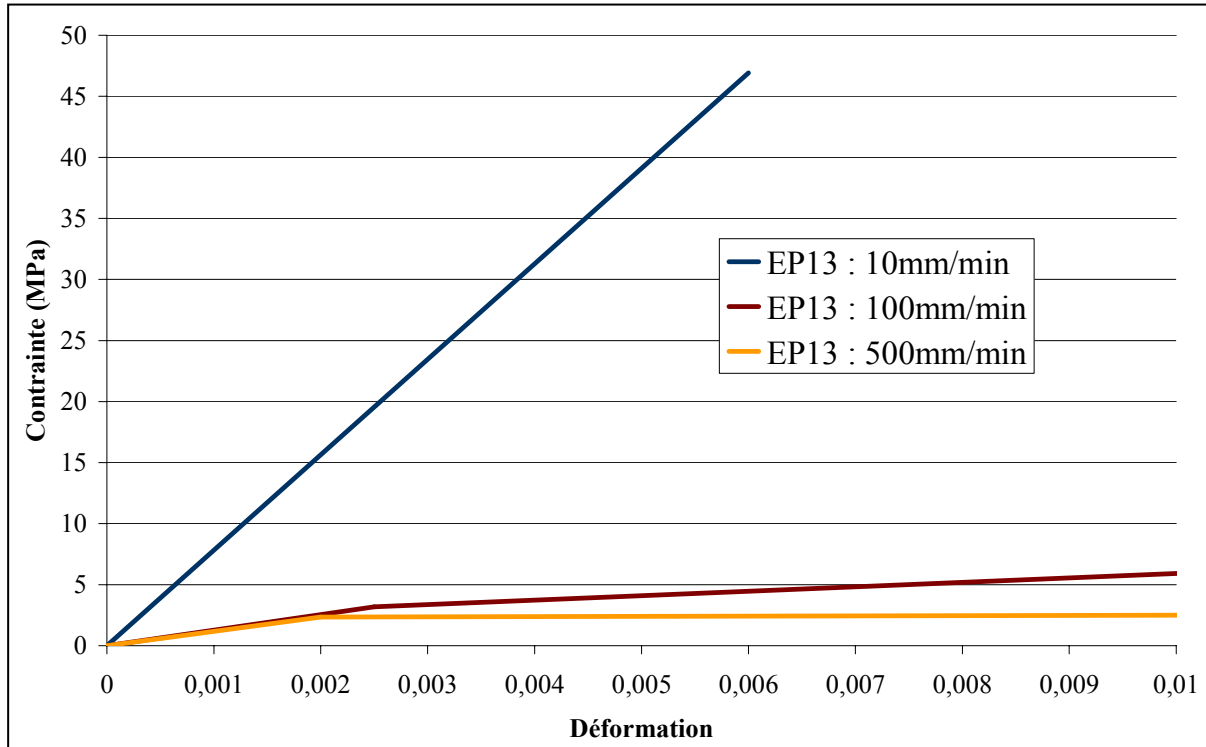


Figure 36 : Evolution de la contrainte en fonction de la déformation de l'échantillon T34-EP13 à différentes vitesses de sollicitation

La Figure 36 présente l'évolution du module équivalent dans le domaine élastique de l'échantillon 13 prélevé sur le sujet 34. La courbe bleue représentant l'essai à 10 mm/min est linéaire, tandis que la rouge et la jaune, représentant respectivement le comportement de l'échantillon à 100 et 500 mm/min, est d'allure bilinéaire. On remarque, une importante diminution entre 10 et 100 mm/min du module d'élasticité. Pour le saut de vitesse suivant, le module élastique est conservé et un second module élastique apparaît. Ce second module tend à décroître entre 100 et 500 mm/min.

La Figure 37 présente l'évolution du module équivalent (moyenne des 18 éprouvettes) à différentes vitesses de sollicitation, calculé à partir des jauges de déformation (pour les histogrammes en bleu et rouge) et utilisant le modèle analytique décrit dans la partie précédente (histogramme en jaune).

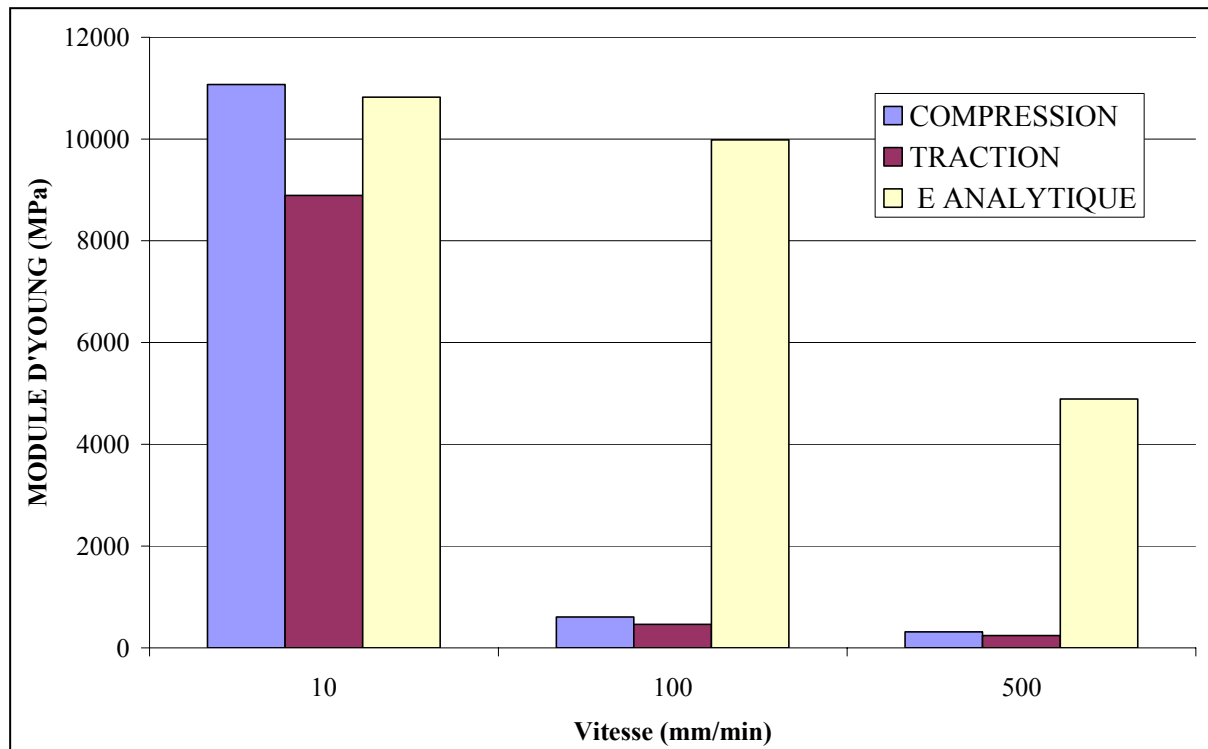


Figure 37 : Histogramme de l'évolution des modules d'Young [jauge en compression, jauge en traction et modèle analytique] en fonction des vitesses de sollicitation.

A 10 mm/min, le modèle analytique du calcul du module équivalent donne des résultats très proches de la réalité. Par contre à 100 et 500 mm/min, le modèle analytique n'est plus valide. Pour rappel, le modèle analytique a été développé pour des vitesses à 10 mm/min sur des SHPM « frais ».

Une diminution de 97 % est notée lorsque la vitesse varie de 10 à 500 mm/min pour le module d'Young des jauges situées au niveau des tables externe et interne. Les propriétés mécaniques de l'os du crâne humain sont fortement dépendantes de la vitesse de sollicitation. Le modèle analytique du calcul du module équivalent peut être validé pour des sollicitations à 10 mm/min.

La Figure 37 montre également que les propriétés mécaniques de l'os du crâne humain sont fortement dépendantes du type de sollicitation. En effet, lors de l'essai de flexion trois points, la jauge située au niveau de la table externe de l'éprouvette est principalement sollicitée en compression et inversement la jauge au niveau de la table interne est sollicitée en traction. Sur la Figure 37, on remarque une diminution de 26 % entre les modules équivalents en compression et traction.

Vitesse (mm/min)	E COMPRESSION (MPa)			E TRACTION (MPa)			Différence (%)		
	10	100	500	10	100	500	10	100	500
Frontal	14029	756	257	11125	558	180	20,7	26,1	29,9
Pariétal gauche	12132	1092	992	11091	915	830	8,6	16,2	16,3
Pariétal droit	12530	679	242	9901	499	174	21,0	26,6	28,1
Suture	6853	409	109	5048	224	56	26,3	45,2	48,6

Tableau 14 : Tableau de l'évolution du module équivalent en fonction de la zone et du type de sollicitation de la jauge

Le Tableau 14 présente l'évolution du module d'élasticité par zone et par type de sollicitation. Les modules en compression et traction sont plus faibles pour les éprouvettes prélevées au niveau de la suture coronale. De plus, on remarque sur ces éprouvettes la plus grande différence entre les deux modules pour toutes les vitesses de sollicitation. De manière générale, plus on augmente la vitesse de sollicitation, plus on accroît l'écart entre les modules d'élasticité en compression et en traction.

La Figure 38 présente l'évolution par zone de prélèvement, de la contrainte à 0,1 % de déformation en fonction de la vitesse de déformation. Cette vitesse de déformation est calculée par dérivation temporelle en déformation issue des réponses des jauges.

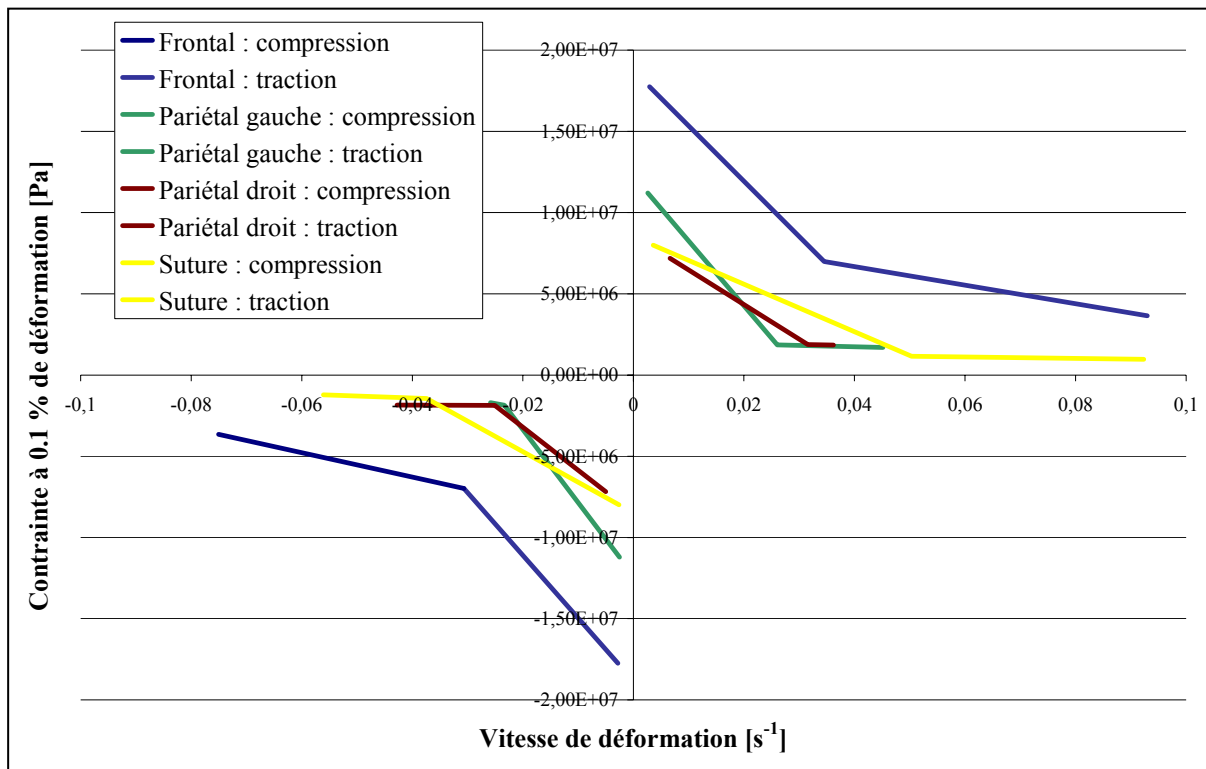


Figure 38 : Evolution de la contrainte à 0,1 % de déformation en fonction de la vitesse de déformation

Sur la figure ci dessus sont représentées les valeurs de contrainte des 18 éprouvettes moyennées par zone. On remarque le même phénomène que précédemment, à savoir que plus la vitesse de déformation augmente, plus la contrainte à 0,1 % de déformation diminue. Les éprouvettes de l'os frontal ont un comportement différent des éprouvettes des autres zones. Les vitesses de déformations maximales observées avoisinent les $0,1 \text{ s}^{-1}$. Ces vitesses sont basses ; des études supplémentaires devront être effectuées afin de vérifier si ces tendances observées sont toujours les mêmes à des vitesses de sollicitations plus élevées.

3.5) Séparation des éprouvettes

Pour cette partie, 42 éprouvettes prélevées sur les 7 SHPM congelés ont été séparées en deux. 6 éprouvettes ont été étudiées par tête : EP01, EP02, EP09, EP10, EP13 et EP14. La découpe a été réalisée à l'aide d'une scie oscillante fixée sur un banc. L'objectif de cette démarche est de comprendre l'influence du système cortical/spongieux/cortical en étudiant chaque couche de cortical séparément. Le trait de scie a été réalisé au niveau de la diploë (Figure 39). La partie composée par principalement la table externe et peu de spongieux est dénommée TS (Table Supérieure) et inversement l'autre partie composée d'une zone spongieuse faible et de la totalité de la table interne : TI (Table Inférieure).



Figure 39 : Séparation des éprouvettes à l'aide d'une scie oscillante

La Figure 40 présente l'évolution des épaisseurs en fonction des zones de prélèvement. La table supérieure est toujours plus épaisse que la table inférieure. Les mêmes tendances en terme de variation d'épaisseur en fonction des zones osseuses restent inchangées avant et après prélèvement.

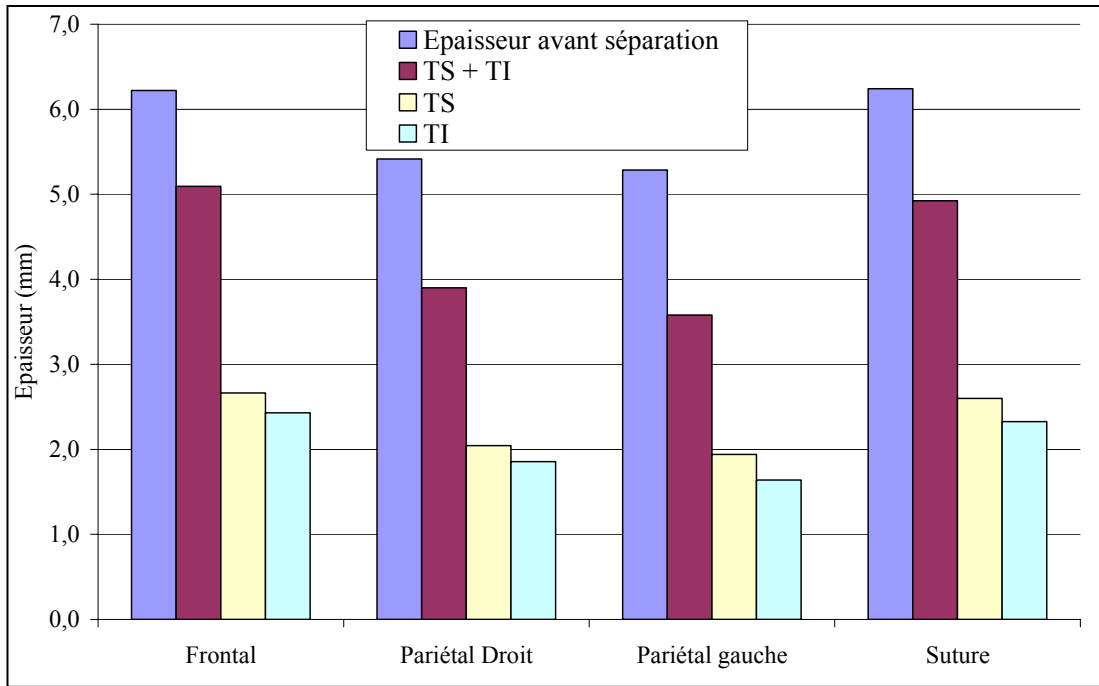


Figure 40 : Histogramme des épaisseurs des éprouvettes séparées

On peut constater sur la Figure 41 que les parties prélevées ont une masse volumique plus importante que les éprouvettes avant séparation. Les tables séparées contiennent donc principalement de l'os cortical. La masse volumique des tables supérieures est plus importante que celle des tables inférieures quelque soit la zone de prélèvement des éprouvettes.

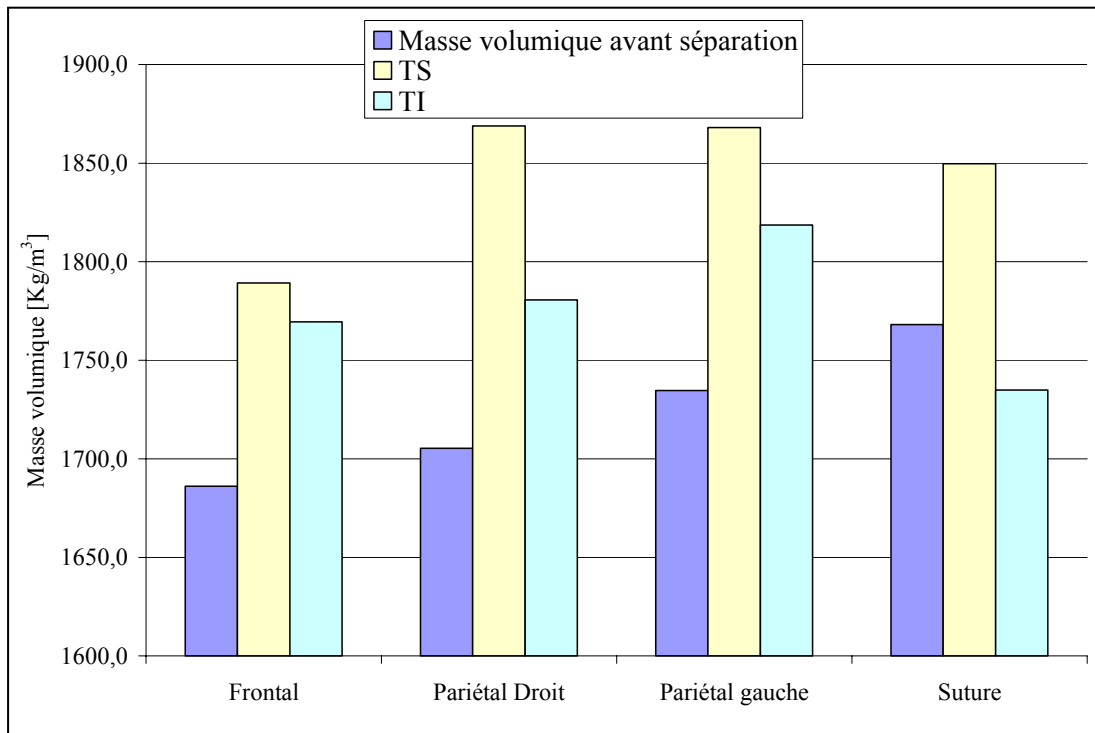


Figure 41 : Histogramme des masses volumiques pour chaque zone

Les 42 éprouvettes séparées en deux ont été testées en flexion trois points à 10 mm/min jusqu'à leur rupture. Les conditions d'appui de chaque table sont identiques aux essais réalisés avant séparation. Une comparaison du cyclage à 10 mm/min sur les éprouvettes testées avant séparation et les tables testées à 10 mm/min jusqu'à rupture est réalisée.

La Figure 42 présente les courbes effort/déplacement pour l'éprouvette T32-EP10. Les tables supérieure et inférieure ont un comportement fragile similaire aux essais sur les SHPM « frais ».

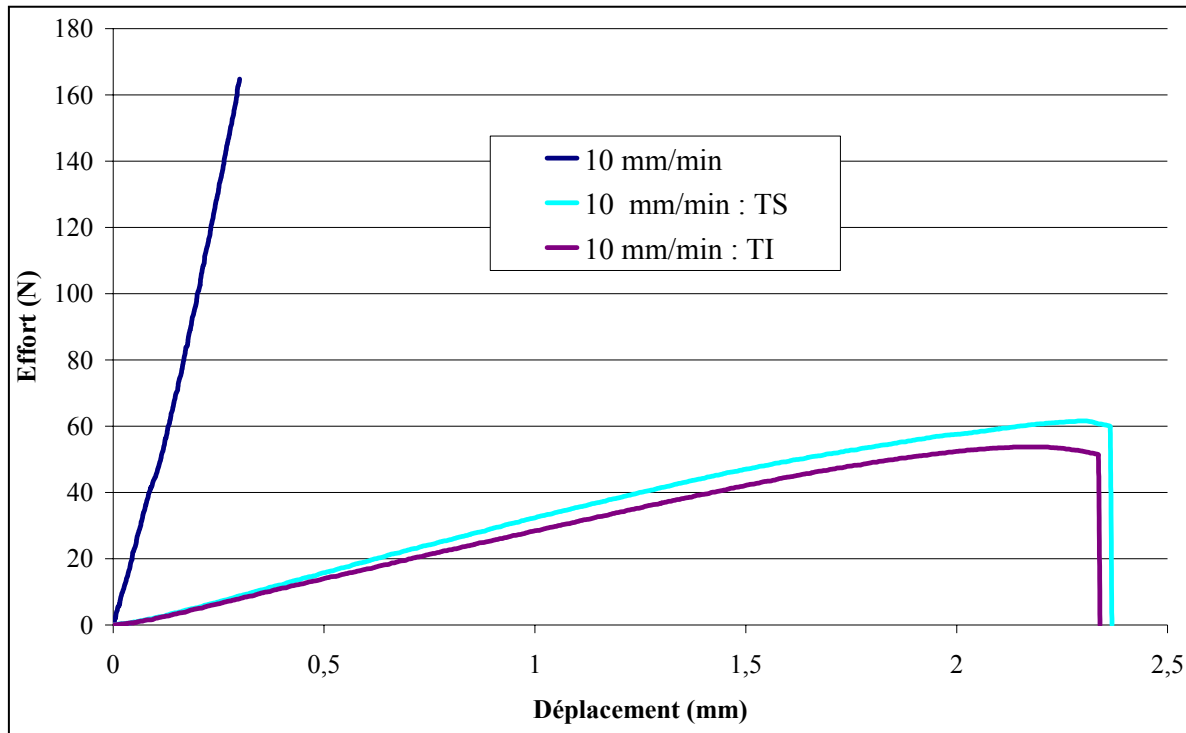


Figure 42 : Courbe effort/déplacement de l'éprouvette T32-EP10

Ci-dessous (Figure 43), est représentée la raideur des éprouvettes avant séparation (histogramme bleu). Les tables supérieures ont une raideur plus importante que les tables inférieures, ce qui peut s'expliquer en partie par les épaisseurs qui sont elles aussi plus importantes au niveau des tables supérieures.

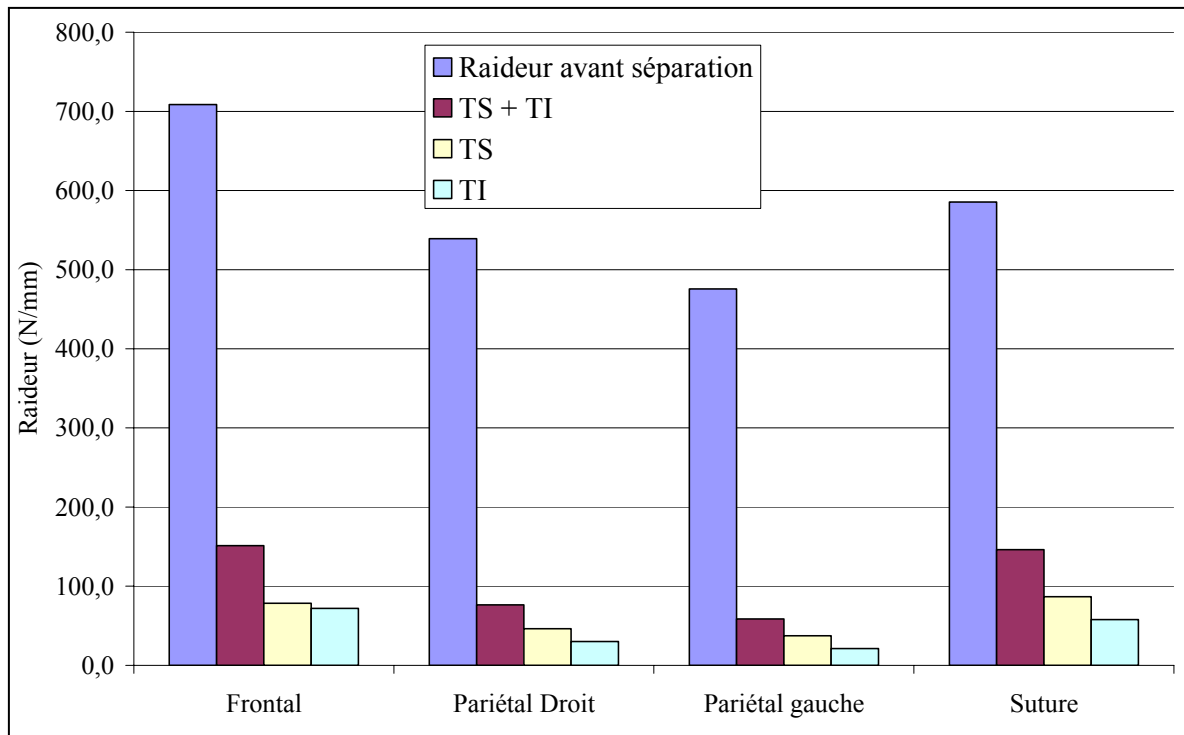


Figure 43 : Histogramme des raideurs pour chaque zone

Le Tableau 15 présente les valeurs moyennées pour les calculs du module élastique des éprouvettes EP01, EP02, EP09, EP10, EP13 et EP14 pour chacun des sujets testés. Le module « E GLOBAL » résulte du calcul du module équivalent analytique à l'aide de la méthode décrite dans la précédente partie pour les éprouvettes avant séparation. Le calcul du module des tables supérieure et inférieure est réalisé en considérant une poutre droite pleine. Le calcul de la partie centrale de l'éprouvette est estimé en prenant en compte les épaisseurs des deux tables et l'épaisseur totale de chaque échantillon.

Le module des tables supérieure et inférieure est toujours prépondérant devant le module global, soit 11,5 GPa. Cette valeur correspond principalement au module de l'os cortical seul.

Inversement, pour la partie centrale, le module moyen obtenu est de 7,6 GPa. Celui-ci correspond au module d'élasticité du matériau constitutif de la diploë, mais il paraît surestimé. Celui-ci peut être erroné à cause de plusieurs paramètres : une poutre droite pleine est considérée pour le calcul de ce module, les épaisseurs ne sont pas toujours homogènes dans les éprouvettes, le moyen de conservation que nous allons analyser par la suite, ...

SUJET	E GLOBAL (MPa)	E TS+TI (MPa)	E TS (MPa)	E TI (MPa)	E ESTIME TABLE CENTRE (MPa)
T30	5934	7654	7487	7820	5021
T31	6361	8298	10461	6134	5949
T32	7918	8460	9319	7601	7780
T33	6410	11026	11937	10115	5049
T34	18910	25947	19505	32389	16955
T35	8926	9527	9607	9447	8763
T36	4807	9659	6700	12619	3978

Tableau 15 : Module élastique équivalent des éprouvettes séparées

3.6) Conclusions sur l'étude expérimentale sur SHPM congelé

Des essais de flexion trois points ont été menés sur 105 éprouvettes prélevées sur 7 SHPM masculins. La moyenne d'âge de ces sujets est de 79 ans. Ces essais ont mis en évidence la possibilité de réaliser des cyclages sur éprouvettes osseuses : des cycles à 10, 100 et 500 mm/min ou 500, 100 et 10 mm/min ont été menés. Dans ces deux cas, un effet similaire de vitesses a été observé. Le module d'élasticité équivalent diminue lorsque la vitesse augmente :

$$E_{500\text{mm/min}} = 4550 \text{ MPa} < E_{100\text{mm/min}} = 9300 \text{ MPa} < E_{10\text{mm/min}} = 11\ 000 \text{ MPa}$$

Une analyse locale a été réalisée sur 18 échantillons à partir des informations recueillies par l'intermédiaire de jauges de déformation placées en vis-à-vis sur les tables externe et interne. Cette analyse a permis de confirmer la valeur du module d'élasticité analytique pour la vitesse de 10 mm/min. De plus, une diminution de 26 % entre les modules en compression et en traction a été remarquée.

Un lot de 42 éprouvettes a été séparé en deux parties et testé en flexion trois points à 10 mm/min. L'objectif était ici d'obtenir les caractéristiques des tables prises séparément et de vérifier si celles-ci étaient comparables, puisqu'à priori représentatives de l'os cortical seul. Ces essais ont permis d'aboutir à :

$$E_{\text{table supérieur}} = 10,7 \text{ GPa} < E_{\text{table inférieur}} = 12,3 \text{ GPa}$$

IV. COMPARAISON DES ESSAIS SUR SHPM « FRAIS » ET CONGELES

Cette partie a pour objectif de confronter les échantillons issus de SHPM « frais » à ceux congelés. Pour rappel, les essais sont réalisés à l'aide d'un même dispositif expérimental, pour des vitesses similaires. Seul le mode de conservation a été modifié.

4.1) Caractéristiques générales

Le nombre d'échantillons congelés (105) est quatre fois moins important que celui de la campagne réalisée sur SHPM « frais » (380).

Dans les deux cas, les éprouvettes sont prélevées sur des SHPM masculins. La cartographie de prélèvement des éprouvettes est similaire. L'âge moyen des sujets est sensiblement le même pour les deux modes de conservation.

	FRAIS	CONGELES
Nombre de SHPM	20	7
Nombre d'échantillons	380	105
Age moyen des sujets (ans)	71	79
Durée décès-essais (jours)	12	242

Tableau 16 : Caractéristiques générales des SHPM « frais » et congelés

4.2) Epaisseur des échantillons

La Figure 44 présente l'histogramme des épaisseurs pour chaque zone et orientation pour chaque type de conservation. Dans tous les cas, les échantillons prélevés sur les SHPM congelés sont d'épaisseur plus faible que ceux issus des sujets « frais ». Les tendances observées sur SHPM « frais » restent valables, sauf dans le cas de la zone frontale. Les éprouvettes des zones pariétales droite et gauche ont sensiblement la même épaisseur. Les éprouvettes parallèles à la suture sagittale ont une épaisseur moins importante que celles à 45 ou 90 degrés.

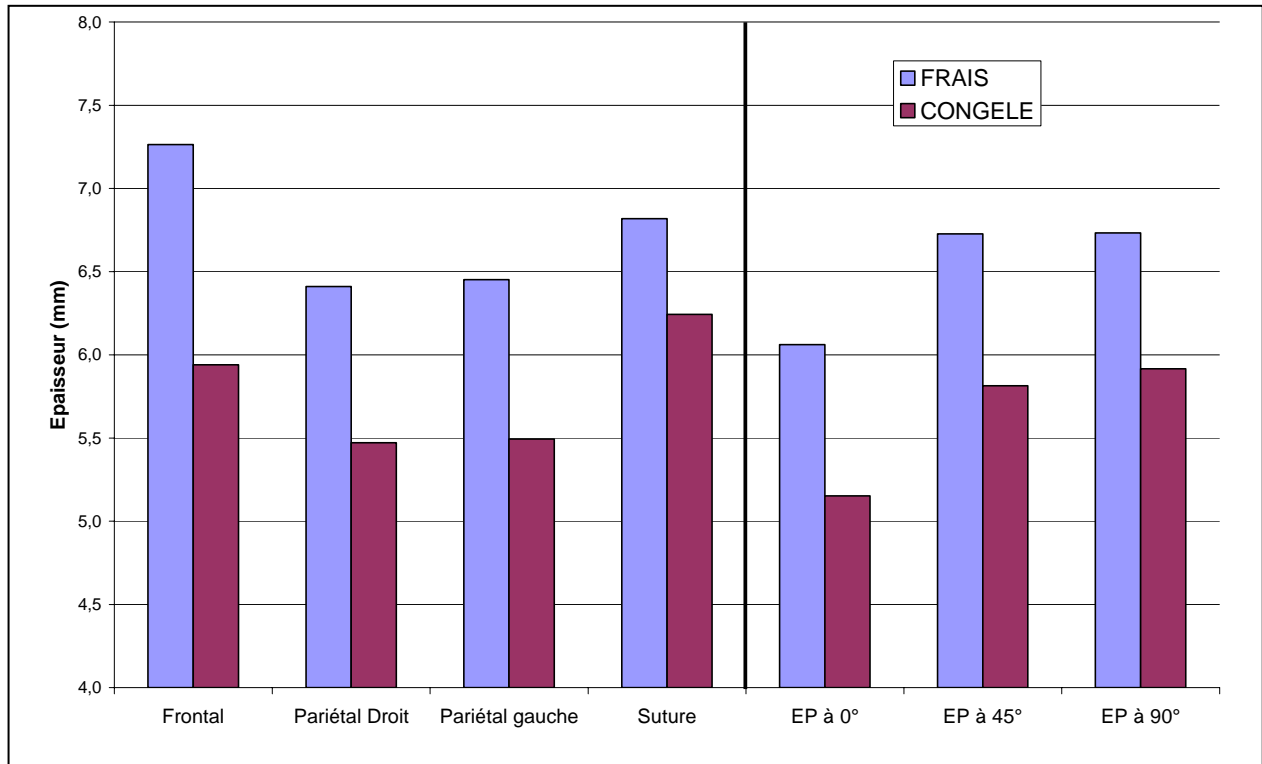


Figure 44 : Histogramme des épaisseurs pour chaque zone et orientation pour les SHPM « frais » et congelé.

4.3) Masse volumique des échantillons

La Figure 45 présente la répartition de la masse volumique en fonction des différentes zones et orientations pour les deux types de conservation. La masse volumique des SHPM congelés est plus importante que celle des SHPM « frais » quelque soit la zone de prélèvement. Cette tendance peut être due à la variation inter-individu ou à la congélation. Les tendances générales sont respectées pour les deux types de conservation. Les éprouvettes issues des sutures ont une masse volumique plus importante que les autres. De même, les échantillons parallèles à la suture sagittale ont leur masse volumique plus importante que ceux prélevés à 45 ou 90 degrés.

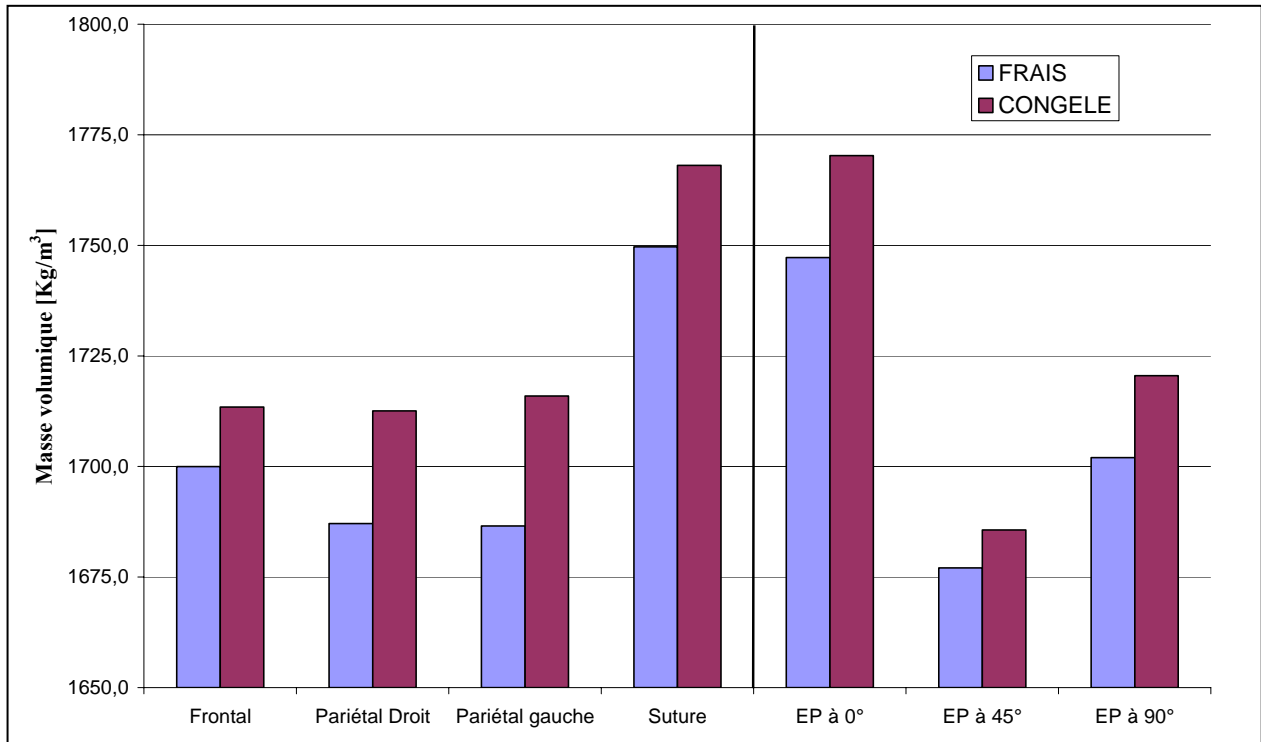


Figure 45 : Histogramme des masses volumiques pour chaque zone et orientation pour les SHPM « frais » et congelé.

4.4) Propriétés mécaniques

Le même protocole expérimental est exploité pour les deux modes de conservation. Les cartographies de prélèvement sont identiques, les essais de flexions trois points sont réalisés sur le même dispositif expérimental à 10 mm/min. La même relation pour le calcul du module équivalent est utilisée. L'histogramme de la Figure 46 présente l'évolution de ce module en fonction de chaque zone et orientation pour les deux moyens de conservation. Il en résulte des tendances quasi similaires, excepté pour la zone pariétale gauche qui n'a pas des propriétés identiques à l'os frontal droit dans le cas congelé. Toutefois, des variations importantes sont à noter entre les deux moyens de conservation :

- $E_{\text{moyen congelé}} = 2,18 * E_{\text{moyen frais}}$
- $E_{\text{frontal congelé}} = 2,74 * E_{\text{frontal frais}}$
- $E_{\text{pariétal droit congelé}} = 3,07 * E_{\text{pariétal droit frais}}$
- $E_{\text{pariétal gauche congelé}} = 1,91 * E_{\text{pariétal gauche frais}}$
- $E_{\text{suture congelé}} = 1,56 * E_{\text{suture frais}}$

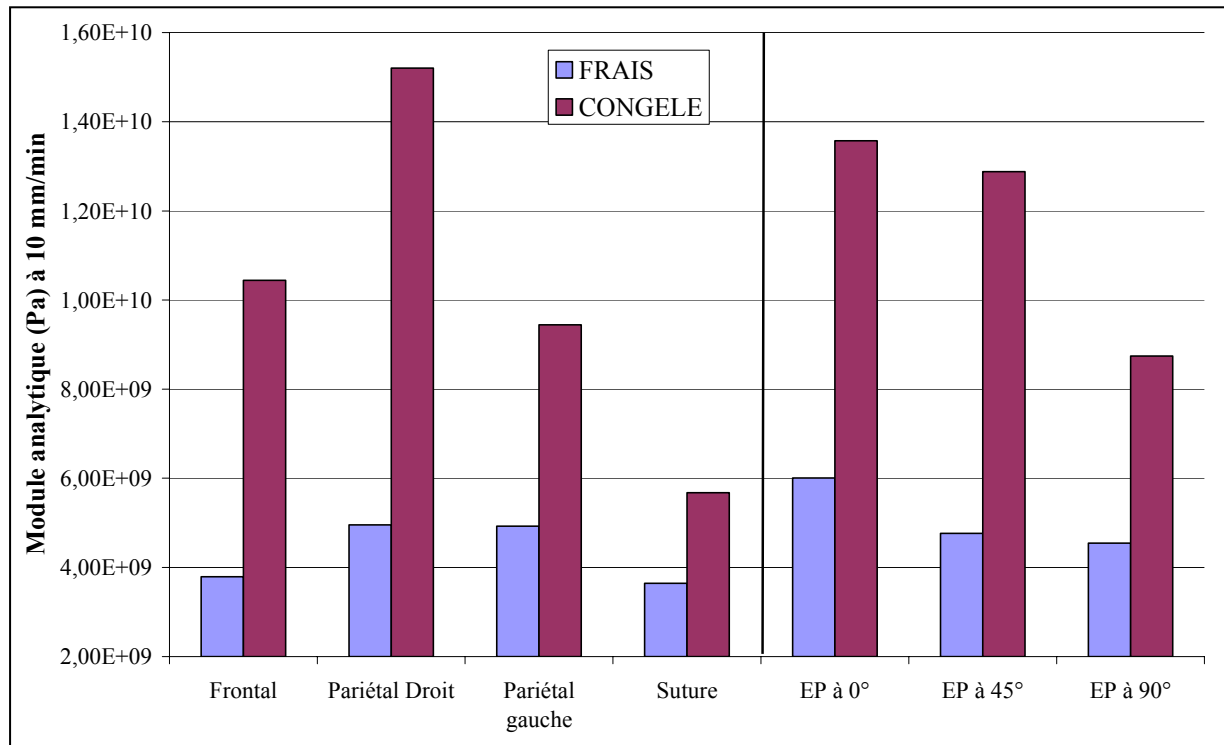


Figure 46 : Module d'élasticité équivalent des SHPM "frais" et congelés

Il en résulte que la tendance observée ($E_{\text{congelé}} > E_{\text{frais}}$) va à l'encontre des résultats obtenus par Crandall [CRA 94]. Une augmentation de plus de 200% des caractéristiques mécaniques ne peut avoir pour seule origine la variation inter-individu. Une étude vibratoire (assurant une intégrité parfaite de la structure) sur omoplate de bœuf est mise en place afin de quantifier sur un même échantillon l'influence de sa congélation.

4.5) Analyse vibratoire d'une éprouvette prélevée sur omoplate de bœuf « fraîche » puis congelée

Deux échantillons de 70*70 mm sont prélevés sur deux omoplates « fraîches » de bœuf (les omoplates proviennent de bœufs différents). L'analyse vibratoire est réalisée sur 35 points de mesure (1 point tous les 10 mm). L'éprouvette est collée sur un support en mousse par l'intermédiaire d'une bande adhésive double face (Figure 47). L'utilisation de ce support permet de mesurer une réponse en libre-libre du système étudié.

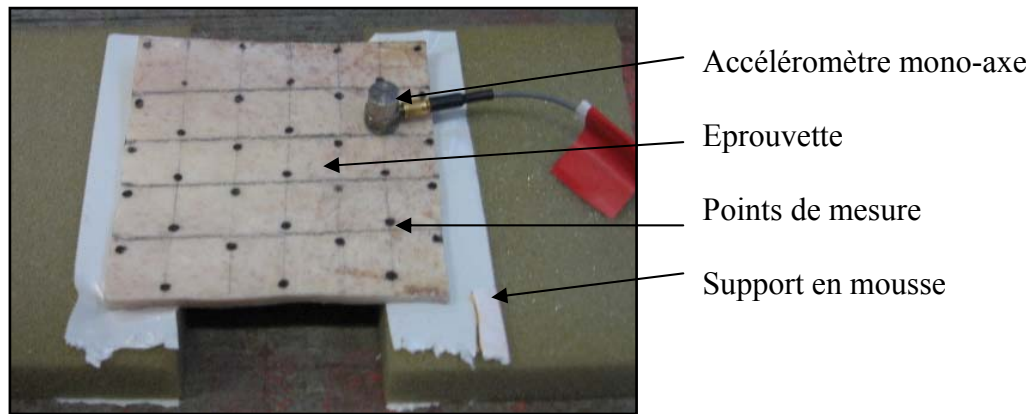


Figure 47 : Conditions limites de l'échantillon pour l'analyse vibratoire

Un accéléromètre mono-axe est employé (masse : 2,5 g). L'excitation vibratoire s'effectue à l'aide d'un marteau ayant un capteur de force intégré de type Dytran et de sensibilité réglable. Afin d'étudier les vibrations de la structure jusqu'aux hautes fréquences, un embout dur est fixé à son extrémité. Le système d'acquisition utilisé est le SCADAS LMS. 5 impacts par point sont réalisés pour assurer une bonne répétabilité de la mesure. L'analyse est répétée 2 fois.

La première analyse vibratoire est réalisée lors du prélèvement de l'échantillon. Il est donc considéré comme « frais ». Les résultats de chaque mode pour l'échantillon OMO 01 et OMO 02 sont résumés dans le Tableau 17 : 3 modes propres ont été identifiés par échantillon.

Fréquence expérimentale	Mode 1 (Hz)	Mode 2 (Hz)	Mode 3 (Hz)
OMO 01 _ESSAI 1	1066.72	1386.2	4370
OMO 01 _ESSAI 2	1064	1386.4	4395.66
Moyenne OMO 01	1065.1	1386.3	4382.83
Ecart type OMO 01	1.95	0.14	18.14
OMO 02 _ESSAI 1	1821.63	3056.53	4216.96
OMO 02 _ESSAI 2	1826.94	3069.1	4253.72
Moyenne OMO 02	1824.3	3062.8	4235.3
Ecart type OMO 02	3.75	8.89	26

Tableau 17 : Analyse vibratoire sur éprouvettes prélevées sur omoplate « fraîche ».

Une erreur de moins de 1 % est observée entre chaque analyse fréquentielle. Il est donc possible d'étudier l'influence de la conservation sur un même échantillon.

Deux types de conservations sont étudiés. L'échantillon OMO 01 est resté à température ambiante. Deux analyses vibratoires sont réalisées au bout de 31 et 62 jours.

L'échantillon OMO 02 est congelé pendant 31 jours à -20°C. Une nouvelle analyse vibratoire est réalisée sur celui-ci. Il est ensuite recongelé pendant 31 jours, et une analyse vibratoire est reconduite dans les mêmes conditions.

L'ensemble des résultats issus de l'analyse vibratoire est présenté dans le Tableau 18 en fonction du mode de conservation considéré. Une augmentation de plus de 1% est constatée dans tous les cas. Un phénomène physique est donc observé. Pour l'échantillon OMO 01, resté à température ambiante, on remarque une augmentation moyenne des fréquences de 6% tous les 31 jours. De même, pour l'éprouvette OMO 02, mise au congélateur, une augmentation de 3,32 % tous les mois est remarquée. La congélation ralentit donc le phénomène de vieillissement.

En extrapolant ces résultats sur le module équivalent, on observerait donc une augmentation de celui-ci de 3,32 % pour un échantillon conservé au congélateur pendant 31 jours.

		Fréquence expérimentale (Hz)			Variation entre frais et conservation (%)		
		MODE 1	MODE 2	MODE 3	MODE 1	MODE 2	MODE 3
OMO 01	J: FRAIS	1065	1386	4382			
	T°ambiante J+ 31 jours	1120	1479	4545	5,15	6,71	3,72
	T°ambiante J+ 62 jours	1135	1497	4642	6,56	8,01	5,93
OMO 02	J: FRAIS	1824	3063	4235			
	-20°C J+31 jours	1853	3105	4347	1,59	1,37	2,64
	-20°C J+62 jours	1929	3165	4456	5,76	3,33	5,22
		Moyenne T° ambiante			6,01		
		Moyenne congélation			3,32		

Tableau 18 : Analyse vibratoire suivant les deux modes de conservation

4.6) Relation entre les paramètres géométriques et les propriétés mécaniques de l'os du crâne humain « frais » et congelé

L'objectif final de cette recherche est de développer un modèle de tête personnalisable (physique ou numérique). Une étude préalable réalisée sur le modèle éléments finis de Valenciennes (chapitre I) a permis de montrer que le caractère déformable de l'os du crâne humain intervient dans les mécanismes lésionnels. Afin de développer de nouveaux critères de blessures, il serait donc judicieux de modéliser la tête de la victime d'un accident et

d'implémenter dans celle-ci les propres caractéristiques mécaniques de l'accidenté. Une relation entre le module équivalent à 10 mm/min, « l'épaisseur moyenne et la densité moyenne » de chaque sujet « frais » a donc été développée. Les propriétés mécaniques, les épaisseurs et les densités proviennent des valeurs moyennées des 19 éprouvettes testées. Un coefficient de corrélation de **0,81** a été trouvé et la relation nous donne (Figure 48) :

$$\text{FRAIS} \rightarrow E_{\text{analytique}} = 905617 * [\text{épaisseur} * \text{densité}]^{-2,1744}$$

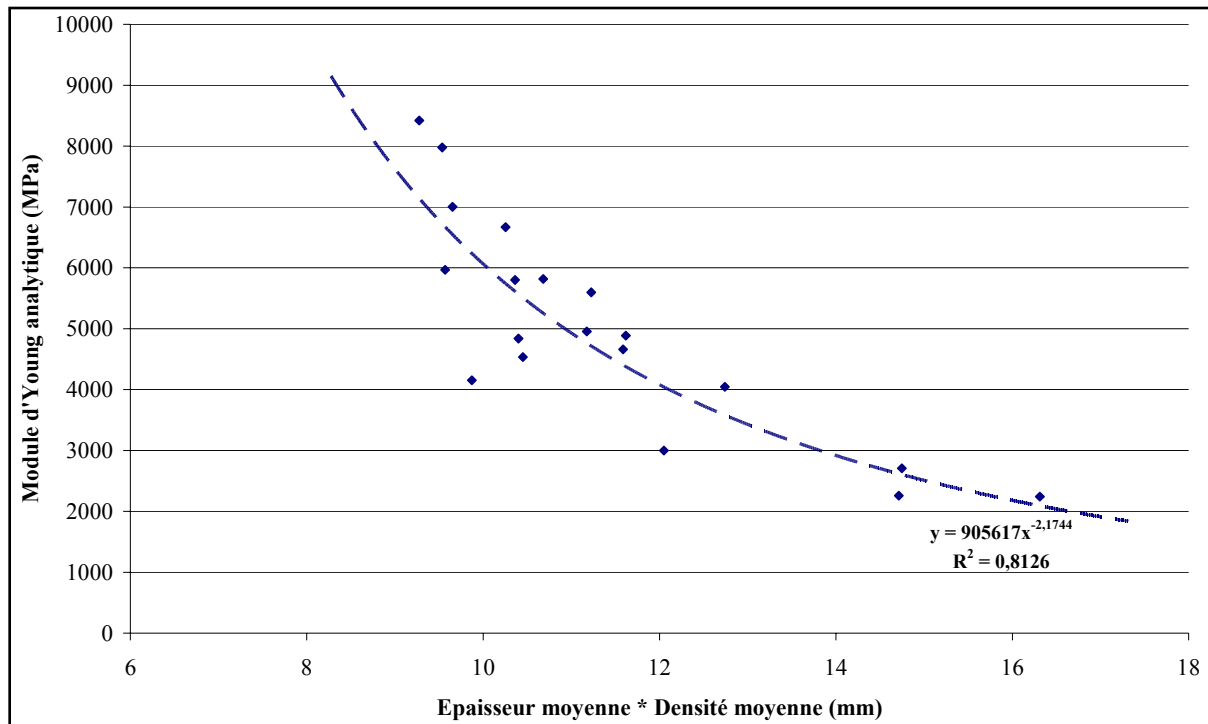


Figure 48 : Module d'élasticité équivalent en fonction de l'épaisseur * densité des SHPM "frais"

Lors de notre étude sur l'omoplate de bœuf, une augmentation de 3,32 % (entre le congelé et le « frais ») des propriétés mécaniques a été observée tous les 31 jours de congélation. Une estimation du module d'Young « frais » de nos sujets congelés est donc possible. Nous obtenons la formule suivante :

$$E_{\text{frais estimé}} = \frac{E_{\text{congelé}}}{\alpha + 1}$$

Avec : $\alpha = \frac{\text{Nombre de jours de congélation}}{31} * 0,0332$

Le Tableau 19 présente les résultats obtenus.

Sujet	Durée de conservation (jours)	E congelé (MPa)	α (JOUR)	E frais estimé (MPa)
T30	508	11395,31	0,54	7380,13
T31	102	6965,33	0,11	6279,38
T32	120	9077,13	0,13	8043,42
T33	418	6715,15	0,45	4638,61
T34	217	25241,86	0,23	20481,87
T35	263	13299,79	0,28	10376,97
T36	62	4313,22	0,07	4044,66

Tableau 19 : Estimation du module d'élasticité équivalent "frais" pour les SHPM congelés

En ajoutant les données du congelé, la figure 49 est obtenue.

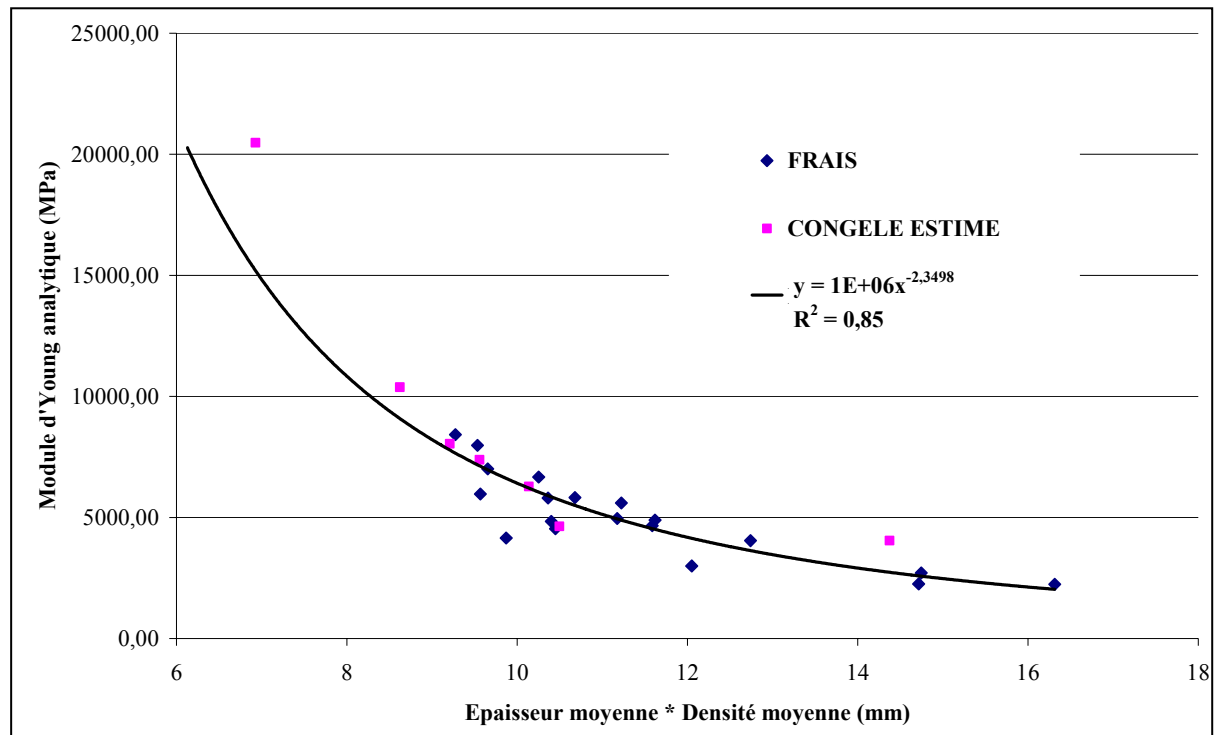


Figure 49 : Module d'élasticité équivalent en fonction de l'épaisseur * densité des SHPM "frais" et congelés estimés

La relation trouvée précédemment semble être valable sur les sujets frais et sur les sujets congelés (E estimé). Si l'on recalcule la relation en ajoutant les données du congelé (E estimé) à celle du frais, nous obtenons :

$$\text{FRAIS} + \text{CONGELE ESTIME} \rightarrow E_{\text{analytique}} = 10^6 * [\text{épaisseur} * \text{densité}]^{-2,3498}$$

Un coefficient de corrélation de 0,85 est obtenu ; ce résultat apparaît comme satisfaisant au regard des variations inter-individus.

4.7) Conclusions sur la comparaison entre les SHPM « frais » et congelé

Dans cette partie, les résultats de 380 éprouvettes issues de SHPM « frais » ont été confrontés à ceux de 105 échantillons issus de sujets congelés. Il en ressort d'une part que le module équivalent du congelé est deux fois supérieur à celui du « frais » et que des variations sont perceptibles entre les deux modes de conservation d'autre part:

$$\begin{aligned} E_{\text{frontal congelé}} &= 2,74 * E_{\text{frontal frais}} \\ E_{\text{pariétal droit congelé}} &= 3,07 * E_{\text{pariétal droit frais}} \\ E_{\text{pariétal gauche congelé}} &= 1,91 * E_{\text{pariétal gauche frais}} \\ E_{\text{suture congelé}} &= 1,56 * E_{\text{suture frais}} \end{aligned}$$

Ces variations ne peuvent pas avoir comme seule origine les dispersions inter-individus. Afin de quantifier sur un même échantillon l'influence de la congélation, une étude vibratoire sur éprouvette issue d'omoplate de bœuf a été entreprise. Cette méthode permet de ne pas altérer l'échantillon. Il en est ressorti qu'il y avait un effet de vieillissement :

$$f_{\text{congelé}} = 1,0332 * f_{\text{frais}}$$

Avec : f la fréquence au terme de 31 jours de congélation

Cette augmentation a été extrapolée aux SHPM en terme de module équivalent. Ceci permet donc d'estimer le module des sujets congelés lorsqu'ils étaient « frais ». Ce résultat est très important dans le domaine de la biomécanique des chocs puisque la majorité des SHPM est congelée. Néanmoins, ce résultat doit être confirmé en réitérant sur différents tissus humains la méthodologie décrite précédemment.

De plus, cette partie a permis également de trouver une relation pertinente entre le module d'élasticité équivalent et les paramètres géométriques (épaisseur et densité) du sujet testé. Un coefficient de corrélation de 0,85 a été obtenu :

$$E_{\text{analytique}} = 10^6 * [\text{épaisseur} * \text{densité}]^{-2,3498}$$

Cette relation permet d'identifier les paramètres mécaniques d'une boîte crânienne d'un sujet sans avoir à utiliser des moyens destructifs (essais mécaniques) : un scanner ou une IRM pourrait suffire.

V. CONCLUSIONS

L'état de l'art a mis en évidence une réelle dispersion des paramètres mécaniques due en partie aux variables inter-individus, aux types d'essais, etc... Dans ce chapitre, un protocole spécifique a été développé afin de constituer une base de données conséquente à partir d'essais en flexion trois points quasi-statiques. Ce protocole utilise une cartographie de prélèvement d'éprouvettes très précise, ce qui permet de quantifier l'évolution des propriétés élastiques en fonction de la localisation des échantillons dans une calotte de boîte crânienne.

Un lot de 380 échantillons a été prélevé sur 20 SHPM « frais » dont 18 de sexe masculin. La moyenne d'âge de ces sujets est de 71 ans (sensiblement inférieure aux moyennes d'âge présentées dans la littérature). Suite à ces essais, une relation intéressante ($R^2=0,95$) entre le pourcentage minéral et la densité des éprouvettes est constatée :

$$\% \text{ Minéral} = \text{Densité} * 40,9789 - 17,3394$$

Pour la majorité des 380 éprouvettes testées en flexion trois points, une rupture fragile a été constatée. Un module d'élasticité équivalent a été déterminé et confronté à la méthode des éléments finis (une erreur maximum de 15 % a été notée). Des relations entre ce module et les zones de prélèvement des échantillons ont été relevées :

$$E_{\text{ pariétal droit}} = 1,02 * E_{\text{ pariétal gauche}}$$

$$E_{\text{ pariétal droit}} = 1,32 * E_{\text{ frontal}}$$

$$E_{\text{ pariétal droit}} = 1,37 * E_{\text{ suture}}$$

$$E_{\text{ pariétal droit}} = 0,50 * E_{\text{ temporal}}$$

La première relation permet d'avancer que sur une moyenne de 20 sujets, on s'approche d'une symétrie en terme de module d'élasticité entre les zones pariétales droite et gauche. Le module d'élasticité des éprouvettes prélevées dans la zone temporale est plus élevé que celui des éprouvettes prélevées dans les autres zones. Ceci peut s'expliquer par la moindre présence de diploë dans cet os, ce qui permet d'identifier pratiquement les propriétés de l'os cortical.

Dans la troisième partie de ce chapitre, 105 éprouvettes ont été prélevées sur 7 SHPM congelés (sujets uniquement masculins dont la moyenne d'âge avoisine les 79 ans). La différence en terme de protocole sur les SHPM congelés réside uniquement au niveau du déplacement imposé (0,3 mm) dans les essais de flexion trois points. Trois cycles par vitesse ont été effectués sur les éprouvettes. Pour chaque gamme de vitesse, la réponse des trois

cycles coïncide, ce qui laisse présumer que la déformation des échantillons reste dans le domaine élastique. En comparant les résultats obtenus dans les différentes gammes de vitesses, on obtient des relations :

$$E_{\text{congelé à 100 mm/min}} = 0,85 * E_{\text{congelé à 10 mm/min}}$$

$$E_{\text{congelé à 500 mm/min}} = 0,42 * E_{\text{congelé à 10 mm/min}}$$

Plus la vitesse augmente, plus le module d'élasticité équivalent diminue (la tendance doit être confirmée pour des vitesses plus élevées).

Dans cette campagne d'essais sur SHPM congelés, 18 éprouvettes ont été instrumentées chacune de deux jauges de déformation. La première est située au niveau du contact du plongeur (table externe de l'éprouvette) et la seconde à son opposé (table interne de l'échantillon). Ces jauges ont permis d'identifier une différence entre les modules analytiques équivalents en traction et compression :

$$E_{\text{traction}} = 0,74 * E_{\text{compression}}$$

La campagne réalisée sur SHPM congelés a été confrontée à celle sur SHPM « frais ». Une différence est observée en terme de module d'élasticité équivalent entre les deux moyens de conservation :

$$E_{\text{moyen congelé}} = 2,18 * E_{\text{moyen frais}}$$

$$E_{\text{frontal congelé}} = 2,74 * E_{\text{frontal frais}}$$

$$E_{\text{pariétal droit congelé}} = 3,07 * E_{\text{pariétal droit frais}}$$

$$E_{\text{pariétal gauche congelé}} = 1,91 * E_{\text{pariétal gauche frais}}$$

$$E_{\text{suture congelé}} = 1,56 * E_{\text{suture frais}}$$

Une augmentation de plus de 200 % entre les modes de conservation en terme de module d'élasticité est constatée ; celui-ci ne peut avoir comme seule origine les variations inter-individus. Une analyse vibratoire sur échantillons d'omoplate de bœuf a été réalisée. Elle permet d'établir une comparaison entre un même échantillon analysé d'abord « frais » puis après congélation. Une augmentation de 3,32 % par mois (sur une période de deux mois) passé au congélateur a été remarquée en terme fréquentiel. Cette constatation a été étendue aux échantillons humains congelés. Une estimation du module d'élasticité équivalent « frais » des SHPM congelés a été réalisée d'après la formule suivante :

$$E_{\text{frais estimé}} = \frac{E_{\text{congelé}}}{\alpha + 1}$$

$$\text{Avec : } \alpha = \frac{\text{Nbre de jours de congélation}}{31} * 0,0332$$

Une relation importante ($R^2=0,85$) a été établie entre le module d'élasticité et le produit de « l'épaisseur*densité » pour les 27 individus (20 SHPM « frais » + 7 SHPM congelés estimés « frais ») :

$$E_{\text{analytique}} = 10^6 * [\text{épaisseur*densité}]^{-2,3498}$$

Chapitre III

Echelle macroscopique :

Vers la modélisation d'un prototype de tête.

Ce chapitre est dédié à l'étude du comportement global en compression de calottes en statique et dynamique. La première partie portera sur les essais sous chargement de compression réalisés sur 7 SHPM congelés. Trois zones seront sollicitées par sujet à 10, 100 et 500 mm/min.

Dans un second temps, la conception de deux prototypes de tête sera développée. Ceux-ci sont définis à partir des géométries et des propriétés mécaniques de deux SHPM. Le prototype T33 est issu de la calotte congelée correspondant au SHPM T33. Le prototype T06 est quant à lui tiré de la calotte « fraîche » correspondant au SHPM T06. Le prototype T33 est confronté à la calotte du SHPM T33 en compression à différentes vitesses (10, 100 et 500 mm/min) dans les trois zones suivantes : frontale, pariétale droite et gauche. Quant au prototype T06, il est comparé à la tête du mannequin Hybrid III en compression dans la zone frontale en dynamique.

I. ETUDE DU COMPORTEMENT DE LA CALOTTE HUMAINE EN COMPRESSION SOUMISE A UN CHARGEMENT DANS DIFFERENTES ZONES

1.1) Descriptif du protocole de compression

Les SHPM décrits dans cette partie sont identiques aux sujets congelés dont les éprouvettes ont été testées en flexion trois points. Toutes les données anthropométriques sont relevées (sexe, âge, biométrie de la tête, poids et taille du sujet, ...). Le prélèvement des calottes est réalisé au niveau du plan de Francfort à l'aide d'une scie oscillante orthopédique. Les surfaces osseuses sont nettoyées. La géométrie de la calotte est acquise avant essai à l'aide du scanner 3D sans contact. La calotte est ensuite encastrée dans un bac contenant du Cerrobend ; c'est un alliage non-ferreux à base de Bismuth, à bas point de fusion (solide 70°C / liquide 73 °C), avec de très petite dilatation (0,25 %).

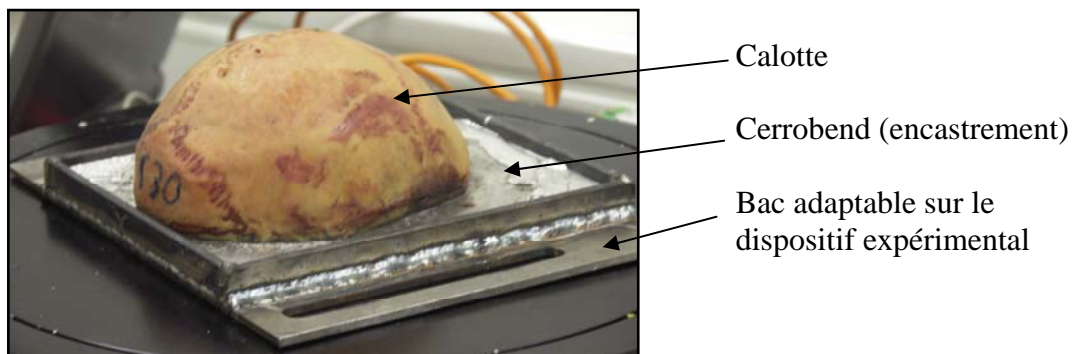


Figure 1 : Encastrement des calottes dans du Cerrobend

Le bac contenant le Cerrobend est chauffé à l'aide d'une plaque électrique. Lorsque l'alliage a atteint son état liquide, le bac est mis sur une surface plane et la calotte est positionnée. Afin d'accélérer le refroidissement, l'ensemble bac+Cerrobend+calotte est mis au congélateur pendant 20 mn.

Cet ensemble est ensuite scanné à l'aide du système de digitalisation 3D afin de connaître avec exactitude la hauteur d'encastrement.

La calotte est ensuite fixée sur un dispositif expérimental, lui-même fixé sur la machine de traction/compression de marque Hounsfield. Ce moyen permet de positionner avec exactitude la calotte en dessous de l'impacteur (surface de contact de la calotte normal à l'impacteur). Ce dispositif permet de solliciter les 3 zones constitutives des os de la calotte (frontal, pariétal droit et gauche) au moyen de deux degrés de translation et un degré de rotation. L'impacteur est cylindrique de diamètre 50 mm. La cellule d'effort employée a une capacité maximale de 5 kN.

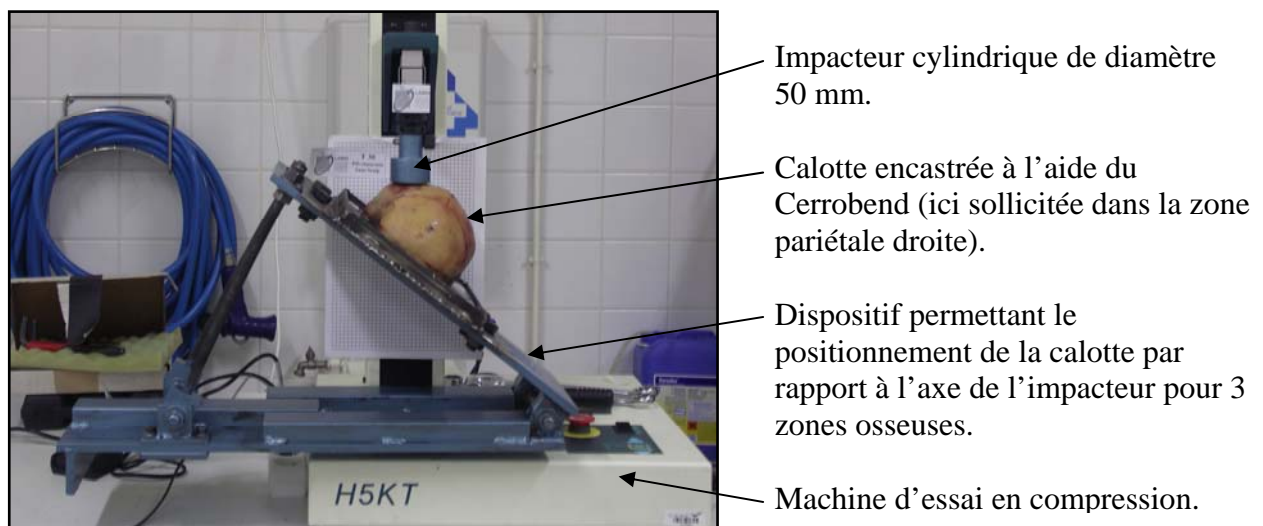


Figure 2 : Dispositif de compression

Pour les trois configurations d'essai (zone frontale, pariétale droite et gauche), 3 cyclages sont réalisés à 3 vitesses différentes : 10, 100 et 500 mm/min. Le cyclage est effectué afin de rester dans le domaine élastique des calottes. L'impacteur est piloté en déplacement. Un déplacement de 0,7 mm est imposé pour les trois vitesses.

1.2) Caractéristiques générales

Un lot de 7 SHPM masculins conservés au congélateur a été testé à différentes vitesses en compression dans les zones frontales, pariétales gauche et droite. Ces sujets sont

exactement les mêmes que ceux présentés dans le chapitre précédent. Entre chaque vitesse, les conditions d'encastrement ainsi que la zone sollicitée n'ont pas changé.

Les données générales des sujets sont présentées dans le Tableau 1. Les épaisseurs et densités moyennes proviennent des valeurs relevées sur les 15 éprouvettes prélevées par crâne.

N° Tête	Sexe	Age (année)	Durée décès-essais (jour)	Epaisseur moyenne (mm)	Densité moyenne	Famille de crâne
T30	H	68	508	6,14	1,56	Brachycéphale
T31	H	82	102	5,81	1,75	Brachycéphale
T32	H	85	120	5,34	1,72	Brachycéphale
T33	H	76	418	6,07	1,73	Brachycéphale
T34	H	72	217	4,01	1,73	Brachycéphale
T35	H	88	263	5,08	1,70	Brachycéphale
T36	H	82	62	7,71	1,86	Dolichocéphale
	Minimum	68,00	62,00	4,01	1,56	
	Maximum	88,00	508,00	7,71	1,86	
	Moyenne	79,00	241,43	5,74	1,72	
	Ecart type	7,23	168,17	1,14	0,09	

Tableau 1 : Caractéristiques générales des sujets congelés.

L'ensemble des sujets est masculin, et l'âge moyen est de 79 ans. Une épaisseur moyenne de 5,74 mm est observée. La densité moyenne des SHPM est de 1,72.

1.3) Résultats

La Figure 3 présente les 9 cycles réalisés sur le sujet T35 dans la zone frontale. Quelque soit la vitesse, une bonne répétabilité des essais est vérifiée. De plus, pour les vitesses de 10 et 100 mm/min, les 6 courbes sont linéaires. A contrario, des courbes bilinéaires sont obtenues à 500 mm/min. Dans la majorité des cas, ces deux phénomènes sont observés pour les 7 calottes. Par la suite ne sera présentée que la courbe résultant de la moyenne des 3 cycles de chaque vitesse.

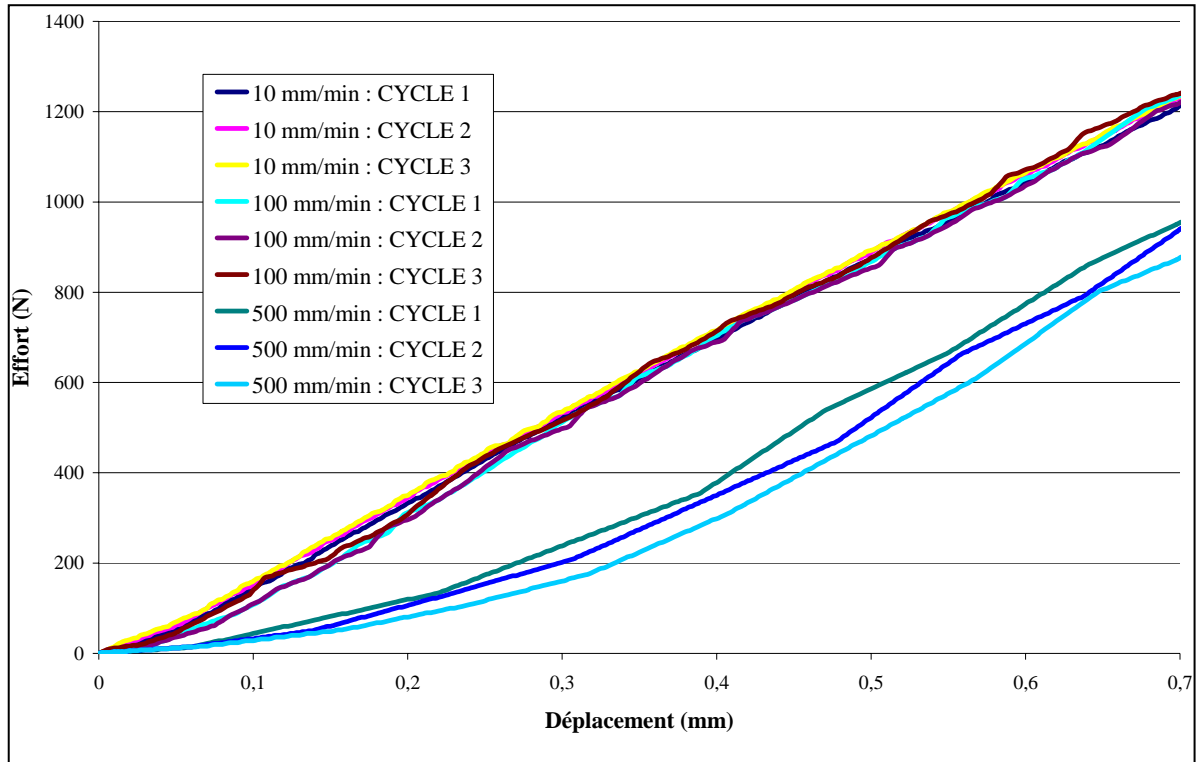


Figure 3 : Cyclage à 10, 100 et 500 mm/min dans la zone frontale du sujet T35

Les courbes à 10 et 100 mm/min étant quasi-linéaires, il est possible de calculer la raideur moyenne des 7 calottes pour les différentes localisations (Tableau 2). On constate que :

$$K_{\text{pariétal gauche}} < K_{\text{pariétal droit}} < K_{\text{frontal}}$$

Schneider [SCH 72] avait montré que les chargements effectués dans la zone frontale étaient plus importants que dans les autres zones.

VITESSE (mm/min)	LOCALISATION	MOYENNE DES RAIDEURS [N/mm]
10	Frontal	2348,33
	Pariétal droit	1967,56
	Pariétal gauche	1124,98
100	Frontal	2152,59
	Pariétal droit	1757,77
	Pariétal gauche	1071,05

Tableau 2 : Raideur moyenne observée pour les différentes zones sollicitées

La Figure 4 présente la moyenne des énergies pour les essais réalisés à différentes vitesses et localisations. Les mêmes tendances observées sur la raideur sont valables pour les énergies :

$$E_{\text{nergie pariétal gauche}} < E_{\text{nergie pariétal droit}} < E_{\text{nergie frontal}}$$

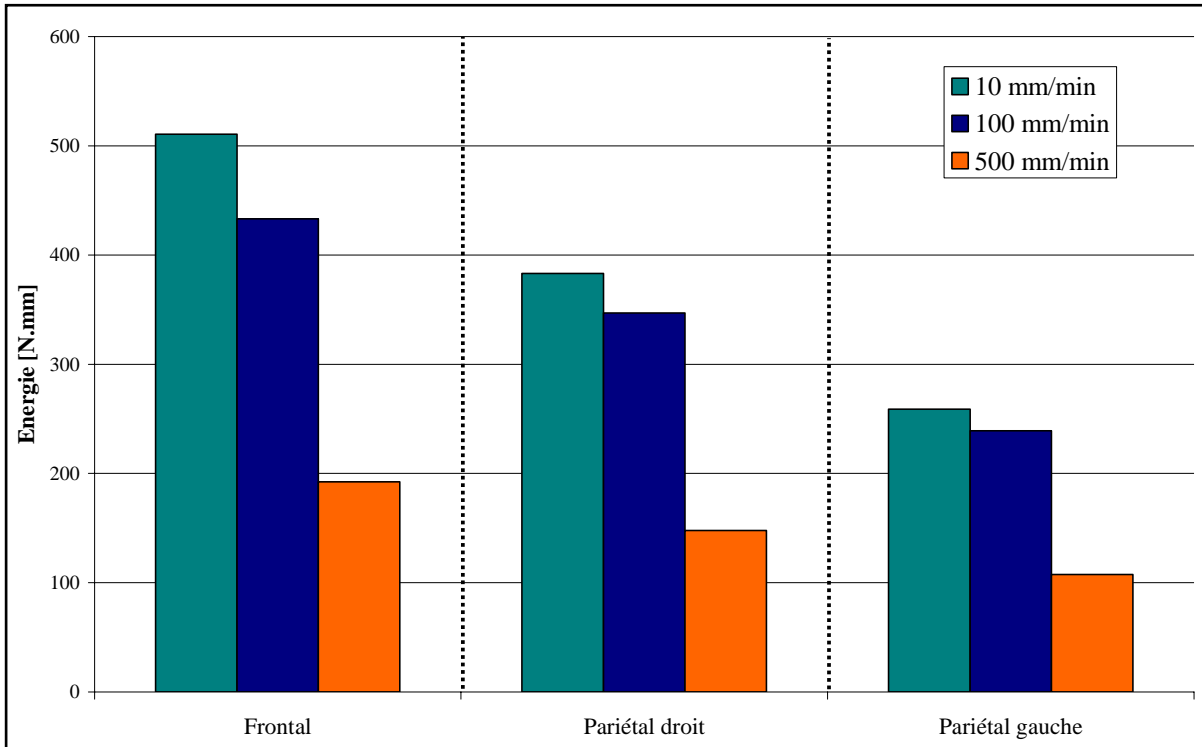


Figure 4 : Energie interne à 0,7 mm de déplacement par zone et vitesse de sollicitation

La Figure 4 présente également l'influence de la vitesse de sollicitation. On peut observer, comme pour les éprouvettes présentées dans le chapitre 2, que plus on augmente la vitesse de sollicitation, plus l'énergie diminue. Le Tableau 3 résume ces différentes variations. On remarque sensiblement les mêmes diminutions sur les échantillons congelés que sur les « frais ». Une diminution moyenne de 60 % est remarquée sur tous les échantillons lorsque l'on passe de 10 à 500 mm/min.

VARIATION D'ENERGIE [%]	10/100	100/500	10/500
FRONTAL	15,17	55,56	62,30
PARIETAL DROIT	9,46	57,36	61,39
PARIETAL GAUCHE	7,59	55,04	58,45
MOYENNE	10,74	55,99	60,72

Tableau 3 : Variation d'énergie entre chaque vitesse.

1.4) Conclusions sur les essais de compression sur crânes prélevés sur SHPM congelés

Sept calottes provenant de SHPM congelés ont été testées en compression dans différentes zones (frontale, pariétale droite et gauche) à 10, 100 et 500 mm/min

Cette partie a mis en évidence la possibilité de réaliser des cyclages sur calotte sans altérer celle-ci ; la déformation de la calotte est donc supposée être toujours dans le domaine

d'élasticité. Ceci a donc permis d'étudier l'influence de la vitesse de sollicitation sur un même sujet.

Le Tableau 4 résume les résultats issus de la campagne de flexion trois points sur éprouvettes osseuses (SHPM congelés) et celle de compression sur crâne (SHPM congelés). Dans les deux cas, la raideur moyenne dans la zone frontale est supérieure aux zones pariétales droite et gauche. Le Tableau 4 montre également la même pondération en terme de vitesse de sollicitation du point de vue des rapports d'énergie interne pour les crânes et des rapports des modules élastiques pour les éprouvettes osseuses. Le même constat sur l'effet de vitesse est observé, que ce soit en terme d'énergie ou de module d'élasticité.

Eprouvettes issues des SHPM congelés	Crânes issus de SHPM congelés
$K_{\text{frontal}} = 1,31 * K_{\text{pariétal droit}}$	$K_{\text{frontal}} = 1,20 * K_{\text{pariétal droit}}$
$K_{\text{frontal}} = 1,38 * K_{\text{pariétal gauche}}$	$K_{\text{frontal}} = 2,088 * K_{\text{pariétal gauche}}$
$K_{\text{pariétal gauche}} < K_{\text{pariétal droit}} < K_{\text{frontal}}$	$K_{\text{pariétal gauche}} < K_{\text{pariétal droit}} < K_{\text{frontal}}$
$E_{\text{à } 100 \text{ mm/min}} = 0,85 * E_{\text{à } 10 \text{ mm/min}}$	$E_{\text{nergie à } 100 \text{ mm/min}} = 0,89 * E_{\text{nergie à } 10 \text{ mm/min}}$
$E_{\text{à } 500 \text{ mm/min}} = 0,42 * E_{\text{à } 10 \text{ mm/min}}$	$E_{\text{nergie à } 500 \text{ mm/min}} = 0,39 * E_{\text{nergie à } 10 \text{ mm/min}}$
Propriétés à 500 mm/min < Propriétés à 100 mm/min < Propriétés à 10 mm/min	Propriétés à 500 mm/min < Propriétés à 100 mm/min < Propriétés à 10 mm/min

Tableau 4 : Comparaison éprouvette/crâne issus de mêmes SHPM congelés

II. CONCEPTION DU PROTOTYPE DE TÊTE

Les caractéristiques mécaniques et géométriques du prototype de tête sont issues des travaux du chapitre II. Les résultats de ces travaux ont permis d'aboutir aux caractéristiques mécaniques de l'os crânien. Chaque calotte caractérisée a été scannée en 3 dimensions; l'ensemble constitue une base de données géométrique.

Le prototype de tête est composé de deux matériaux : une résine synthétique de comportement équivalent à l'os humain et un alliage de bismuth, appelé Cerrobend.

2.1) Géométrie des prototypes de tête

Une digitalisation 3D du crâne de chacun des sujets anatomiques a été effectuée grâce à un scanner 3D sans contact. Le prototype de tête est réalisé à partir de deux géométries de crâne : le sujet T06 provenant de la campagne issue de SHPM « frais » et le T33, issu du congelé.

La géométrie du crâne T33 va permettre de valider la réponse des résines en statique; la comparaison pourra alors être effectuée avec les essais décrits dans la partie 1. Le sujet T33 a été sélectionné puisqu'il a une géométrie proche de celle de l'Hybrid III 50^{ème} percentile (1,70m et 80 kg) et une épaisseur moyenne (6,07 mm) proche de celle trouvée dans la littérature.

La géométrie du SHPM T06 permettra de comparer sa réponse à celle du mannequin Hybrid III en dynamique. Le chapitre II a mis en évidence que les sujets congelés avaient des propriétés mécaniques plus importantes que les SHPM frais, il fallait donc extraire les résultats d'un crâne issu de cette campagne. Le sujet T06 a des caractéristiques proches de celle de l'Hybrid III et son âge (64 ans) le situe parmi les plus jeunes de la base de données (Figure 5). De plus, ses caractéristiques mécaniques (4840 MPa) sont proches de la moyenne des 20 SHPM « frais » testés (5030 MPa).

La géométrie du prototype de tête est composée de deux parties : l'une provenant d'un SHPM et l'autre permettant de relier la calotte en résine au cou de l'Hybrid III. Cette partie se dénommera « embase » pour la suite de ce chapitre. La jonction entre la calotte et l'embase est située au niveau du plan de Frankfort (Figure 6).

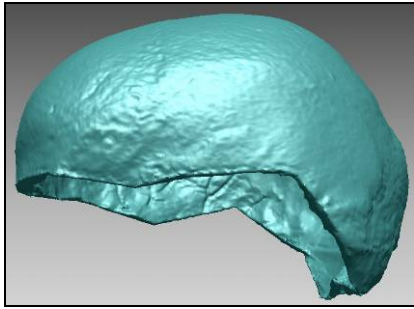


Figure 5 : Crâne T06

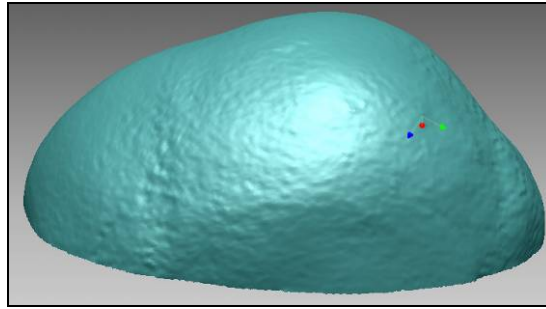


Figure 6 : Calotte coupée suivant le plan de Frankfort

Il existe une continuité d'épaisseur entre l'embase et la calotte (Figure 7).

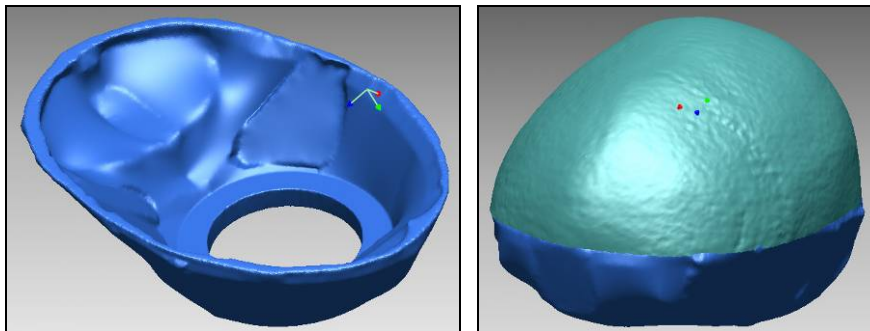


Figure 7 : Embase (à gauche) et assemblage de la calotte sur l'embase (à droite)

Les centres de gravité du prototype et de la tête de l'Hybrid III sont identiques.

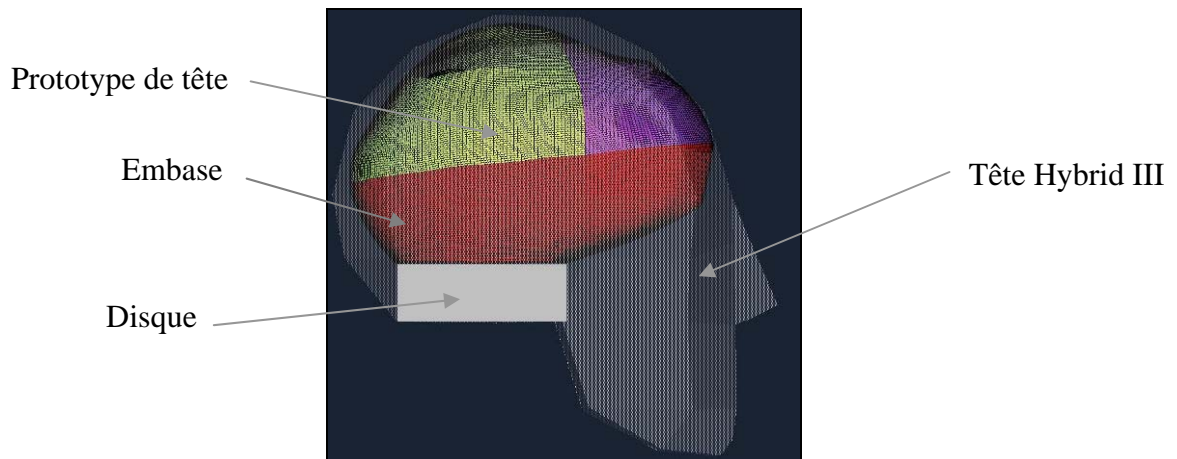


Figure 8 : Superposition du prototype de tête T06 et de la tête de l'Hybrid III

2.2) Propriétés mécaniques du prototype de tête

2.2.1) Les calottes

Les travaux du chapitre II ont mis également en évidence des variations du module équivalent en fonction de la zone de prélèvement (os pariétal droit ou gauche et frontal). Le prototype aura donc des caractéristiques mécaniques différentes suivant les zones osseuses.

Le Tableau 5 résume les différentes propriétés des deux sujets ainsi que les propriétés des résines choisies.

MODULE [MPa]	T06	T33	RESINE T06	RESINE T33
FRONTAL	4310	8060	4500	8000
PARIETAL DROIT	3850	6920	3900	7000
PARIETAL GAUCHE	4170	6010	4200	6000

Tableau 5 : Module d'élasticité des sujets et des résines équivalentes

Les calottes sont formées de 3 pièces assemblées par collage. Elles représentent l'os frontal, l'os pariétal droit et l'os pariétal gauche. Pour chacune de ces parties, un modèle physique est fabriqué : le maître modèle.

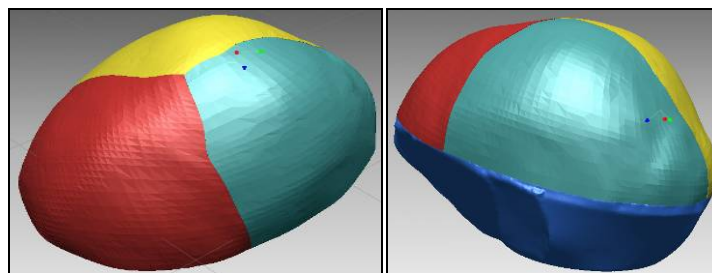


Figure 9 : Calotte assemblée de 3 pièces

- *Réalisation d'un maître modèle*

La méthode choisie pour réaliser les maîtres modèles est le modelage par dépôt de matériau fondu (Fused Deposition Modeling, FDM). Ce procédé produit des pièces en ABS (styrène de butadiène d'acrylonitrile) de bonne stabilité géométrie présentant une résistance mécanique et chimique correcte.

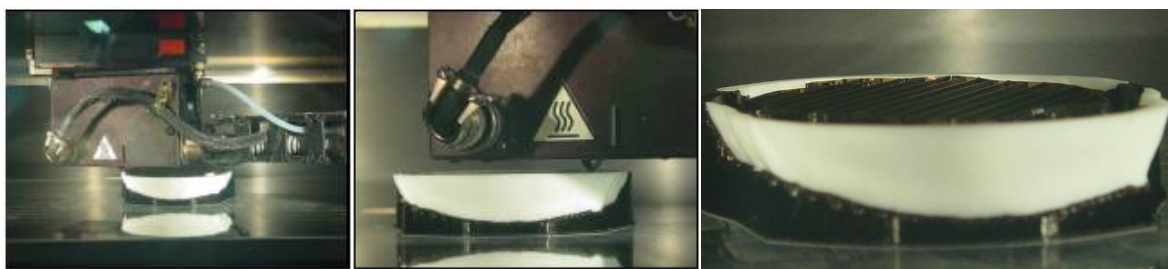


Figure 10 : Création du maître modèle du crâne par la technique FDM

Les trois maîtres modèles ainsi obtenus permettent la fabrication de trois moules en silicone.

- *Réalisation d'un moule en silicone à partir du maître modèle*

Un moule est obtenu en plongeant un maître modèle dans un coffrage rempli de silicone (Figure 11). Le maître modèle est extrait : une fabrication en petite série de prototype (20 pièces par moule) peut-être envisagée.

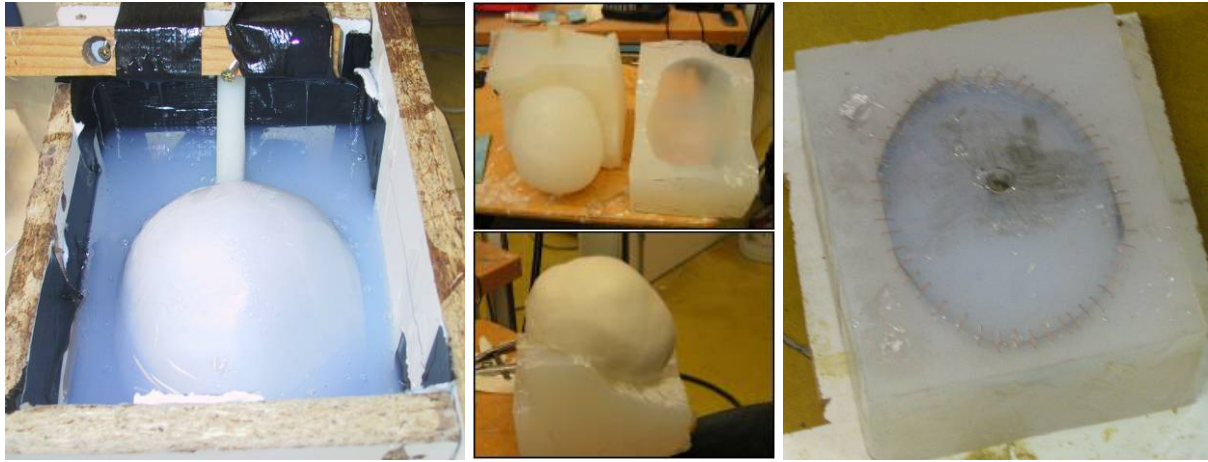


Figure 11 : Moulage du crâne, démoulage du crâne et moule de l'embase

- *Coulée sous-vide avec différentes résines.*

La résine est coulée dans un moule de silicone grâce à une machine de coulée sous vide (Figure 12). Cette opération permet de chasser les bulles d'air et ainsi d'obtenir un matériau homogène.



Figure 12 : Machine de coulée sous vide et coulée de l'os pariétal

2.2.2) L'embase

Le procédé de fabrication de l'embase est le même que pour les calottes à la seule différence qu'elle n'est constituée que d'un seul matériau : le Cerrobend (masse volumique de 9400 kg/m^3). Le Cerrobend est alors chauffé sur une plaque électrique jusqu'à sa température de fusion (73°C).



Figure 13 : Coulée manuelle du Cerrobend / Cerrobend coulé placé sous vide

2.3) Assemblage du prototype

Les différents composants du prototype (résine/résine et résine/cerrobend) sont assemblés par collage (colle Epoxy bi composants dont la contrainte de rupture au cisaillement est de l'ordre de 35 MPa).



Figure 14 : Pièces de calottes collées



Figure 15 : Prototype de tête T06 (vues latérale [A], avant [B] et arrière [C])

2.4) Conclusions sur les prototypes de tête

Deux prototypes de tête ont été développés : l'un provenant d'un SHPM « frais » et l'autre d'un SHPM congelé. Les géométries des prototypes sont exactement identiques aux calottes des sujets cadavériques. Les propriétés élastiques des résines ont été séparées par zone (frontale, pariétale droite et gauche) et sont quasiment identiques aux sujets équivalents. Les premières validations sont développées par la suite.

III. EXPERIMENTATIONS SUR LE PROTOTYPE DE TETE

3.1) Essais de compression quasi-statique

Des essais de compression en quasi-statique, reprenant exactement les mêmes protocoles décrits dans la partie 1, sont réalisés sur le prototype fidèle géométriquement au sujet T33. Lors de ces essais, les mêmes conditions initiales sont appliquées : pour chaque zone de la calotte, les sollicitations sont exercées rigoureusement au même endroit.

La Figure 16 permet d'établir une comparaison entre la réponse de la résine et celle du SHPM T33 dans la zone pariétale droite. La réponse de la résine T33 est quasiment la même pour les trois gammes de vitesse testées : 10, 100 et 500 mm/min. De plus, le comportement de la résine est sensiblement le même que celui trouvé sur le SHPM T33 à 10 mm/min, ce qui est en adéquation avec les propriétés de la résine. Pour rappel, ce sont les propriétés mécaniques du SHPM T33 à 10 mm/min qui ont été choisies comme référence pour la résine.

Dans la zone pariétale, la résine T33 a donc sensiblement la même réponse que le SHPM T33 à 10 mm/min. Pour la suite des analyses, ne sera donc présentée que la réponse du SHPM à 10 mm/min.

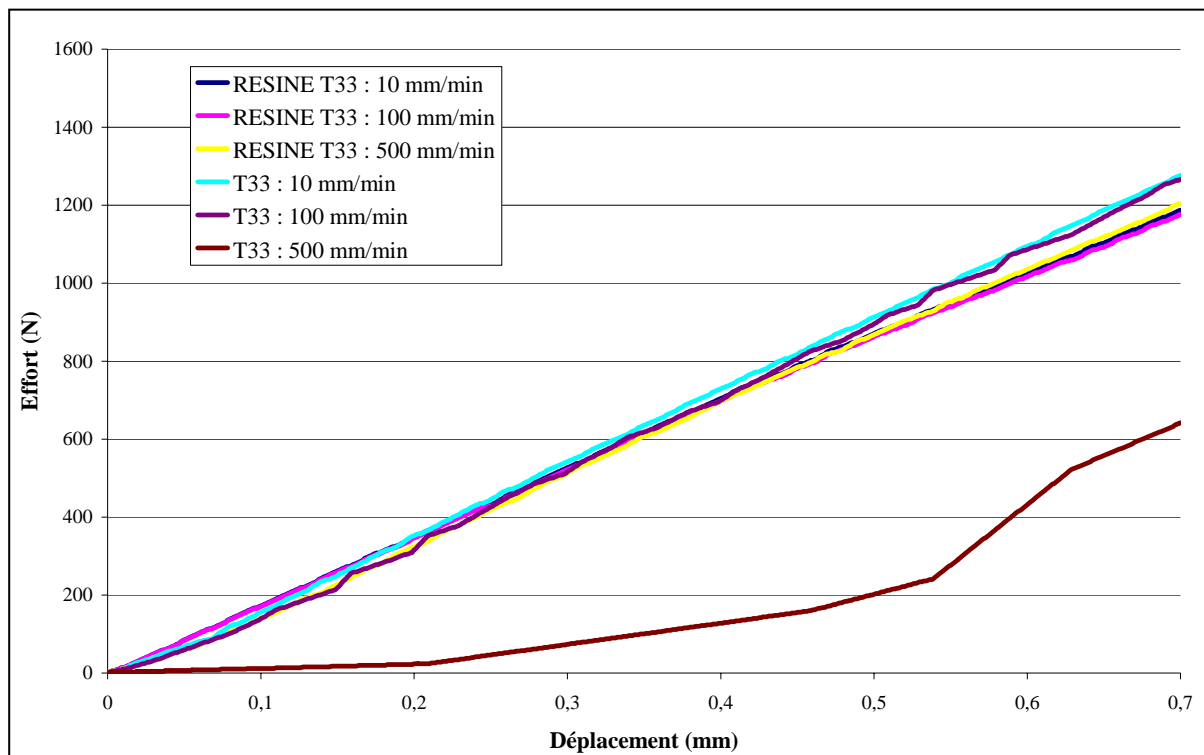


Figure 16 : Comparaison de la réponse de la résine T33 et du SHPM T33 dans la zone pariétale droite à différentes vitesses de sollicitation.

La Figure 17 présente la réponse de la résine T33 et du SHPM T33 dans toutes les configurations à 10 mm/min. Dans les trois configurations, le prototype T33 a une réponse légèrement inférieure à celle du SHPM. Une erreur maximale de 7,5 % est observée entre le prototype et le SHPM (dans la zone pariétale droite).

Le prototype peut donc être validé pour des chargements quasi-statiques. Il est donc possible d'avoir un modèle physique très représentatif de la réalité.

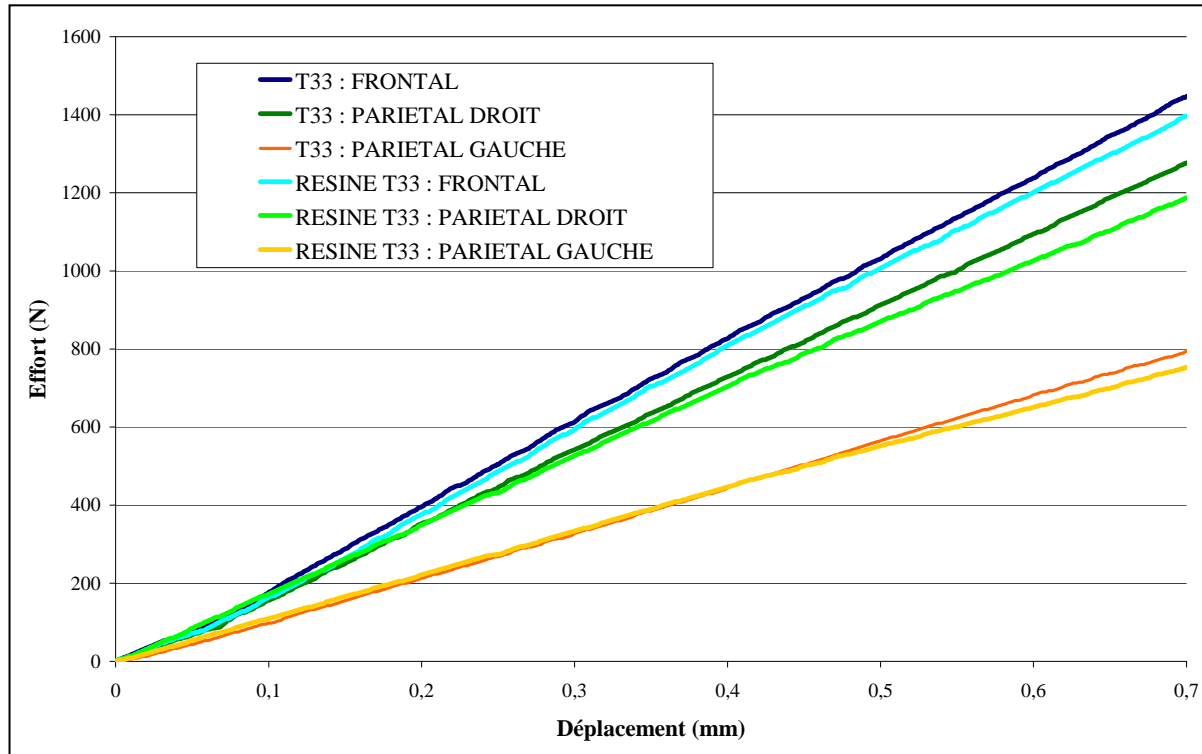


Figure 17 : Comparaison de la réponse de la résine T33 et du SHPM T33 à 10 mm/min dans les zones frontale, pariétale droite et gauche

3.2) Essais de compression dynamique

La campagne d'essais dynamiques a pour objectif de comparer la réponse du prototype à celle de la tête du mannequin Hybrid III. Le prototype T06 a été retenu puisqu'il correspond un SHPM « frais » 50^{ème} percentile. De plus, ses propriétés mécaniques sont sensiblement identiques à la moyenne des 20 SHPM « frais ».

Un dispositif expérimental est conçu afin de recréer les mêmes conditions que les expérimentations de Nahum (1977). Un impacteur cylindrique de 5,6 kg vient heurter horizontalement la zone frontale de la tête.

3.2.1) Le pendule de choc

Pour respecter les conditions d'impact, un pendule de choc de grandes dimensions est fabriqué (hauteur 4.50 m). L'impacteur est un cylindre métallique de diamètre 50 mm et de longueur 265 mm (Figure 18). Des rondelles de caoutchouc de 50 mm de diamètre sont fixées sur la face avant de l'impacteur. Le « padding » utilisé a un module d'Young de 9 MPa.

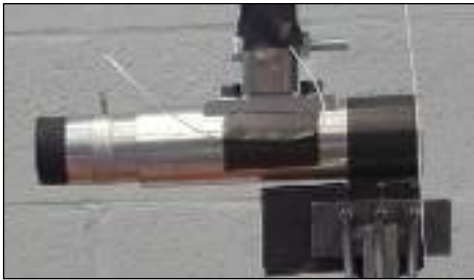


Figure 18 : Cellule d'effort préchargée sur l'impacteur



Figure 19 : Pendule de choc

3.2.2) Instrumentation du dispositif de choc

Les informations suivantes sont relevées au cours du choc :

- l'effort exercé sur la partie frontale de la tête est obtenu au moyen d'une cellule piézo-électrique, dont l'étendue de mesure est de 200 kN. Elle est calibrée pour une gamme d'effort allant jusqu'à 10 kN.
- l'accélération du centre de gravité de la tête dans les trois directions (X, Y, Z). L'accéléromètre est relié à un ampli-conditionneur (VISHAY) de bande passante 100 kHz.

- la vitesse de l'impacteur est obtenue à partir de trois cellules photo-électriques.
- Un oscilloscope numérique (YOKOGAWA) est employé pour l'acquisition des données de l'essai. Trois voies sont utilisées pour le signal des diodes, une voie pour la cellule d'effort et trois voies pour l'accélération en X, Y et Z.
- Les essais sont filmés à l'aide d'une caméra rapide (KODAK) enregistrant 1000 images par seconde.

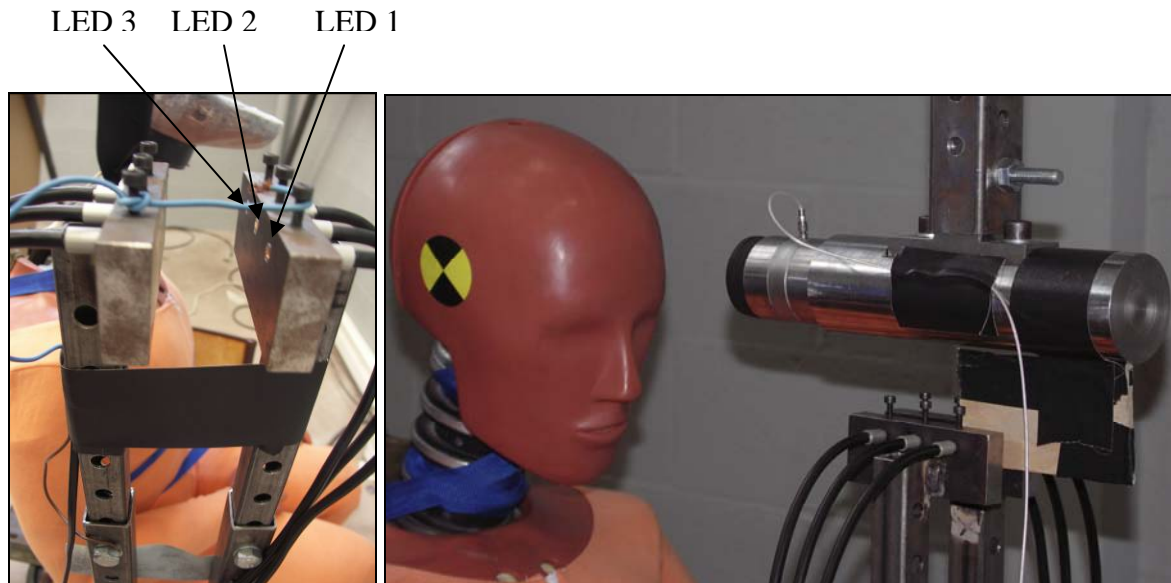


Figure 20 : Dispositif de mesure de la vitesse de l'impacteur

3.3.3) Résultats

Le but de ces essais est de comparer la réponse du prototype T06 à celle de la tête du mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile. Pour cela, plusieurs paramètres sont étudiés :

- Répétitivité des essais

Trois essais sont réalisés à 5,56 m/s sur le prototype T06. La Figure 21 montre que les calottes conservent leurs caractéristiques mécaniques intactes au terme de trois impacts successifs.

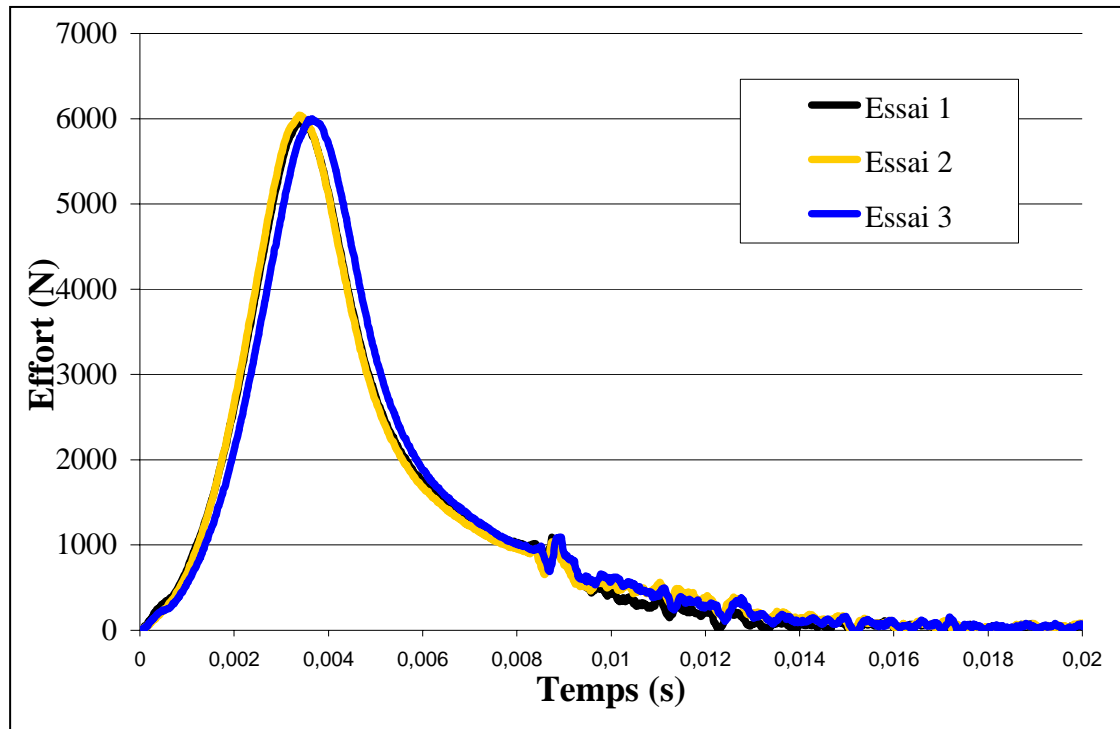


Figure 21 : Répétabilité des essais sur le prototype T06

▪ Influence des sutures

Deux configurations supplémentaires du prototype T06 sont fabriquées. La première est conçue en ne considérant aucune distinction de zone. Le prototype n'est constitué que d'une seule pièce. Une résine ayant un module d'Young de 4500 MPa est choisie.

Dans la seconde configuration, le prototype est séparé en 3 zones possédant des caractéristiques identiques ($E = 4500$ MPa). Pour représenter les sutures, une colle Epoxy bi-composants est employée (Contrainte maximum au cisaillement : 35 MPa).

Ces deux modèles en résine ont pour but de comparer le comportement entre un crâne sans suture et un crâne avec sutures.

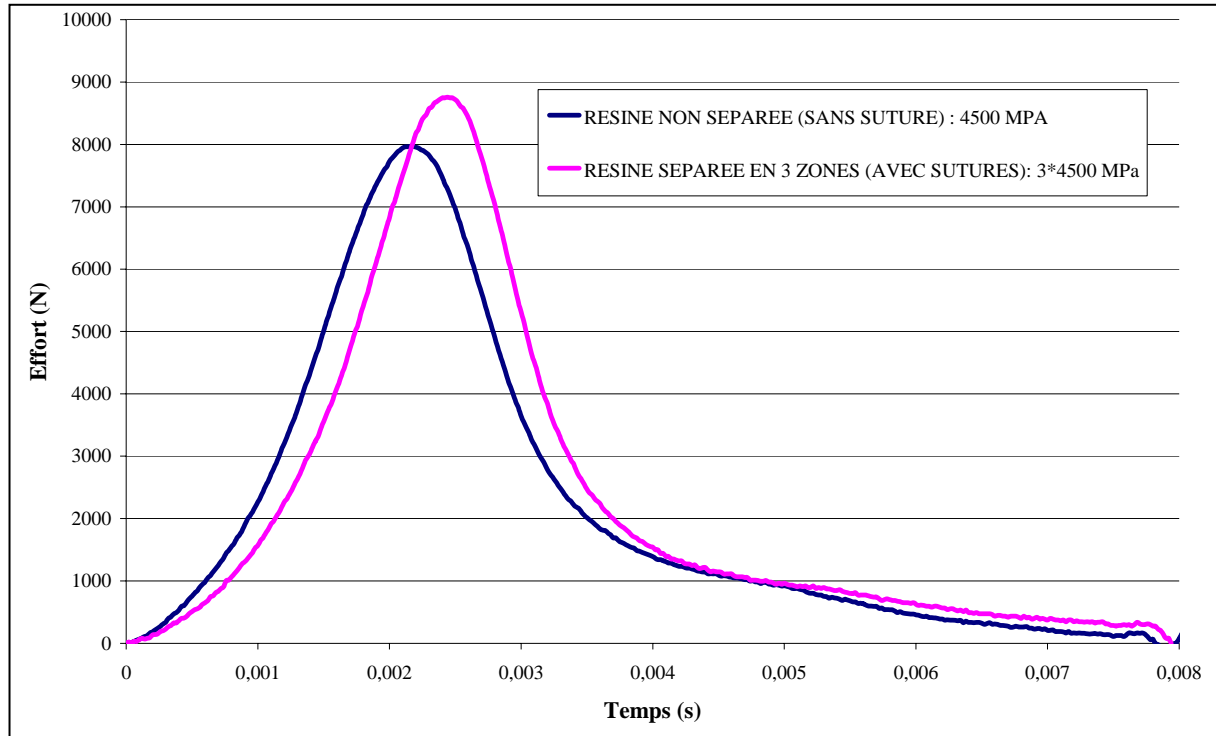


Figure 22 : Comparaison calotte monobloc / calotte assemblée avec les mêmes propriétés mécaniques (E=4500 MPa)

La Figure 22 présente la comparaison entre une calotte monobloc et une calotte assemblée par collage de trois éléments. La présence de sutures a tendance à retarder la réponse du prototype et introduire un pic en effort plus élevé. La présence de colle contribue donc à renforcer la résistance mécanique des différentes zones.

▪ Influence de la peau

Les quatre configurations d'essais (Figure 23) suivantes sont comparées à 6 m/s :

- Impact sur la tête Hybrid III avec peau,
- Impact sur la tête Hybrid III sans peau,
- Impact sur le prototype de tête T06 avec la peau de l'Hybrid III,
- Impact sur le prototype de tête T06 sans la peau.

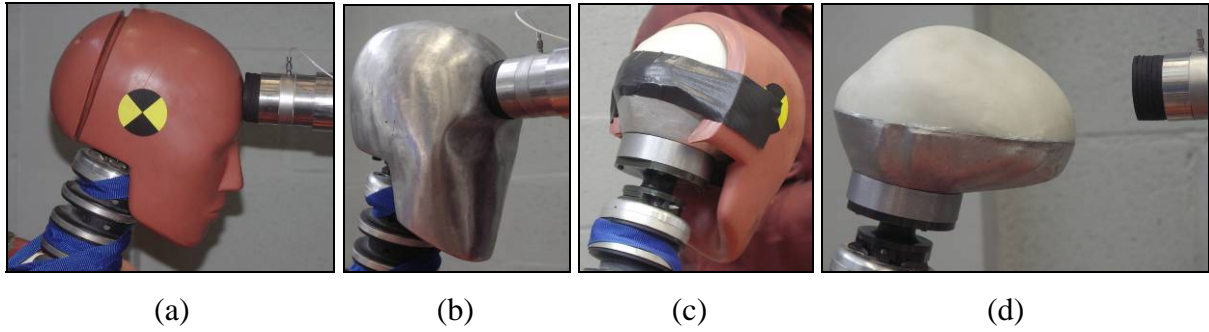


Figure 23 : Les quatre configurations d'essais : (a) tête Hybrid III avec peau, (b) tête Hybrid III sans peau, (c) prototype de tête avec peau, (d) prototype de tête sans peau.

La Figure 24 présente les résultats de ces quatre configurations en terme d'effort. La peau permet de diminuer de 40 % le pic d'effort (lié à l'amortissement naturel de celle-ci). Par ailleurs, l'amplitude des courbes augmente d'environ 50 % lorsque l'on passe de la configuration avec à celle sans peau.

La peau a donc une influence non négligeable sur le comportement de la tête.

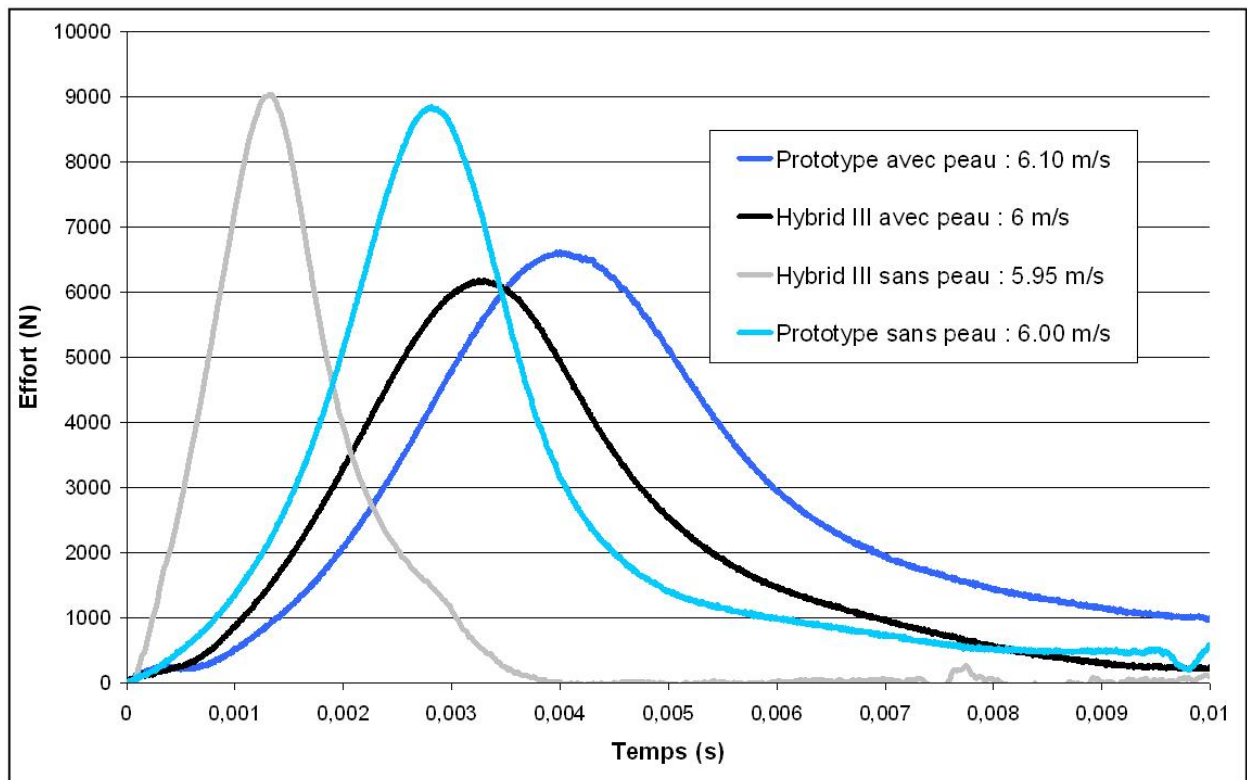


Figure 24 : Comparaison des résultats d'essais avec et sans peau

▪ Comparaison "Hybrid III" / "Prototype T06" avec peau en terme d'effort

Les courbes (Figure 25) mettent en évidence que le prototype déformable est proche en terme d'effort et d'amplitude aux expérimentations faites par Nahum. Il est ainsi possible de comparer l'aire sous les courbes au sens des moindres carrés sur une durée de l'impact de 7ms. Les résultats suivants sont alors établis:

- 19,40 N.s pour la tête de l'Hybrid III avec peau (-17.80 %)
- 22,75 N.s pour le prototype de tête avec peau (-3.60 %)
- 23,60 N.s pour la tête Nahum

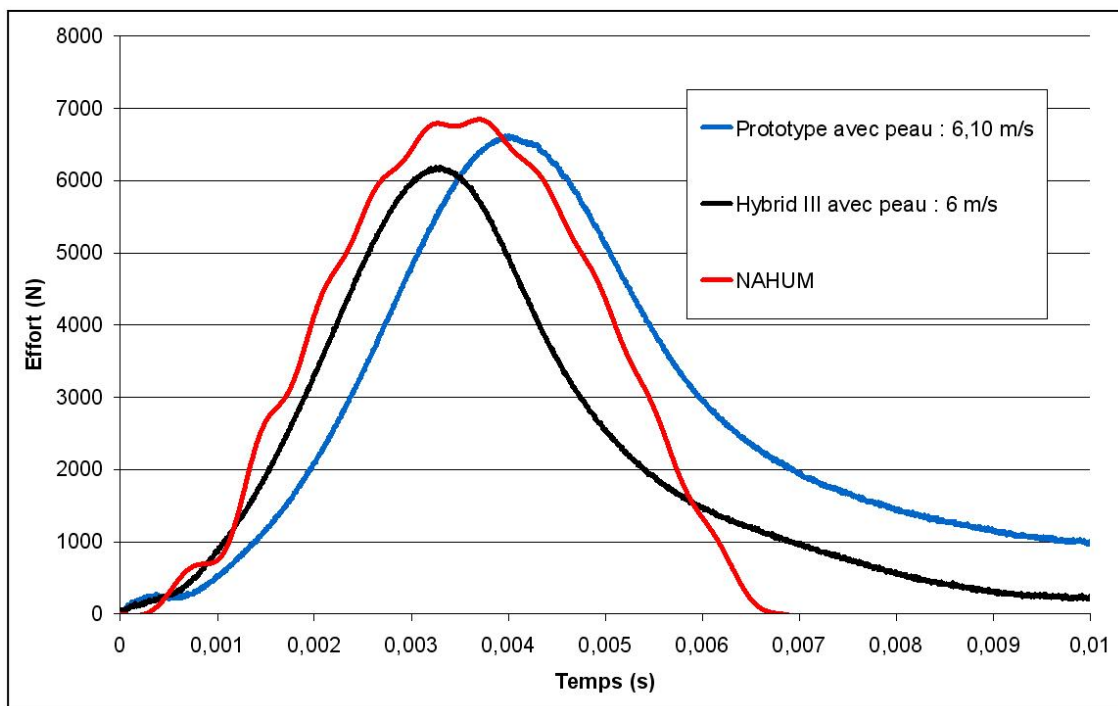


Figure 25 : Comparaison des résultats d'essais avec peau par rapport à NAHUM

▪ Comparaison "Hybrid III" / "Prototype T06" avec peau en terme d'accélération

Une comparaison entre la résultante des accélérations linéaires relevées au centre de gravité de la tête de l'Hybrid III, et la résultante de celles relevées au centre de gravité du prototype de tête est présentée Figure 26.

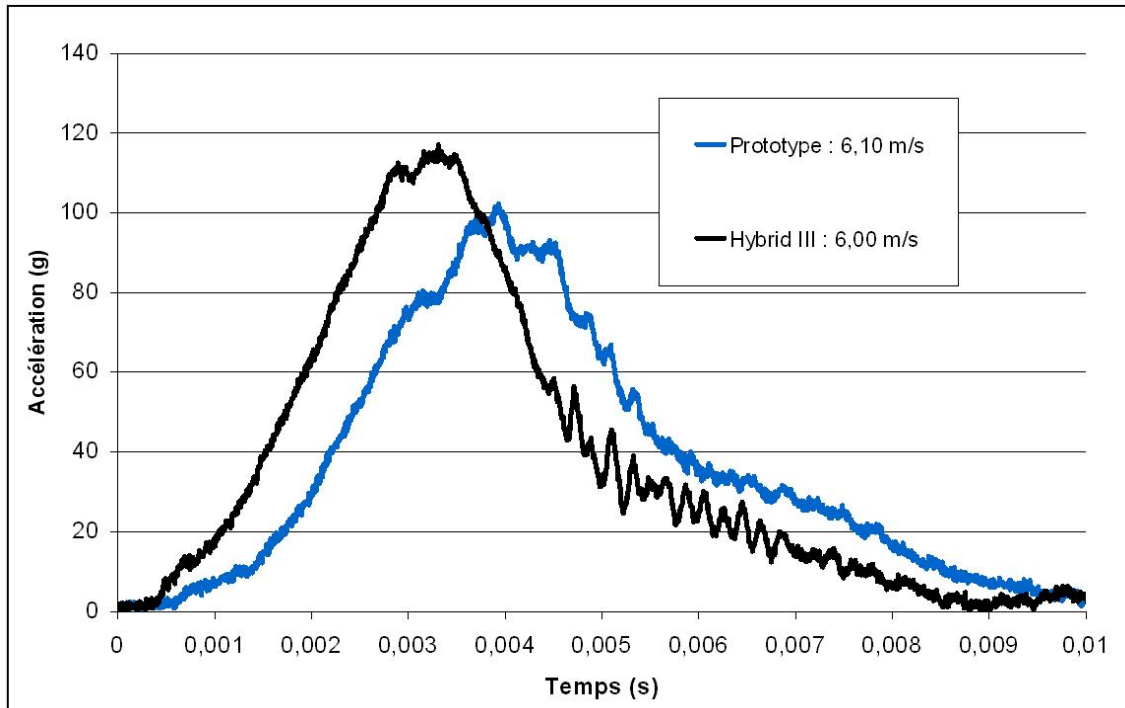


Figure 26 : Comparaison des résultantes des accélérations linéaires Hybrid III / Prototype de tête

Cette comparaison permet de montrer que l'accélération résultante maximale de la tête de l'Hybrid III est proche de 117 g et celle du prototype de tête T06 est de 102 g (Tableau 6).

Avec peau	Frontal	Pariétal Droit	Pariétal Gauche	Accélération max (g)	HIC 15 ms
NON	4500 MPa	3900 MPa	4200 MPa	156,77	317,41
NON	HYBRID III			176,15	400,87
OUI	4500 MPa	3900 MPa	4200 MPa	102,26	165,3
OUI	HYBRID III			117,09	216,7

Tableau 6 : Accélérations maximales et HIC de la tête d'après les 4 configurations

L'accélération linéaire est plus basse sur le prototype que sur l'Hybrid III. Ceci s'explique en partie, par la différence au niveau des inerties des deux modèles. En effet, pour le prototype, le poids est principalement réparti sur l'embase.

De plus, une diminution de 30 % du HIC 15 ms est observée entre la tête de l'hybrid III et le prototype T06 quelque soit la configuration d'essai (avec ou sans peau). Cette diminution s'explique par le fait que le prototype T06 soit plus déformable que la tête du mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile.

3.3) Conclusions des expérimentations sur les prototypes

Le prototype T33 a été confronté au SHPM T33 en compression quasi-statique. Les réponses en terme d'effort et de déplacement ont été confrontées par zone de sollicitation (frontale, pariétale droite et gauche). A 10 mm/min, le prototype a quasiment la même réponse que le SHPM. La résine peut donc être validée dans cette configuration.

Le prototype T06 issu d'un SHPM « frais » a été évalué par rapport aux réponses de la tête du mannequin Hybrid III en compression à des vitesses de sollicitations dynamiques. Pour une même vitesse, une diminution de 30 % du HIC 15ms a été constatée entre le prototype T06 et la tête de mannequin Hybrid III.

De manière générale, le prototype a une réponse en terme d'accélération et d'effort légèrement plus basse que la tête du mannequin. Pour rappel, ce prototype provient de la base de données issue de SHPM « frais » : ses propriétés élastiques sont quasiment celles de la moyenne des 20 SHPM. Sa géométrie correspond à celle d'un 50^{ème} percentile. La réponse du prototype aurait pu être complètement différente si sa géométrie et ses propriétés élastiques correspondaient au profil d'un 5^{ème} ou 95^{ème} percentile des SHPM « frais ». Or, la finalité de la tête des mannequins est de répondre à un même critère pour le 5^{ème}, 50^{ème} et 95^{ème} percentile : HIC 15 ms = 700. Nous voyons sur le Tableau 7 que les caractéristiques des 5^{ème} et 95^{ème} de la base de données des SHPM « frais » sont très différentes et ne peuvent donc répondre à un même critère. Au final, la présente base de données pourrait être utilisée pour affiner les critères de blessures de la tête.

Propriétés élastiques	Frontal [MPa]	Pariétal droit [MPa]	Pariétal gauche [MPa]
5 ^{ème} Percentile = Min des 20 SHPM « frais »	695	1060	970
Prototype T06	4500	3900	4200
95 ^{ème} Percentile = Max des 20 SHPM « frais »	7540	14 100	16 200

Tableau 7 : Extrapolation des propriétés élastiques des 20 SHPM « frais » vers la classe de mannequins 5ème et 95ème percentile

IV. CONCLUSIONS

Des essais de compression ont été réalisés sur 7 calottes prélevées sur SHPM congelés et impactées à 10, 100 et 500 mm/min dans différentes zones (frontal, pariétale droite et gauche). On constate que :

$$K_{\text{pariétal gauche}} < K_{\text{pariétal droit}} < K_{\text{frontal}}$$

De plus, comme pour les éprouvettes osseuses, on remarque que plus la vitesse de sollicitation augmente, plus l'énergie diminue :

$$E_{\text{nergie à 100 mm/min}} = 0,89 * E_{\text{nergie à 10 mm/min}}$$

$$E_{\text{nergie à 500 mm/min}} = 0,39 * E_{\text{nergie à 10 mm/min}}$$

Lors de la comparaison entre le prototype T33 et son homologue provenant d'un SHPM congelé, la réponse de la résine est sensiblement identique à celle du SHPM dans toutes les configurations, pour une sollicitation de 10 mm/min.

Lors de la comparaison entre le prototype T06 avec embase et la tête du mannequin Hybrid III, l'influence de la peau s'est avérée importante.

De plus, les réponses mettent en évidence que le prototype déformable T06 est plus proche, en terme d'effort et de durée d'impact des résultats de Nahum (expérimentation sur tête entière) que de ceux obtenus avec la tête du mannequin Hybrid III.

On observe également, une diminution de 30 % en terme de HIC 15 ms entre la tête du mannequin Hybrid III et le prototype T06.

Conclusions et perspectives

Les travaux de recherche menés dans le cadre de cette thèse ont permis de dresser un état des lieux de l'existant. L'état de l'art, des expérimentations réalisées sur les têtes de SHPM, a fait apparaître d'importantes disparités des paramètres mécaniques. Celles-ci sont en partie dues aux types d'essais, aux vitesses de sollicitation, aux modes de conservation des SHPM, aux différences inter-individus et au patrimoine statistique. Contrairement aux matériaux classiques, aucune norme n'existe. Ces expérimentations servent à alimenter les différents modèles éléments finis de têtes humaines, d'où une multitude de modèles éléments finis. De plus, les réponses crânio-encéphaliques de ces modèles sont dépendantes des propriétés du crâne et donc influencent les critères de blessures.

Ces travaux de recherche avaient pour objectifs :

- de disposer d'une base de données importante sur des échantillons prélevés sur des SHPM « frais ». Celle-ci a permis de mettre en évidence des relations entre les paramètres inter-individus et les propriétés mécaniques,
- de connaître l'influence de la congélation sur le comportement mécanique,
- d'étudier l'influence de la vitesse de sollicitation sur la réponse des échantillons testés,
- de mettre au point un premier prototype de tête déformable, plus bio-fidèle que la tête du mannequin Hybrid III.

Le chapitre II de ce mémoire relate des expérimentations sur SHPM à l'échelle mésoscopique. La première étape consiste en la mise au point d'un protocole sur les éprouvettes osseuses prélevées sur calotte humaine. Ces échantillons sont obtenus à partir d'une cartographie précise, ce qui permet par la suite, de réaliser des comparaisons entre chaque SHPM en terme de localisation (zones frontale, temporale, pariétale droite et gauche) et d'orientation (0° , 45° et 90° par rapport à la suture sagittale).

Une première campagne d'essais est menée sur des éprouvettes prélevées sur SHPM « frais ». Un ensemble de 380 éprouvettes est testé en flexion trois-points à 10 mm/min. Ces échantillons, sont issus de 20 sujets cadavériques dont la moyenne d'âge est de 71 ans. Une corrélation importante ($R^2 = 0,947$) entre le pourcentage minéral et la densité des éprouvettes est observée : **% Minéral = Densité * 40,9789 – 17,3394**

Un modèle analytique d'élasticité équivalent est développé en prenant en compte la porosité des éprouvettes. Ce modèle simplifié présente une erreur maximum de 15,2 % par rapport à un modèle éléments finis plus complexe et donc très couteux en modélisation et temps de calculs. Le modèle d'élasticité équivalent a été appliqué à l'ensemble des 380 échantillons et a permis d'aboutir à **$E_{\text{mov}} = 5027 \text{ MPa}$**

Cette analyse réalisée par zone de prélèvement, aboutit aux résultats suivants :

$$695 \text{ MPa} < E_{\text{frontale}} = 3790 \text{ MPa} < 7540 \text{ MPa}$$

$$1060 \text{ MPa} < E_{\text{pariétale droite}} = 4950 \text{ MPa} < 14\ 100 \text{ MPa}$$

$$970 \text{ MPa} < E_{\text{pariétale gauche}} = 4920 \text{ MPa} < 16200 \text{ MPa}$$

$$3030 \text{ MPa} < E_{\text{temporale}} = 9820 \text{ MPa} < 24\ 600 \text{ MPa}$$

$$1650 \text{ MPa} < E_{\text{suture}} = 3640 \text{ MPa} < 6500 \text{ MPa}$$

Une symétrie entre les zones pariétales droite et gauche est constatée pour la majeure partie des SHPM testés. Des disparités importantes apparaissent en terme de module équivalent en fonction des zones de prélèvement. Les mêmes tendances sont observées :

$$E_{\text{frontale}} < E_{\text{pariétale droite}} \approx E_{\text{pariétale gauche}} < E_{\text{temporale}}$$

En conclusion, les modèles physiques et éléments finis futurs devront comporter au minimum trois zones osseuses à savoir une zone frontale, une zone pariétale et une zone temporale. A ce jour, aucun modèle de tête ne prend en compte les propriétés mécaniques en fonction des zones osseuses.

Une seconde campagne est mise en place afin d'étudier l'influence de la vitesse de sollicitation et du mode de conservation. Pour cela, 105 éprouvettes sont prélevées sur sept SHPM masculins congelés. La moyenne d'âge de ces sujets est de 79 ans. Ces essais réalisés sur éprouvettes osseuses en flexion trois points sont menés à des vitesses différentes pour chaque échantillon (10, 100 et 500 mm/min). Des cycles de chargement et de déchargement mettent en évidence que les spécimens sont sollicités dans leur domaine élastique.

Les résultats montrent une forte dépendance à la vitesse de sollicitation :

$$E_{500 \text{ mm/min}} = 4550 \text{ Mpa} < E_{100 \text{ mm/min}} = 9300 \text{ MPa} < E_{10 \text{ mm/min}} = 11\ 000 \text{ MPa}$$

Le module d'élasticité équivalent diminue dans un rapport de 2,5 pour une vitesse évoluant dans un rapport de 50. Ce comportement est à l'encontre de celui habituellement observé sur les matériaux classiques. En effet, on constate sur les matériaux métalliques et plastiques, une augmentation des contraintes en fonction de la vitesse de déformation.

Le comportement ici observé apparaît potentiellement intéressant pour tous les systèmes de protection. Celui-ci pourrait être exploité dans le domaine des absorbeurs d'énergie (intégration dans les portières de véhicule automobile, capot moteur pour chocs piétons, casque moto, etc...).

Une analyse locale à l'aide de jauges de déformation fait apparaître une différence entre les modules d'élasticité en compression et en traction :

$$E_{\text{traction}} = 0,74 * E_{\text{compression}}$$

Celle-ci nécessitera des travaux afin de pouvoir prendre en compte ce paramètre dans les futurs modèles de tête éléments finis.

La dernière partie de ce chapitre confronte les campagnes d'essais réalisées sur SHPM « frais » et congelés. Le module moyen de l'os congelé est deux fois supérieur à celui du « frais ». Des variations sont remarquées entre les deux modes de conservation :

$$E_{\text{frontal congelé}} = 2,74 * E_{\text{frontal frais}}$$

$$E_{\text{pariétal droit congelé}} = 3,07 * E_{\text{pariétal droit frais}}$$

$$E_{\text{pariétal gauche congelé}} = 1,91 * E_{\text{pariétal gauche frais}}$$

$$E_{\text{suture congelé}} = 1,56 * E_{\text{suture frais}}$$

Celles-ci sont trop élevées pour être seulement dues à la variation inter-individus.

Une analyse vibratoire est effectuée sur une éprouvette d'omoplate de bœuf « fraîche », puis mise au congélateur (étude vibratoire tous les 31 jours). Un effet de vieillissement est observé, mais ralenti par l'effet congélation. Une relation en résulte :

$$f_{\text{congelé}} = 1,0332 * f_{\text{frais}}$$

Avec : f la fréquence au terme de 31 jours de congélation

Celle-ci, extrapolée en terme de module d'élasticité aux échantillons issus de SHPM congelés, permet d'estimer le module de ces éprouvettes lorsqu'elles étaient « fraîches »; les résultats obtenus se trouvent dans le même corridor que celui des 380 éprouvettes issues de SHPM « frais ». Cette corrélation permettra à terme de reprendre et de faire des essais sur des SHPM issus de la congélation et d'estimer leur comportement élastique à l'état « frais ». Néanmoins, une étude plus approfondie devra être effectuée afin de confirmer cette tendance observée

(essais vibratoire et acoustique sur échantillons humains avant et après congélation pour vérifier cet effet de vieillissement).

Une relation entre le module d'élasticité équivalent et les paramètres géométriques (épaisseur et densité) du sujet testé est obtenue avec un coefficient de corrélation de 0,85 :

$$E_{\text{analytique}} = 10^6 * [\text{épaisseur} * \text{densité}]^{-2,3498}$$

Elle caractérise le comportement élastique de la boîte crânienne à l'aide de l'imagerie médicale. Celle-ci permettra à terme de modéliser la calotte humaine d'un accidenté de la route. Ce modèle numérique « personnalisable » contribuera à l'obtention de nouveaux critères de blessures de la tête.

Le chapitre III est consacré au comportement global de la calotte en compression dans les zones frontale, pariétales droite et gauche. Sept sujets provenant de SHPM congelés sont sollicités en cyclage à 10, 100 et 500 mm/min. Ce travail conforte l'influence de la vitesse observée sur les échantillons osseux:

$$E_{500\text{mm/min}} < E_{100\text{mm/min}} < E_{10\text{mm/min}}$$

Deux premiers prototypes de tête sont mis au point : l'un provenant d'un SHPM « frais » et l'autre d'un SHPM congelé. Les géométries des prototypes sont identiques aux sujets cadavériques. Les propriétés élastiques des résines sont définies par zones (frontale, pariétales droite et gauche).

Le prototype issu du SHPM congelé est confronté à son homologue en compression quasi-statique dans les trois zones (frontale, pariétales droite et gauche). A 10 mm/min, la réponse de ce prototype est quasiment la même que celle obtenue sur le SHPM.

Le second prototype issu d'un SHPM « frais » est comparé à la tête du mannequin Hybrid III à des vitesses de sollicitations dynamiques. Les résultats montrent que le prototype apparaît être plus-biofidèle que la tête de mannequin Hybrid III.

Ce travail de thèse a permis de répondre à plusieurs questions mais en a générées d'autres:

- La campagne d'essais sur SHPM « frais » a permis de constituer une base de données importante. Une première analyse des paramètres de la base a permis de dégager une relation importante entre le module d'élasticité moyen et le produit « épaisseur*densité moyenne ». Compte tenu du nombre important de paramètres à

analyser, une thèse spécialisée dans le domaine du traitement statistique des données a est menée et en cours de finalisation. Ces travaux permettent d'aboutir à des corrélations entre les données géométriques et les paramètres mécaniques, non plus au niveau des zones osseuses, mais au niveau des éprouvettes.

- La campagne d'essais sur SHPM congelés a permis d'étudier les premières influences du moyen de conservation et de la vitesse de sollicitation. Des recherches complémentaires sont encore nécessaires et notamment en utilisant des moyens d'analyse non destructifs à savoir l'analyse vibratoire et l'analyse acoustique. De plus, les gammes de vitesses présentées dans ce mémoire restent faibles. Le comportement de l'os crânien sous sollicitation dynamique fait l'objet d'une thèse en collaboration avec les centres INRETS de Bron et de Marseille.
- Le prototype de tête a permis de mettre en évidence l'utilisation d'une résine qui a le même comportement élastique qu'une calotte humaine. Néanmoins, le prototype n'a pas les mêmes inerties qu'un crâne réel. Il faut donc l'améliorer en réalisant une embase et une face plus biofidèle. Des masses additionnelles devront être insérées à l'intérieur de la boîte crânienne. De plus, l'accélération linéaire n'est pas une information suffisante pour répondre aux nouveaux critères biomécaniques. Trois accéléromètres devront donc être implantés afin de récupérer les informations angulaires. En ce qui concerne la géométrie et les caractéristiques mécaniques du prototype, plusieurs configurations devront être mises en place afin de pouvoir prendre en compte les variations inter-individus. Des classes de prototypes devront être définies à partir des informations issues de la base de données relative aux SHPM « frais ».
- Le modèle de tête éléments finis devra être amélioré. Il sera nécessaire de prendre en compte une géométrie plus fidèle (actuellement les épaisseurs de la boîte crânienne sont constantes). De même, le comportement mécanique de ce modèle devra être séparé en quatre zones distinctes : frontale, temporale, pariétales droite et gauche.

Ce travail de thèse fait partie d'un programme de recherche sur la tête réalisé au Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'informatique Industrielles et Humaines de Valenciennes. L'équipe « Crash Confort et Sécurité » souhaite à terme, développer un modèle de tête éléments finis personnalisable. Les données géométriques et mécaniques proviendraient directement de l'imagerie médicale de l'accidenté. La géométrie, l'épaisseur et la densité moyenne de la calotte seraient extraites des clichés scanner ou IRM. Les propriétés

mécaniques seraient déduites de la relation développée précédemment. Ce modèle de tête personnalisé permettra à terme d'aboutir à de nouveaux critères de blessures.

Références bibliographiques

- [ALL 91] ALLSOP, D., PERL, T., & WARNER, C. (1991). Force/deflection and fracture characteristics of the temporo-parietal region of the human head. Proceeding SAE Conference, 269-278.
- [AUT 04] AUTUORI B. Modélisation par éléments finis de la face humaine en vue de la simulation de sa réponse au choc. Thèse de doctorat, 2004. INSA de Lyon.
- [BAR 70] BARBER, T., BROCKWAY, J., & MOFFA, C. (1970). Static compression testing of specimens from an embalmed human skull. Texas Reports on Biology and Medicine, 28, 497-508.
- [CRA 94] CRANDALL, J.R. (1994). The preservation of human surrogates for biomechanical studies. Thèse, University of Virginia, USA.
- [DAN 98] DANNAWI, M. (1998). Lois de comportement de crâne : compression statique et dynamique, flexion statique et dynamique. (Rapport 9812133). Lille: O.N.E.R.A..
- [DEL 02] DELILLE, C (2002). Contribution à l'identification de lois matérielles de l'os du crâne humain en quasi-statique à partir d'expérimentations et de simulations numériques. Thèse de doctorat, soutenue le 19 décembre 2002. Université de Valenciennes.
- [DEL 04] DELILLE R., DECK C., DRAZETIC P., WILLINGER R. (2004). Evaluation de l'existant (synthèse bibliographique de la tête) et évaluation des modèles éléments finis de la tête (Strasbourg et Valenciennes). *Programme PREDIT PROTEUS (PROtection de la Tete des Usagers vulnérables)*, Lamih, Valenciennes, janvier.
- [DEL 05] DELILLE R., DRAZETIC P., MARKIEWICZ É. (2005). Paramètres géométriques et mécaniques nécessaires à la reconstruction d'accidents piétons. *Mécanique & Industries*, 6, pp. 349-352.
- [GOT 83] GOT, C., GUILLON, F., PATEL, A., MACK, P., BRUN-CASSAN, F., FAYON, A., TARRIERE, C., & HUREAU, J. , (1983). Morphological and biomechanical study of 146 human skulls used in experimental impacts in relation with the observed injuries. Proceeding of the 27th Stapp Car Crash Conference, 241-259.
- [HUB 71] HUBBARD, R. (1971). Flexure of layered cranial bone. *Journal of Biomechanics*, 4, 251-263.
- [KRA 90] Kramer F. et Appel H. *Evaluation of protection criteria on the basis of statistical biomechanics*. IRCOBI 1990, pp45-57

- [LIS 60] LISSNER, H.R., LEBOW, M. & EVANS F.G. *Experimental studies on the relation between acceleration and intracranial pressure changes in man*. Surg. Gynecology and Obstetrics, 1960, 111, p. 320-338.
- [MCE 70] MCELHANEY, J., FOGLE, J., & MELUIN, J. (1970). Mechanical properties of cranial bone. Journal of Biomechanics, 3, 495-511.
- [MEL 71] MELVIN, J., & EVANS, F. (1971). A strain energy approach to the mechanics of skull fracture. Proceeding of the 15th Stapp Car Crash Conference, 661-680.
- [NAH 77] NAHUM, A.M., SMITH, R., & WARD, C.C (1977). Intracranial pressure dynamics during head impact. 21ème STAPP Car Crash, SAE N°770922, 1977, pp.339-366.
- [NEW 86] NEWMAN, J.A. *A generalised acceleration model for brain injury threshold (GAMBIT)*. IRCOBI. Zurich, Switzerland, 1986, p.121-131.
- [NIS 95] NISHIMOTO, T., MURAKAMI, S., ABE, T., & ONO, K. (1995). Mechanical properties of human cranial and effect of cranial fractures on extradural hematoma. A Hen/Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, 58-64.
- [RUA 93] RUAN, J., KHALIL, T., & KING, A. (1993). Finite element modeling of direct head impact. Proceeding of the International Research Council On Biokinetics of Impact (IRCOBI), 69-81.
- [RUN 04] RUNGEN Paramasiven. Enrichissement des modèles physique et numérique de la tête en vue de mieux représenter la cinématique cérébrale lors d'un choc. Thèse de doctorat, 2004. Université de Valenciennes.
- [SCH 72] SCHNEIDER, D., & NAHUM, A. (1972). Impact studies of facial bones and skull. Proceeding of the 16th Stapp Car Crash Conference, 186-203.
- [SCH 94] SCHUELER, F., ZIMMER, G., MIN, J., & MATTERN, R. (1994). Assessment of mechanical properties of the human skull-cap through basic biomechanical tests and quantitative computed tomography (QCT). Proceeding of the International Research Council On Biokinetics of Impact (IRCOBI), 23-37.
- [SIM 01] EPPINGER R.H, TAKHOUNTS E.G. *SIMon* Theoretical Manual. National Highway Traffic Safety Administration.
- [TRO 92] TROSSEILLE, X (1992). Contribution à la recherche d'une alternative au critère de tolérance cérébrale (HIC) dans un environnement automobile. Thèse de doctorat, soutenue le 10 juin 1992.
- [VER 71] VERSACE J., *A review of the severity index*. 15^{ième} STAPP CAR CRASH, SAE N°710881, pp771-796

- [YOG 95] YOGANANDAN, N., PINTAR, F., SANCES, A., WALSH, P., EWING, C., & THOMAS, D. (1995). Biomechanics of skull fracture. *Journal of Neurotrauma*, 12, 659-668.
- [ZHO 95] ZHOU C., KHALIL T.B., KING A.I. A new model comparing impact responses of the homogeneous and inhomogeneous human brain. SAE N°952714, pp121-137.

Titre de la thèse :

Contribution à la compréhension du comportement mécanique de l'os du crâne humain sous différents moyens de conservation et de sollicitation.

Résumé :

Les études statistiques d'accidents montrent que la tête est le segment corporel le plus vulnérable lors d'un accident (chocs piétons, chocs deux-roues et chocs latéraux). Pour enrichir les modèles virtuels d'être humain et développer de nouveaux outils de prédictions lésionnelles, ce travail propose une série d'expérimentations afin d'obtenir les propriétés mécaniques homogénéisées de l'os du crâne humain (pas de distinction entre l'os cortical et spongieux).

Des essais ont été réalisés sur 20 SHPM (Sujet Humain Post Mortem) « frais ». Un protocole spécifique a été développé afin de prélever 19 éprouvettes par crâne. Au total, 380 échantillons ont été testés en flexion trois points. Les courbes effort/déplacement ont servi de référence pour l'identification du comportement élastique. De nombreuses relations par zones et orientations osseuses ont été obtenues.

Des essais de cyclage dans la zone élastique ont été réalisés sur 105 échantillons prélevés sur 7 SHPM congelés. L'effet de la vitesse de sollicitation a été étudié. Cette seconde campagne permet de comparer les éprouvettes en fonction de leur mode de conservation. Une corrélation a été mise en évidence et a permis d'extrapoler le module d'élasticité à l'état « frais » d'un SHPM testé congelé.

Ces deux campagnes d'essais ont permis d'aboutir à une corrélation entre le module d'élasticité équivalent et les propriétés géométriques (épaisseur et densité) d'un SHPM « frais ».

Les derniers travaux ont porté sur le développement d'un nouveau prototype de tête. Pour cela, 7 calottes, provenant de SHPM congelés, ont été testées en compression. Les propriétés élastiques du prototype sont issues des campagnes expérimentales précédentes et présentent une distinction entre chaque zone. Ce prototype a été validé par des essais statiques et dynamiques en compression dans différentes zones osseuses.

Mots-clés : Biomécanique des chocs / Essais expérimentaux / SHPM /
Mode de conservation / Prototype de tête

PhD Title :

Contribution to a better understanding of human skull bone's mechanical behaviour, subjected to various means of conservation and loading.

Abstract :

Statistical studies of accidents show that the head is the most vulnerable physical segment during a collision (pedestrian impacts, motorcyclist impacts and side automobile collisions). In order to enhance virtual human model and to develop a new predictive injuries tool, this thesis deals with an experimental identification of mechanical properties of the human skull (considered as a homogeneous layer).

Experimental tests on twenty skulls from fresh PMHS (Post Mortem Human Subject) have been performed. A specific protocol has been developed in order to cut 19 specimens per skull. A total of 380 specimens have been tested in three point bending test. The force/displacement curves are considered as reference for elastic modulus identification. Many relationships by zone and orientation have been obtained.

Cycling tests in the elastic zone have been performed on 105 specimens cut in 7 frozen PMHS. Loading velocity effect has also been investigated. This second study compares also specimens according to their conservation's mode. A correlation has been observed and allows to extrapolate the elastic modulus of a fresh skull, tested in the frozen state.

Thanks to these two studies, a relationship between the equivalent elastic modulus and the geometrical properties (thickness and density) of fresh PMHS has been observed.

In order to develop a new head prototype, 7 frozen PMHS skull have been tested in quasi-static compression configurations. The elastic properties of the prototype have been identified from the previous experimental studies and they differ from skull zone to another. This prototype has been validated under static and dynamic compression tests.

Keywords : Impact biomechanics / experimental tests / PMHS /
Conservation's mode / Head prototype