



HAL
open science

Caractérisation tissulaire pour la détermination du comportement de l'os crânien: essais mécaniques et imagerie médicale.

Audrey Auperrin

► To cite this version:

Audrey Auperrin. Caractérisation tissulaire pour la détermination du comportement de l'os crânien: essais mécaniques et imagerie médicale.. Mécanique [physics.med-ph]. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis, 2009. Français. NNT: . tel-00454865

HAL Id: tel-00454865

<https://theses.hal.science/tel-00454865>

Submitted on 9 Feb 2010

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: 09-41

Année 2009



THÈSE
Présentée à
L'Université de Valenciennes
et du Hainaut Cambrésis



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

par

Audrey AUPERRIN

**Caractérisation tissulaire pour la détermination du
comportement de l'os crânien: essais mécaniques et
imagerie médicale.**

**Soutenue le 17 décembre 2009
devant le jury composé de:**

Rapporteurs:

G. BOIVIN Directeur de Recherche - INSERM Lyon Unité 831

P. VIOT Maître de Conférences, Habilité à Diriger des Recherches
LAMEFIP - Université de Bordeaux

Examineurs:

K. BRUYERE Chargée de Recherche - LBMC - INRETS Lyon
P. DRAZETIC Professeur - LAMIH - Université de Valenciennes
O. GAGEY Professeur d'Anatomie - Praticien Hospitalier en Chirurgie
Orthopédique au Kremlin-Bicêtre

F-X. LEPOUTRE Professeur - LAMIH - Université de Valenciennes
C. MASSON Chargée de Recherche - LBA - INRETS Marseille
J-P. VERRIEST Directeur de Recherche - LBMC - INRETS Lyon

Invités:

J-H. ANCEAU Ingénieur de Recherche - LAMIH - Université de Valenciennes
R. DELILLE Ingénieur d'Etudes - LAMIH - Université de Valenciennes
H. GUILLEMOT Médecin - Chargé de Recherche - LAMIH - Université de Valenciennes

A mon grand-père.

PREAMBULE

Depuis quelques années, le LBMC¹ (INRETS-Bron), le LBA² (INRETS-Marseille) et le LAMIH³ (Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis) travaillent sur la modélisation de la tête et de la face, et sur la caractérisation de l'os crânien humain.

Différentes études sur le sujet ont déjà fait l'objet de collaborations.

Christophe Delille a travaillé sur la contribution à l'identification de lois matérielles de l'os du crâne humain en quasi-statique à partir d'essais mécaniques en flexion, et de leur simulation numérique [DEL 02].

Barbara Autuori s'est intéressée à la modélisation de la face humaine en vue de la simulation de sa réponse au choc, suite à des essais de flexion quatre points [AUT 04].

Plus récemment, Rémi Delille a étudié le comportement mécanique de l'os du crâne humain sous différents moyens de conservation et de sollicitation, en quasi-statique [DEL 07].

Mon travail de thèse portant sur la caractérisation tissulaire pour la détermination du comportement de l'os crânien est en continuité avec ces études. L'utilisation de procédés d'imagerie ainsi que l'étude des propriétés mécaniques dans les domaines statique et dynamique permettront d'en améliorer la connaissance.

Mon allocation de thèse est un cofinancement INRETS – Région Nord-Pas de Calais et les travaux ont bénéficié du soutien de la Communauté Européenne, de la Délégation Régionale à la Recherche et à la Technologie, du Centre National de la Recherche Scientifique et du GDR 2610 intitulé « Recherches en biomécanique des chocs ».

¹ Laboratoire de Biomécanique et de Mécanique des Chocs

² Laboratoire de Biomécanique Appliquée

³ Laboratoire d'Automatique de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines

REMERCIEMENTS

Les travaux de recherche qui ont abouti à la rédaction de ce mémoire ont été réalisés au sein du Laboratoire d'Automatique de Mécanique et d'Informatique 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.

À Monsieur **Pascal DRAZETIC**, Professeur à l'Université de Valenciennes, directeur de thèse, pour la confiance qu'il m'a accordée, pour son suivi, son soutien et sa grande disponibilité, j'adresse mes plus vifs remerciements.

À Monsieur **Jean-Pierre VERRIEST**, Directeur de recherche à l'INRETS de Lyon, codirecteur de thèse, pour son encadrement et pour l'honneur qu'il me fait en étant membre du jury en tant qu'examinateur, un grand merci.

À Mesdames et Messieurs les membres du jury,
Monsieur **Philippe VIOT**, Maître de Conférences à l'Université de Bordeaux et
Monsieur **Georges BOIVIN**, Directeur de recherche à l'INSERM de Lyon pour l'honneur qu'ils me font d'avoir bien voulu accepter de juger mon travail en tant que rapporteurs,

Mesdames **Karine BRUYERE** et **Catherine MASSON**, Chargées de recherche à l'INRETS de Lyon et de Marseille, pour m'avoir fait partager leurs riches connaissances dans le domaine de la biomécanique des chocs, pour leurs conseils et pour leur aide, en particulier lors de la phase de rédaction de ce mémoire, et pour l'honneur qu'elles me font en étant membres du jury, en tant qu'examineurs,

Monsieur **François-Xavier LEPOUTRE**, Professeur à l'Université de Valenciennes, et Monsieur **Olivier GAGEY**, Professeur au centre hospitalier du Kremlin-Bicêtre, pour avoir accepté de juger ces travaux,

Monsieur **Rémi DELILLE**, Ingénieur d'études à l'Université de Valenciennes, pour son aide et ses précieux conseils prodigués à toute heure, et pour avoir accepté de prendre part à ce jury,

Monsieur **Jean-Hubert ANCEAU**, Ingénieur de recherche à l'Université de Valenciennes, pour sa disponibilité et son aide notamment pour l'organisation des visioconférences, et Monsieur **Hervé GUILLEMOT**, Médecin et Chargé de recherche à l'Université de Valenciennes, pour l'intérêt qu'ils ont porté à ce travail et pour avoir accepté de participer à ce jury,

Que tous soient vivement remerciés.

Je remercie sincèrement mes nombreux collègues du département Génie Mécanique, **Audrey HAULT-DUBRULLE**, **Estelle DAOUBEN**, **Anastasia BELOTSEKOVETS**, **Jamila RAHMOUN**, **Fabrice EPEE**, **Damien MERESSE**, **Julien HALGRIN**, **Frédéric ROBACHE**, **Hervé MORVAN**, **Fahmi CHAARI**, **Benjamin BOUREL**, **Rémi CANU**, **Samuel BERTRAND**, **Romain BALIEU**, et tous ceux que je ne peux citer...

Mesdames **Marie DESSAINT** et **Catherine FOUCART** pour leur aide administrative,

Messieurs **Bruno LAURENT** et **Thierry GARÇON** pour leur aide technique.

J'aimerais également remercier plus particulièrement,
Monsieur **Pierre LAPELERIE**, Technicien supérieur de la recherche biomécanique,
pour son aide lors des campagnes expérimentales,

Monsieur **Denis LESUEUR**, Ingénieur d'études, pour m'avoir fait partager quelques
unes de ses nombreuses connaissances et pour sa grande implication dans la réalisation des
campagnes expérimentales,

Messieurs **Julien BROCAIL**, **David MORIN**, **Cédric HUBERT**, **Julien HALGRIN**, **Olivier MAYEUR**, pour m'avoir fait part de leurs connaissances et de leur aide précieuse lors de la partie numérique de ce travail.

J'exprime enfin ma profonde reconnaissance,
À toi **Sylvain**, je ne saurais jamais oublier tes encouragements et surtout ta patience;
par tes gestes et ta simple présence, tu as su adoucir les délicats moments de doute et de
remise en question ... plus que jamais merci,

À vous **mes chers parents**, pour avoir toujours cru en moi; votre considération à mon
égard et votre soutien constant malgré la distance, ont fréquemment été source d'un regain de
motivation ces huit dernières années.

Je ne peux terminer ces quelques lignes sans une pensée particulière pour toutes les
personnes qui ont fait don de leur corps à la science, permettant à la recherche de
progresser et contribuant à améliorer les conditions de vie de chacun.

SOMMAIRE

INTRODUCTION GENERALE	10
CHAPITRE I: ETAT DE L'ART	13
1. Rappels anatomiques et histologiques	13
1.1 Le tissu osseux	13
1.1.1 La matrice extracellulaire [END 07] [LAF 07]	14
1.1.2 Classification anatomique	14
1.1.2.1 L'os cortical	14
1.1.2.2 L'os spongieux	16
1.1.2.3 Le périoste	18
1.2 Ostéologie de la tête	18
1.2.1 La face	19
1.2.2 Le crâne	19
1.2.2.1 La calvaria	20
1.2.2.2 La base du crâne	20
1.2.3 L'os crânien	20
2. Caractérisation tissulaire de l'os	21
2.1 Introduction	21
2.2 Les densités physiques	22
2.2.1 La densité réelle	22
2.2.2 La densité apparente	23
2.2.3 La densité relative	23
2.3 Minéralisations osseuses et techniques de mesures	23
2.3.1 Le degré de minéralisation	23
2.3.2 Techniques de mesures cliniques de la densité minérale osseuse	24
2.3.2.1 Mesure de la densité par tomodensitométrie	24
2.3.2.2 Mesure de la densité par microradiographie	25
2.3.2.3 Mesure de la densité par Imagerie par Résonance Magnétique	25
3. Caractérisation mécanique de l'os crânien	26
3.1 Traumatologie osseuse de la tête	26
3.1.1 Les lésions crâniofaciales	26
3.1.1.1 Les fractures crâniennes	26
3.1.1.2 Les disjonctions crâniofaciales (fractures de Lefort)	27
3.1.2 Critères de blessures de la tête	28
3.1.2.1 WSUTC: Wayne State University Tolerance Curve	28
3.1.2.2 GSI: Gadd Severity Index	28
3.1.2.3 HIC: Head Injury Criterion	29
3.1.2.4 Critères de blessures locaux	29
3.2 Expérimentations sur crânes humains	30
3.2.1 Influence de la localisation	31
3.2.2 Influence de la vitesse de sollicitation	32
3.2.3 Influence de la géométrie et de la forme de l'impacteur	32
3.3 Expérimentations sur échantillons d'os crânien	33
3.3.1 Les essais de flexion	34
3.3.2 Autres tests	38
3.4 Caractérisation mécanique de l'os cortical crânien	40
3.5 Caractérisation mécanique de l'os trabéculaire	42
3.6 Caractérisation des sutures	42
4. Influence du mode de conservation sur les propriétés mécaniques osseuses	43
4.1 Influence de l'embaumement	44
4.2 Influence de la congélation	45
4.3 Influence de la stérilisation	46
4.4 Influence de la lyophilisation	46
4.5 Influence de la surgélation	46

5. Récapitulatif des essais mécaniques sur éprouvettes osseuses	46
5.1 Os bovin	47
5.2 Os cortical bovin	47
5.3 Complexe os cortical – os spongieux humain	48
5.4 Os cortical humain	49
5.5 Os spongieux humain	50
6. Conclusions et perspectives	51
CHAPITRE II: MATERIEL ET METHODE	52
1. Introduction	52
2. Matériel	52
2.1 Sujets	52
2.2 Prélèvement des échantillons	53
2.2.1 Tracé des éprouvettes	53
2.2.2 Découpe des éprouvettes	54
2.2.3 Mesure des éprouvettes	54
3. Méthodes	56
3.1 Numérisation surfacique en trois dimensions	56
3.1.1 Echelle macroscopique: cas des calottes entières	56
3.1.2 Echelle mésoscopique: cas des éprouvettes « type »	56
3.2 Scanner	57
3.2.1 Reconstruction de la calotte	57
3.2.2 Prélèvement virtuel des éprouvettes sur la calotte crânienne	58
3.2.3 Mesure des densités Hounsfield par éprouvette	58
3.3 Tomographie	59
3.3.1 Reconstruction en trois dimensions de la microstructure	61
3.3.2 Binarisation de l'image en trois dimensions	61
3.3.3 Détermination des paramètres	62
3.3.3.1 La densité relative	63
3.3.3.2 Le degré d'anisotropie	63
3.4 Mesures de densités physiques	63
3.4.1 Densité réelle	63
3.4.2 Pourcentage minéral	63
3.5 Essais de flexion trois points	63
3.5.1 Moyens d'essais	64
3.5.1.1 Le montage de flexion trois points (Figure 31)	64
3.5.1.2 Cyclage à 10 mm/min	64
3.5.1.3 Essais de flexion trois points à 10 mm/min et à 1000 mm/min	65
3.5.1.4 Essais dynamiques à 1 m/s	66
3.5.1.5 Vitesses réelles d'essai	69
3.5.2 Mesures de champs de déformation	69
3.5.2.1 Les jauges de déformation	69
3.5.2.2 La corrélation d'images	70
3.5.2.3 La stéréocorrélation d'images	73
3.5.3 Estimation d'un module d'élasticité équivalent	74
3.5.3.1 Calcul de la raideur sécante K (N/mm)	74
3.5.3.2 Estimation du module d'élasticité équivalent	76
3.6 Conclusions sur le protocole d'essai	77
CHAPITRE III: RESULTATS ET DISCUSSION	79
1. Caractérisation tissulaire	79
1.1 Epaisseur	79
1.2 Paramètres architecturaux de la diploé	81
1.2.1 Epaisseur, Nombre et Distance entre les travées	81
1.2.2 Rapport Surface sur Volume osseux	82
1.2.3 Densité relative	82
1.2.4 Degré d'anisotropie	84
1.2.5 Relations entre les paramètres architecturaux de la diploé	84

1.3	Densités physiques _____	85
1.3.1	Densité réelle _____	85
1.3.2	Densité HU _____	86
1.3.3	Pourcentage minéral _____	87
1.4	Relations entre ces différents paramètres _____	88
1.4.1	Relation entre la densité réelle et la densité relative _____	88
1.4.2	Relation entre le pourcentage minéral estimé et la densité relative _____	89
1.4.3	Relation entre la densité réelle et la densité Hounsfield _____	89
1.4.4	Relation entre la densité relative et la densité Hounsfield _____	89
1.5	Conclusion _____	90
2.	Caractérisation mécanique _____	90
2.1	Ensemble des paramètres mécaniques _____	90
2.1.1	Raideur sécante _____	90
2.1.2	Module élastique équivalent _____	93
2.1.3	Déformations _____	95
2.1.3.1	Les jauges de déformation _____	96
2.1.3.2	Corrélation d'images à 1 m/s _____	104
2.1.3.3	Séréocorrélation d'images à 10 mm/min _____	108
2.1.3.4	Séréocorrélation d'images à 1000 mm/min _____	112
2.1.3.5	Comparaison des procédés de mesure des déformations: vitesses de déformation au centre de l'éprouvette sur la table interne (Point C) _____	114
2.2	Influence de la vitesse de sollicitation _____	116
2.2.1	Variation de la raideur sécante _____	116
2.2.2	Variation du module d'élasticité équivalent _____	118
2.3	Influence du mode de conservation _____	118
2.4	Caractérisation de la rupture _____	120
2.5	Conclusion _____	121
3.	Relations entre paramètres tissulaires et paramètres mécaniques _____	122
3.1	Estimation du module élastique équivalent à partir des paramètres tissulaires _____	122
3.2	Influence de la vitesse de sollicitation _____	123
3.3	Influence du mode de conservation sur ces relations _____	123
4.	Discussion _____	126
CHAPITRE IV: APPORT DES RESULTATS POUR LA PERSONNALISATION DES MODELES EN ELEMENTS FINIS DU CRANE HUMAIN _____		127
1.	Rappels sur la prédiction de blessures de la tête à partir de modèles éléments finis _____	127
1.1	Principe général _____	127
1.2	Les modèles existants _____	129
1.2.1	Modèle de l'Université Louis Pasteur (modèle ULP) et critères associés _____	129
1.2.2	Modèle SIMon et critères associés _____	131
1.2.3	Modèle de la Wayne State University (modèle WSU) et critères associés _____	133
1.2.4	Modèle de l'Université de Valenciennes [RUN 04] _____	134
2.	Personnalisation des propriétés mécaniques de l'os crânien à partir de scanners médicaux _____	135
2.1	Méthode _____	135
2.1.1	Maillage de l'éprouvette _____	136
2.1.2	Propriétés des matériaux _____	136
2.1.2.1	Principe _____	136
2.1.2.2	Matériau homogène _____	137
2.1.2.3	Discretisation en deux matériaux _____	137
2.1.2.4	Discretisation en dix matériaux _____	138
2.2	Résultats _____	139
2.2.1	Densités réelles _____	139
2.2.2	Modules d'élasticité équivalents _____	140
2.2.3	Simulation de l'essai de flexion trois points _____	142
2.2.3.1	Conditions aux limites _____	142
2.2.3.2	Courbes d'effort en fonction du déplacement _____	143

2.2.3.3	Courbes de déformations temporelles	144
2.3	Discussion	145
CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES		146
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES		148
ANNEXE 1: Description des cellules osseuses		158
ANNEXE 2: Description technique du scanner		160
1.	Constitution	160
2.	Principe de formation d'une image scanner	160
2.1	Atténuation	160
2.2	Projection	160
2.3	De la matrice à l'image	161
2.4	Fenêtrage	162
3.	Paramètres d'acquisition et de reconstruction	162
3.1	Les paramètres d'acquisition	162
3.2	Les paramètres de reconstruction	162
4.	Evolution du scanner	163
4.1	1 ^{ère} et 2 ^{ième} génération	163
4.2	3 ^{ième} génération: scanner séquentiel	163
4.3	3 ^{ième} génération: scanner hélicoïdal	164
4.4	Scanner multibarrettes	164
ANNEXE 3: Manipulations expérimentales sur os bovin		165
1.	Matériel et méthode	165
1.1	Les éprouvettes	165
1.2	Les essais de flexion trois points	166
2.	Résultats	166
3.	Discussion	168
ANNEXE 4: Configuration des jauges de déformation		169
ANNEXE 5: Etablissement d'un modèle analytique à partir des jauges		170
ANNEXE 6: Tableaux de valeurs des paramètres mesurés sur os crânien		173
ANNEXE 7: Déformations et vitesses de déformation		175
ANNEXE 8: Minéralisations		176
ANNEXE 9: Relations entre paramètres tissulaires et mécaniques		177

INTRODUCTION GENERALE

Dans les pays industrialisés, la dernière décennie a été marquée par une attention croissante du public et des gouvernements pour la sécurité routière.

En 2008, l'Observatoire national de la sécurité routière a recensé en France 4443 tués et 96905 blessés impliqués dans des accidents de la route [SEC 09]. Ces chiffres sont en constante diminution depuis 2002, tenant à la fois à la mise en place de mesures de prévention et aux recherches entreprises en matière de sécurité passive visant à garantir la protection des usagers de la route si un accident n'a pu être évité.

Selon le type d'AVP (Accident de la Voie Publique), les différentes parties du corps humain sont plus ou moins touchées; ainsi les conducteurs automobiles sont encore gravement atteints au niveau de la tête, qui représente l'un des segments corporels les plus vulnérables [RAM 07].

En cas d'impact, la protection du cerveau par la boîte crânienne s'avère bien souvent insuffisante lorsque celle-ci est soumise à des efforts trop élevés pouvant conduire à un traumatisme crânien.

Ainsi les accidents de la route sont responsables de la moitié des traumatismes crâniens sévères et constituent en particulier la première cause de mortalité chez les jeunes [LAR 09].

Face à ce constat, les constructeurs automobiles s'efforcent de concevoir des aménagements de véhicules propres à éviter ou à limiter les risques de blessures de la tête en cas d'accident. Pour cela, des outils capables de prédire les risques lésionnels pour un usager impliqué dans un accident automobile, ont été développés.

Actuellement, les mannequins anthropomorphiques constituent l'outil réglementaire pour l'évaluation des risques de blessures en cas de choc. Une gamme complète a été élaborée de sorte à représenter les différentes catégories d'individus suivantes: enfant, homme moyen, petite femme, homme grand. Ainsi, un nombre restreint de modèles existe, et la diversité de la population n'est, de ce fait pas représentée. De plus leur efficacité n'est valable que pour une direction de choc donnée, à savoir en choc frontal, en choc latéral ou en choc arrière.

Par ailleurs, devant l'émergence de l'outil informatique, des modèles numériques du corps humain sont développés pour la reconstitution virtuelle d'accidents.

Les potentiels de ces modèles numériques du corps humain sont multiples.

Ils permettent une représentation très réaliste des segments corporels avec des géométries ainsi que des propriétés mécaniques qui peuvent être personnalisées. Lors des chocs virtuels, il s'agit le plus souvent de contraintes et de déformations qui sont évaluées localement; leur relation avec les types de blessures ne peut être que plus directe que lorsqu'il s'agit de critères globaux.

En tenant compte des caractéristiques géométriques et mécaniques propres à chaque individu ainsi que des conditions initiales liées au choc de façon plus réaliste, ces modèles « personnalisés » permettraient d'aboutir à une meilleure représentativité des critères de blessures et donc à une meilleure prédiction des risques de blessures.

En parallèle, les procédés d'imagerie basés sur le principe de la tomographie par rayons X tels que les scanners médicaux, sont de plus en plus performants et permettent de nos jours une observation et une analyse des tissus humains très fines.

Aussi, en ce qui concerne l'os crânien, une attention particulière est depuis peu portée à la détermination des propriétés mécaniques à partir de paramètres tissulaires obtenus au moyen de méthodes cliniques non invasives. Le double objectif est d'une part de déceler rapidement sur des accidentés de la route la présence éventuelle de lésions crâniennes et intracrâniennes et d'autre part d'alimenter des modèles en éléments finis de la tête personnalisés.

En dépit d'une certaine bio-fidélité, les modèles numériques de tête utilisés de nos jours faillent dans le sens où leur implémentation à partir de données géométriques et mécaniques personnalisées n'est pas encore exploitée. La personnalisation des propriétés mécaniques du crâne reste difficile étant donné la variabilité des résultats relatifs aux propriétés des tissus crâniens. Les modèles existants souffrent en effet d'un manque de propriétés biomécaniques fiables et correspondent le plus souvent à une population ciblée, en général un sujet masculin de taille moyenne.

Dans ce contexte, il serait important de mieux connaître les propriétés de l'os crânien en vue de définir des lois de comportement servant à alimenter des modèles en éléments finis.

Par conséquent, le travail de recherche présenté dans ce mémoire a comme objectifs spécifiques:

- de déterminer des paramètres géométriques, tissulaires et mécaniques d'éprouvettes osseuses crâniennes, en vue d'enrichir la base de données déjà existante et d'établir des relations entre ceux-ci,
- d'étudier l'influence de la vitesse de sollicitation et du mode de conservation sur la réponse de ces éprouvettes.

L'essentiel de cette thèse est un travail expérimental visant à expliquer et à prédire la disparité des propriétés mécaniques observées pour l'os crânien, tenant à la fois aux variabilités inter et intra individuelles et aux différents protocoles d'essais employés.

Dans un premier temps, l'architecture d'échantillons prélevés sur des calottes crâniennes humaines et conservées selon différents moyens a été observée au niveau macroscopique, avec la mesure des dimensions externes et au niveau microscopique via l'utilisation de la micro tomographie et l'acquisition d'images scanners.

Dans un deuxième temps, des essais de flexion trois points ont été réalisés à diverses vitesses de sollicitation. Les propriétés élastiques à différentes vitesses et les propriétés à rupture qui en sont déduites reposent d'une part sur des grandeurs globales en termes de raideur sécante et de module d'élasticité équivalent et d'autre part sur des mesures locales telles que les déformations longitudinales.

De plus, une relation entre les paramètres tissulaires et les paramètres mécaniques macroscopiques, évalués au niveau de l'échantillon, a été recherchée. Cette relation a été utilisée localement afin de construire des modèles en éléments finis des échantillons.

Le travail numérique qui a été réalisé est une première évaluation de l'apport de la personnalisation géométrique et des propriétés mécaniques pour la simulation des essais de flexion trois points. Cette personnalisation repose sur l'utilisation et l'analyse d'images scanner.

Les travaux présentés dans ce mémoire s'articulent en quatre chapitres.

Après de brefs rappels anatomiques sur l'ostéologie de la tête et les principales lésions osseuses, le premier chapitre présente une synthèse des essais mécaniques entrepris sur os crânien.

Le second chapitre a pour objet la description du protocole couplant l'utilisation de procédés d'imagerie ainsi que des essais de flexion trois points sur des échantillons d'os crânien.

Le troisième chapitre est consacré aux résultats en termes de propriétés géométriques, tissulaires et mécaniques, avec pour objectif la confrontation et la mise en relation de ceux-ci.

Le quatrième chapitre montre l'apport de la personnalisation des modèles en éléments finis pour l'amélioration de la prédiction du risque de blessures de la tête.

Une conclusion générale synthétise les principaux résultats établis au terme de ce travail, en exposant les limites propres aux méthodes employées.

Les perspectives de recherche relatives à ce travail de thèse sont exposées et clôturent ce mémoire.

CHAPITRE I: ETAT DE L'ART

1. Rappels anatomiques et histologiques

1.1 Le tissu osseux

L'os est un tissu dur, richement vascularisé et à la structure complexe qui se renouvelle continuellement afin de satisfaire aux exigences mécaniques et métaboliques de l'organisme. Le tissu osseux peut avoir deux origines suivant qu'il apparaît après une ébauche cartilagineuse ou non. Il existe deux types d'os:

- les os longs (fémur, tibia) à ossification endochondrale (avec ébauche cartilagineuse),
- les os plats (omoplate, mandibule, crâne) à ossification membranaire (sans ébauche cartilagineuse) (Figure 1).

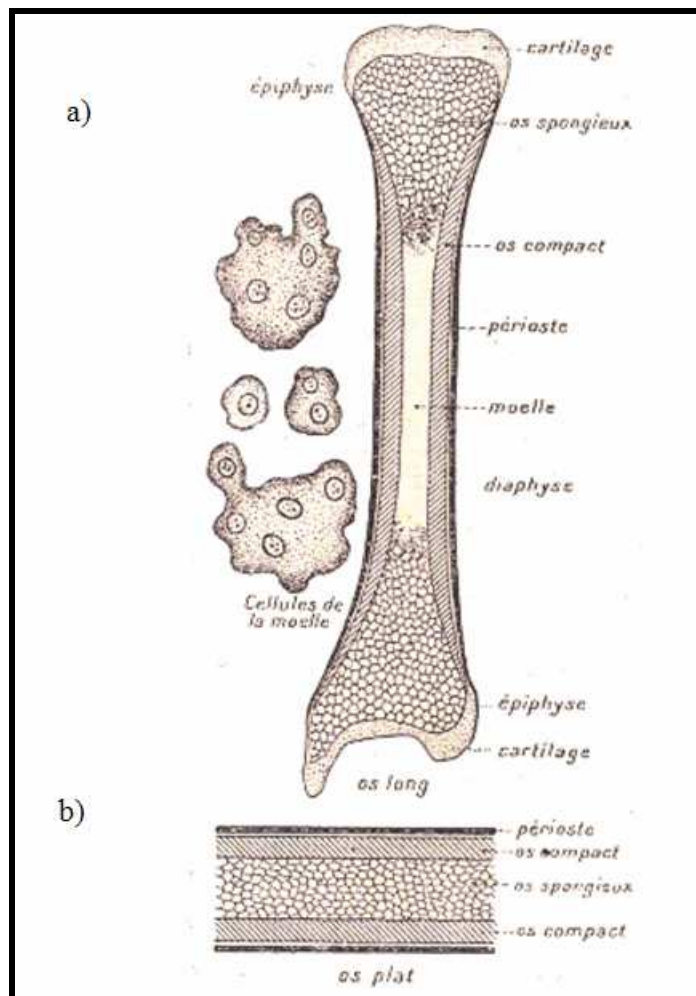


Figure 1: a) Coupe longitudinale d'un os long b) Tranche d'un os plat [COS 07]

Le tissu osseux primaire est le premier tissu osseux formé, de type fibreux. Il est destiné à être remplacé par le tissu osseux lamellaire.

Le tissu osseux lamellaire est composé d'une matrice cellulaire (voir l'annexe 1 sur les cellules osseuses) et d'une matrice osseuse minéralisée ou encore matrice extracellulaire.

Celle-ci est constituée de:

- 22 % de composé organique comprenant 90 % à 96 % de collagène,
- 69 % de composé minéral (composé inorganique),
- 9 % d'eau [END 07].

1.1.1 La matrice extracellulaire [END 07] [LAF 07]

La matrice extracellulaire est composée de collagène de types I et II, à la structure ordonnée, ainsi que de protéines non collagéniques telles que les protéoglycanes: il s'agit de la phase organique.

Le collagène est une glycoprotéine fibreuse rigide, synthétisée sous la forme de molécules de tropocollagène, agencées en microfibrilles et ordonnées séquentiellement en longueur.

Une fibrille est constituée par un assemblage régulier de microfibrilles ayant une longueur de 100 à 300 Å.

Les protéoglycanes, quant à elles jouent un rôle de minéralisation osseuse en assurant la fixation de cristaux d'hydroxyapatite sur les fibres de collagène.

Ces cristaux d'hydroxyapatite de calcium, de formule générale $Ca_{10}(PO_4)_2(OH)_2$ constituent la phase minérale (ou encore phase inorganique) de cette matrice extracellulaire.

Ils ont la forme de petites aiguilles de 600 Å de longueur et confèrent à l'os sa solidité [LAF 07].

Les minéraux ont un module d'Young plus élevé que le collagène; ils dotent l'os d'élasticité et sont capables d'emmagasiner et de restituer de l'énergie sous chargement.

Ainsi, une diminution du contenu minéral entraîne une diminution de la raideur de l'os corrélativement à l'augmentation du risque de fracture osseuse lors d'une chute [WAN 05].

1.1.2 Classification anatomique

D'un point de vue anatomique, le tissu osseux se divise en trois types:

- le tissu osseux haversien compact ou os cortical,
- le tissu osseux haversien trabéculaire ou os spongieux,
- le tissu osseux périosté ou périoste, qui est en fait une membrane richement vascularisée entourant les os.

1.1.2.1 L'os cortical

L'os cortical représente en poids 95 % du tissu osseux soit 3,5 m² de surface d'échange interne. L'os cortical ou « système de Havers » est le tissu le plus dense que l'on trouve habituellement à la surface des os. Il constitue une enveloppe résistante composée par la juxtaposition d'unités structurales élémentaires, des ostéons cylindriques de 200 à 300 µm de diamètre (Figure 2 et Figure 3).

Dans le cas des os longs tels que le fémur, les ostéons sont alignés parallèlement à la diaphyse, c'est-à-dire le grand axe de l'os [LAF 07] [END 07].

Chaque ostéon est composé de lamelles concentriques et est centré par un canal de Havers de 50 µm de diamètre. Les canaux de Havers sont reliés entre eux par des canaux transversaux dits « de Volkmann ». Chaque canal est centré par un vaisseau innervé qui communique à la fois avec la vascularisation périostée et les vaisseaux de la moelle.

La frontière entre les ostéons et l'os environnant est la ligne cémentante [DOB 03].

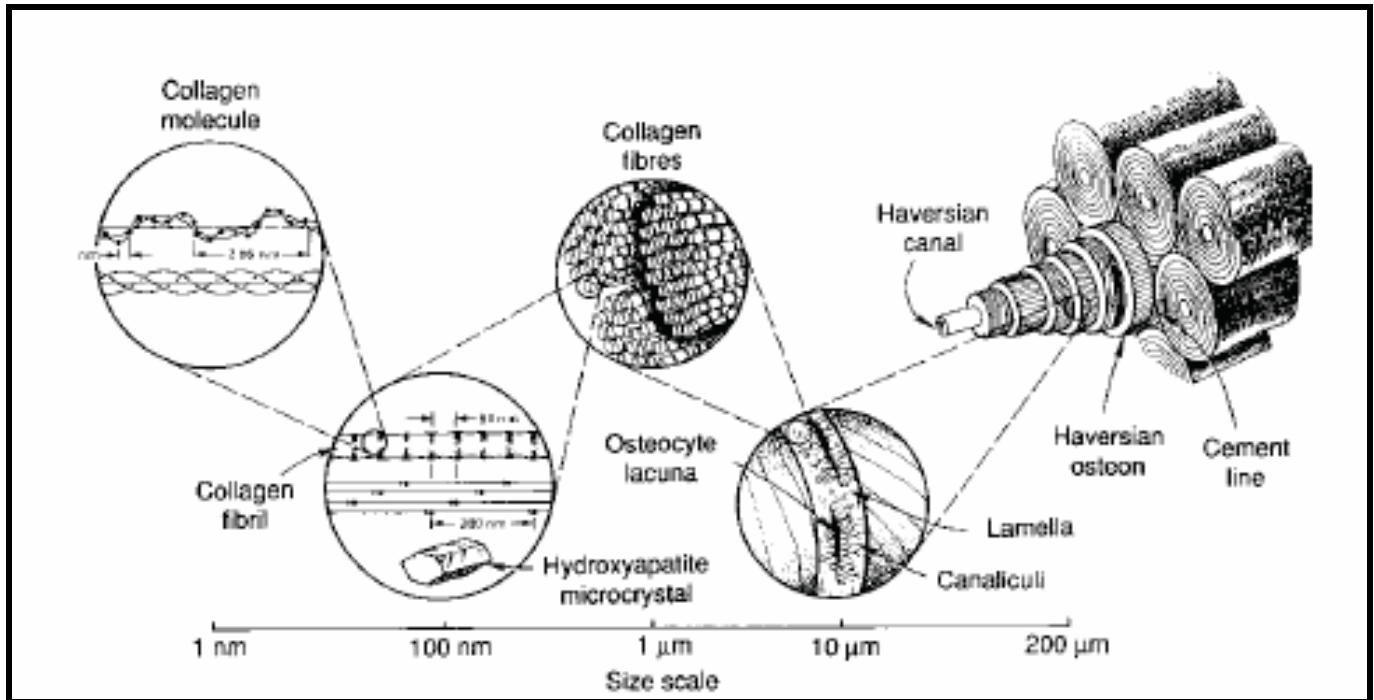


Figure 2: Microstructure du tissu osseux

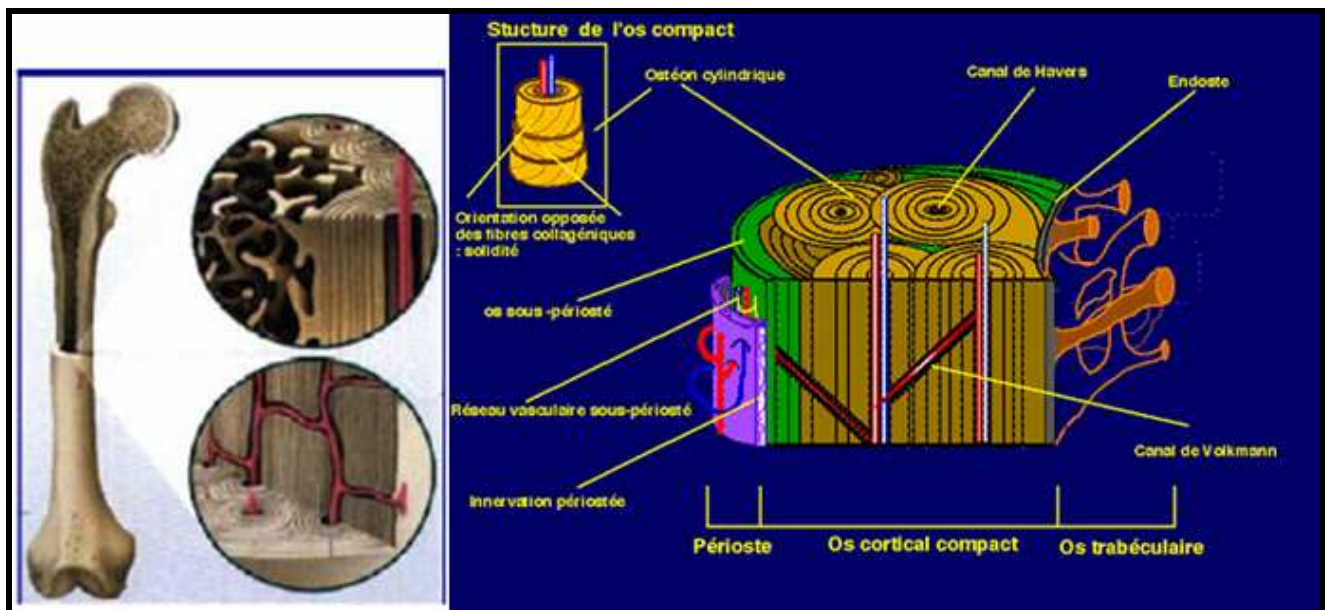


Figure 3: Architecture de l'os cortical [END 07] [LAF 07]

D'un point de vue mécanique, l'os cortical est un matériau:

- composite: il est renforcé par des fibres, l'ostéon jouant le rôle de fibre au sein de la matrice osseuse [KAT 84], [HOG 92].

Les fibres de collagène sont orientées de façon à conférer au tissu cortical une résistance mécanique optimale.

- anisotrope avec des propriétés mécaniques plus élevées dans la direction longitudinale que dans la direction transversale [YAS 96], [FER 05], [TUR 98].

D'autre part l'os compact est plus résistant en compression qu'en traction et qu'en torsion. Rauber et Hulsen [RAU 76], [HUL 96] qui publient leurs résultats respectivement sur fémur et humérus montrent que la contrainte à rupture de l'os compact en compression (longitudinale ou transversale) est largement supérieure à la contrainte à rupture en traction. Ceci est appuyé par Ferreira [FER 05].

- viscoélastique: pour Cowin et al en 1987 [COW 87], la contrainte et le module d'Young sont approximativement proportionnels à la vitesse de déformation élevée à la puissance 0,006.

Ces constatations sont à rapprocher de celles de McElhaney [MCE 66]. L'auteur effectue des essais de compression sur des échantillons d'os cortical issus de fémurs humains. Il énonce que le module d'Young augmente linéairement en fonction du logarithme de la vitesse de déformation.

- fragile: Pithioux constate au travers de tests d'hystérésis que l'os cortical ne montre pas de déplacement plastique. Dans la gamme des déformations physiologiques, c'est-à-dire entre 10^{-4} et 10^{-3} , il se comporte comme un matériau poroviscoélastique et au-delà il subit un endommagement dépendant du temps avec l'apparition de déformations irréversibles et une diminution des propriétés élastiques [PIT 04].

Mano ajoute que pour des contraintes élevées, de l'ordre de 80 MPa, des déformations irréversibles sont visibles dans l'os cortical. Cependant ces déformations n'ont pas lieu en temps normal, l'os étant soumis quotidiennement à des contraintes de l'ordre de 4 MPa [MAN 05].

1.1.2.2 L'os spongieux

L'os spongieux représente en poids 20 % du tissu osseux soit une surface d'échange de 7 m².

Il constitue les épiphyses et les métaphyses des os longs et l'intérieur des os plats et des os courts.

Il possède une structure cellulaire fortement orientée, à porosité variable, remplie par la moelle. Il est agencé en travées (ou trabécules), elles-mêmes constituées d'un réseau de plaques et de cylindres anastomosés (Figure 4).

De façon générale, les travées figurent des plaques et des cylindres qui s'apparentent à des ostéons déroulés s'accolant au niveau des lignes cémentantes.

L'organisation en trois dimensions de ces plaques osseuses constitue l'architecture trabéculaire, qui a un rôle important dans la résistance mécanique de l'os [LAF 07], [BIO 07], [KEA 01].

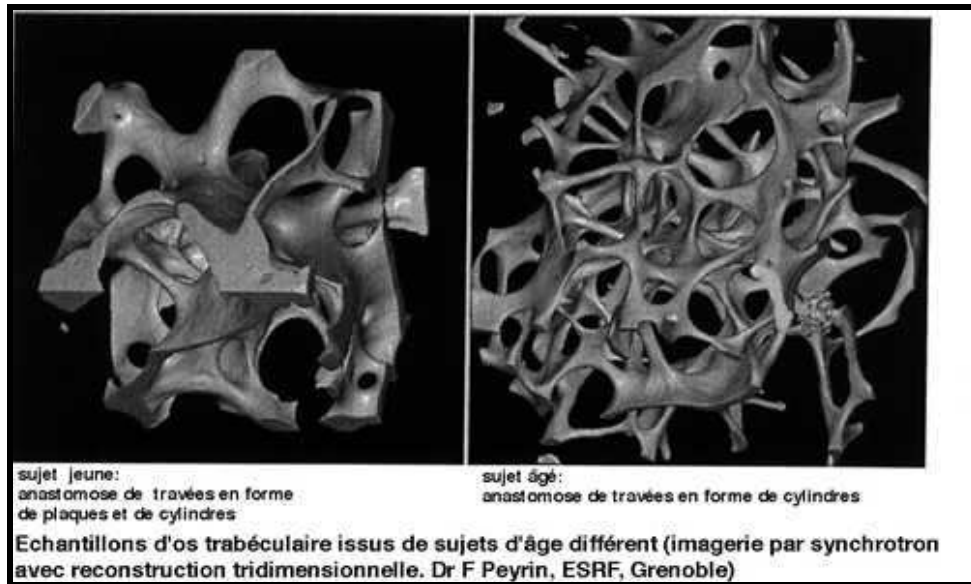


Figure 4: Macro structure de l'os trabéculaire [END 07] [LAF 07]

La configuration des travées est hautement variable: elle dépend tout particulièrement du site anatomique et de l'âge: une personne âgée possède des travées plutôt constituées de cylindres tandis qu'une personne plus jeune possède des travées constituées en majeure partie de plaques.

D'autre part, l'orientation des travées dépend des lignes de forces mécaniques auxquelles est soumis l'os, les ostéoblastes ayant la capacité de percevoir ces forces mécaniques (voir l'annexe 1 sur les cellules osseuses) [END 07].

La moelle osseuse est confinée dans les travées de l'os spongieux, à l'intérieur des espaces médullaires des os du squelette, notamment des os plats tels que le sternum ou l'os iliaque.

On distingue:

- la moelle « rouge » ou active, lieu de l'hématopoïèse. Il s'agit de la fabrication des globules rouges et des autres cellules sanguines telles que les globules blancs ou encore les plaquettes,
- la moelle jaune qui est presque uniquement graisseuse.

Chez un adulte la quantité de moelle est de trois à quatre litres dont 1,5 de moelle active [HEM 07].

D'un point de vue mécanique, l'os spongieux est un matériau:

- anisotrope avec des propriétés mécaniques 2,8 à 3,4 fois plus élevées dans la direction longitudinale que dans la direction transversale [KEA 01].

Cowin définit l'anisotropie au moyen d'un tenseur de « Fabric », de second ordre.

Ce tenseur est constitué des valeurs et directions principales de la distribution de masse au sein de l'os [COW 85],

- viscoélastique: Guedes et Iyo *et al*, avancent que le déplacement et la contrainte à rupture de l'os spongieux augmentent avec la vitesse de déformation [GUE 04], [IYO 04],
- plastique: l'os trabéculaire a un comportement dépendant du temps et est susceptible de subir de l'endommagement lorsqu'il est soumis à des cycles de chargement. Lorsque l'os trabéculaire est chargé au-delà de la limite élastique, il se décharge en conservant une déformation résiduelle à contrainte nulle. Lors de rechargements successifs le module élastique diminue [KEA 01].

De récentes études ont montré qu'une bonne connaissance de la densité pouvait conduire à une prédiction raisonnable de la raideur et de la résistance de l'os trabéculaire, grâce à des relations mathématiques.

Ainsi, le risque de fracture est actuellement mesuré en se basant sur la distribution de la densité osseuse, la densité minérale osseuse et parfois l'épaisseur moyenne, la séparation et la connectivité des travées. Toutes ces données peuvent être déterminées après examen de l'échantillon osseux au tomographe [EBB 99], [KAR 05], [MAR 05].

D'autre part, une mesure quantitative des paramètres micro architecturaux peut améliorer l'estimation de la résistance de l'os.

De nombreux auteurs ont ainsi montré *in vitro* que l'amincissement des travées et la perte de connectivité résultaient en une détérioration de la résistance de l'os et de sa raideur sous chargement quasi-statique et lors d'impacts [CAR 77], [GIB 85].

Ceci est appuyé par Teo *et al* [TEO 06]; les auteurs observent au moyen d'un micro tomographe des échantillons cubiques d'os spongieux. Ils mettent en avant, après calcul de paramètres architecturaux qu'une perte de connectivité entre les travées entraîne une diminution de la résistance de l'os spongieux. Ils en déduisent que de telles régions sont prioritairement touchées par le risque de fracture.

1.1.2.3 Le périoste

Le périoste joue un rôle fondamental dans la croissance en longueur et surtout circonférentielle des os.

Chez l'enfant il est constitué de deux couches. Une couche superficielle fibreuse et une couche profonde contenant des cellules souches et des préostéoblastes.

Chez l'adulte il est considéré comme quiescent à l'état physiologique. La couche fibreuse est peu différenciable de la couche profonde. Néanmoins, quelques cellules allongées ressemblant à des fibroblastes constituent des cellules souches susceptibles de se différencier sous l'influence de différents stimuli (stress mécanique, fracture ...) [LAF 07].

1.2 Ostéologie de la tête

Le squelette de la tête est composé de 22 os et peut se diviser en deux parties: la face et le crâne (Figure 5).

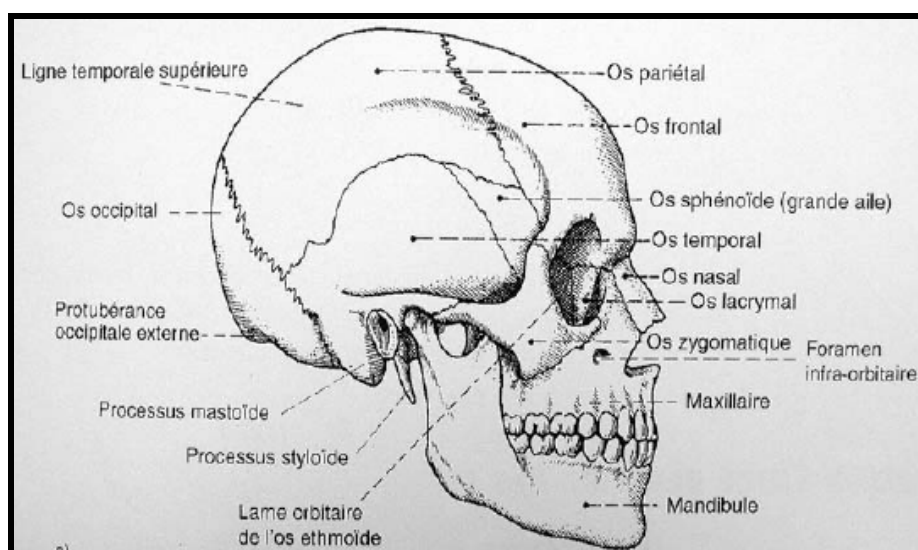


Figure 5: Les os de la tête [DELM 07]

1.2.1 La face

La face est formée de quatorze os avec:

- six os pairs et symétriques: l'os nasal, l'os lacrymal et l'os zygomatique (os malaire) puis le cornet nasal inférieur, l'os palatin et l'os maxillaire,
- deux os impairs et médian: en haut le vomer et en bas, formant à elle seule l'étage inférieur de la face, la mandibule.

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

Les os de la face s'unissent par synfibrose (on parlera de sutures). Les cavités faciales sont associées aux organes des sens; on distingue la cavité nasale, la cavité orale ainsi que les orbites [AUT 04].

1.2.2 Le crâne

Le crâne est une enveloppe osseuse qui contient et protège l'encéphale, masse volumineuse enveloppée par les méninges. Il est constitué de deux parties: la base du crâne et une voûte, la calvaria.

Chez l'adulte, le crâne est divisé en plusieurs régions:

- une région frontale,
- une région arrière ou occipitale,
- le sommet ou vertex,
- les régions latérales avec les os temporaux (côté inférieur) et pariétaux (côté supérieur).

Chez le nourrisson les différentes parties du crâne sont reliées par les fontanelles, composées d'un tissu cartilagineux. Ce tissu se durcit durant la croissance: vers l'âge de 6 ou 8 ans, la raideur des os crâniens atteint 75 % de celle des os crâniens d'un adulte.

Chez l'adulte, les différents os sont unis par les sutures coronale, sagittale et lambdoïde (Figure 6).

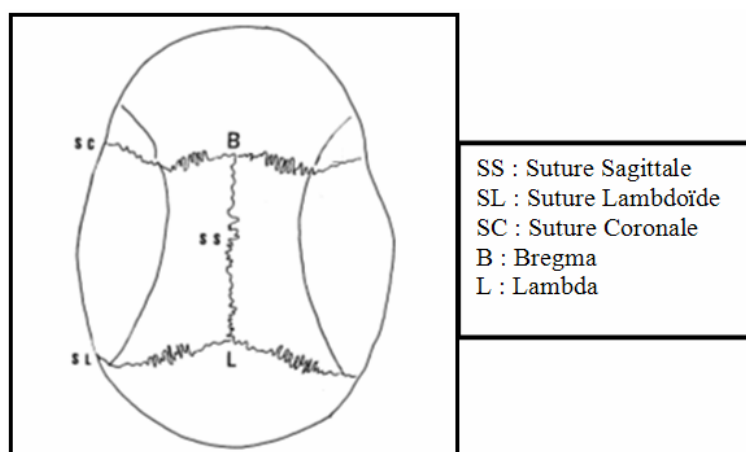


Figure 6: Crâne, vue supérieure [LEF 05]

Au total, huit os entrent dans la constitution du crâne; certains n'appartiennent qu'à la calvaria (les os pariétaux), d'autres n'appartiennent qu'à la base (os ethmoïde) et d'autres enfin appartiennent à la fois à la calvaria et à la base (os frontal, os sphénoïde, os temporaux, os occipital) [AUT 04].

1.2.2.1 La calvaria

La calvaria encore appelée voûte du crâne, est la partie supérieure du crâne. Elle est uniformément convexe et lisse et est formée par:

- trois os impairs: le frontal en avant, l'occipital en arrière et le sphénoïde latéralement (à l'union entre le frontal, le temporal et le pariétal),
- deux os pairs latéralement: les pariétaux en haut et les temporaux en bas.

Les os de la calvaria présentent une structure alternée dans l'épaisseur, avec deux lames périphériques d'os cortical constituant les tables interne et externe entourant une couche intermédiaire d'os spongieux constituant la diploé. L'épaisseur de la calvaria est changeante selon les zones; elle est notamment plus faible au niveau de l'os temporal [LAT 38].

Les différents os de la calvaria sont réunis chez l'enfant par l'intermédiaire d'un tissu conjonctif fibreux puis, progressivement par du tissu osseux chez l'adulte. Les extrémités osseuses en présence et le tissu d'unification forment la suture qui est une articulation vraie, de type fibreuse [BOU 91].

1.2.2.2 La base du crâne

La base est la partie inférieure du crâne, formée par:

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

Les os de la base du crâne présentent essentiellement deux types de structure: soit de l'os cortical en fine lame (dans le complexe ethmoïdal par exemple) soit de l'os cortical entourant de l'os spongieux (écaille occipitale par exemple).

Les différents os de la base du crâne sont réunis chez l'enfant par du cartilage, puis progressivement par du tissu osseux chez l'adulte.

1.2.3 L'os crânien

Les os du crâne sont composés de trois couches: une table interne et une table externe séparées par la diploé (Figure 7).

La diploé a des propriétés matérielles similaires à celles de l'os spongieux tandis que les tables, relativement rigides, s'apparentent à de l'os cortical. A l'intérieur de la boîte crânienne se trouvent les méninges; de la boîte crânienne vers le cerveau, on distingue la dure-mère, l'arachnoïde et la pie-mère qui adhère à la surface du cerveau.

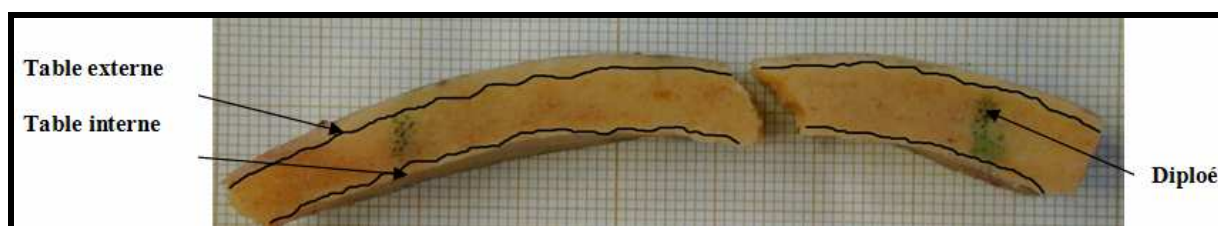


Figure 7: Section latérale d'un échantillon d'os crânien

Les os sont connus pour perdre de la résistance avec le vieillissement; pour autant ceux du crâne ne présentent pas ce comportement particulier même si l'épaisseur du crâne varie fortement en fonction de la localisation.

En effet, la géométrie des os de la boîte crânienne varie d'un individu à l'autre et l'épaisseur de ces os n'est pas constante. La variation d'épaisseur d'un os crânien est uniquement due à la variation d'épaisseur de la couche d'os spongieux, l'épaisseur de l'os cortical restant constante.

Il est à noter que ces variations de géométrie (épaisseur et courbure) peuvent être observées sur les os crâniens provenant d'un même individu, ces paramètres géométriques influençant fortement la réponse mécanique des os crâniens [YOG 03], [WOO 70].

De par son architecture tenant compte de la répartition des masses osseuses à l'intérieur des tables et de la diploé, l'os crânien confère à la tête différents lieux de résistance (Figure 8):

- un centre de résistance sphénoïdien, point de rendez-vous des forces qui s'exercent sur le squelette de la tête,
- des poutres au niveau de la base du crâne,
- des piliers qui rigidifient l'union des deux tables osseuses crâniennes,
- des arcs longitudinaux (frontal, latéral supérieur dans la voûte) et des arcs transversaux de jonction qui ramènent vers les piliers les forces qui s'exercent en périphérie, et en particulier, les forces du système masticatoire.

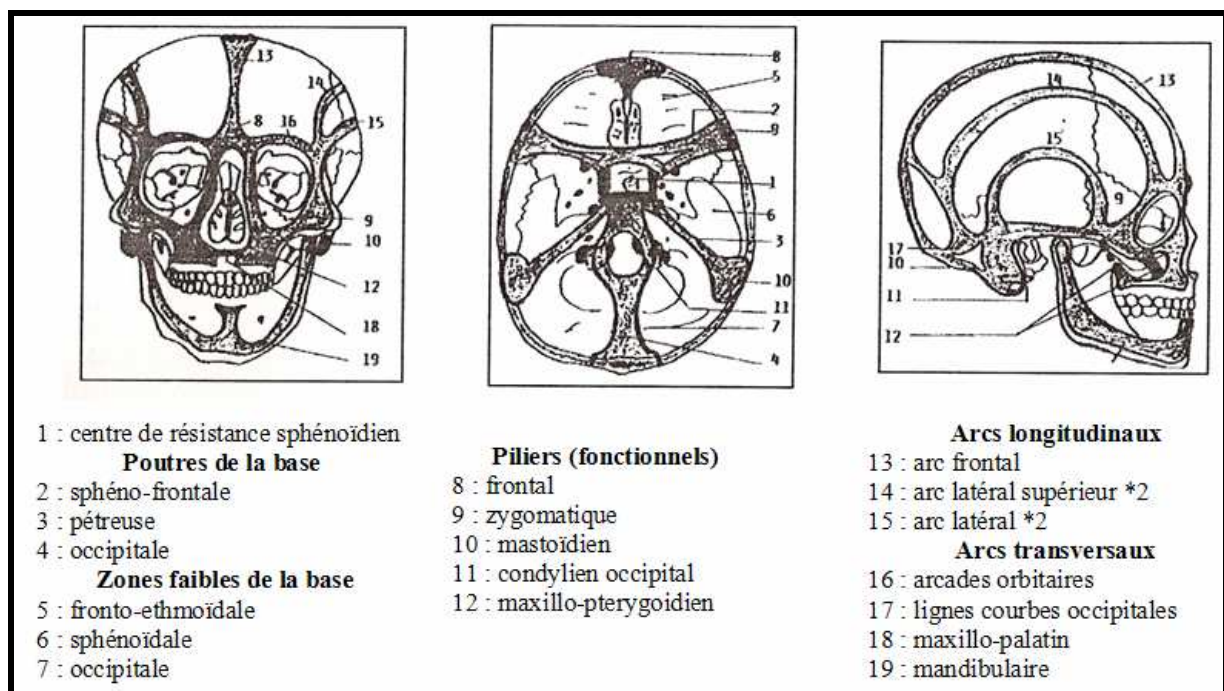


Figure 8: Lieux de résistance de la tête [THO 97]

2. Caractérisation tissulaire de l'os

2.1 Introduction

Le tissu osseux est un matériau dont la porosité peut varier de 5 à 95 % et présentant un caractère composite à différentes échelles.

- à l'échelle macroscopique, l'os est composé de deux constituants, la moelle et le tissu osseux répartis suivant une architecture particulière,
- à l'échelle microscopique, le tissu osseux est formé d'unités structurales élémentaires déposées en couches successives, de maturations différentes et séparées par les lignes cémentantes,
- à l'échelle du nanomètre, la matrice osseuse est essentiellement constituée de collagène et de cristaux d'hydroxyapatite de taille variable.

L'os spongieux, constitué de travées d'épaisseur 0,1 à 0,5 mm et espacées de 0,5 à 1 mm, forme une structure alvéolaire dont les cavités sont remplies par la moelle. La porosité de l'os spongieux est comprise entre 50 % et 95 %.

L'os cortical possède quant à lui différents types de pores. On distingue entre autres les canaux de Havers (50 μm de diamètre) alignés selon le long axe de l'os et les canaux de Volkmann constitués de capillaires et de nerfs, reliant les canaux de Havers.

Les autres types de pores constituent de minuscules cavités reliées au moyen de petits canaux, les canalicules ainsi que de très petits espaces entre le collagène et l'hydroxyapatite, de l'ordre de 10 nm. La porosité de l'os compact est comprise entre 5 % et 10 % [COW99].

Il en découle plusieurs mesures de densités applicables à l'os.

In vitro, la masse osseuse ou la densité minérale osseuse est déterminée sur des échantillons d'os et plusieurs mesures de densités physiques sont définies.

In vivo, l'évaluation non-invasive de la densité minérale est possible grâce à des examens cliniques.

2.2 Les densités physiques

Différentes mesures de masse peuvent être appliquées à des échantillons de tissu osseux.

La masse d'os humide m_{air} est la masse standard dans l'air de l'échantillon considéré; elle est mesurée avec une balance électronique de précision.

La masse d'os sec est mesurée après avoir déshydraté l'échantillon une heure à l'étuve à 105 $^{\circ}\text{C}$, puis dans un dessiccateur durant une demi-heure, afin que celui-ci ne réabsorbe pas d'humidité.

Plusieurs mesures de densité découlent de ces différentes masses. En ce qui concerne l'os spongieux, il est nécessaire qu'il soit dégraissé c'est-à-dire débarrassé de sa moelle avant toute mesure de densité. Pour cela on peut soumettre les échantillons à un bain d'ultrasons.

2.2.1 La densité réelle

La densité réelle $\rho_{réelle}$ exprimée en g / cm^3 représente en fait la densité du tissu trabéculaire et s'applique aussi bien à de l'os spongieux qu'à de l'os cortical.

Elle est déterminée à partir du principe d'Archimède, après densitométrie, de la manière suivante: on considère un objet immergé et en position d'équilibre (Figure 9):

m_{air} et m_{eau} respectivement les masses de l'objet dans l'air et dans l'eau en g

F est la réaction du fil: $F = m_{eau} \times g$

P est le poids de l'échantillon: $P = m_{air} \times g$

PA est la poussée d'Archimède: $PA = \frac{m_{air}}{\rho_{réelle}} g \rho_{eau}$

ρ_{eau} est la masse volumique de l'eau et vaut $1 \text{ g} / \text{cm}^3$.

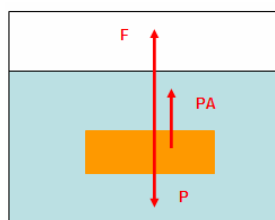


Figure 9: Principe d'Archimède

L'équilibre des forces donne:

$$P = PA + F$$

$$P = m_{air} \times g = g \left\{ \frac{m_{air}}{\rho_{réelle}} \rho_{eau} + m_{eau} \right\}$$

$$\rho_{réelle} = \frac{m_{air}}{m_{air} - m_{eau}} \rho_{eau}$$

2.2.2 La densité apparente

La densité apparente, en g/cm^3 s'applique à un échantillon d'os spongieux.

m_{air} est la masse de l'échantillon osseux: cette mesure est parfois effectuée sur échantillon humide, l'eau étant chassée des pores par un jet d'air ou par centrifugation.

V est le volume de l'échantillon osseux, donné par ses dimensions extérieures.

$$\rho_{app} = \frac{m_{air}}{V}$$

2.2.3 La densité relative

Enfin la densité relative, en %, peut s'exprimer en fonction des densités réelle et apparente:

$$\rho_{rel} = \frac{\rho_{app}}{\rho_{réelle}}$$

Théoriquement, la densité réelle est reliée à l'inverse de la densité relative.

La densité relative, parfois appelée $\frac{BV}{TV}$ est aussi reliée à la porosité de l'échantillon.

2.3 Minéralisations osseuses et techniques de mesures

2.3.1 Le degré de minéralisation

Afin d'expliquer les différences de propriétés mécaniques des os des différents individus, les chercheurs ont identifié une propriété de l'os, le contenu minéral qui est le rapport de la masse de la phase minérale (ou inorganique) sur la masse d'os.

Pour évaluer la masse de la phase inorganique, il faut procéder à la calcination des échantillons afin de récupérer les cristaux d'hydroxyapatite et d'évaluer leur masse qui représente le poids des cendres.

D'après Cowin le contenu minéral de l'os cortical se situe entre 60 et 70 % [COW89].

La minéralisation d'échantillons osseux est effectuée selon le protocole suivant:

- les éprouvettes sont placées dans des coupelles numérotées allant au four,
- les coupelles contenant les éprouvettes sont placées une heure à l'étuve à 105 °C pour être déshydratées, puis dans un dessiccateur durant une demi-heure, afin que celles-ci ne réabsorbent pas d'humidité,
- les éprouvettes déshydratées sont pesées: on obtient la « masse sèche » de celles-ci,
- les éprouvettes sont ensuite calcinées pendant 30 min dans un four à la température de 700 °C,
- les cendres des éprouvettes sont récupérées puis pesées: on obtient ainsi la masse de cendres.

On peut ensuite faire le calcul de la minéralisation (ou pourcentage d'os) pour chaque échantillon, les résultats obtenus nous permettant de relever une « qualité d'os ». En effet, suite à la minéralisation, la masse de cendres obtenue correspond à la quantité minérale de l'os propre à chaque individu. Cette valeur permet de réaliser une étude qualitative et comparative entre chaque sujet d'anatomie.

Il existe deux degrés de minéralisation, à savoir la minéralisation humide basée sur la masse de l'échantillon standard et la minéralisation sèche basée sur la masse de l'échantillon séché à l'étuve.

- le degré de minéralisation « humide »:

$$\%_{\min} = \frac{\text{Masse de cendres (g)}}{\text{Masse humide avant déshydratation (g)}}$$

- le degré de minéralisation « sèche »:

$$\%_{\min} = \frac{\text{Masse de cendres (g)}}{\text{Masse sèche après déshydratation (g)}}$$

La mesure du degré de minéralisation par calcination présente un inconvénient majeur, celui de la destruction de l'échantillon.

Ainsi, la qualité de l'os est couramment évaluée par des mesures cliniques de masse minérale osseuse, le BMC (Bone Mineral Content en g) et le BMD (Bone Mineral Density en g/cm²), paramètres qui reflètent à la fois la masse osseuse et la minéralisation osseuse.

2.3.2 Techniques de mesures cliniques de la densité minérale osseuse

2.3.2.1 Mesure de la densité par tomодensitométrie

La tomодensitométrie ou tomographie axiale assistée par ordinateur (C.T.), ou encore scanographie, est basée sur la détection d'un faisceau de rayons X tournant autour de l'échantillon osseux.

Un faisceau de rayons X, lors de la traversée d'un objet, est atténué par absorption et par diffusion. Cette atténuation dépend de la densité du milieu, de sa composition atomique et de l'énergie du faisceau de rayons X.

Ainsi, la tomодensitométrie consiste à mesurer les différences d'absorption d'un étroit faisceau de rayons X par l'échantillon qu'il traverse au moyen de détecteurs sensibles placés en couronne dans l'appareil. La quantité de rayons X délivrée étant connue, il est possible de calculer à partir de chaque détecteur, diamètre par diamètre de rotation, la quantité de rayons X absorbée par les structures atomiques examinées. Le faisceau de rayons X est mobile et tourne autour de l'échantillon osseux. Un ordinateur recueille point à point les informations obtenues, les transcrit sous forme d'images par affichage en gamme de gris et restitue une coupe anatomique sur un écran, les coupes étant perpendiculaires au grand axe de l'échantillon.

Le faisceau transmis est détecté électroniquement puis numérisé. L'image est ensuite reconstruite à l'aide d'un ordinateur et visualisée. L'acquisition de plusieurs coupes adjacentes conduit à l'information tridimensionnelle.

Cette technique permet donc de mesurer la densité de l'os spongieux ou de l'os cortical. Cette densité est exprimée en unités Hounsfield, dont les valeurs caractéristiques sont - 1000 UH pour l'air, 0 UH pour l'eau et 1000 UH pour l'os cortical [FRI96].

La mesure de densité au moyen d'un scanner médical repose sur la même technique. Le fonctionnement de ce dernier est détaillé en annexe 2.

2.3.2.2 Mesure de la densité par microradiographie

La microradiographie est une radiographie de contact permettant de mesurer la minéralisation osseuse.

La radiographie désigne l'ensemble des techniques permettant de réaliser des clichés à l'aide de rayons X de la structure interne d'un objet. Les clichés traduisent l'opacité des tissus traversés par une teinte plus ou moins claire. Les unités structurales élémentaires (USE) les moins minéralisées apparaissent en gris foncé: ce sont celles les plus récemment formées et dont la minéralisation vient de s'achever tandis que celles complètement minéralisées apparaissent en blanc [MEU97].

2.3.2.3 Mesure de la densité par Imagerie par Résonance Magnétique

L'IRM permet d'obtenir un paramètre lié à la minéralisation osseuse à savoir le temps de relaxation. Ce paramètre dépendant de la différence des susceptibilités magnétiques entre les composants de l'os, est sensible à une variation de minéralisation à l'interface entre deux composants pouvant être l'interface entre le tissu osseux et la moelle ou bien une ligne cimentante au sein d'une travée [FOL 02].

3. Caractérisation mécanique de l'os crânien

3.1 Traumatologie osseuse de la tête

3.1.1 Les lésions crâniocfaciales

Comme nous l'avons vu, le crâne est une structure irrégulière comportant des centres de résistance et des points faibles. C'est le point d'application, plus que la force d'impact, qui détermine le type de fracture. De plus, la lésion osseuse peut se produire au niveau du point d'impact ou à distance.

3.1.1.1 Les fractures crâniennes

Les types de fractures relatives au crâne sont les suivants:

- la fracture simple, à bords nets et à trajet rectiligne,
- les fractures multiples,
- l'embarrure ou enfoncement: il s'agit d'un enfoncement circonscrit de la calvaria se produisant lorsqu'un coup est asséné à la tête avec une grande vélocité et une surface d'impact limitée. Cette embarrure peut toucher les deux tables de la calvaria de façon harmonieuse (chez le nourrisson) et entraîner une déformation dite en « balle de ping-pong ». En revanche chez l'adulte, l'embarrure entraîne des déplacements plus importants au niveau de la table interne et réalise un véritable feuilletage en produisant des fragments osseux internes, susceptibles de perforer le cerveau.

Melvin *et al* apportent une précision supplémentaire en décrivant et en quantifiant les chocs à l'origine des différents types de fractures crâniennes (Figure 10), [MEL 71].

Ils distinguent:

- la fracture pénétrante, provoquée par un chargement local important du crâne par une surface impactée de moins de $6,45 \text{ cm}^2$,
- la fracture comminutive appuyée qui est le résultat d'une charge localisée sur le crâne avec une surface impactée d'environ $6,45 \text{ cm}^2$ et est typiquement à l'origine de multiples petits fragments osseux,
- la fracture linéaire distante qui entraîne des déformations générales de la structure du crâne due à une surface impactée généralement supérieure à 13 cm^2 .

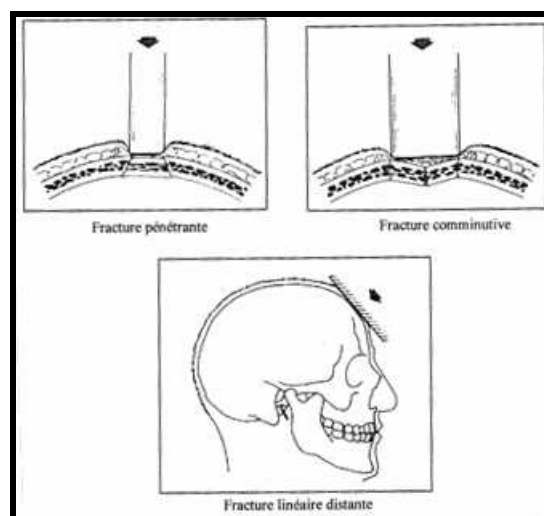


Figure 10: Les différentes fractures du crâne selon Melvin

D'une part, la résistance du crâne est variable d'un individu à l'autre.

Ainsi, lors d'un choc, un crâne mince peut présenter des fractures importantes avec peu de conséquences pour le cerveau. La rupture étant dissipatrice d'énergie, toute l'énergie du choc est absorbée par l'os.

Inversement, un crâne épais possède moins de chances d'être affecté par une fracture et transmet plus facilement l'énergie du traumatisme au niveau de l'encéphale, ce qui peut être à l'origine de troubles neurologiques sévères [COH 92].

D'autre part, chez une même personne, la résistance du crâne varie en fonction de la localisation, étant donné que les différents os du crâne ne présentent pas tous la même épaisseur [MOR 92].

3.1.1.2 Les disjonctions crâniofaciales (fractures de Lefort)

Les trois types de disjonctions crâniofaciales sont définis par la classification de Lefort (Figure 11).

Ces fractures reposent sur la présence de zones de fragilité entre les piliers et les poutres du massif facial.

On distingue:

- la fracture de Lefort I qui est sous-nasale horizontale et tend à séparer le bloc maxillaire du reste du massif facial. Le trait de fracture passe au dessus de l'épine nasale, traverse la partie basse des sinus maxillaires et intéresse en arrière les apophyses ptérygoïdes,
- la fracture de Lefort II qui est la plus fréquente. Le trait de fracture intéresse la glabellle et le massif ethmoïdal ainsi que les deux sinus maxillaires et les ptérygoïdes. Les traits de fractures sont complexes et l'analyse dans plusieurs plans est nécessaire,
- la fracture de Lefort III est la plus grave car elle réalise une vraie disjonction crâniofaciale. C'est une fracture à haut risque neurologique car elle intéresse la lame criblée, l'orbite et son apex. Le diagnostic est plus facile sur les coupes frontales et les scanners à acquisition hélicoïdale rendent ici des services précieux (voir l'annexe 2 sur le scanner).

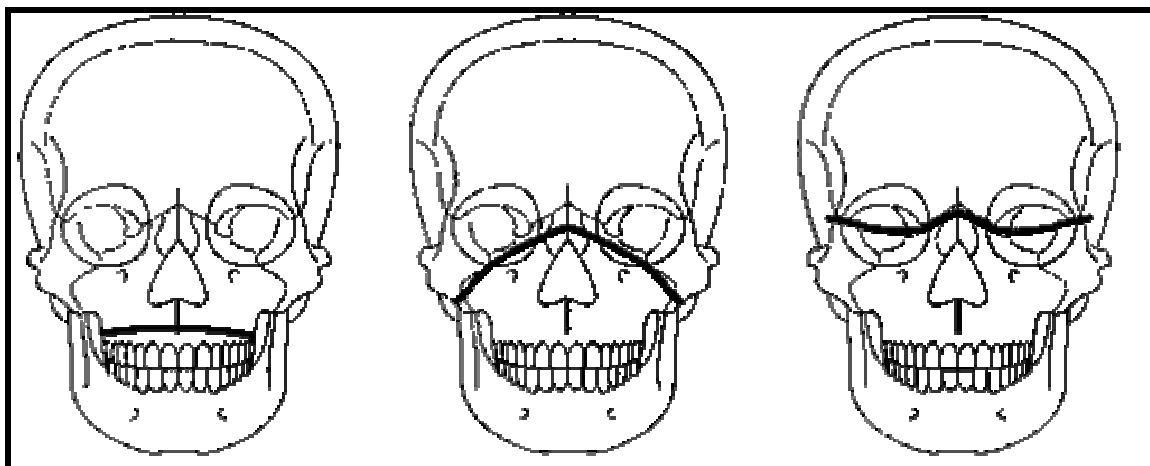


Figure 11: Fractures de type Lefort [PHA 07]

3.1.2 Critères de blessures de la tête

Une lésion est toujours consécutive au dépassement d'un seuil de tolérance des tissus lésés. Ce seuil est, dans une approche mécanique du segment corporel tête, lié à un ou plusieurs paramètres mécaniques. Les paramètres ne sont pas nécessairement en lien direct et terminal avec la lésion, dans la mesure où ils sont simplement un maillon du mécanisme qui va conduire irrémédiablement à la lésion, une fois le seuil dépassé.

Relativement à la tête, les critères de blessures sont habituellement basés sur des grandeurs mécaniques qui caractérisent de manière globale la sévérité du choc. Les seuils de tolérance associés à ces critères sont déterminés expérimentalement sur des sujets d'anatomie humains ou sur des animaux.

Plus récemment et grâce aux avancées faites dans le domaine de l'informatique, des critères basés sur des grandeurs mécaniques locales, telles que des contraintes ou des déformations ont été développés. Leur mesure physique sur substitut humain étant impossible, celles-ci sont calculées à l'aide de modèles en éléments finis de la tête.

3.1.2.1 WSUTC: Wayne State University Tolerance Curve

La courbe de tolérance de la Wayne State University (WSU), la Wayne State University Tolerance Curve (WSUTC), est considérée comme la base de la recherche en termes de critère biomécanique, pour les lésions occasionnées à la tête (Figure 12).

Cette courbe établit une relation entre l'accélération antéropostérieure de la tête et sa durée d'application. La commotion cérébrale, légère et sans effets permanents, est fixée comme seuil de lésion lors de tests sur volontaires.

Cette courbe possède des limites: elle ne concerne que des chocs administrés en zone frontale et n'est pas validée chez l'homme pour les chocs de courte durée [BAU 01].

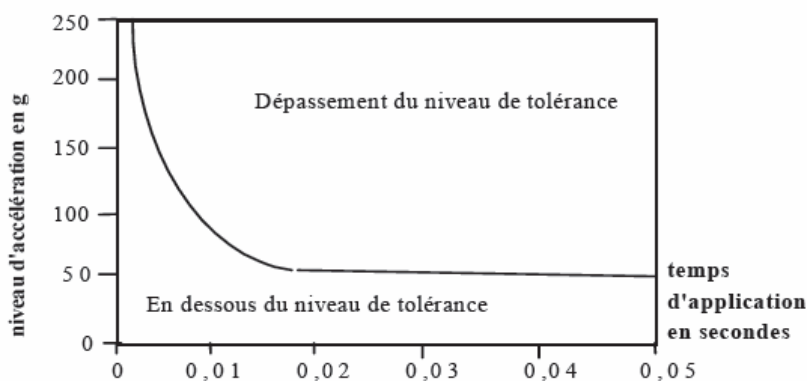


Figure 12: Courbe de tolérance au choc WSUTC

3.1.2.2 GSI: Gadd Severity Index

De cette courbe découle le GSI:

$$GSI = \int_0^t a^{2,5} dt$$

- a : résultante des accélérations linéaires au centre de gravité de la tête (g)

Le temps d'accélération est compris entre 1 ms et 50 ms.

Une valeur seuil de 1000 est attribuée à ce critère.

Le GSI présente cependant le problème du choix de l'intervalle d'intégration ainsi que de l'exposant. D'autre part il a été largement critiqué dans la mesure où il s'éloigne considérablement de la courbe de tolérance proposée par la WSU.

3.1.2.3 HIC: Head Injury Criterion

Lors d'un choc, le critère utilisé dans la réglementation pour évaluer les risques de blessures de la tête, est le HIC. Ce critère, proposé en 1972 par la National Highway Traffic Safety and Administration (NHTSA) tient compte des critiques portées au GSI et consiste, de fait, en une amélioration de ce dernier [BAU 01].

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

- a : résultante des accélérations linéaires au centre de gravité de la tête (g)
- t_1 et t_2 : temps de début et de fin de contact (s)

Le temps d'accélération est compris entre 15 ms et 36 ms.

La valeur limite moyenne de tolérance du HIC est 1000.

Il s'agit d'un critère biomécanique pour la tête basé sur des mesures globales: il est calculé grâce à la résultante des accélérations linéaires au niveau de la tête et reste valable même si le choc n'a pas occasionné de fracture au niveau de la tête.

3.1.2.4 Critères de blessures locaux

Le HIC décrit précédemment comporte deux principales limites: il ne tient pas compte des effets conjugués des accélérations linéaires et angulaires de la tête. D'autre part, l'accélération globale de la tête considérée seule, ne permet pas de décrire certains phénomènes locaux se produisant lors de chocs très courts.

En ce sens les simulations par éléments finis des chocs occasionnés à la tête permettent de déterminer les contraintes et les déformations internes, intimement liées aux mécanismes de lésion de la tête mais inaccessibles expérimentalement.

Les contraintes, les déformations et les énergies de déformations peuvent être calculées en chaque élément du modèle utilisé afin de prédire le comportement mécanique de la tête au cours d'un choc. Ainsi la limite de tolérance de la tête en termes d'énergie de déformation nécessaire à la rupture peut en être déduite [MAR 06], [BAU 01].

Le modèle de tête développé à l'université Louis Pasteur permet de prédire de façon détaillée les risques de blessures du contenu intracrânien ainsi que ceux du crâne. Pour la prédiction des fractures du crâne, les critères utilisés sont le maximum d'énergie totale de déformation et la force d'interaction entre le crâne et la surface impactante [AUT 04].

D'autre part, le logiciel SIMon est également utilisé pour prédire en détails les risques lésionnels du contenu intracrânien à partir des accélérations linéaires et angulaires de la tête. Ce logiciel utilise un modèle en éléments finis de la tête développé par la National Highway Traffic Safety and Administration (NHTSA) afin de calculer un ensemble de critères lésionnels basés sur des paramètres mécaniques locaux, le BIC (Brain Injury Criteria). Le BIC comprend le CSDM (Cumulative Strain Damage Measure), le DDM (Dilatation Damage Measure) et le RMDM (Relative Motion Damage Measure). Chacun de ces paramètres est relié à un type de lésion cérébrale spécifique et les seuils de tolérances associés ont été établis à partir d'études menées sur des animaux.

3.2 Expérimentations sur crânes humains

Les premières expérimentations sur crânes humains voient le jour au 19^{ème} siècle. Depuis, les chercheurs se sont intéressés à l'influence de divers paramètres dans le cadre de leurs essais, susceptibles d'influencer le comportement mécanique des os crâniens.

Pour cela, des paramètres basés sur la raideur et l'effort à rupture sont utilisés pour quantifier les résultats établis.

Les résultats en termes de raideurs reposent sur l'analyse de la courbe d'effort en fonction du déplacement et permettent d'étudier la bio-fidélité des sujets testés sans aller jusqu'à la rupture.

Les valeurs d'efforts à la rupture permettent pour leur part de déterminer la tolérance à la rupture des sujets testés.

Les premiers chercheurs en biomécanique relevés dans la littérature, Bruns en 1854 et Baum en 1876 (cités dans Messerer en 1880, [MES 80]) se sont intéressés à l'influence de la peau.

Ils ont testé en compression des crânes humains, respectivement avec et sans la peau. Ces deux auteurs se rejoignent sur le fait que la présence de la peau n'a pas d'influence sur les propriétés en compression du crâne.

Messerer en 1880, s'est intéressé à l'influence du sexe [MES 80].

Il a testé en compression statique dans la direction latérale treize têtes intactes, c'est-à-dire non séchées et non embaumées de sept hommes et six femmes. Il a relevé des efforts à rupture compris entre 400 et 600 kg pour les hommes et entre 300 et 800 kg pour les femmes [YOG 03].

Plus récemment, en 1968, Nahum *et al* [NAH 68], soumettent au niveau de la jonction temporo-pariétale, des têtes intactes (cinq embaumées et cinq non embaumées) au moyen d'un impacteur d'une surface de 645 mm². Les vitesses d'impact ne sont pas connues.

Il utilise plusieurs combinaisons de masse et de hauteur de chute. Ses résultats dénotent une différence en termes d'efforts relativement au sexe: pour les femmes l'effort moyen à rupture vaut 3123 ± 623 N et pour les hommes, 3944 ± 1287 N, avec un écart-type relativement élevé. D'autre part, ils suggèrent que l'effort menant à la fracture temporo-pariétale est de 2450 N pour les hommes et de 2000 N pour les femmes.

La géométrie, la qualité et l'épaisseur des os sont autant de paramètres qui diffèrent selon le sexe et qui peuvent expliquer les différences de comportement mécanique entre les hommes et les femmes.

Schneider *et al* [SCH 72] étudient les réponses du crâne humain sous sollicitations dynamiques. Différentes zones d'impact sont testées: l'os frontal, la région temporo-pariétale, l'os maxillaire et l'os zygomatique. Au total 106 expérimentations ont été menées sur 17 cadavres humains, embaumés et frais. Les essais ont été réalisés avec un impacteur circulaire de diamètre 6,45 cm² avec des masses comprises entre 1,08 kg et 3,82 kg et des vitesses comprises entre 2,99 m/s et 5,97 m/s. Les auteurs remarquent que les crânes de sujets féminins ont tendance à avoir une résistance au niveau de l'effort appliqué plus faible par rapport aux hommes.

Delille en 2002 [DEL 02] soumet 10 crânes embaumés dans du Winckler ou du formol à des essais de compression à 40 mm/min. Un impacteur rectangulaire d'une surface de 150 cm² vient compresser le crâne préalablement positionné dans un coffrage, au niveau de la région temporo-pariétale. Pour tous les essais, l'auteur remarque des fractures sur les os temporaux et pariétaux dues au contact de l'impacteur et également des fractures au niveau de l'os zygomatique. Les fractures sont très souvent reliées entre elles et descendent vers la base du crâne. Elles sont arrêtées par les sutures coronale et sagittale. L'effort moyen à rupture relevé est de 7116 N et la rigidité moyenne de 851 N/mm.

3.2.1 Influence de la localisation

Dans l'étude précédemment citée, Messerer en 1880 [MES 80] avance que l'os frontal possède une raideur plus importante que les os temporaux et pariétaux.

Mc Elhaney *et al* [MCE 72] en 1972, effectuent des tests en quasi-statique sur 23 cadavres humains intacts non embaumés. Les têtes des sujets sont placées entre deux plaques d'acier et chargées au niveau du temporal et du frontal.

Ils relèvent des différences de raideurs en fonction de la localisation de l'impact: au niveau du temporal celles-ci s'échelonnent de 700 à 1750 N/mm et pour le frontal de 1400 à 3500 N/mm.

D'autre part les deux régions enregistrent des efforts compris entre 4000 et 8000 N bien que tous les tests soient non destructifs.

Yoganandan *et al* [YOG 95] réalisent des chargements quasi-statiques à une vitesse de 2,54 mm/s sur des têtes fraîches au niveau des os temporaux et pariétaux au moyen d'un piston électro-hydraulique, d'un rayon de 48 mm. Les chargements sont effectués jusqu'à la rupture. Ils relèvent une raideur moyenne de 487 N/mm pour l'os temporal et des raideurs de 695 N/mm et de 1143 N/mm pour les os pariétaux. Ces résultats complètent ceux précédemment énoncés dans le sens où ils nous renseignent sur le fait que les os pariétaux possèdent une raideur plus élevée que les temporaux.

Nahum *et al* [NAH 68] se sont aussi intéressés aux différences mécaniques entre les os: ils ont trouvé que l'effort à rupture était plus élevé pour le frontal que pour les os temporaux et pariétaux.

Dans ce sens, Schneider *et al* [SCH 72] remarquent lors de leurs essais de 1972 que l'effort moyen au niveau de l'os frontal, compris entre 4140 N et 6810 N est plus important que celui de la région temporo-pariétale, compris entre 1340 N et 4070 N, lui-même plus important que celui de l'os zygomatique compris entre 1390 N et 1915 N.

En 1967, Hodgson [HOD 67] étudie l'influence de la localisation de l'impact sur la réponse mécanique. Il utilise à cet effet un impacteur horizontal d'une surface de 33,5 cm². Les impacts sont réalisés au niveau de l'os frontal, de la mandibule et de l'os zygomatique de 19 sujets embaumés et en position assise. Les efforts relevés sont plus élevés pour l'os frontal (4196 N – 9122 N), suivis par la mandibule (1602 N – 2670 N) et par l'os zygomatique (1602 N – 2883 N).

Quelques années plus tard, Hodgson et Thomas [HOD 71] réalisent, en 1971, 35 tests de chute, en dynamique, sur 7 cadavres humains. Les cadavres sont lâchés d'une hauteur comprise entre 12,7 cm et 114,3 cm avec une vitesse d'impact de 1,6 à 4,7 m/s sur un plateau rigide. Chaque corps est soumis à plusieurs chutes, par échelon de 12,7 cm.

Ils montrent que l'occipital est plus résistant que le pariétal, lui-même plus résistant que le frontal.

Pour l'occipital l'effort à rupture moyen vaut 15902 N, pour le pariétal 10151 N et pour le frontal il est compris entre 4604 N et 8718 N.

Dans ce sens, Gurdjian [GUR 49] énonce des résultats similaires. Des têtes humaines intactes et embaumées sont lâchées à différentes hauteurs sur une surface rigide, les vitesses d'impact s'échelonnant de 4,6 à 6,3 m/s: l'énergie relevée au niveau des os pariétaux est la plus élevée, suivie par celle de l'os frontal puis de l'os occipital. La variation d'énergie en fonction de la localisation est attribuée aux caractéristiques géométriques telles que l'épaisseur et la forme du crâne et du scalp.

Ces résultats sont contraires à ceux de Mc Elhaney [MCE 72]. Ceci peut être expliqué par le fait que les essais de Mc Elhaney ont été effectués dans le domaine statique.

3.2.2 Influence de la vitesse de sollicitation

Yoganandan *et al* [YOG 95] complètent leurs tests en quasi-statique (2,54 mm/s) par des tests en dynamique sur 12 spécimens intacts et embaumés, les vitesses de chargement étant comprises entre 7,1 et 8 m/s. Les têtes sont impactées au niveau du vertex, de la région temporo-pariétale, occipitale ou frontale, à vitesse constante avec un marteau hémisphérique d'un rayon de 48 mm et de masse 1,213 kg.

Ils remarquent que la tolérance à l'effort est plus élevée sous chargement dynamique et observent la rupture des tables interne et externe de façon systématique.

Les résultats sont les suivants:

- en quasi-statique:

$$4500 N < F_{rupture} < 11900 N$$

$$7,8 mm < d_{rupture} < 16,6 mm$$

$$467 N / mm < K < 1290 N / mm$$

- en dynamique:

$$8800 N < F_{rupture} < 14100 N$$

$$3,4 mm < d_{rupture} < 9,8 mm$$

$$2462 N / mm < K < 5867 N / mm$$

3.2.3 Influence de la géométrie et de la forme de l'impacteur

En 1991, Allsop *et al* [ALL 91] réalisent des tests d'impact sur 31 têtes de cadavres non embaumées. Ils utilisent soit un impacteur plat rectangulaire (5×10 cm, masse de 12 kg, vitesse de 4,3 m/s) soit cylindrique (diamètre de 2,5 cm, masse de 10,6 kg et vitesse de 2,7 m/s), fixé sur un puits de chute, afin d'étudier l'influence de la géométrie de l'impacteur. Les auteurs utilisent une nouvelle technique consistant à impacter chaque tête avec une énergie supérieure à celle provoquant la rupture. L'effort à rupture est identifié en considérant la discontinuité au niveau de la courbe d'effort en fonction du temps.

Pour l'impacteur rectangulaire l'effort à rupture moyen vaut 12390 N (la raideur moyenne vaut 4200 N/mm et est comprise entre 1600 et 6430 N/mm) tandis que pour le cylindrique, l'effort à rupture moyen vaut 5195 N (la raideur moyenne vaut 1800 N/mm et est comprise entre 700 N/mm et 4760 N/mm).

Hodgson lors de son étude de 1967, [HOD 67] effectue les mêmes essais avec un impacteur d'une surface de 6,45 cm²: il remarque que la diminution de la surface impactante produit la diminution de l'effort de 150 % à 200 %.

En plus des caractéristiques géométriques de l'impacteur, le fait que celui-ci soit amorti ou non a des effets sur la réponse mécanique des os du crâne.

McIntosh *et al* en 1993, cités par Yoganandan [YOG 03] réalisent pour leur part, des impacts latéraux sur onze cadavres non embaumés à l'aide d'impacteurs en aluminium de diamètre 150 mm et de masses comprises entre 25 et 28 kg.

Le cadavre est assis et la tête positionnée de sorte que la région des os temporaux et pariétaux soit soumise à l'impact. Les impacts sont effectués d'une part sans amortissement à une vitesse comprise entre 3,9 et 6,1 m/s et d'autre part avec amortissement à une vitesse comprise entre 2,8 et 3,8 m/s. Ils remarquent des fractures crâniennes sur trois sujets soumis à des impacts sans amortissement et à des vitesses supérieures à 4 m/s.

Stalnaker *et al* [STA 77] réalisent des impacts latéraux sur des crânes de cadavres non embaumés et en position assise au moyen d'un piston pneumatique. L'impacteur a une masse de 10 kg, un diamètre de 15,2 cm et les vitesses d'impact sont comprises entre 6 et 9 m/s.

Trois impacts amortis et deux impacts rigides sont effectués.

Pour les trois impacts amortis, les efforts à rupture sont compris entre 4200 et 4800 N et aucune lésion osseuse n'est observée.

Inversement les deux impacts rigides ont occasionné des fractures, l'un au niveau des os occipital et temporaux avec un effort à rupture de 7150 N, à une vitesse de 7,2 m/s, et le second une fracture comminutive au niveau de l'os temporal avec un effort à rupture de 9600 N à une vitesse de 6,8 m/s.

Ces auteurs concluent que la tête peut supporter des impacts latéraux de 5000 N sans fracture crânienne.

Peu après, ils effectuent la même étude à l'arrière du crâne. Pour un seul sujet l'os occipital se brise à 9610 N pour une vitesse d'impact de 6,3 m/s.

En conclusion ils avancent une diminution de l'effort à rupture grâce à l'amortissement créé par le rembourrage de l'impacteur.

Got *et al* [GOT 78] en 1978 réalisent dix-neuf impacts dont deux rigides et dix-sept amortis: cinq cadavres sont lâchés à des hauteurs de 1,83 m, 2,5 m et 3 m de sorte que la région des os temporaux et pariétaux soit soumise à l'impact.

Pour les deux tests rigides, les efforts à rupture au niveau des os temporaux et pariétaux sont de 12200 et 12500 N et pour les amortis, ils s'échelonnent de 5000 à 10100 N.

D'autre part, ces auteurs remarquent que les tests rigides provoquent des fractures, ce qui n'est pas le cas des impacts amortis.

3.3 Expérimentations sur échantillons d'os crânien

Dans le cadre de la caractérisation mécanique de l'os crânien, les chercheurs ont le plus souvent recours à des échantillons de type « poutre » qu'ils testent en flexion trois ou quatre points.

Des essais de compression, traction et cisaillement sont quelquefois effectués et nécessitent des formes d'échantillons spécifiques à chaque type d'essai (Figure 13).

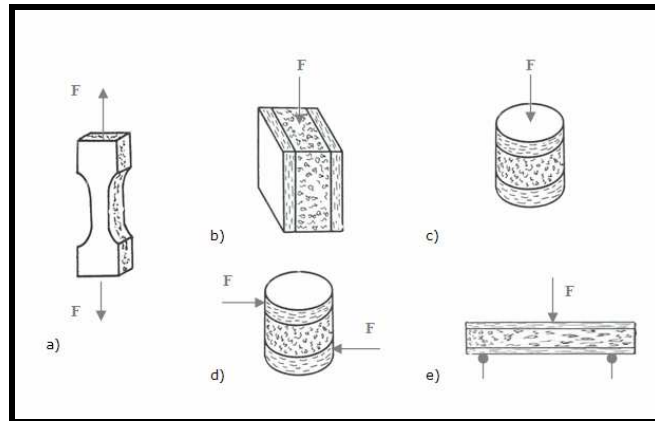


Figure 13: Essais de caractérisation mécanique de l'os crânien

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

3.3.1 Les essais de flexion

On distingue les tests de flexion simple, ou encore à trois ou quatre points. Les tests de flexion sont effectués sur des échantillons de type « poutre », de forme parallélépipédique.

Etant donné qu'il est relativement simple à mettre en œuvre, le test de flexion est le plus utilisé pour déterminer les propriétés biomécaniques d'échantillons d'os crânien. Il provoque le chargement de la table externe en compression et celui de la table interne en traction.

La résistance, la déformation et le module d'Young peuvent être calculés à partir des mesures d'effort et de déplacement [ATH 00].

En 1971, Hubbard [HUB 71] teste en flexion trois points et en quasi statique huit échantillons « poutre » provenant des os pariétaux de quatre calvarias embaumées. Les poutres sont chargées à mi-portée au niveau de la table externe puis retournées afin de réitérer le processus de chargement au niveau de la table interne.

Les échantillons d'os crânien sont considérés en tant que « poutres » à trois couches. La théorie des poutres peut être utilisée ainsi que la relation suivante qui en découle permettant de calculer les modules de flexion et de cisaillement.

En effet, il est possible d'utiliser les tests de flexion trois points pour calculer les modules en cisaillement du fait que les échantillons sont considérés droits et uniformes:

$$\frac{\delta}{P} = \frac{1}{48 EI} L^3 + \frac{1}{4 GA} L + H$$

δ : Flèche, P: Charge, E: Module de flexion, I: Inertie, G: Module de cisaillement, A: Aire de la section, L: Longueur de l'entre-axe, H: « non-span related compliance ».

$\frac{\delta}{P}$: Compliance, EI: Raideur en flexion, GA: Raideur en cisaillement.

Les résultats des essais de flexion trois points montrent que la largeur des échantillons n'a pas d'influence sur la réponse mécanique et que le fait de charger l'échantillon au niveau de la table externe ou interne n'a aucune influence sur le comportement mécanique de celui-ci.

Les résultats en termes de modules sont les suivants (il émet l'hypothèse d'un coefficient de Poisson nul pour calculer le module de cisaillement relatif à la diploé):

$E = 9680,8 \text{ MPa}$ $G = 458,7 \text{ MPa}$ $G_{diploe} = 340,9 \text{ MPa}$

Les échantillons restants sont par ailleurs munis de jauges de déformation au niveau des tables puis testés en flexion quatre points jusqu'à rupture. Les résultats indiquent que la rupture est initiée par un champ de déformation en traction et qu'elle se propage à travers l'échantillon dans la direction perpendiculaire à son axe.

En 2001, Delille [DEL 02] prélève 92 éprouvettes sur 12 crânes humains embaumés dans une solution de Winckler, dans les os frontal, pariétal droit et pariétal gauche, selon plusieurs directions par rapport à la suture sagittale. Il soumet ces éprouvettes à des essais de flexion simple à une vitesse quasi-statique de 40 mm/min. Le module d'Young analytique moyen qu'il relève est de 3779 MPa, les valeurs minimale et maximale étant respectivement 2522 MPa et 5194 MPa et la limite élastique comprise entre 2 MPa et 41 MPa.

Après avoir procédé à des mesures de densitométrie et de minéralisation sur les éprouvettes, il identifie trois classes d'os en fonction de la minéralisation osseuse:

- la classe A pour laquelle le degré de minéralisation osseuse est inférieur à 40 %,
- la classe B pour laquelle le degré de minéralisation osseuse est compris entre 40 % et 50 %,
- la classe C pour laquelle le degré de minéralisation osseuse est supérieur à 50 %.

Les essais de flexion sont par ailleurs simulés par la technique des éléments finis. Le module d'Young est déterminé numériquement par méthode inverse et vaut 3131 MPa.

La déformation totale limite des échantillons obtenue par la méthode des éléments finis se situe entre 0,5 % et 7 %.

Delille constate que:

- pour la classe A, le module d'Young est inférieur à 2500 MPa,
- pour la classe B, le module d'Young est compris entre 2500 MPa et 3500 MPa,
- pour la classe C, le module d'Young est supérieur à 3500 MPa.

Il établit d'autre part que:

$E_{frontal\ 0^\circ} \geq E_{frontal\ 90^\circ} \approx E_{frontal\ 45^\circ}$ $E_{pariétal\ droit\ 0^\circ} \approx E_{frontal\ 90^\circ} \approx E_{pariétal\ droit\ 45^\circ}$ $E_{pariétal\ gauche\ 0^\circ} \approx E_{pariétal\ gauche\ 90^\circ} \geq E_{pariétal\ gauche\ 45^\circ}$ $E_{pariétal\ gauche\ 0^\circ} \approx E_{pariétal\ droit\ 0^\circ}$ $E_{frontal\ 0^\circ} \geq E_{toutes\ les\ autres\ zones\ et\ toutes\ les\ autres\ directions}$
--

La zone de prélèvement et l'orientation des éprouvettes par rapport à la suture sagittale se sont avérées être des caractéristiques importantes pour ces essais expérimentaux de flexion sur éprouvettes osseuses crâniennes.

En 2004, Autuori [AUT 04] soumet 9 éprouvettes osseuses de type « poutre » prélevées sur les os pariétaux et occipital d'un même sujet non embaumé, à des essais de flexion 4 points. Les éprouvettes sont conservées dans une solution composée à 50 % d'alcool et 50 % de sérum physiologique.

Les essais sont menés jusqu'à rupture et à une vitesse de 0,3 mm/min. Après la simulation de ces essais, en utilisant une méthode inverse, elle trouve un module d'Young moyen de 3763 MPa et une limite élastique moyenne de 24 MPa, ce qui reste proche des constatations de Delille. D'autre part les éprouvettes sont munies de jauges de contraintes: la déformation longitudinale moyenne relevée à la rupture est de 2 %.

En 2006, Vershueren *et al* [VER 06] testent des éprouvettes de type « poutre » issues de 14 crânes secs embaumés et 5 crânes frais. Les crânes embaumés sont réhydratés soit durant 24 heures soit deux semaines.

Les échantillons sont testés à 0,5 mm/min, 50 mm/min ou 500 mm/min en flexion simple, le but de l'étude étant de dégager l'influence de la vitesse de chargement et de la méthode de conservation.

Le Tableau 1 résume les résultats relevés et montre que le module augmente avec la vitesse de sollicitation.

Moyen de conservation	Vitesse de sollicitation	E_{moyen} (MPa)
Frais	0,5 mm/min	2300
	500 mm/min	5500
Embaumé	0,5 mm/min	1850
	50 mm/min	2200
	500 mm/min	2350

Tableau 1: Valeurs du module d'élasticité (Vershueren 2006)

En 2007 Rémi Delille [DEL 07] a mené une campagne expérimentale consistant en la réalisation d'essais de flexion trois points à des vitesses quasi-statiques sur des éprouvettes prélevées selon une cartographie bien précise.

Les essais ont été effectués sur:

- 380 éprouvettes issues de 20 calottes « fraîches », sollicitées à une vitesse de 10 mm/min et jusqu'à rupture,
- 105 éprouvettes issues de 7 calottes congelées sollicitées à 10, 100 et 500 mm/min avec un déplacement imposé de 0,3 mm.

La machine ayant servi à la réalisation de ces essais est une Hounsfield H5KT munie de deux appuis en forme de demi-cylindres de 5 mm de diamètre et de 30 mm de longueur, ainsi que d'un impacteur cylindrique. Les deux poinçons sont écartés de 40 mm et la partie mobile du dispositif est asservie en déplacement (Figure 14).

Le module d'élasticité en flexion est établi analytiquement à partir de la raideur sécante et de la théorie des poutres droites.

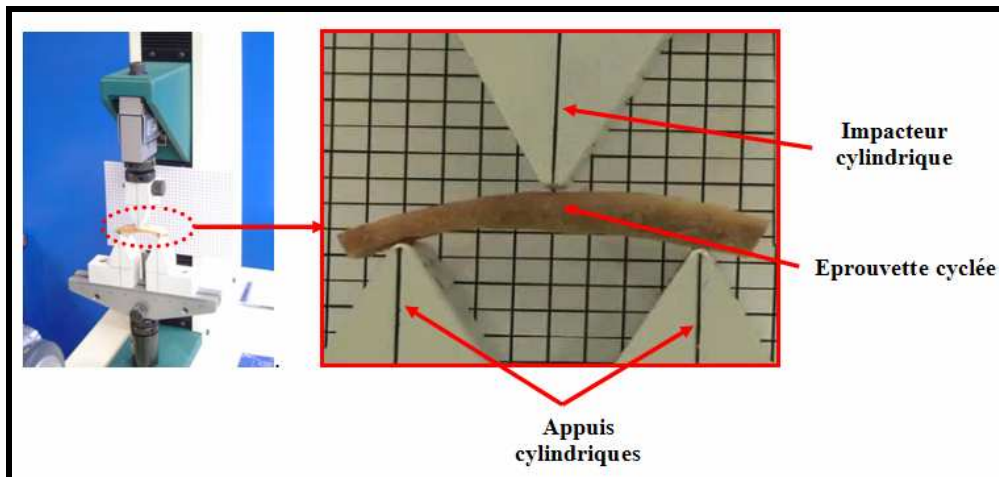


Figure 14: Essais de flexion trois points (Delille 2007)

Le module d'élasticité lui permet dans un premier temps d'établir des comparaisons entre les différents os en fonction de leur localisation:

$$\begin{aligned}
 E_{\text{Pariétal Droit}} &= 1,02 \times E_{\text{Pariétal Gauche}} \\
 E_{\text{Pariétal Droit}} &= 1,32 \times E_{\text{Frontal}} \\
 E_{\text{Pariétal Droit}} &= 1,37 \times E_{\text{Sutures}} \\
 E_{\text{Pariétal Droit}} &= 0,5 \times E_{\text{Temporal}}
 \end{aligned}$$

Dans un deuxième temps, les résultats figurant dans le Tableau 2 montrent que le module d'élasticité diminue lorsque la vitesse de sollicitation augmente.

Ce dernier résultat va à l'encontre des constatations de Vershueren: cela peut provenir du fait que contrairement à Vershueren, Delille a fait des essais de cyclage, c'est-à-dire qu'il a soumis la même éprouvette aux différentes vitesses de sollicitation évoquées.

Moyen de conservation	Vitesse de sollicitation	E_{moyen} (MPa)
Frais	10 mm/min	5000
Congelé	10 mm/min	11000
	100 mm/min	9300
	500 mm/min	4500

Tableau 2: Valeurs du module d'élasticité (Delille 2007)

Delille montre également l'existence d'une relation en puissance entre le module d'élasticité E en MPa, et l'épaisseur au centre e en mm multipliée par la densité réelle $\rho_{\text{réelle}}$ en g/cm^3 : cette relation possède un coefficient de corrélation de 0,85 et est établie pour les échantillons frais et congelés:

$$E = 10^6 (\rho_{\text{réelle}} \times e)^{-2,3498} \quad R^2 = 0,85$$

3.3.2 Autres tests

En 1970, Barber *et al* [BAR 70] testent en compression 243 échantillons cylindriques d'un diamètre de 8 mm provenant des os occipital, pariétal et frontal d'une calvaria embaumée. Ces échantillons sont comprimés selon l'axe normal à la surface du crâne, à une vitesse de déformation de $0,2 \text{ s}^{-1}$.

Les auteurs remarquent que les courbes d'effort en fonction du déplacement peuvent être classées selon trois types et démontrent ainsi l'influence de la diploé sur la résistance des os. Robbins and Wood [ROB 69] avaient déjà décelé ce phénomène en 1969.

Barber *et al* mettent en avant les phénomènes suivants:

- les échantillons possédant une diploé épaisse subissent une fracture à faible contrainte consistant en l'écrasement de la diploé (courbe 1 de la Figure 15),
- les échantillons possédant une diploé très fine subissent une fracture à contrainte élevée, consistant en la rupture de l'une des deux tables (courbe 3 de la Figure 15),
- certains échantillons combinent les deux types de fracture précédemment cités. La seconde se produit toujours à contrainte plus élevée ce qui démontre que les tables sont plus résistantes que la diploé: il y a rupture de la diploé produite éventuellement par la rupture de la table interne ou externe du crâne (courbe 2 de la Figure 15).

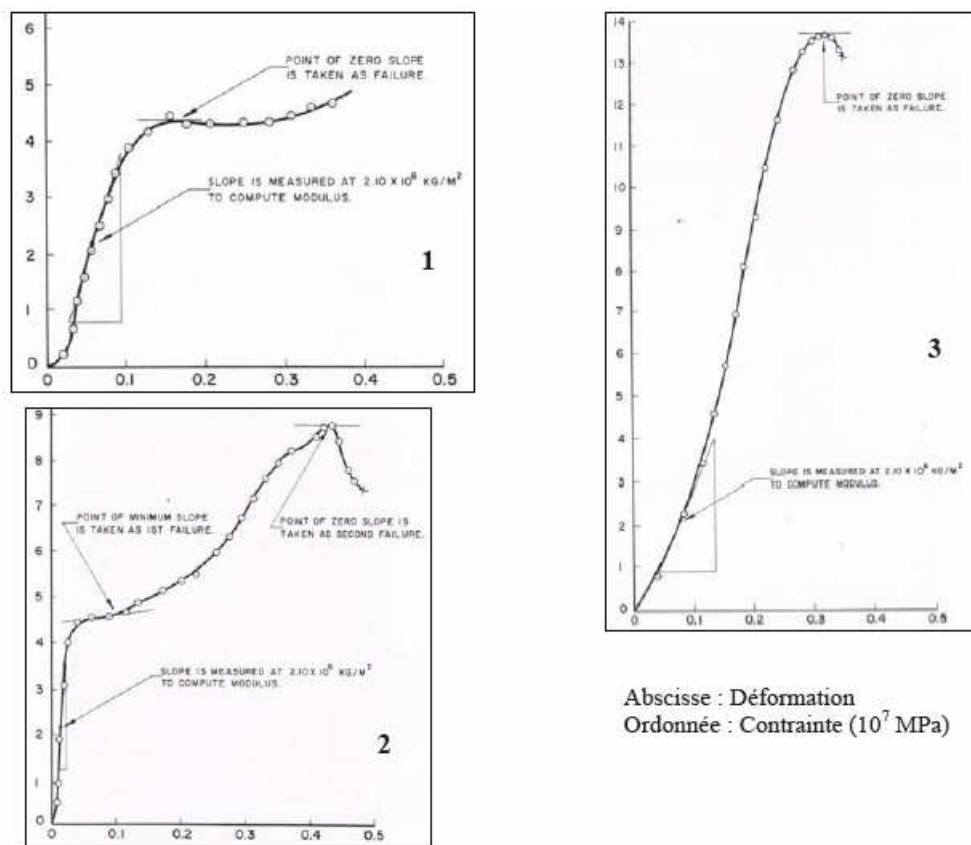


Figure 15: Courbes Contraintes / Déformations des essais réalisés par Barber *et al* (1970)

D'autre part, en examinant des coupes transversales de la calvaria testée, Barber *et al* mettent en avant le fait que l'épaisseur du crâne dépend de celle de la diploé, l'épaisseur des tables étant uniforme dans toutes les régions.

Pour le frontal et le pariétal, ils remarquent que la contrainte à rupture augmente en fonction de la distance par rapport à la suture sagittale. En revanche, cette tendance n'est pas suivie par l'occipital, peut être à cause de l'épaisseur très irrégulière de cet os.

Les résultats en termes de module d'élasticité moyen et de contrainte à rupture moyenne figurent dans le Tableau 3:

	$E_{moyen}(MPa)$	$\sigma_1(MPa)$	$\sigma_2(MPa)$
Frontal	545	50,7	113,7
Pariétal	718	75,6	116,6
Occipital	737	80,3	94,4

Tableau 3: Valeurs du module d'élasticité et des contraintes à rupture (Barber *et al* 1970)

En 1970, McElhaney [MCE 70] teste des échantillons issus des os frontal, pariétal gauche et droit, et occipital provenant de 17 crânes humains embaumés, sous un chargement quasi-statique de 0,25 mm/min. Un système de grille de référence est utilisé afin d'identifier la localisation des éprouvettes.

Il remarque dans un premier temps que pour les régions éloignées des sutures, la diploé est plus épaisse avec un module d'Young et une contrainte à rupture radiale plus faibles, et une absorption d'énergie plus importante.

Il effectue des essais de compression triaxiale sur des échantillons cubiques d'os crânien.

Les résultats sont les suivants:

Le module d'Young en compression tangentielle vaut 5584 MPa et est le double du module d'Young en compression radiale, qui vaut quant à lui 2413 MPa. La contrainte à rupture tangentielle vaut 96,7 MPa; elle est supérieure à la contrainte à rupture radiale qui vaut 73,7 MPa. Quant à la déformation à rupture, en compression radiale elle vaut 0,097 alors qu'en compression tangentielle elle vaut 0,051. L'auteur énonce que pour les régions éloignées des sutures, la diploé est plus épaisse avec un module d'Young et une contrainte à rupture en compression radiale relativement faibles ainsi qu'une énergie d'absorption plus élevée.

Des essais de traction sur des échantillons d'os crânien parallélépipédiques à section réduite (soit du sandwich soit de la table interne ou externe) sont également effectués. Les résultats montrent que le module d'élasticité de l'os est de 5377 MPa et la contrainte de 43,4 MPa.

Enfin des essais de cisaillement simple sur des échantillons cylindriques d'os crânien constitués de diploé sont réalisés: les courbes d'effort-déplacement sont récupérées et le rapport de la pente la plus élevée sur la pente la plus faible fournit une mesure de l'anisotropie de l'échantillon. L'auteur remarque ainsi que l'os crânien est isotrope dans la direction tangente à la surface du crâne.

Schueler [SCHU 94] en 1994 effectue des essais de compression, de traction et de cisaillement à 0,1 mm/s sur des échantillons rectangulaires prélevés symétriquement par rapport au plan sagittal sur des crânes humains frais. Le protocole prévoit la mesure des épaisseurs des tables et de la diploé de chaque spécimen ainsi que celle de la densité.

Les résultats sont répertoriés dans le Tableau 4.

Type d'essai	Nombre d'échantillons	Contrainte à rupture (MPa)	Module d'élasticité (MPa)
Compression	81	130,1	313,8
Traction	50	4,9	
Cisaillement	73	15	

Tableau 4: Valeurs moyennes de la contrainte à rupture et du module d'élasticité (Schueler 1994)

Par ailleurs les densités Hounsfield des tables et de la diploé de certains échantillons testés en compression et en cisaillement ont été mesurées par tomographie dans le but d'établir une corrélation entre des mesures effectuées par tomographie et les propriétés biomécaniques de l'os crânien (Tableau 5).

Type d'essai	Nombre d'échantillons	Région	Densité Hounsfield (Unités HU)
Compression	64	Table interne	1588
		Table externe	1723
		Diploé	672
Cisaillement	30	Table interne	1572
		Table externe	1727
		Diploé	710

Tableau 5: Valeurs moyennes de densité Hounsfield (Schueler 1994)

Après une analyse statistique à l'aide de modèles de régression logistique, les conclusions rapportent que la densité Hounsfield constitue un paramètre prédictif avec une fiabilité de l'ordre de 75 % des valeurs de la résistance à rupture en compression et en cisaillement. Ce n'est pas le cas de l'âge qui offre une bonne prédiction de l'ordre de 50 %.

3.4 Caractérisation mécanique de l'os cortical crânien

Les études portant sur l'os cortical crânien sont peu nombreuses et anciennes. Elles traitent surtout de l'influence de la vitesse et de l'influence de la localisation.

En 1957, Evans et Lissner [EVA 57] effectuent des tests de traction et de compression d'os compact provenant de l'os pariétal de crânes humains embaumés (Tableau 6).

Ils avancent en effet que les fractures linéaires proviennent de contraintes de traction au sein du crâne.

Les échantillons sont conservés dans une solution saline et testés en condition humide. La machine servant à effectuer les essais délivre un effort de l'ordre de 20000 N.

Type d'essai	Nombre d'éprouvettes	$\sigma_{rupture}$ moyen (MPa)
Traction longitudinale	15	70,46 Pariétal gauche: 66,12 Pariétal droit: 74,32
Compression longitudinale	69	152,1 Pariétal gauche: 159,8 Pariétal droit: 145,1
Compression transversale	56	167,23 Pariétal gauche: 178,2 Pariétal droit: 153,3

Tableau 6: Valeurs de la contrainte à rupture pour l'os compact (Evans and Lissner 1957)

En traction l'os pariétal gauche a une contrainte à rupture 12 % inférieure au droit tandis qu'en compression longitudinale et transversale l'os gauche présente des contraintes à rupture respectivement 10 % et 16 % supérieures à celles de l'os droit.

D'autre part les auteurs constatent que la contrainte à rupture en compression longitudinale est inférieure à celle en compression transversale, ce qui est contraire aux résultats d'auteurs précédents. Ils montrent également que l'os cortical crânien est plus résistant en compression qu'en traction.

Mc Elhaney [MCE 70] lors de son étude de 1970, a également effectué quatre essais de micro-dureté respectivement sur les tables interne et externe des échantillons.

Les résultats en termes de dureté Vickers sont respectivement de 31,6 pour la table interne et de 34,2 pour la table externe.

L'auteur conclut qu'il n'y a pas de différence significative en termes de propriétés mécaniques entre table interne et externe. Hubbard [HUB 71] lors de ses tests de 1971, émet la même constatation, ainsi que nous l'avons déjà précisé.

D'autre part les essais de traction sur tables interne et externe indiquent un module d'Young de 12260 MPa et une contrainte à rupture de 79 MPa.

En 1970, Wood [WOO 70] teste en traction 125 échantillons d'os cortical prélevés sur les os temporal, pariétal et frontal de 30 sujets humains. Les échantillons sont séparés en trois couches, au final il teste en traction 108 tables externes et 17 tables internes, à des vitesses de déformation comprises entre $0,005 \text{ s}^{-1}$ et 150 s^{-1} .

Les valeurs de module d'Young sont comprises entre 10342 MPa et 22063 MPa et celles de la contrainte à rupture sont comprises entre 48,26 MPa et 127,5 MPa, ces deux paramètres augmentant avec la vitesse de sollicitation.

En ce qui concerne la déformation à rupture celle-ci atteint rarement 1 % et elle diminue quand la vitesse de déformation augmente.

Wood montre que l'énergie absorbée à rupture n'est pas un paramètre sensible à la vitesse de déformation.

L'auteur avance également que l'os cortical crânien est isotrope transverse, c'est-à-dire que les propriétés mécaniques restent inchangées dans la direction tangente à la surface du crâne.

Enfin, au moyen d'une analyse statistique, l'auteur remarque que les paramètres mécaniques de l'os cortical crânien tels que le module d'Young, la contrainte ainsi que la déformation à rupture ne sont pas dépendants du type d'os ou encore du côté testé, ce qui est en contradiction avec les conclusions de McElhaney [MCE 70] et de Barber [BAR 70].

En 1970, Melvin *et al* [MEL 70] effectuent des essais de traction (à des vitesses comprises entre 8,4 mm/s et 2,1 m/s) sur des échantillons d'os compact issus de calvarias fraîches, la traction étant tangentielle à la surface du crâne. Ils observent que l'os cortical crânien est isotrope dans la direction tangente au crâne et qu'il s'agit d'un matériau sensible à la vitesse de déformation. Ils avancent en effet que le module d'élasticité est compris entre 12410 MPa et 19994 MPa, que la contrainte à rupture est comprise entre 68,94 MPa et 96,52 MPa pour des vitesses de déformation s'échelonnant de $0,01 \text{ s}^{-1}$ à 100 s^{-1} .

Les conclusions de ces auteurs, quant à l'influence de la vitesse sur les propriétés mécaniques et le caractère isotrope de l'os cortical crânien rejoignent celles établies pour l'os cortical d'autres sites.

3.5 Caractérisation mécanique de l'os trabéculaire

A l'instar de l'os cortical, les études sur la diploé d'os crânien sont peu nombreuses et relativement anciennes. Les résultats portent en partie sur les effets de la vitesse de sollicitation.

En 1957, Evans et Lissner [EVA 57] effectuent vingt-trois tests de compression au niveau de la diploé provenant d'os pariétal de crânes humains embaumés; ils relèvent des valeurs très similaires de contrainte à rupture entre l'os pariétal gauche et l'os pariétal droit.

$\sigma_{rupture} \text{ moyen} = 25,1 \text{ MPa}$
$\sigma_{rupture} \text{ moyen (pariétal gauche)} = 24,9 \text{ MPa}$
$\sigma_{rupture} \text{ moyen (pariétal droit)} = 25,2 \text{ MPa}$

En 1970, Melvin [MEL 70] teste des échantillons rectangulaires de diploé issus de calvarias fraîches. Il s'agit de tests de compression perpendiculaire à la surface du crâne ou de cisaillement transverse, tangentiellement à la surface du crâne.

D'autre part des essais de cisaillement sur des échantillons cylindriques de calvarias fraîches et embaumées, prélevés selon la normale à la surface du crâne sont effectués.

Les vitesses de chargement s'échelonnent de 8,4 mm/s à 2,1 m/s.

Il note que le comportement mécanique de la diploé dépend plus de la densité de celle-ci que de la vitesse de déformation: en effet, les résultats montrent qu'il existe une grande variabilité en termes de contrainte à rupture et de module d'Young, attribuée principalement à la structure variable des travées au sein de la diploé: il énonce de ce fait l'existence d'une relation linéaire entre la contrainte en compression et la densité pour la diploé.

Les valeurs moyennes qu'il relève pour la contrainte et le module d'élasticité sont les suivantes:

$\sigma_{compression} = 41,3 \text{ MPa}$
$E_{compression} = 13,78 \text{ MPa} (E_{min} = 8,96 \text{ MPa} \text{ et } E_{max} = 219,9 \text{ MPa})$
$\sigma_{cisaillement} = 20,68 \text{ MPa}$

Les constatations de Melvin quant à l'influence de la structure de la diploé sont appuyées par Endo en 1966 [END 66] et Gurdjian *et al* en 1947 [GUR 47], qui énoncent que les réponses mécaniques du crâne sont fortement influencées par l'arrangement structural de la diploé.

3.6 Caractérisation des sutures

Certains échantillons testés par Barber [BAR 70] en compression radiale sont prélevés sur les sutures lambdoïde et coronale. Le module d'élasticité moyen vaut pour la région lambdoïde $1345 \pm 260 \text{ MPa}$ avec deux contraintes limites à rupture de 91,4 MPa et 85,6 MPa. La région coronale montre un module d'élasticité moyen de $481 \pm 95 \text{ MPa}$ avec deux contraintes limites à rupture de 54,3 MPa et 96,8 MPa. Ces résultats restent proches des valeurs relevées pour l'os crânien.

Hubbard *et al* [HUBB 71] étudient de manière qualitative l'influence des sutures au moyen d'essais de flexion trois et quatre points sur des éprouvettes de type « poutre » provenant de calvarias embaumées ou « fraîches ». Les échantillons sont prélevés sur les sutures lambdoïde et sagittale. Ils concluent que les échantillons comprenant une suture possèdent une déflexion légèrement plus importante que celle calculée analytiquement pour un matériau osseux. Ceci étaye l'hypothèse émise par Buckland and Wright en 1972 et 1978, selon laquelle les sutures au niveau de l'os crânien peuvent agir en tant qu'absorbeur de chocs [BUC 72], [BUC 78]. De manière générale, l'auteur conclut que la suture est aussi résistante que le matériau osseux.

Parmi les 9 échantillons testés par Autuori [AUT 04], 5 sont prélevés au niveau des sutures lambdoïde et sagittale. L'observation d'une éventuelle influence des sutures est réalisée en attribuant des propriétés mécaniques spécifiques aux sutures lors de la simulation des essais de flexion pour trois éprouvettes possédant des sutures, à savoir un module de 10000 MPa. Les résultats montrent que l'introduction de propriétés mécaniques plus rigides pour le matériau suture influence seulement la valeur maximale des contraintes de Von Mises mais pas leur distribution. La contrainte maximale, représentant le lieu de la rupture est localisée au même endroit quel que soit le type de modélisation. Par contre les déformations longitudinales ne sont pas distribuées de la même manière. Pour les trois éprouvettes, les valeurs maximales sont localisées sur la suture lorsque celle-ci n'est pas modélisée tandis que ces valeurs se déplacent juste à côté dans le cas contraire.

Dans le cadre de son étude portant sur 380 sujets frais, Delille [DEL 07] avance que les éprouvettes prélevées au niveau de la suture coronale possèdent une épaisseur moyenne de 6,8 mm, une masse volumique moyenne de 1,75 g/cm³ et un pourcentage minéral moyen de 54,4 %.

Relativement aux essais de flexion trois points à 10 mm/min, la raideur sécante moyenne est de 530 N/mm. Avec une valeur moyenne de 3640 MPa, il s'agit de la zone montrant le module d'élasticité équivalent le plus faible.

4. Influence du mode de conservation sur les propriétés mécaniques osseuses

Lors de tests sur des tissus humains, les différentes réponses en termes de blessures peuvent présenter d'importants écarts selon les conditions de conservation de ceux-ci.

Les techniques de conservation les plus courantes en biomécanique sont:

- l'embaumement dans un fluide de conservation. Les fluides traditionnels sont à base de formaldéhyde, d'alcool et de glycérine et sont injectés dans les artères: on distingue la conservation dans le formol permettant de conserver les sujets d'anatomie pendant de très longues années mais qui possède l'inconvénient de provoquer la raideur du sujet et celle dans le Winckler restituant une réponse mécanique des tissus très proche de celle de l'*in vivo*. Le Winckler est un mélange constitué principalement de formol, d'alcool et de glycérine. Le sujet est conservé en gardant une souplesse proche de celle de l'être vivant et évite la rigidité due à la conservation par le formol [DEL 02],
- la stérilisation par rayonnement gamma (délivré par le cobalt) ou par le rayonnement bêta d'un accélérateur de particules [GOU 83],
- la réfrigération des tissus placés dans une solution saline, au réfrigérateur, à 4°C. Pour les os, la durée de réfrigération peut s'étendre sur plusieurs mois,
- la congélation à des températures inférieures à -20 °C. Cette technique est très utilisée car elle ne semble pas affecter les tissus [CRA 94], [DEL 02],

- la lyophilisation, méthode consistant à sublimer la glace d'un produit congelé, sans passer par l'eau liquide [NAT 04],
- la surgélation, qui consiste à refroidir brutalement (entre quelques minutes et une heure) les tissus en les exposant intensément à des températures allant de -20 °C à -196 °C .

L'efficacité de ces différentes techniques repose sur leur habilité à:

- maximiser la bio-fidélité des tissus conservés, c'est-à-dire à produire une réponse mécanique la plus proche possible de l'*in vivo*,
- maintenir les propriétés et la structure des tissus frais,
- limiter le développement et la transmission des maladies infectieuses [CRA 94].

De même que la technique de conservation employée, les conditions dans lesquelles les tests sont mis en place ont énormément d'influence sur la réponse mécanique des tissus testés.

4.1 Influence de l'embaumement

Les résultats relevés dans la littérature quant à l'influence de l'embaumement sur les paramètres d'effort à rupture et de module d'Young sont très contradictoires [CRA 94].

D'après McElhaney *et al* en 1964 [MCE 64], les propriétés mécaniques de l'os embaumé ne sont pas très différentes des propriétés *post-mortem*. Ceci est appuyé par les constatations de Nahum *et al* [NAH 68] et de Schneider *et al* [SCH 72] qui avancent que l'embaumement n'a pas d'effet sur le comportement mécanique.

En revanche pour Calabrisi and Smith, l'embaumement diminue la contrainte à rupture en compression de 13 % [CAL 51].

De même, il n'existe pas de consensus concernant la conservation dans l'éthanol: Linde et Sorensen [LIN 93] ne relèvent pas de changement du module d'Young et de l'énergie élastique pour des échantillons d'os trabéculaire conservés dans de l'éthanol contrairement à Ashman et Sedlin [ASH 82], [SED 65] qui rapportent une diminution du module élastique.

Crandall en 1994 [CRA 94] teste 150 échantillons provenant de côtes de bovins. Les échantillons embaumés sont testés en flexion trois points à 2,54 mm/min, jusqu'à rupture. Il relève un module d'Young compris entre 8756,35 MPa et 11721,1 MPa et remarque que l'embaumement provoque une diminution des paramètres mécaniques en termes de déplacement, de contrainte et de module d'Young de l'ordre de 7 % par rapport aux échantillons réfrigérés entre 0 et -4 °C , considérés comme référence de l'état frais.

Vershueren *et al* en 2006 [VER 06] lors de leur étude de 2006 dont le protocole a déjà été précisé énoncent que les échantillons frais montrent une contrainte et un module d'Young plus élevés que les embaumés, la durée de la réhydratation pour ceux-ci n'ayant que peu d'influence.

Voici les résultats qu'ils relèvent pour les échantillons testés à 0,5 mm/min:

- pour les échantillons embaumés et réhydratés durant 24 heures, le module d'élasticité moyen vaut 2 GPa et la contrainte maximale 29,1 MPa,
- pour les échantillons embaumés et réhydratés durant 2 semaines, le module d'élasticité moyen vaut 1,7 GPa la contrainte maximale 25,3 MPa,
- pour les échantillons embaumés frais, le module d'élasticité moyen vaut 2,3 GPa la contrainte maximale 48,4 MPa.

Ce résultat témoigne du fait que la réhydratation des échantillons est inadaptée pour que ces derniers retrouvent un comportement viscoélastique, marqué par une raideur et une résistance plus élevées.

Enfin les essais de Hubbard concernant l'influence des sutures montrent que l'embaumement a pour effet de renforcer les sutures car celles-ci sont alors plus résistantes: dans le cadre de ces essais un seul échantillon parmi les neuf testés s'est rompu au niveau de la suture [HUBB 71].

4.2 Influence de la congélation

Pour la conservation à long terme, la congélation reste la méthode la plus répandue. D'ailleurs bon nombre d'auteurs tels que Frankel, Nachemson, Sedlin, Rahn *et al*, Pelker *et al*, Lee et Pelker (cités par Crandall [CRA 94]) rapportent que cette technique de conservation n'entraîne pas de modification majeure des propriétés mécaniques et structurelles des os par rapport à l'état frais.

Crandall en 1994 [CRA 94] teste également des échantillons congelés à -73 °C selon le même protocole que pour les échantillons embaumés.

Il note que la congélation provoque une diminution de l'ordre de 20 % à 30 % des paramètres mécaniques énoncés précédemment, par rapport à l'état frais.

D'après l'auteur, cela est dû au fait que les échantillons congelés ont conservé une certaine humidité par rapport aux réfrigérés qui ont subi une déshydratation.

Dans le même sens, Sonstegard and Matthews [SON 77] observent une diminution de 10 % du module d'Young de l'os trabéculaire après congélation et invoquent l'expansion de fluide interstitiel induite par la congélation.

Inversement, Delille [DEL 07] remarque que la valeur moyenne du module d'élasticité des éprouvettes congelées est deux fois supérieure à celle des éprouvettes fraîches.

Pelker *et al* [PEL 84] ont étudié les effets de la congélation à -20°C, -70°C et -196 °C sur des vertèbres de rat, pendant deux semaines. Ils ont remarqué une augmentation de 10 à 20 % de la raideur à -20 °C et aucun changement significatif à -196°C.

Cependant, ils ont remarqué lors de tests de torsion à des températures de -20 à -196 °C que l'effort maximal était inchangé, ce qui va dans le même sens que les résultats de Komender [KOM 76].

De même Panjabi *et al* [PAN 85] ne remarquent pas d'effet de la congélation à -18 °C sur le module d'Young de vertèbres humaines après 232 jours de conservation.

D'autre part et en ce qui concerne la microstructure, Tersigni [TER 07] ne note pas d'effet de la congélation pour une durée de 21 jours sur des échantillons osseux issus de fémurs, péronés et tibias humains, après une observation au microscope et une analyse histomorphométrique.

En 2006, Giovani *et al* [GIO 06] conservent des échantillons d'os trabéculaire humain qu'ils classent en trois groupes: un groupe de contrôle, un groupe conservé à -80°C et le dernier conservé dans une solution à 98 % de glycérine à température ambiante.

Leurs résultats après une analyse microscopique montrent que les deux méthodes de conservation n'induisent pas de changement structurel au sein de la matrice osseuse.

4.3 Influence de la stérilisation

En ce qui concerne la stérilisation par radiation, plusieurs auteurs avancent que cela ne diminue pas la force de l'os pour des doses inférieures à 30 kGy⁴ [NAT 04].

Komender [KOM 76] montre quant à lui que l'irradiation aux rayons gamma à 6 Mrad de l'os compact humain entraîne une diminution de la résistance en flexion, compression et torsion.

4.4 Influence de la lyophilisation

Pour la lyophilisation, Komender [KOM 76] montre que ce moyen de conservation entraîne une augmentation marquée de la résistance à la compression de l'os cortical humain.

Linde et Sorensen [LIN 93] mettent en avant les effets néfastes de la lyophilisation sur l'os, en ce qui concerne ses propriétés architecturales et biomécaniques.

En ce sens, Pelker *et al* [PEL 84], relèvent les effets délétères de la lyophilisation sur les propriétés en compression d'échantillons osseux issus de fémurs de rats.

4.5 Influence de la surgélation

Contrairement à cela, Voggenreiter *et al* [VOG 94] ne constatent pas d'effet néfaste d'une surgélation en surface de l'os cortical, ce qui est en accord avec les résultats de Beaupied *et al* [BEA 06], qui démontrent que la surgélation à -20° C d'échantillons d'os cortical conservés dans de l'éthanol à 70 % (durée de conservation de un mois) n'entraîne pas de modifications au niveau de la texture et des propriétés biomécaniques de ces derniers.

Flynn *et al* et Nather *et al* pensent que la surgélation est un moyen de conservation préférable à la lyophilisation [FLY 90], [NAT 04].

En toute logique, la surgélation devrait constituer un moyen de conservation préférable à la congélation du fait que la baisse de température induite est plus rapide. Cependant, les résultats relatifs à ce moyen de conservation restent très disparates.

5. Récapitulatif des essais mécaniques sur éprouvettes osseuses

⁴ Le Gray est l'unité dérivée d'énergie massique de radiation absorbée du Système International (SI). Il correspond à 100 rad (1 Gy = 100 rad = 1 J/kg).

5.1 Os bovin

Référence bibliographique	Type d'échantillon	Type de test	Module d'Young (Mpa)	Contrainte à rupture (Mpa)	Déformation à rupture (%)
SWE 65	Fémur	Traction longitudinale	16896,6	128,7	1
		Traction radiale	9517,24	56,14	0,6
CRA 94	Côtes de bovins (fraîches, embaumées ou congelées à -73°C)	Flexion 3 points	8756,35 - 11721,1		
GUE 04	Cubes de têtes de fémur fraîches (10*10*10 mm ³)	Compression (0,15 s-1)	310	15,74	8,62
		Compression (0,015 s-1)	190	9,36	9,07
		Compression (0,0015 s-1)	364	15,73	8,23
		Compression (0,00015 s-1)	306	12,36	7,1
		Flexion 3 points	673		

5.2 Os cortical bovin

Référence bibliographique	Type d'échantillon	Type de test	Module d'Young (Mpa)	Contrainte à rupture (Mpa)	Déformation à rupture (%)
SWE 65	Fémur	Traction	17,2	129	
		Traction (3 s-1)	20,5	94	
MCE 65	Cubes de fémurs	Compression (1 s-1)	27,6	136	
ASC 67	Fémur	Compression	19	180	
		Traction	5,4 - 16,9	112 - 120,4	
BIR 68	Tibia	Compression	21,4	193	
			16,2	155	
			6,8	137	
BUR 72	Fémur	Traction (0,1 s-1)	24,5 +/- 5,1	172 +/- 22	
SIM 73	Tibia	Traction	23,8 +/- 2,21		
		Compression	7,1 +/- 1,05		
PIT 04	Fémur	Traction statique (0,5 à 500 mm/min)	11300 - 17500	105 - 193	0,93 - 1,8
		Traction dynamique (1 m/s)	10000 - 21700	33 - 50	0,23 - 0,44

5.3 Complexe os cortical – os spongieux humain

Référence bibliographique	Type d'échantillon	Type de test	Module d'Young (Mpa)	Contrainte à rupture (Mpa)	Déformation à rupture (%)
MCE 70	Os crânien (poutre 5,1*6,4 mm)	Compression tangentielle	5600	96,5	5,1
	Os crânien (poutre 5,1*6,4 mm)	Compression radiale	2413	73,7	9,7
	Os crânien (cylindrique 12,7*3 mm)	Traction	5400	43,4	
BAR 70	Os crânien (cylindrique-diamètre 8 mm)	Compression	545-737		
HUB 71	Os crânien (poutre 10*32 mm)	Flexion 3 points	9681		
			458,7 (cisaillement)		
SCHU 94	Os crânien frais (Cubes de 10*10*10 mm)	Compression	313,8	130,1	
		Cisaillement		15	
	Os crânien frais (Cubes de 20*20*20 mm)	Traction		4,9	
DEL 02	Os crânien échantillons "poutre"	Flexion simple (40 mm/min)	3131	Entre 2 et 41	0,5 - 7
AUT 04		Flexion 4 points (0,3 mm/min)	3763	39	0,2
VER 06	Os crânien - échantillons "poutre"	Flexion simple (0,5 mm/min)	1850-2300		
		Flexion simple (50 mm/min)	2200		
		Flexion simple (500 mm/min)	2350-5500		
DEL 07	Os crânien - échantillons "poutre"	Flexion 3 points (10 mm/min)	5000-11000		
		Flexion 3 points (100 mm/min)	9300		
		Flexion 3 points (500 mm/min)	4500		

5.4 Os cortical humain

Référence bibliographique	Type d'échantillon	Type de test	Module d'Young (Mpa)	Contrainte à rupture (Mpa)	Déformation à rupture (%)
EVA 48	Cortical crânien	Compression longitudinale		152	
		Compression transversale		167	
		Traction		70,4	
EVA 57	Cortical crânien	Compression longitudinale		152	
		Compression transversale		167	
		Traction		70	
DEM 52	Fémur	Compression	14,5	134	
KO 53		Traction	17,3	134	
SMI 59	Tibia	Flexion	10,8		
SED 65	Fémur		15,8	185	
MCE 66		Compression	15,5	143	
SED 66		Flexion 3 points	15,5	180	
		Traction	6	89	
ASC 67		Traction	3,9 - 11,9	90,6 - 116	
MCE 70	Os crânien (Cylindrique 12,7*3 mm)	Compression	4,9 - 9,5	90 - 167	
WOO 70	Os crânien (Cylindrique 2,5*1,1 mm)	Traction	12300	79,3	
MEL 70	Cortical crânien	Traction (8,4 mm/s - 2,1 m/s)	10300 - 22060	48,3 - 127,6	0,7
BUR 72	Fémur	Traction (0,1 s-1)	12410-19994	69-97	
REI 75		Compression longitudinale	14,1	151	
		Compression transversale		105	
		Traction longitudinale		131	
CHO 90	Tibia proximal		53		
CHO 92	Tibia	Flexion 3 points	5,44		
JEP 97	Fémur	Flexion 4 points	6,75 +/- 1	150 - 180	
TUR 98	Fémur	Torsion (40 s-1)	5 +/- 0,2 (cisaillement)	7,41 +/- 3,2 (cisaillement)	
		Mesures acoustiques (direction transversale)	14910		
		Mesures acoustiques (direction longitudinale)	20550		
		Nano indentation (direction transversale)	16580		
		Nano indentation (direction longitudinale)	23450		

5.5 Os spongieux humain

Référence bibliographique	Type d'échantillon	Type de test	Module d'Young (Mpa)	Contrainte à rupture (Mpa)	Déformation à rupture (%)	
EVA 48	Diploé (os crânien)	Compression		25		
EVA 57				25,1		
MEL 69			10300	32,4		
MCE 70		Cisaillement		21,3		
		Torsion	1379	22		
		Traction	5377	43		
MEL 70		Compression	13,78	41,3		
		Cisaillement	41,3	20,68		
SCHO 94		Tête de fémur	Compression (0,0044 s-1)		0,15 - 13,7	
HUB 71		Os crânien (poutre 10*32 mm)	Flexion 3 points	340,9 (cisaillement)		
TOW 75	Rotule (supérieur-inférieur)	Compression (0,0007 s-1)				
	Rotule (antérieur-postérieur)					
	Rotule (médial-latéral)					
CAR 77	Tibia (supérieur-inférieur)	Compression (0,1 s-1)		Entre 1 et 13		
BRO 78	Tête de fémur (supérieur-inférieur)	Compression (0,004 s-1)				
	Tête de fémur (antérieur-postérieur)					
	Tête de fémur (médial-latéral)					
MART 88	Tête de fémur (supérieur-inférieur)	Compression	900 +/- 714	9,3 +/- 4,5		
	Tête de fémur (antérieur-postérieur)		404 +/- 66	4,9 +/- 1,3		
	Tête de fémur (médial-latéral)		811 +/- 604	10,2 +/- 3,3		
	Tête de fémur (supérieur-inférieur)		616 +/- 710	6,6 +/- 6,3		
	Tête de fémur (antérieur-postérieur)		174 +/- 84	2,8 +/- 1,3		
	Tête de fémur (médial-latéral)		63 +/- 7	1 +/- 0,3		
	Tête de fémur (supérieur-inférieur)		263 +/- 170	3,6 +/- 2,3		
	Tête de fémur (antérieur-postérieur)		12 +/- 6	0,6 +/- 0,2		
GOL 83	Tête de fémur (médial-latéral)		174 +/- 84	2,8 +/- 1,3		
	Tibia (médial)	Flexion 3 points (0,081 mm/s)	336	8,9		
	Tibia (latéral)		183	4,8		
	Tibia (antérieur)		49	1,3		
	tibia (postérieur)		88	2,3		
AIT 85	Tibia (distal)		427			
LIN 89	Tibia (proximal)	Compression	445 +/- 257	5,3 +/- 2,9		
ROH 91	Tibia	Traction	483	2,54 +/- 1,18		
		Compression	485	2,22 +/- 1,42		
ODG 91		Compression (0,000059 s-1)	689 - 871	3,45		

6. Conclusions et perspectives

Depuis l'avènement de la biomécanique, de nombreux auteurs se sont intéressés au comportement mécanique de l'os crânien. Il ressort de cette étude bibliographique une grande dispersion des résultats, due essentiellement aux variables expérimentales telles que le type d'essai et le moyen de conservation.

La plupart des auteurs ont mis en avant l'importance des paramètres suivants:

- la connaissance des données anthropométriques, du sexe et de l'âge du sujet,
- la zone du crâne sollicitée lors de l'essai,
- la minéralisation osseuse.

Cette dispersion des résultats est de plus accrue par la variabilité inter-individus. De ce fait, un protocole détaillé dans le chapitre 2 prévoit l'analyse d'échantillons d'os crânien conservés selon différents moyens par des méthodes d'imagerie ainsi que des essais mécaniques de flexion trois points.

Les essais mécaniques effectués à différentes vitesses de sollicitation sont basés sur le même protocole d'essais utilisé par Rémi Delille [DEL 07], le but étant d'enrichir et de compléter la base de données déjà existante dans le domaine statique.

Les résultats issus de l'imagerie et des essais mécaniques seront présentés dans le chapitre 3: ils permettront dans un premier temps de montrer la variation des paramètres calculés en fonction de la localisation de l'os sur la boîte crânienne, de la vitesse de sollicitation et du mode de conservation.

Dans un deuxième temps, ceux-ci seront confrontés afin d'établir un lien entre les paramètres tissulaires, intrinsèques au sujet et les paramètres mécaniques de l'os crânien dans l'optique d'aboutir à une personnalisation des propriétés de l'os crânien humain.

Le chapitre 4 introduira la notion de critère de blessures via la méthode des éléments finis.

Ce chapitre portera essentiellement sur la présentation des principaux modèles en éléments finis de la tête existant à ce jour et sur la simulation numérique de quelques uns de nos essais expérimentaux.

En relation avec le chapitre 3, l'objectif est de montrer que la personnalisation des propriétés géométriques et mécaniques peut contribuer à l'amélioration de la prédiction des risques de blessures de la tête.

CHAPITRE II: MATERIEL ET METHODE

1. Introduction

Le présent chapitre décrit de manière détaillée le protocole expérimental appliqué à 11 calottes crâniennes sur lesquelles ont été prélevées 209 éprouvettes, en divers endroits du crâne selon une cartographie très précise.

Ce protocole, élaboré de manière à identifier les propriétés tissulaires et mécaniques de l'os crânien humain, prévoit:

- des mesures expérimentales en termes de dimensions et de masses,
- des procédés d'imagerie tels que la tomographie et la tomодensitométrie (scanner médical),
- des essais de flexion trois points à 10 mm/min, à 1000 mm/min et à rupture à 1 m/s.

Concernant les essais de flexion trois points, nous avons à notre disposition la Hounsfield H5KT utilisée pour les essais statiques, ainsi que deux autres machines d'essais, la JFC et un « puits de chute » décrites ultérieurement.

L'instrumentation inhérente à ces essais de flexion permettra de relever les déformations ainsi que les données en effort et déplacement afin d'aboutir à une estimation analytique du module d'élasticité.

2. Matériel

2.1 Sujets

Les campagnes expérimentales portent sur 11 calottes, prélevées sur des corps légués à la science et pris en charge par les laboratoires d'anatomie de l'Université Claude Bernard Lyon I et de la Faculté de Médecine secteur Nord de Marseille.

Préalablement au prélèvement, la biométrie de chaque tête est réalisée selon les axes a, b et c (Figure 16).

Ces données, que l'on retrouve dans le Tableau 7, correspondent respectivement à la profondeur, la hauteur et la largeur.

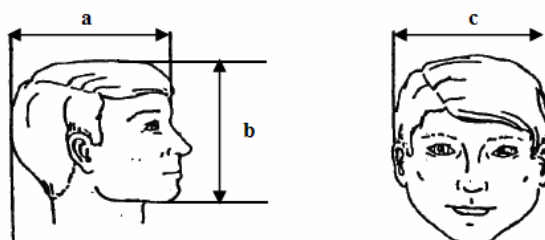


Figure 16: Biométrie de la tête

La calotte est ensuite prélevée puis débarrassée du cuir chevelu qui est ôté à l'aide d'un scalpel. La faux, la tente, le cervelet ainsi que le cerveau sont retirés afin de permettre le nettoyage des surfaces osseuses.

En ce qui concerne le choix des sujets, nous nous sommes efforcés dans la mesure du possible, d'étudier des sujets de sexe masculin et d'âges relativement proches, les sujets étant âgés de 76 à 96 ans avec une moyenne d'âge de 88 ans.

Ces conditions n'ont pu être que partiellement remplies; néanmoins elles devraient permettre de s'affranchir le plus possible de la variabilité inter-individus (Tableau 7).

Les campagnes expérimentales regroupent des échantillons osseux provenant de:

- une calotte congelée,
- six calottes conservées dans une solution de Winckler,
- quatre calottes « fraîches ».

2.2 Prélèvement des échantillons

2.2.1 Tracé des éprouvettes

Initialement, le protocole prévoyait le prélèvement de 21 éprouvettes, numérotées de 1 à 21. Cependant, compte-tenu d'une géométrie trop irrégulière, les éprouvettes 15 (située sur la suture sagittale) et 19 (située sur l'os occipital) ont été retirées de l'étude (Figure 17).

Sur chaque calotte, les 19 éprouvettes retenues sont tracées à l'aide d'un feutre chirurgical selon le schéma de la Figure 17: elles sont réparties sur les os pariétaux, temporaux, le frontal et la suture coronale.

Notre patrimoine s'élève donc à 209 éprouvettes dont 76 fraîches, 114 conservées dans une solution de Winckler et 19 congelées.

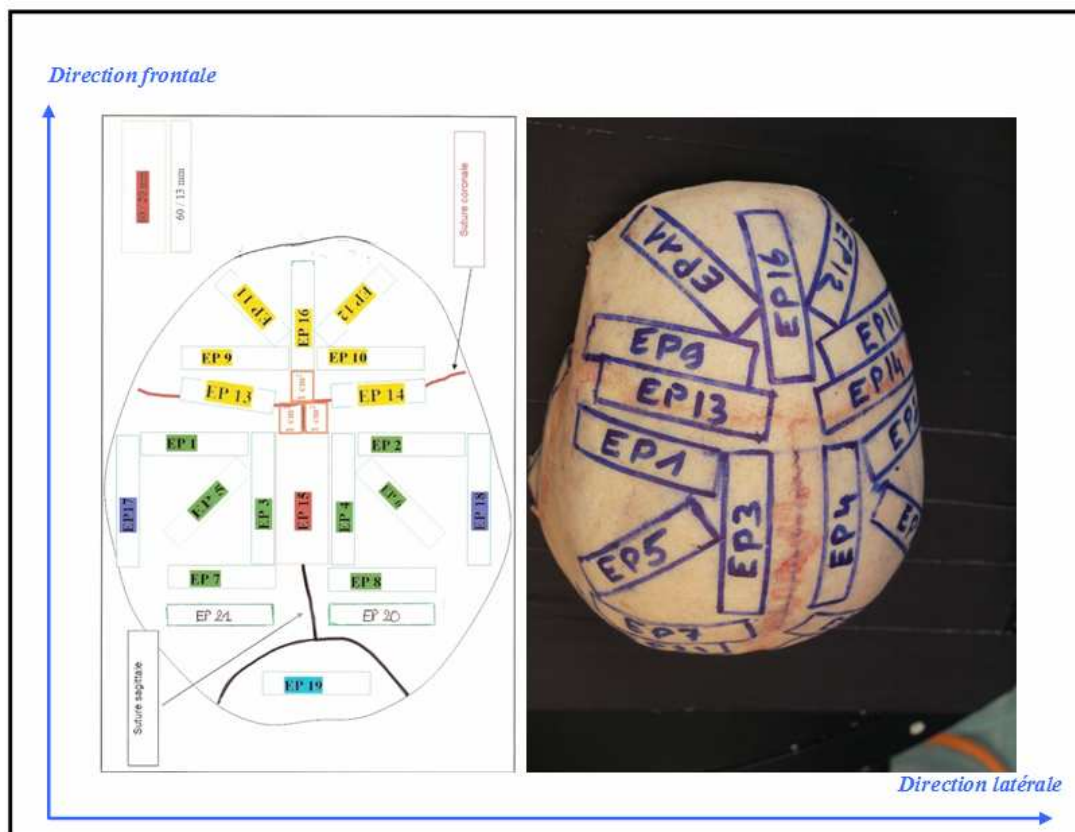


Figure 17: Cartographie pour le prélèvement des éprouvettes

Chaque éprouvette a une forme rectangulaire, avec une longueur de 60 mm et une largeur de 13 mm correspondant à la largeur d'un réglet de manière à obtenir des arêtes parallèles. Pour chaque calotte, 5 éprouvettes « type » (EP 01 et EP 03 pour le pariétal gauche, EP 02 et EP 04 pour le pariétal droit, EP 16 pour le frontal) bénéficieront d'un protocole enrichi.

2.2.2 Découpe des éprouvettes

Les éprouvettes sont ensuite découpées suivant le tracé établi à l'aide d'une scie oscillante orthopédique. La tolérance à la découpe est inférieure ou égale à 2 mm en raison de l'épaisseur de la scie (Figure 18).

Ensuite, les échantillons sont introduits dans des flacons hermétiques remplis de sérum physiologique afin de préserver leur hydratation. Les flacons sont placés en chambre froide jusqu'au moment des essais et entre les essais.



Figure 18: Découpe des éprouvettes à la scie oscillante

2.2.3 Mesure des éprouvettes

La largeur et l'épaisseur de chaque éprouvette sont relevées au niveau des trois points d'appui G, C et D: le point C correspond au centre de l'éprouvette et les points G et D sont placés à 20 mm, respectivement à gauche et à droite du point C (Figure 19).

Ceci nous permettra de calculer l'inertie en tenant compte des variations d'épaisseur et de largeur le long de la section.

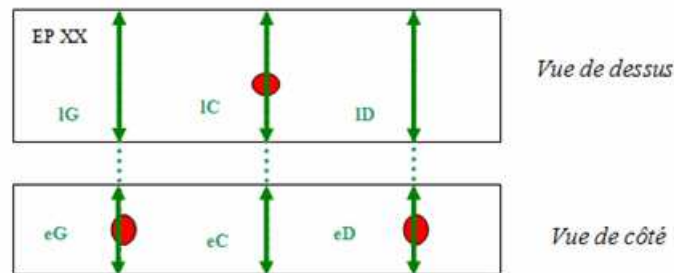


Figure 19: Mesure des épaisseurs et des largeurs

Code sujet	LBMC/109	LBMC/110	LBMC/115	LBMC/98	LBA/160-06	LBA/35-08	LBA/04-08	LBMC/H 12	LBA/148_07	LBA/113_07	LBA/69_08
Date naissance	09/06/1913	03/06/1920	21/08/1923	nr	23/10/1930	17/05/1915	06/12/1912	1928	nr	nr	nr
Age	95	88	85	90	76	93	96	81	83	93	85
Sexe	M	M	M	F	M	M	M	M	M	M	M
Taille (cm)	nr	nr	nr	152	170	167	172	150	nr	172	182
Circonf. Thorax Axillaire (cm)	nr	nr	nr	73	93	91	96	nr	nr	88	97
Date de décès	17/05/2008	19/05/2008	26/05/2008	03/05/2008	12/12/2006	11/03/2008	06/01/2008	16/01/2009	nr	nr	nr
Date de prelevement	nr	nr	06/06/2008	06/05/2008	nr	nr	nr	19/01/2009	nr	nr	nr
Conservation de la tête	FRAIS	FRAIS	FRAIS	CONGELATION	WINCKLER	WINCKLER	WINCKLER	FRAIS	WINCKLER	WINCKLER	WINCKLER
Dimension tête a (cm) [profondeur]	20	19	nr	18	21	19	17	18,5	19	19	19
Dimension tête b (cm) [hauteur]	21	23,5	nr	22	18	18	22	22	23	19	21
Dimension tête c (cm) [largeur]	16	16	nr	14,5	14	12	15	17	13	14	15
Circonférence tête (cm)	56,5	56	nr	51	55.5	57	55	53	57	54,5	58
Masse tête (kg)	4,5	4,5	nr	3,5	4.8	4.9	4.9	5 (avec cervicale)	nr	nr	nr
Date préparation calotte	10/06/2008	09/06/2008	09/06/2008	28/05/2008	10/06/2008	10/06/2008	10/06/2008	20/01/2009	20/01/2009	20/01/2009	20/01/2009

Tableau 7: Données relatives aux sujets humains

3. Méthodes

3.1 Numérisation surfacique en trois dimensions

3.1.1 Echelle macroscopique: cas des calottes entières

Suite au tracé des éprouvettes à prélever, chaque calotte est photographiée puis numérisée à l'aide d'un scanner 3D sans contact de marque KONICA MINOLTA®.

Le fonctionnement de ce dernier est basé sur le principe de la triangulation et offre une résolution de $\pm 0,05$ mm. Une table rotative est utilisée dont la rotation est effectuée à l'aide d'un moteur pas à pas. Le scanner et le plateau tournant sont pilotés par le logiciel Polygon Editing Tool®.

La calotte est positionnée au centre du plateau tournant avec de la pâte à modeler, une mesure du plan étant acquise tous les 30° pour trois positions de la calotte.

Ceci nous permettra de relever numériquement, et donc de manière précise le tracé de chaque éprouvette.

3.1.2 Echelle mésoscopique: cas des éprouvettes « type »

Une fois les éprouvettes découpées et mesurées, les éprouvettes « type » sont également numérisées à l'aide du scanner 3D (Figure 20).

Chacune d'entre elles est fixée avec de la pâte à modeler au centre du plateau tournant. Une numérisation est effectuée tous les 60° ; après un tour complet, l'éprouvette est retournée et l'opération de digitalisation réitérée afin de compléter les zones masquées.

Cette reconstruction permet de disposer des données géométriques des cinq éprouvettes « type ».

Cela pourra permettre de construire des modèles éléments finis, en vue d'une simulation des essais (Chapitre 4).

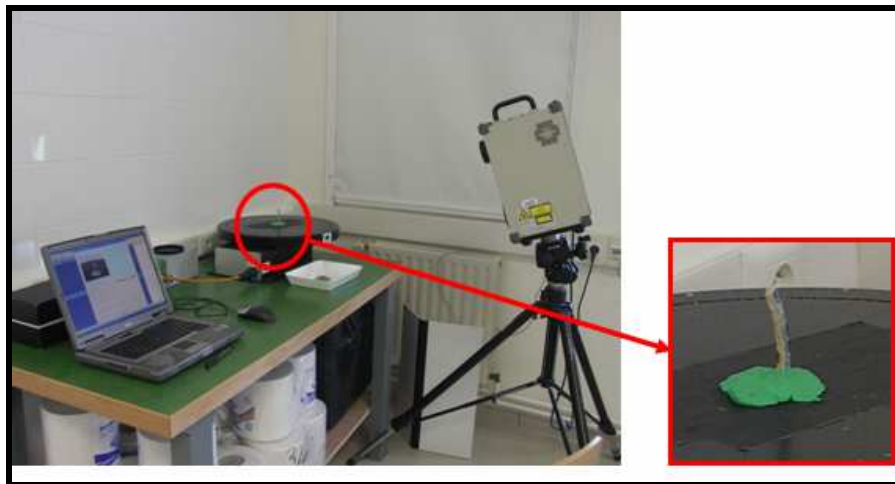


Figure 20: Numérisation surfacique 3D d'une éprouvette "type"

3.2 Scanner

3.2.1 Reconstruction de la calotte

Nous disposons des scanners médicaux des quatre têtes du lot 2 (H12, 148_07, 113_07, 69_08) (Tableau 9).

Les caractéristiques techniques du scanner sont les suivantes:

- la source de rayons X a une puissance de 100 kV,
- l'intensité en mA est calculée de façon optimale par le scanner.

Les images ont une taille de 512*512 pixels (la taille de la matrice image est $(512)^2$), l'épaisseur de coupe valant 0,5 mm.

L'analyse des scans donnés au format DICOMDIR est réalisée sous le logiciel MIMICS® (Figure 21).

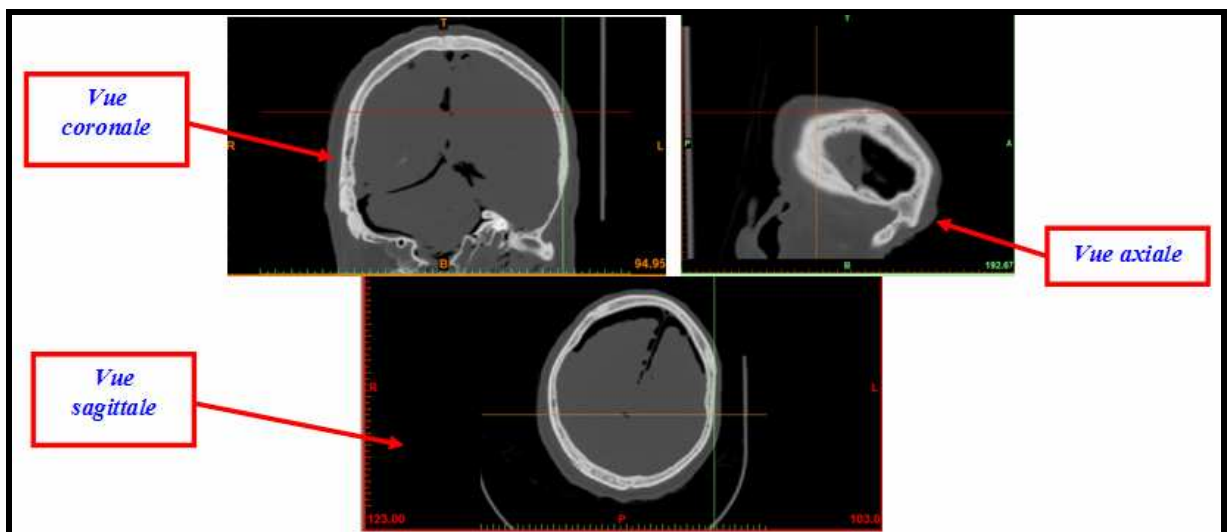


Figure 21: Vues de la calotte 113_07 sous MIMICS®

Un seuil est ensuite appliqué en termes de densités Hounsfield afin de sélectionner les parties correspondant à l'os crânien: un masque est alors créé, à partir duquel est réalisée la reconstruction de la calotte crânienne en trois dimensions (Figure 22).

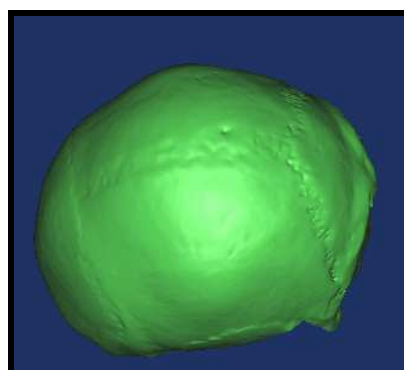


Figure 22: Calotte 113_07 reconstruite sous MIMICS®

3.2.2 Prélèvement virtuel des éprouvettes sur la calotte crânienne

Afin de prélever virtuellement les éprouvettes, l'étape suivante consiste à exporter la calotte reconstruite sous format STL sous le logiciel RAPIDFORM®.

Sous RAPIDFORM® sont ensuite importés les scans en trois dimensions de la calotte correspondante, avec le tracé des éprouvettes, ainsi que le montre la Figure 23.

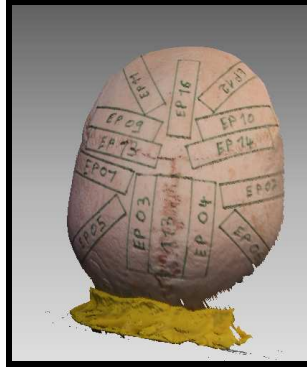


Figure 23: Vue en trois dimensions de la calotte 113_07 sous RAPIDFORM®

Les deux fichiers sont superposés de manière à positionner de manière exacte chaque éprouvette sur la calotte reconstruite, puis exportés de nouveau sous MIMICS®.

Cette étape effectuée, il est possible de découper « virtuellement » chaque éprouvette sous le logiciel MIMICS® (Figure 24).

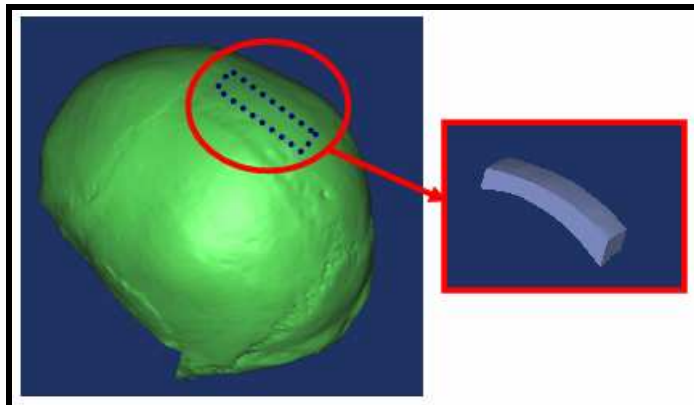


Figure 24: « Découpe virtuelle » de l'éprouvette 113_07 EP 04 sous MIMICS®

L'éprouvette peut maintenant être vue en tant qu'objet en trois dimensions.

3.2.3 Mesure des densités Hounsfield par éprouvette

Le logiciel MIMICS® calcule en chaque pixel de l'éprouvette une valeur de niveau de gris, GV.

Ces valeurs sont converties en densités Hounsfield d_{HU} au moyen de la formule suivante:

$$d_{HU} = GV - 1024$$

Nous retenons pour la suite des résultats la valeur moyenne de la densité HU pour l'ensemble de l'éprouvette considérée.

Après la découpe virtuelle des échantillons sous MIMICS®, un masque est créé automatiquement à partir de la géométrie de celle-ci en trois dimensions. Il s'agit en fait du processus inverse à celui utilisé pour sélectionner les parties relatives à l'os crânien dans l'étape précédente, qui consistait à reconstruire la calotte en trois dimensions.

Sur la Figure 25, le masque de l'éprouvette 113_07 EP 04 est visible en jaune sur la vue de face:

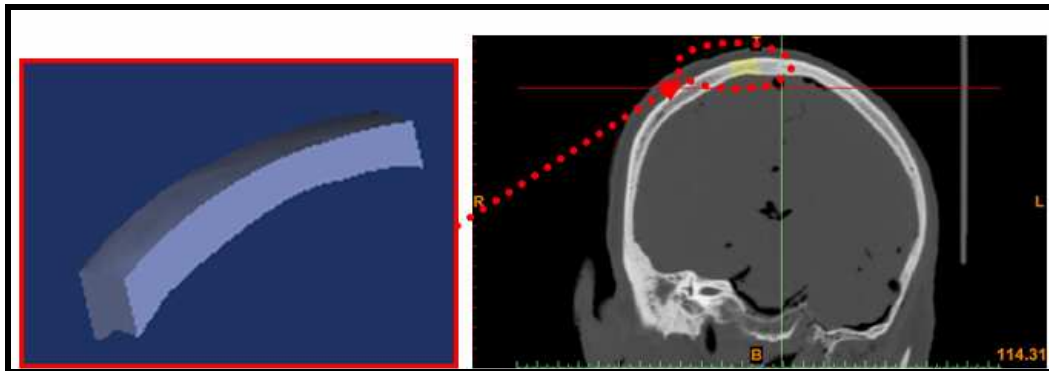


Figure 25: Création d'un masque à partir de 113_07 EP 04

Les informations relatives au masque sont fournies dans le fichier résultats suivant:

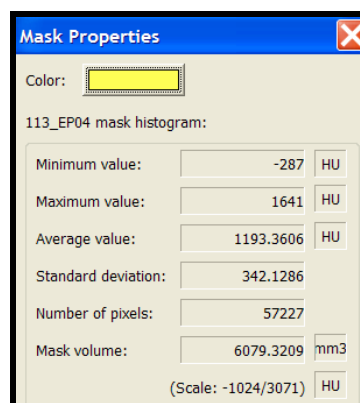


Figure 26: Informations relatives au masque de 113_07 EP 04

Dans le cas de l'éprouvette 113_07 EP 04, la densité Hounsfield moyenne vaut 1193,36 unités HU (Figure 26).

3.3 Tomographie

Certaines éprouvettes « type » sont observées au moyen d'un micro tomographe SKYSCAN® 1172 relié à un PC de contrôle.

L'échantillon est placé dans le sens de la longueur sur un plateau tournant avec de la pâte à modeler. A chaque pas de rotation du plateau (déterminé par l'utilisateur), un faisceau de rayons X balaye la partie de l'échantillon à analyser. Les caractéristiques techniques du micro tomographe sont les suivantes:

- il est équipé d'une caméra CCD de 10 Mégapixels avec déplacement,
- la source de rayons X est à micro foyer scellé et d'une puissance de 80 kV,
- la résolution spatiale maximale est de 1 μ m.

Suite aux essais mécaniques dont certains sont effectués jusqu'à rupture, étant donné que la dimension des échantillons est limitée à 40 mm*40 mm*40 mm, chacun est soumis à deux scans consécutifs. Dans un premier temps l'acquisition de la partie basse située en-dessous du point C est réalisée, puis celle de la partie haute au-dessus du point C. Une résolution de 21 μm est appliquée. Une série de logiciels développés par la société Skyscan® permet la visualisation, la reconstruction de l'échantillon ainsi que la détermination de certains paramètres architecturaux.

Au moyen du PC de contrôle, l'utilisateur ouvre la porte coulissante du micro tomographe et peut ainsi visser le porte-échantillon sur lequel il aura préalablement fixé l'éprouvette à scanner, au moyen d'un système vis-écrou prévu à cet effet (Figure 27).

L'utilisateur referme la porte et peut contrôler grâce à la caméra si l'échantillon est correctement placé. Les jauges de contraintes radio opaques, préalablement collées sur les échantillons, permettent de délimiter les zones à analyser de part et d'autre du centre de l'éprouvette.

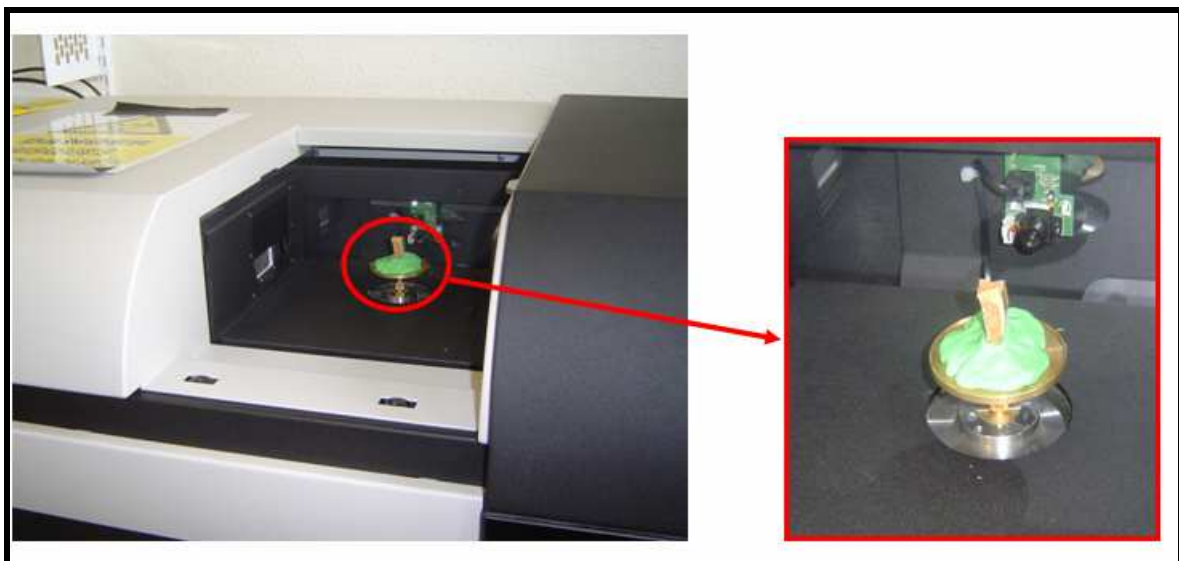


Figure 27: Scan d'une éprouvette au micro tomographe

Une fois l'échantillon correctement positionné, l'utilisateur déclenche le scan de celui-ci au moyen du logiciel Skyscan®, après avoir renseigné les champs suivants:

- un pas de rotation de 0,7°,
- une résolution caméra 1000*600 (« near »),
- l'utilisation d'un filtre Al (Aluminium) adapté au scan d'échantillons de type osseux.

Une fois le scan déclenché, une acquisition est effectuée à différentes hauteurs, pour chaque pas de rotation afin de permettre ultérieurement la reconstruction en trois dimensions de l'éprouvette.

Chaque acquisition fait référence à une image produite par le logiciel Skyscan® sous format TIF.

Suite à l'acquisition scanner, deux étapes sont nécessaires à la poursuite de notre étude: la reconstruction en trois dimensions de l'échantillon et la binarisation des images pour la détermination de paramètres architecturaux.

3.3.1 Reconstruction en trois dimensions de la microstructure

Sous le logiciel NRecon® développé par SKYSCAN, la visualisation de chaque section transversale, que nous nommerons également tranche, est possible à partir des images TIF. Sur l'une d'entre elles, un premier seuillage est effectué, en termes de densités Hounsfield, qui permet de délimiter les zones osseuses: celles-ci apparaissent en blanc sur les images en niveau de gris tandis que les parties noires se rapportent aux porosités. Ce seuillage est automatiquement appliqué à toutes les tranches par NRecon®. Les images de chacune d'entre elles sont ensuite utilisables après leur conversion par le logiciel au format BMP (Figure 28).

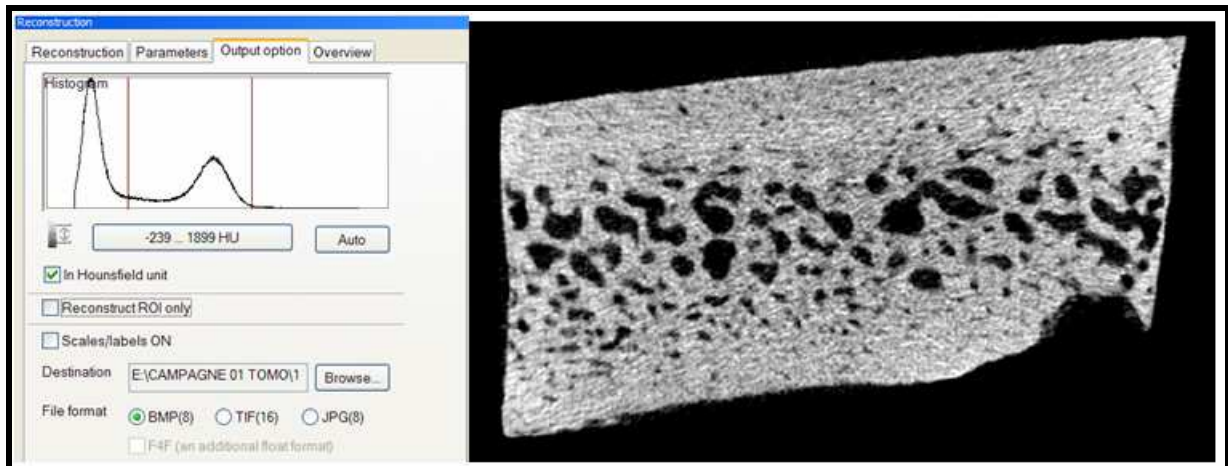
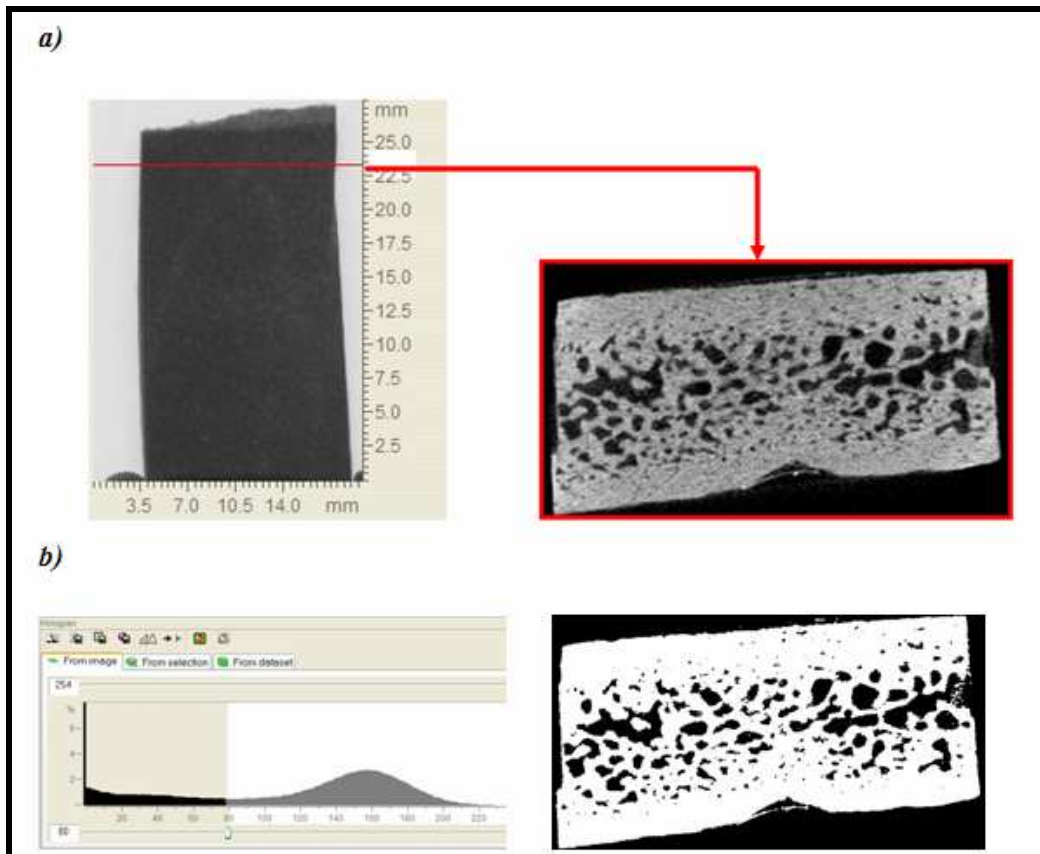


Figure 28: Visualisation d'une tranche de l'éprouvette après le premier seuillage sous NRecon®

3.3.2 Binarisation de l'image en trois dimensions

Après l'importation des images BMP sous le logiciel CTAn®, développé par SKYSCAN®, intervient la binarisation en termes de niveaux de gris: celle-ci doit être réalisée de sorte que l'image en niveaux de gris se rapproche le plus de l'image réelle de la tranche correspondante (Figure 29).



**Figure 29: a) Visualisation d'une tranche de l'éprouvette en niveaux de gris
b) Visualisation de la tranche correspondante après binarisation sous CTAn®**

A ce stade de l'étude, la détermination de paramètres architecturaux tels que la dimension et le nombre des travées, le degré d'anisotropie ou encore la densité relative est possible.

3.3.3 Détermination des paramètres

Après binarisation des images, les mesures effectuées automatiquement sous le logiciel CTAn® concernent le TV (Tissue Volume en mm^3), le BS (Bone Surface en mm^2) et le BV (Bone Volume en mm^3).

Les paramètres architecturaux calculés à partir de ces mesures sont:

- l'épaisseur des travées TbTh (mm),
- le nombre de travées TbN (1/mm),
- la distance entre les travées TbSp (mm).

Pour chaque échantillon tomographié, l'exploitation des résultats est basée sur la moyenne des valeurs correspondantes calculées pour chacune des parties haute et basse, située respectivement au-dessus et en dessous du point C.

3.3.3.1 La densité relative

La densité relative est le rapport du volume d'os considéré sur le volume total et s'exprime en pourcentage; il est parfois renseigné sous la forme:

$$\rho_{relative} = \frac{BV}{TV}$$

D'autre part si f est la porosité: $f = 1 - \rho_{relative}$

3.3.3.2 Le degré d'anisotropie

La valeur du DA (Degré d'Anisotropie) est comprise entre 0 et 1, sachant que la valeur 0 est attribuée aux structures isotropes et la valeur 1 est attribuée aux structures anisotropes. Le degré d'anisotropie est calculé à partir de la méthode du MIL (Mean Intercept Length).

3.4 Mesures de densités physiques

3.4.1 Densité réelle

La densité réelle des éprouvettes est obtenue de la façon suivante: chacune d'entre elles est pesée dans l'air (os hydraté non dégraissé) puis dans l'eau grâce à une balance de précision. La relation permettant d'en déduire la densité réelle est basée sur le principe d'Archimède, ainsi que nous l'avons déjà précisé dans le chapitre 1.

A titre de rappel, la densité réelle s'exprime en g / cm^3 .

La formule permettant de calculer la densité réelle est la suivante:

$$\rho_{réelle} = \frac{M_{air}}{M_{air} - M_{eau}} \times \rho_{eau}$$

3.4.2 Pourcentage minéral

Les valeurs de pourcentage minéral proviennent d'une estimation, à partir de la loi suivante, de type linéaire et qui présente un coefficient de corrélation $R^2 = 0,947$.

Cette relation a été établie par Delille [DEL 07], dans le cadre de sa campagne de thèse suite à la minéralisation de 380 éprouvettes prélevées sur 20 SHPM⁵ « frais ».

$$\%_{minéral} = 40,9789 \times \rho_{réelle} - 17,3394$$

Cette relation sera validée à posteriori grâce aux valeurs de pourcentage minéral calculées suite à la calcination des échantillons du lot 2 (se reporter à l'annexe 8 pour la comparaison entre les pourcentages minéraux estimés et ceux issus des calcinations).

3.5 Essais de flexion trois points

Pour les essais statiques nous disposons de la Hounsfield H5KT sur laquelle sont effectués des essais de cyclage en flexion trois points à 10 mm/min, et de la JFC sur laquelle sont effectués des essais de flexion trois points à 10 mm/min et à 1000 mm/min.

Par ailleurs, un mini « puits de chute » a été spécialement conçu pour effectuer des essais de flexion trois points en dynamique ($V_0 = 1$ m/s) et jusqu'à rupture (Figure 30).

⁵ SHPM: Sujet Humain Post-Mortem

Type d'essai Code sujet		10 mm/min	1000 mm/min	1 m/s
		LOT 1	109	H5KT
110	H5KT		X	puits de chute (rupture)
115	H5KT		X	puits de chute (rupture)
98	H5KT		X	puits de chute (rupture)
160_06	H5KT		X	puits de chute (rupture)
35_08	H5KT		X	puits de chute (rupture)
04_08	H5KT		X	puits de chute (rupture)
LOT 2	H12	JFC	JFC	X
	148_07	JFC	JFC	X
	113_07	JFC	JFC	X
	69_08	JFC	JFC	X

Figure 30: Répartition des éprouvettes par machine et par type d'essai

3.5.1 Moyens d'essais

3.5.1.1 Le montage de flexion trois points (Figure 31)

Pour les essais expérimentaux, nous disposons d'un montage de flexion trois points composé de deux appuis cylindriques d'un diamètre de 5 mm et de longueur 30 mm, la distance entre les appuis valant 40 mm. Un impacteur cylindrique de forme identique complète le dispositif. Ces paramètres sont constants pour les différentes machines d'essai.

Chaque éprouvette est placée sur le montage de flexion trois points afin de repérer avec un feutre chirurgical les trois points G, C et D au niveau de la section latérale. Ces points correspondent au positionnement des deux appuis et de l'impacteur.

Le repérage des points d'appui nous permettra d'appliquer les mêmes conditions initiales pour les essais statiques et dynamiques sur les différentes machines.

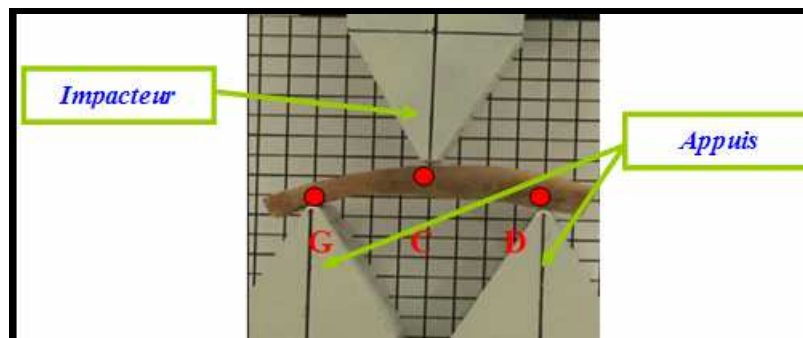


Figure 31: Repérage des points d'appui sur le montage de flexion trois points

3.5.1.2 Cyclage à 10 mm/min

La machine d'essais statique Hounsfield H5KT, asservie en déplacement par un servomoteur et munie d'une cellule d'effort de 5 kN est utilisée. Le fabricant garantit une précision de $\pm 0,5\%$.

Celle-ci est munie du montage de flexion trois points décrit précédemment et est directement reliée à un PC de contrôle enregistrant en temps réel les données en effort et en déplacement (Figure 32).

Considérons les éprouvettes appartenant au lot 1: celles-ci sont soumises à des essais de cyclage en flexion trois points à 10 mm/min avec un déplacement imposé de 0,4 mm. Chaque éprouvette est placée librement sur les appuis au niveau des points G, C et D.

Les essais de cyclage consistent à solliciter une même éprouvette à raison de plusieurs cycles, afin de vérifier la répétabilité des résultats.

Dans notre cas, chaque éprouvette est sollicitée trois fois, de manière consécutive. Etant donné que les courbes se superposent parfaitement, nous choisissons, pour l'exploitation des résultats, de retenir celle correspondant au troisième cycle.

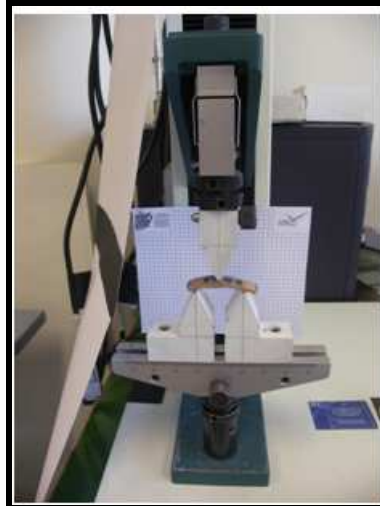


Figure 32: Essais de cyclage sur H5KT

3.5.1.3 Essais de flexion trois points à 10 mm/min et à 1000 mm/min

- Description de la JFC:

La JFC est une machine pouvant réaliser des essais de traction, de compression mais aussi de flexion, à des vitesses comprises entre 10 mm/min et 10000 mm/min. Elle est composée de deux axes verticaux sur lesquels coulisse une traverse mobile qui peut être pilotée en vitesse et en déplacement grâce à un panneau de contrôle.

Les éprouvettes appartenant au lot 2 sont testées successivement à 10 mm/min et à 1000 mm/min au moyen de la JFC, sur laquelle est positionné le montage de flexion trois points.

Les essais se déroulent comme suit: l'éprouvette est placée librement sur les appuis puis un déplacement de 0,2 mm est imposé après détection du contact, à une vitesse de 10 mm/min. Tout de suite après la décharge, l'impacteur est replacé dans sa position initiale pour laquelle le contact avait été repéré. Suite à cela, un nouveau déplacement de 0,1 mm est imposé à une vitesse de 1000 mm/min.

Nous avons choisi, pour ces essais de ne plus effectuer de cyclage étant donné qu'il n'a été relevé aucune influence de celui-ci lors des essais sur la H5KT.

L'intérêt des essais sur la JFC réside dans le fait que l'éprouvette n'est pas déplacée entre les essais à 10 mm/min et à 1000 mm/min.

- Moyens de mesure:

L'effort est mesuré au moyen d'une cellule piézoélectrique KISTLER 9333 disposée entre l'impacteur et la traverse mobile.

Une cellule laser BULLIER M500L8 est fixée à la machine d'essai. Un drapeau placé au niveau de l'impacteur complète le dispositif. A partir des courbes de déplacement en fonction du temps, la vitesse d'impact pourra être calculée.

L'acquisition des mesures est réalisée au moyen d'un oscilloscope numérique YOGOGAWA DL 750 qui permet l'acquisition de huit voies de mesure avec une fréquence d'échantillonnage de 10 MHz. L'oscilloscope est relié aux capteurs d'efforts via trois amplificateurs de charge et à la cellule laser via un boîtier conditionneur. Pour les essais à 10 mm/min et à 1000 mm/min, les fréquences sont respectivement de 2 kHz et de 10 kHz (Figure 33).

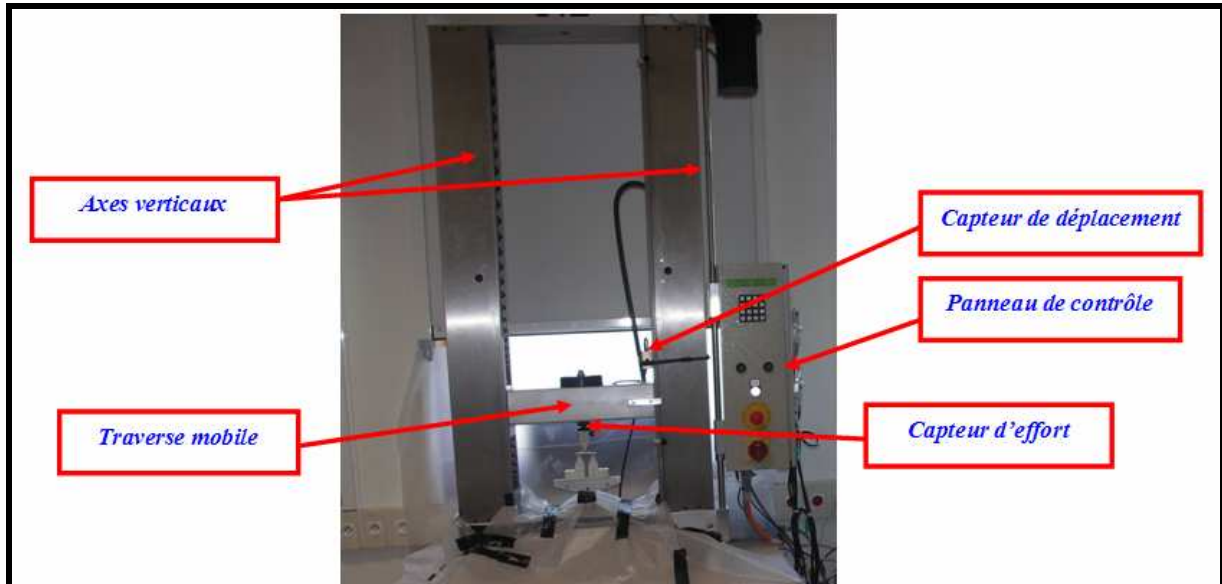


Figure 33: Essais de flexion trois points sur la JFC

3.5.1.4 Essais dynamiques à 1 m/s

- Description du « puits de chute » (Figure 34 et Figure 35)

La masse impactante coulisse sur deux axes de guidage verticaux; la hauteur de chute est déterminée en fonction de la vitesse de sollicitation désirée.

Le dispositif est complété par deux raidisseurs avant et arrière ainsi que d'une base en acier. La base est fixée à une paillasse au moyen de deux étaux afin d'assurer la rigidité de l'ensemble et de limiter les vibrations inhérentes aux essais à grande vitesse.

Les caractéristiques du « puits de chute » sont les suivantes:

- une hauteur de chute variant de 51 mm à 891 mm permettant de se placer dans une gamme de vitesses comprises entre 1 m/s et 4,18 m/s,
- une masse impactante pouvant varier de 1 kg à 2,94 kg.

L'entre axe est réglé à 40 mm comme dans le cas des essais à 10 mm/min et à 1000 mm/min.

Les différentes masses et hauteurs de chute permettent de soumettre l'échantillon à diverses vitesses de sollicitation et à diverses énergies d'impact.

Comme pour les essais en statique, chaque éprouvette du lot 1 ayant été cyclée est placée librement sur les appuis, avec les mêmes conditions initiales grâce au repérage préalable des appuis.

Après plusieurs essais à vide avec une masse impactante de 1 kg, on choisit une hauteur de chute de 180 mm afin d'obtenir une vitesse de sollicitation de l'ordre du m/s et de simuler l'impact.

Après chaque essai à rupture, les éprouvettes sont photographiées au niveau des deux tables et des sections latérales afin d'observer le faciès de rupture sur les quatre faces.

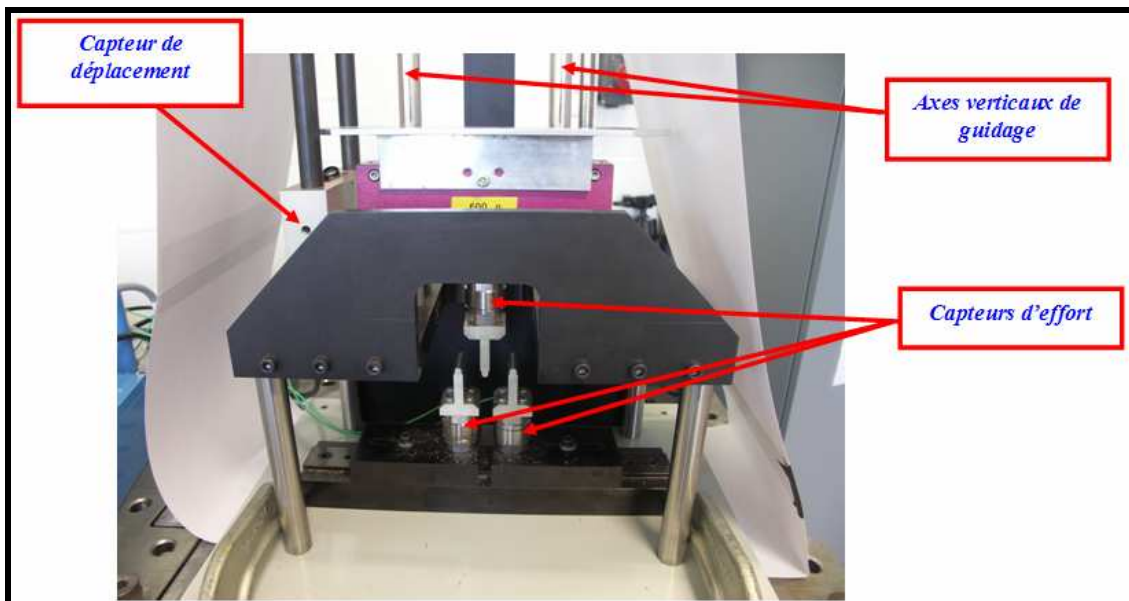


Figure 34: Essais de flexion trois points à rupture sur "puits de chute"

▪ Moyens de mesure:

Nous disposons pour ces essais dynamiques des mêmes capteurs d'effort et de déplacement que pour les essais sur la JFC.

En effet les cellules piézoélectriques possèdent une rigidité élevée et s'adaptent de ce fait très bien aux essais en dynamique; de même la cellule laser BULLIER M500L8, à la fréquence élevée permet des mesures de déplacement très rapides.

Cependant, nous choisissons de compléter le dispositif de mesure pour ces essais en dynamique. Trois cellules d'effort sont maintenant positionnées comme suit: une sur l'impacteur et les deux autres au niveau des appuis afin de vérifier la bonne répartition des efforts. Ce dispositif permettra ainsi de quantifier l'effet de courbure des échantillons.

La fréquence de l'oscilloscope est réglée à 5 MHz.

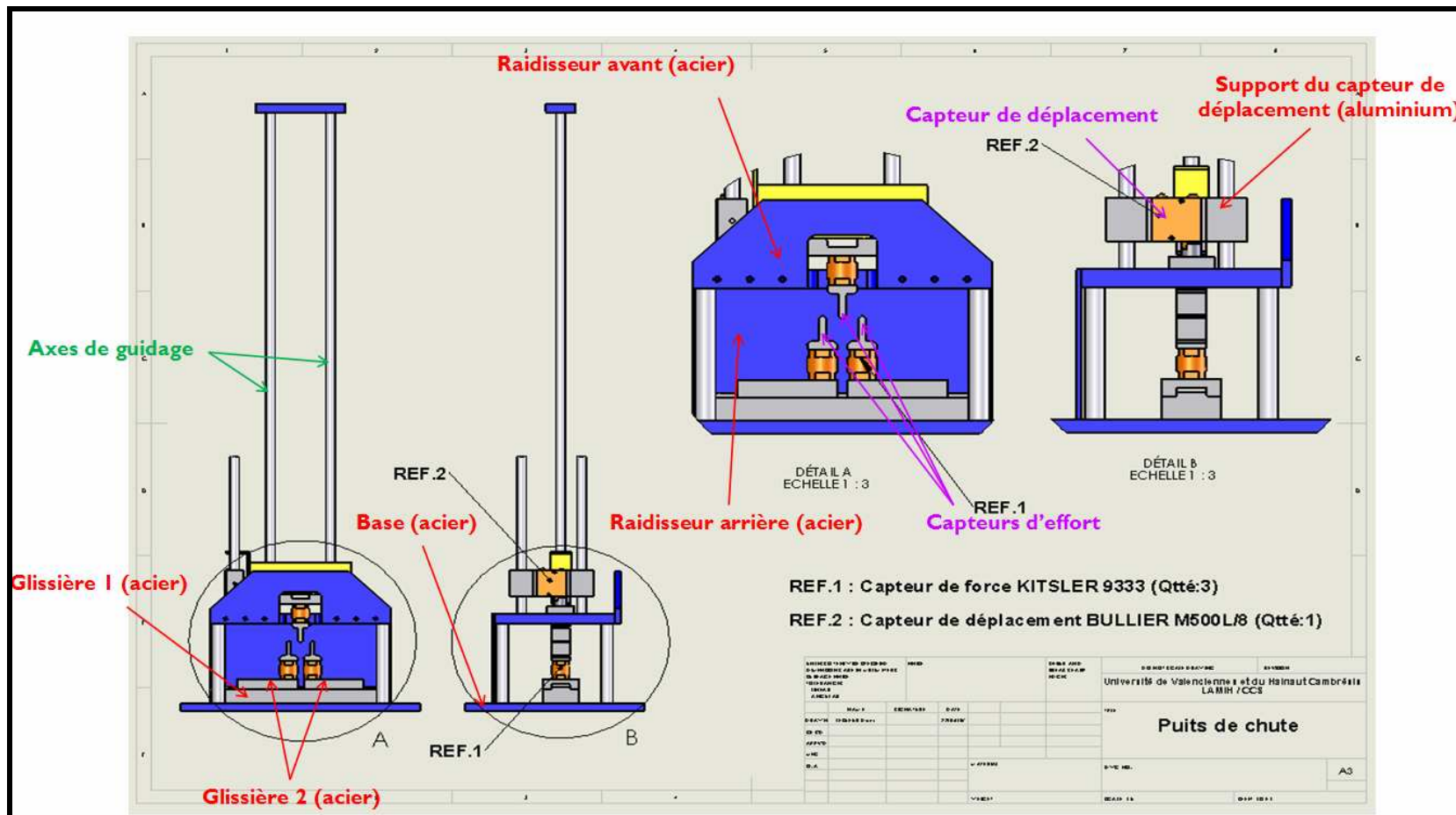


Figure 35: Plan du « puits de chute »

3.5.1.5 Vitesses réelles d'essai

Concernant les essais de cyclage, la H5KT étant asservie en déplacement, nous pouvons affirmer que les 133 éprouvettes des calottes 109, 110, 115, 98, 160_06, 35_08 et 04_08 ont bien été testées à 10 mm/min.

Pour les essais sur la JFC et sur le mini « puits de chute », dans chaque cas nous devons procéder au calcul de la vitesse réelle d'essai. Pour cela, il est nécessaire de considérer les courbes de déplacement en fonction du temps: la pente dans la partie linéaire fournit la vitesse réelle d'essai (Tableau 8).

LOT 1 133 éprouvettes	Cyclage sur H5KT	109 110 115 98 160_06 35_08 04_08	Vitesse réelle = 10 mm/min	
LOT 2 76 éprouvettes	Essais sur JFC à 10 mm/min et à 1000 mm/min	H12 148_07 113_07 69_08	Vitesse réelle = 9,19 mm/min Ecart-type = 0,43 mm/min	Vitesse réelle = 857 mm/min Ecart-type = 200,73 mm/min
LOT 1 133 éprouvettes	Essais sur "puits de chute" à 1 m/s	109 110 115 98 160_06 35_08 04_08	Vitesse réelle à rupture = 1,2 m/s Ecart-type = 0,25 m/s	

Tableau 8: Vitesses réelles d'essai par machine

Dans la suite du mémoire, par souci de simplification, nous parlerons de manière générale d'essais statiques à 10 mm/min et à 1000 mm/min et d'essais dynamiques à rupture à 1 m/s. Cependant, les vitesses réelles seront fournies dans le cas d'exemples précis.

3.5.2 Mesures de champs de déformation

3.5.2.1 Les jauges de déformation

Chaque éprouvette « type » est munie de trois jauges de déformation HBM, appelées aussi jauges d'extensométrie (Figure 36). Pour ce qui est de la table interne, une jauge est collée au niveau du point d'impact repéré précédemment alors qu'au niveau de la table externe, deux jauges sont collées près du centre, à 5 mm de part et d'autre de l'impacteur. Cette configuration est choisie afin que l'impacteur n'endommage pas les jauges lors du contact, ce qui entraînerait des résultats erronés, tout en ayant accès aux valeurs de la déformation longitudinale des deux tables au niveau du point d'impact.

Par ailleurs, les éprouvettes EP 16 du lot 2 sont munies de trois jauges supplémentaires (voir l'annexe 4). Celles-ci n'apportant pas d'informations supplémentaires, leurs résultats n'ont pas été retenus pour la suite de l'étude.

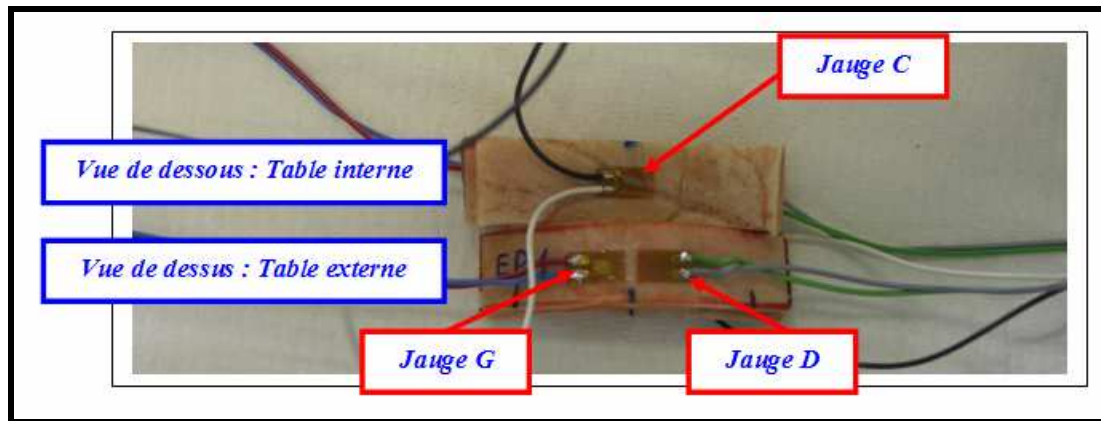


Figure 36: Emplacement des jauges de déformation sur les deux tables

Les données relatives aux jauges utilisées sont les suivantes: la résistance est de $350 \Omega \pm 0,3 \%$, le facteur de jauge de $2,03 \pm 1 \%$ et la sensibilité transverse de $0,1 \%$.

3.5.2.2 La corrélation d'images

▪ Principe

Pour les éprouvettes « type » des essais en dynamique sur « puits de chute », le procédé de corrélation d'images est utilisé.

Les images sont des matrices de m lignes et n colonnes, m et n correspondant à la résolution de l'image et donc de la caméra. La valeur des coefficients de cette matrice correspond à celle du niveau de gris du pixel. Ces images sont en noir et blanc et codées en 8 bits. Cela donne donc une répartition en niveaux de gris de 0 à 255, valeurs correspondant respectivement au noir et au blanc. La technique de corrélation d'images cherche donc à appairer de petites images entre une image dite de référence et une image déformée.

Sur la séquence vidéo de l'essai importée sous le logiciel de corrélation d'images CORRELI, sont déterminées les images de la structure à analyser: une première image de référence correspondant à la structure non déformée sur laquelle est choisie une zone d'intérêt (appelée ROI pour « Region Of Interest ») suivie des images déformées. La zone d'intérêt est discrétisée en un ensemble de carrés de pixels, les ZOI, dont on choisit la taille en fonction du motif déposé (Figure 37).

La méthode de corrélation d'images utilise les niveaux de gris associés à chacun des pixels en calculant les déplacements de chaque carré de la zone d'intérêt.

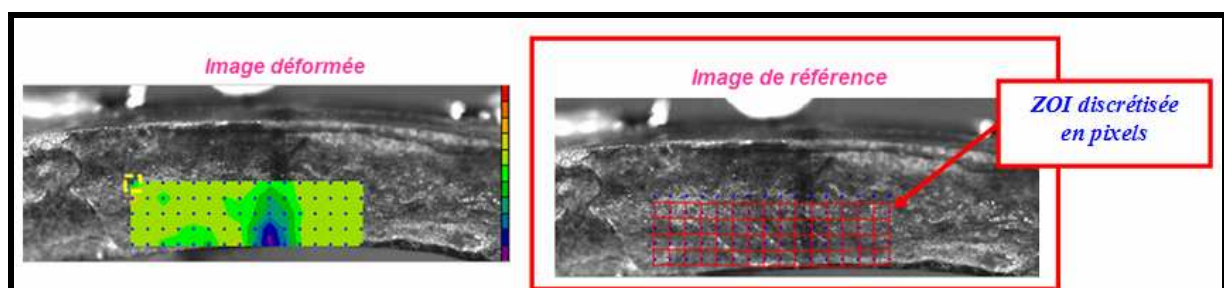


Figure 37: Images traitées sous CORRELI

Pour déterminer les déplacements de ces ZOI, l'algorithme suivant est utilisé:
On définit par $f(x)$ l'image de référence et par $g(x)$ l'image déformée:

$$g(x)=f(x+u)$$

Dans le domaine temporel on cherche à minimiser la quantité suivante:

$$\iint g(x)f(x+u) d\Omega$$

Dans le domaine fréquentiel on cherche à maximiser la quantité suivante (FFT représente la transformée de Fourier rapide):

$$FFT^{-1}(FFT(g)\overline{FFT(f)})$$

L'algorithme effectue donc ce calcul pour chaque ZOI et sur toutes les images choisies. En grandes déformations ce calcul est exécuté entre chaque image de la séquence d'acquisition, les déplacements sont ensuite cumulés afin d'obtenir le déplacement total de chaque ZOI.

Après analyse des images déformées, CORRELI fournit la répartition des déformations: à chaque gamme de couleur est associée une valeur moyenne de déformation.

- Préparation du mouchetis

La corrélation d'images utilisant la répartition des niveaux de gris sur une image, préalablement à l'essai proprement dit, nous avons déposé sur la section latérale de l'échantillon un « mouchetis ». Il s'agit en fait d'un motif aléatoire, en noir et blanc: dans le cadre de ces essais nous avons utilisé de la peinture noire mate en bombe, projetée en fines gouttelettes; la surface des éprouvettes étant relativement claire, nous obtenons ainsi un motif dégradé en noir et blanc.

Afin de procéder à un calcul de corrélation correct, une bonne répartition des niveaux de gris sur la surface de l'éprouvette est nécessaire, en évitant tout phénomène de saturation.

Chaque mouchetis a été optimisé en étudiant les histogrammes de répartition de niveaux de gris disponibles dans le logiciel HIRIS® mais aussi dans le logiciel freeware ImageJ®: pour cela il est nécessaire de se rapprocher le plus possible d'une gaussienne centrée et élargie afin d'englober le maximum de niveaux de gris tout en évitant les saturations en blanc et en noir.

- Pré-requis matériel

Nous avons utilisé pour réaliser nos séquences d'acquisition une caméra numérique rapide FASTCAM® APX RS 3000 à une vitesse de 8400 i/s et avec une résolution de 1024*368.

Les séquences d'acquisition ont été réalisées avec le logiciel HIRIS® développé par la société R&D VISION®. Ce logiciel nous a permis de faire des acquisitions directement dans la mémoire vive de l'ordinateur utilisé (Figure 38).

D'autre part, deux projecteurs Dedolight® éclairaient le montage afin de bien visualiser le mouchetis sur les séquences d'images.

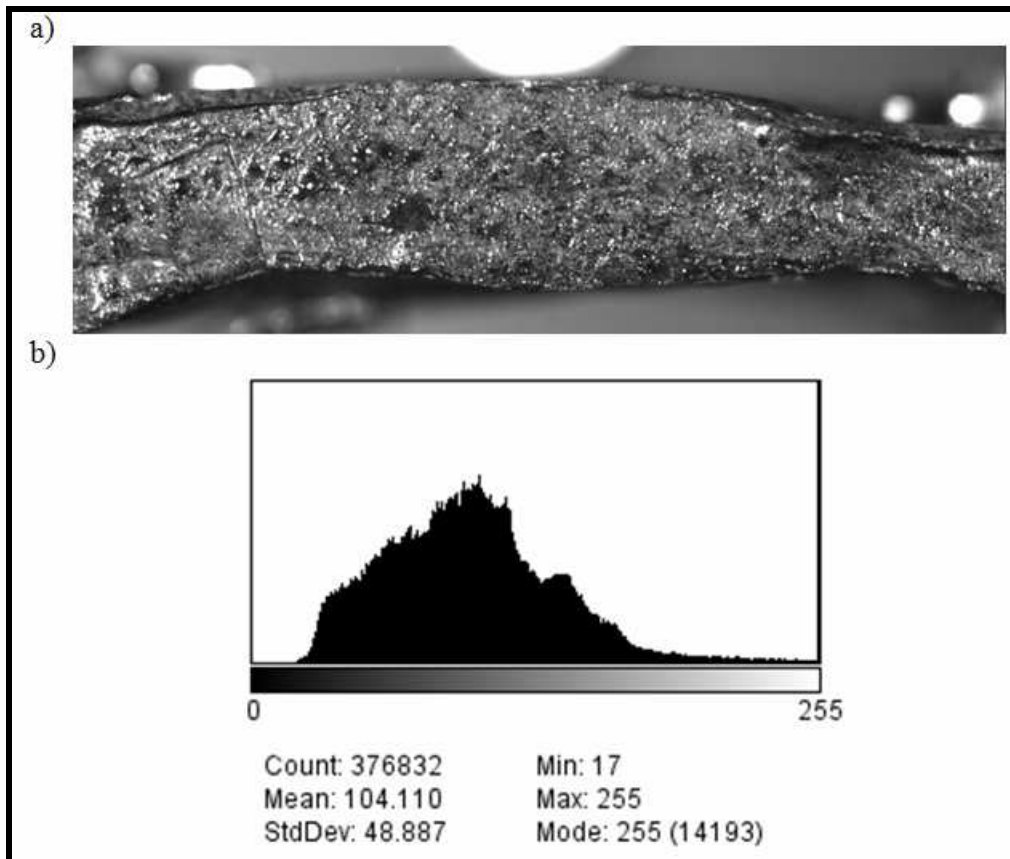


Figure 38: a) Image d'une séquence d'acquisition – Eprouvette 160_06 EP 01
b) Histogramme de répartition des niveaux de gris correspondant

▪ Traitement des résultats

Le principe de corrélation d'images permet, entre autres, de relever les déformations longitudinales.

Pour cela, la méthode suivante est employée:

- sur la séquence d'images relative à l'éprouvette à étudier, l'image sur laquelle est visualisé le contact entre l'impacteur et l'éprouvette est repérée: elle constitue notre image de référence,
- les images suivantes sont les images déformées.

Sur les courbes d'effort en fonction du temps, le temps de la rupture est relevé; connaissant la vitesse de la caméra, 8400 images par seconde, le nombre d'images à considérer est facilement déduit, la dernière étant celle sur laquelle sont relevées les déformations longitudinales maximales au niveau de la section latérale, au centre de la table interne et de part et d'autre de l'impacteur au niveau de la table externe. Les zones sont choisies visuellement, en s'appuyant sur les photos des éprouvettes, de manière à se rapprocher le plus possible de l'emplacement des jauges de déformation, dans l'optique d'établir une comparaison avec les déformations relevées par les jauges.

La vitesse de déformation est déduite en effectuant le rapport des valeurs de la déformation maximale sur le temps de la rupture.

3.5.2.3 La stéréocorrélation d'images

▪ Principe

Pour les éprouvettes « type » des essais à 10 mm/min et à 1000 mm/min sur la JFC, le procédé de stéréocorrélation est utilisé.

Cette technique utilise le même principe que celui de la corrélation d'images à la différence que deux caméras numériques sont requises afin d'enregistrer le processus de déformation. Les images sont par la suite analysées avec un algorithme de corrélation d'images dont le résultat a une précision inférieure au pixel; on utilise pour cela le logiciel VIC 3D®.

Le système est utilisable pour des évènements quasi-statiques ou hautement dynamiques en fonction du type de caméra utilisé.

Pour nos essais, nous avons utilisé deux caméras statiques LIMESS® espacées d'un angle de 30°, réglées à une vitesse de 5 images par seconde.

La calibration des caméras est effectuée sous le logiciel VIC SNAP 2007® qui analyse une séquence d'images réalisée spécialement sur une grille de calibration disposée devant l'éprouvette: ceci permet de déterminer un bon axe de prise de vue pour les caméras.

Un projecteur en lumière blanche a été utilisé pour éclairer le montage (Figure 39).

La stéréocorrélation d'images, comparativement à la corrélation d'images présente l'avantage de fournir les valeurs du déplacement dans la direction normale à l'éprouvette, ce qui nous renseigne sur la présence éventuelle de mouvements « hors plan », ce qui n'est pas le cas de la corrélation.

Par ailleurs, dans cette configuration, nous avons pu coupler aux images les données en effort et déplacement grâce à un boîtier spécifique, relié à l'oscilloscope.

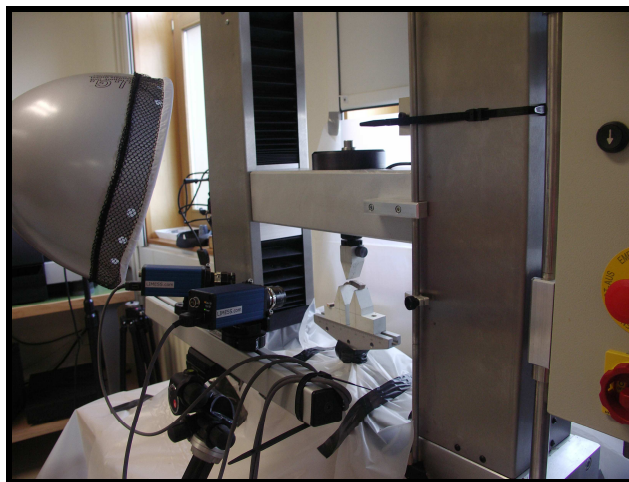


Figure 39: Montage utilisé pour la stéréocorrélation d'images

▪ Traitement des résultats

Les images de la séquence sont traitées sous le logiciel VIC 3D®: en plus de fournir les déformations par zone au moyen d'une gamme de couleur, celles-ci peuvent être déterminées en des points précis de l'éprouvette (Figure 40).

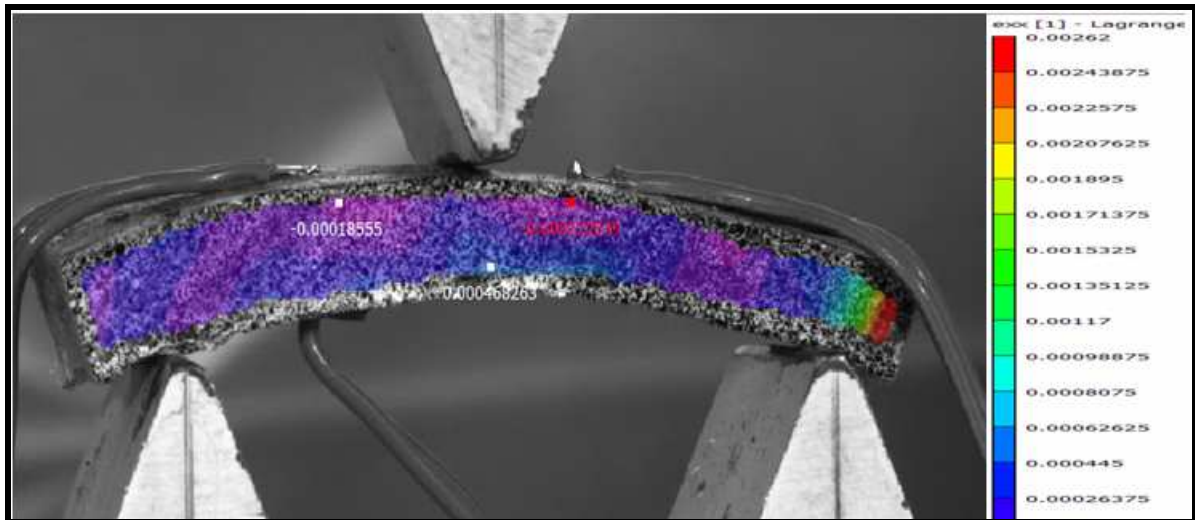


Figure 40: Image traitée sous VIC 3D@ (Epreuve 113_07 EP 04 testée à 9 mm/min)

Pour l'exploitation des résultats de stéréocorrélation d'images, la méthode suivante est employée:

- le fichier sur lequel l'effort devient supérieur ou égal à 2 N est repéré: son numéro nous renseigne sur l'image initiale. Cette image sur laquelle a lieu le contact entre l'impacteur et la table externe constitue notre image de référence,
- de même le numéro du fichier où l'effort est maximal nous renseigne sur l'image finale. Sur cette image sont calculées les déformations longitudinales maximales au niveau de la section latérale.

Celles-ci sont relevées au niveau de la table externe, de part et d'autre de l'impacteur et au centre de l'éprouvette, au niveau de la table interne, de la même manière que dans le cas de la corrélation d'images. Les résultats sont exprimés en termes de valeurs moyennées: le logiciel permet en effet de sélectionner une zone sur laquelle il effectue la moyenne des déformations calculées.

De même que pour la corrélation d'images, la vitesse de déformation est calculée en effectuant le rapport des déformations longitudinales maximales sur le temps écoulé entre l'image initiale et l'image finale.

3.5.3 Estimation d'un module d'élasticité équivalent

3.5.3.1 Calcul de la raideur sécante K (N/mm)

- *Essais à 10 mm/min et à 1000 mm/min*

La raideur sécante est obtenue pour chaque éprouvette à partir des courbes d'effort en fonction du déplacement, en considérant la pente de celles-ci dans la partie élastique; pour les essais à 10 mm/min et à 1000 mm/min, l'effort est ainsi relevé à un déplacement imposé valant 0,1 mm (Figure 41).

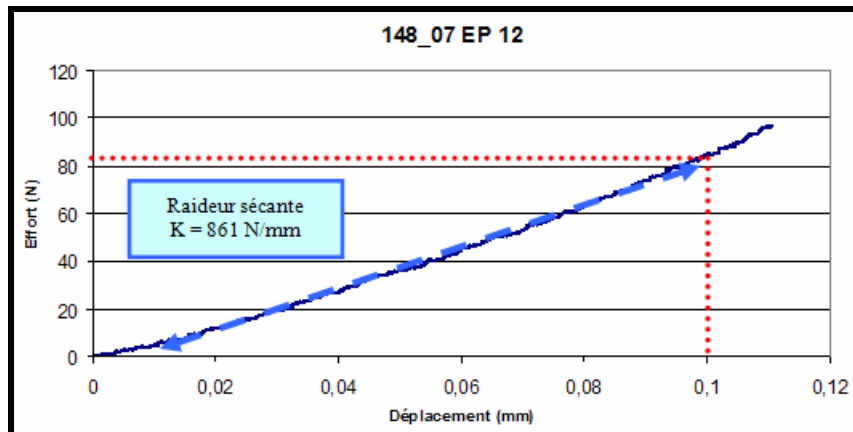


Figure 41: Détermination de la raideur sécante (N/mm)
Eprouvette 148_07 EP 12 testée à 8,81 mm/min

▪ Essais à rupture à 1 m/s

Sur la Figure 42, il apparaît que les efforts ne sont pas répartis de façon uniforme entre les appuis gauche et droit, en raison d'une courbure importante de l'échantillon.

D'autre part, de façon logique, les courbes « somme des deux appuis » et celle relative à l'effort au niveau de l'impacteur ont une allure identique; cependant celle correspondant à la somme des efforts des deux appuis présente un aspect plus régulier.

Ceci étant, nous retenons la courbe correspondant à la somme des efforts relevés au niveau des deux appuis pour l'exploitation des résultats en dynamique.

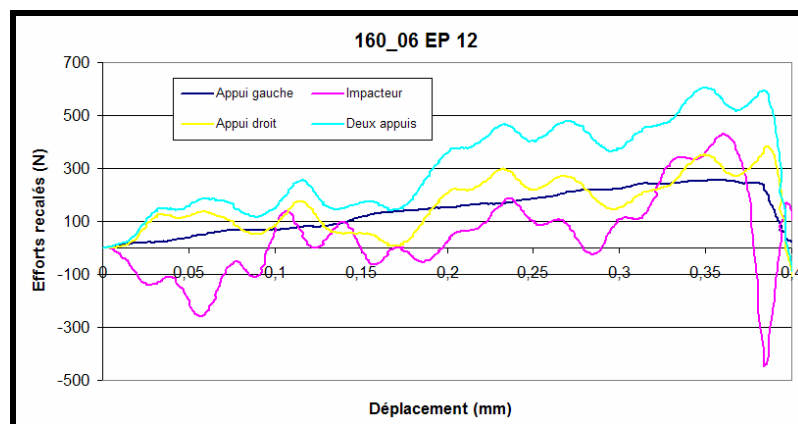


Figure 42: Courbes d'effort-déplacement (Eprouvette 160_06 EP 12 testée à 0,97 m/s)

Sur cette courbe nous relevons dans un premier temps le déplacement à rupture qui vaut 0,36 mm dans le cas de l'éprouvette N° 12 du sujet 160_06.

Cette courbe se révélant en effet très bruitée, nous choisissons de calculer l'énergie équivalente jusqu'à rupture (correspondant à l'aire sous la courbe), valant ici 106,17 N.mm. Connaissant le déplacement à rupture, l'effort à rupture en est déduit, et vaut dans le cas de cet exemple 583 N.

Le paramètre K est alors calculé en effectuant le rapport de ces deux valeurs (Figure 43).

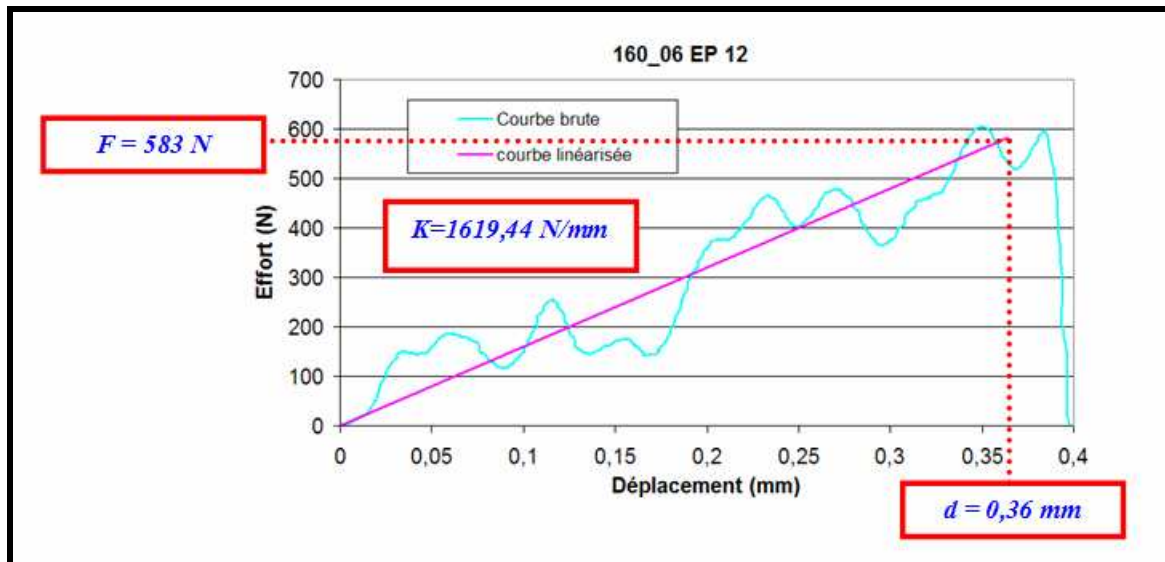


Figure 43: Courbes brute et linéarisée (Eprouvette 160_06 EP 12 testée à 0,97 m/s)

3.5.3.2 Estimation du module d'élasticité équivalent

Suite au calcul de la raideur sécante, il s'est avéré nécessaire de procéder à l'estimation d'un module d'élasticité équivalent.

Ce paramètre, comme nous allons le voir ci-après, permet en effet de s'affranchir de la géométrie des éprouvettes et de prendre en compte le pourcentage minéral de celles-ci.

Le module d'élasticité équivalent en flexion des éprouvettes est établi analytiquement, pour chaque vitesse de sollicitation statique, ainsi que pour les essais dynamiques à rupture.

Il s'agit d'un module élastique homogène équivalent dans la mesure où l'éprouvette est considérée dans sa globalité, les deux tables et la diploé ne formant qu'une seule et même couche.

Nous choisissons de considérer chaque échantillon comme une poutre droite à section constante avec une porosité centrée afin de traduire l'effet du degré de minéralisation.

Ainsi nous pouvons utiliser la théorie des poutres qui permet d'exprimer:

$$E = \frac{L^3}{48} \times \frac{F}{d \times I} \quad I = \frac{b \times h^3}{12} - \frac{a^4}{12} \quad S' = S - S_o = a^2$$

$$S = b \times h \quad S_o = (S \times \%_{\text{minéral}}) / 100$$

Avec:

- E le module d'élasticité équivalent (MPa)
- F la charge (N)
- L la distance entre les appuis (mm): dans notre cas, elle vaut 40 mm
- h l'épaisseur au centre (mm)
- b la largeur au centre (mm)
- d le déplacement (mm)
- I l'inertie quadratique (mm^4)
- S la surface pleine (mm^2)
- S' la surface creuse (mm^2)
- S_o la surface d'os minéral (mm^2)

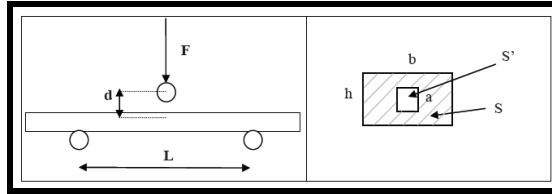


Figure 44: Estimation du module d'élasticité équivalent

Le rapport F/d est la raideur sécante (N/mm) déterminée comme expliqué précédemment. L'inertie quadratique est calculée en fonction de l'épaisseur et de la largeur au centre de l'éprouvette. 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 en ramenant la porosité au centre de l'élément (Figure 44).

Dans le cas de cette étude, il s'agit du pourcentage minéral estimé à partir de la densité réelle, comme expliqué dans le paragraphe 3.4.2.

3.6 Conclusions sur le protocole d'essai

Le Tableau 9 et le Tableau 10 reprennent les principales étapes du protocole d'essai appliqué aux différentes calottes et éprouvettes.

Comme nous le verrons plus en avant dans le chapitre suivant, ce protocole a été élaboré de façon à déterminer puis à mettre en relation:

- des paramètres physiques suite aux mesures expérimentales,
- des paramètres tissulaires et architecturaux suite à l'analyse des échantillons au moyen de l'imagerie,
- des paramètres mécaniques en termes de déformations, de raideurs et de modules d'élasticité équivalents, suite aux essais de flexion trois points.

Les différents résultats seront présentés dans le chapitre 3 de façon à effectuer des comparaisons entre les sujets, et de déterminer des tendances en fonction de la localisation sur le crâne et du mode de conservation.

Par ailleurs les résultats inhérents aux essais à 1000 mm/min et à 1 m/s permettront de cerner l'évolution des propriétés mécaniques lors du passage au domaine dynamique et d'obtenir des informations quant aux efforts et déformations à rupture.

Protocole Code sujet		Imagerie		Essais mécaniques			
		Numérisation Superficielle 3D	Scanner médical	Cyclage à 10 mm/min (H5KT)	Essais de flexion 3 points 10 mm/min et à 1000 mm/min (JFC)	Essais dynamiques à rupture à 1 m/s "puits de chute"	
LOT 1	109	Toutes les calottes (n=11)	X	Eprouvettes du LOT 1	X	Eprouvettes du LOT 1	
	110						
	115						
	98						
	160_06						
	35_08						
04_08							
LOT 2	H12		Calottes du LOT 2 (n=4)	X	Eprouvettes du LOT 2	X	X
	148_07						
	113_07						
	69_08						

Tableau 9: Protocole d'essai par calotte

Protocole Code sujet		Imagerie		Mesure des déformations		
		Numérisation Superficielle 3D	Microtomographie	Jauges de d'extensométrie	Corrélation d'images	Stéréocorrélation d'images
LOT 1	109	Toutes les éprouvettes (n=209)	EP 02 - EP 03 - EP 04 - EP 16	EP "type" (Cyclage à 10 mm/min et Essais dynamiques à 1 m/s)	EP "type" Essais dynamiques à 1 m/s	X
	110		EP "type": EP 01 - EP 02 - EP 03 - EP 04 - EP 16			
	115		X			
	98		EP "type": EP 01 - EP 02 - EP 03 - EP 04 - EP 16			
	160_06		EP 01 - EP 02 - EP 03			
	35_08		EP "type": EP 01 - EP 02 - EP 03 - EP 04 - EP 16			
	04_08		X			
	H12					
LOT 2	148_07		EP "type": EP 01 - EP 02 - EP 03 - EP 04 - EP 16	EP "type" (Essais à 10 mm/min et à 1000 mm/min)	X	EP "type" (Essais à 10 mm/min et à 1000 mm/min)
	113_07					
	69_08					

Tableau 10: Protocole d'essai par éprouvette

CHAPITRE III: RESULTATS ET DISCUSSION

1. Caractérisation tissulaire

1.1 Epaisseur

Afin de quantifier l'influence des dimensions sur le comportement mécanique du tissu osseux, nous avons choisi dans un premier temps de comparer les épaisseurs relevées au centre de chaque éprouvette.

Sur l'ensemble des 209 éprouvettes, l'épaisseur moyenne relevée au centre est 7,01 mm, et l'écart-type vaut 1,82 mm (Tableau 11).

Epaisseur au centre (mm)					
Eprouvette	Min	Moyenne	Max	Ecart-type	Nombre d'échantillons
EP 01	5,50	6,84	11,10	1,65	11
EP 02	5,20	6,83	9,90	1,38	11
EP 03	5,50	8,11	13,20	2,12	11
EP 04	4,70	7,30	11,00	1,85	11
EP 05	5,30	7,15	11,90	1,81	11
EP 06	4,60	7,09	11,20	1,88	11
EP 07	3,70	6,88	10,20	1,98	11
EP 08	4,00	7,09	10,00	1,98	11
EP 09	6,00	7,95	10,90	1,46	11
EP 10	5,50	7,84	11,30	1,68	11
EP 11	4,70	7,19	10,90	1,96	11
EP 12	4,50	7,46	10,90	2,17	11
EP 13	6,30	7,63	10,00	1,02	11
EP 14	5,40	7,53	9,90	1,29	11
EP 16	6,60	7,62	10,30	1,14	11
EP 17	2,50	4,62	5,60	0,91	11
EP 18	3,50	4,89	5,90	0,88	11
EP 20	3,70	6,85	10,20	1,82	11
EP 21	3,90	6,39	8,50	1,68	11

Tableau 11: Os crânien humain - Epaisseur au centre par éprouvette (mm)

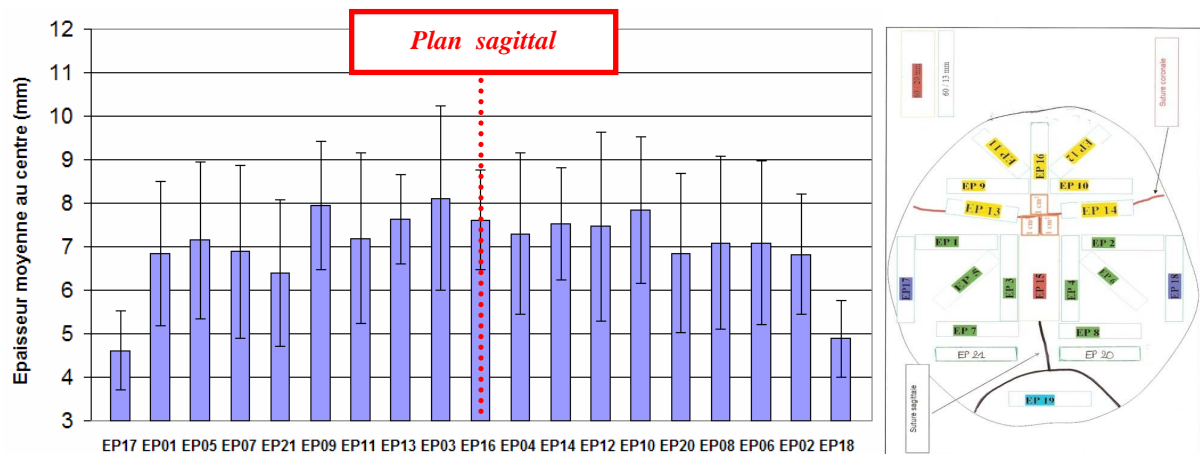


Figure 45: Os crânien humain - Epaisseur moyenne au centre par éprouvette

L'histogramme de la Figure 45 montre les variations d'épaisseur de l'os crânien: celle-ci est notamment plus élevée au niveau du frontal et du pariétal tandis qu'elle est plus faible au niveau de l'os temporal (Figure 47).

La répartition des épaisseurs est symétrique par rapport à la suture sagittale.

Afin de mieux rendre compte de la variation de l'épaisseur en fonction de la localisation des éprouvettes, la valeur moyenne de celle-ci a été déterminée pour chaque zone et orientation:

- os Pariétal Droit (PD): EP 02, EP 04, EP 06, EP 08 et EP 20,
- os Pariétal Gauche (PG): EP 01, EP 03, EP 05, EP 07 et EP 21,
- os Frontal (F): EP 09, EP 10, EP 11, EP 12 et EP 16,
- Suture coronale (S): EP 13 et EP 14,
- os Temporaux (T): EP 17 et EP 18,

- éprouvettes orientées à 0°: EP 03, EP 04, EP 16, EP 17 et EP 18,
- éprouvettes orientées à 45°: EP 05, EP 06, EP 11 et EP 12,
- éprouvettes orientées à 90°: EP 01, EP 02, EP 07, EP 08, EP 09, EP 10, EP 13, EP 14, EP 20 et EP 21.

Les résultats sont représentés sur l'histogramme de la Figure 46. (Se reporter à l'annexe 6 pour les valeurs correspondantes).

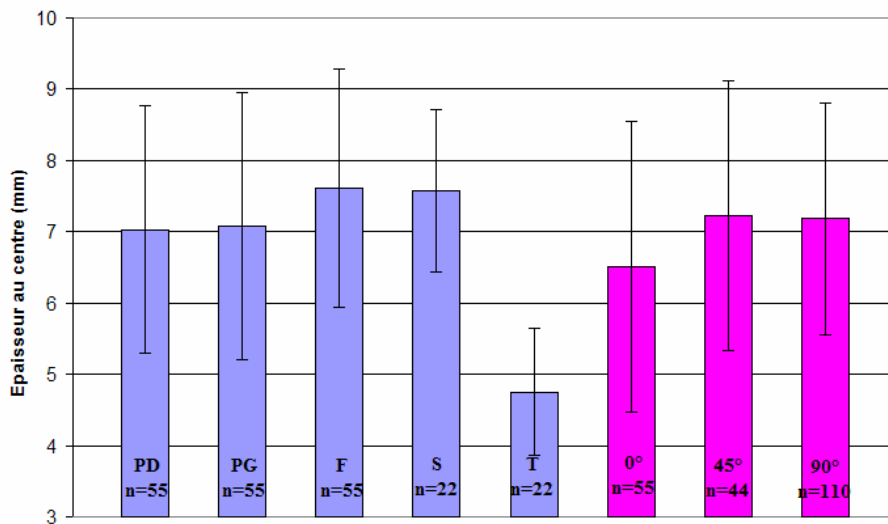


Figure 46: Os crânien humain - Épaisseur moyenne au centre des éprouvettes par zone et orientation

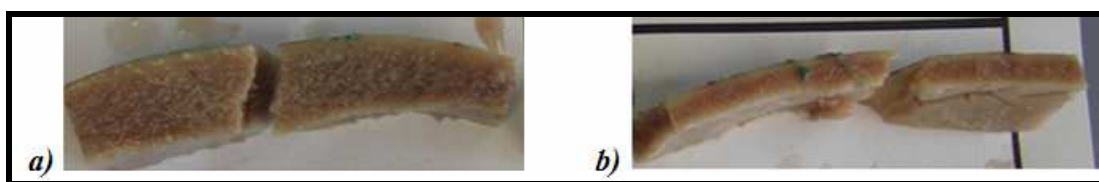


Figure 47: Sections latérales
a) Zone pariétale droite (98 EP 06) b) Zone temporale (98 EP 17)

Pour ce qui est de l'orientation, celle-ci n'a pas beaucoup d'influence sur la variation d'épaisseur.

La Figure 48 montre les épaisseurs moyennes au centre par sujet.

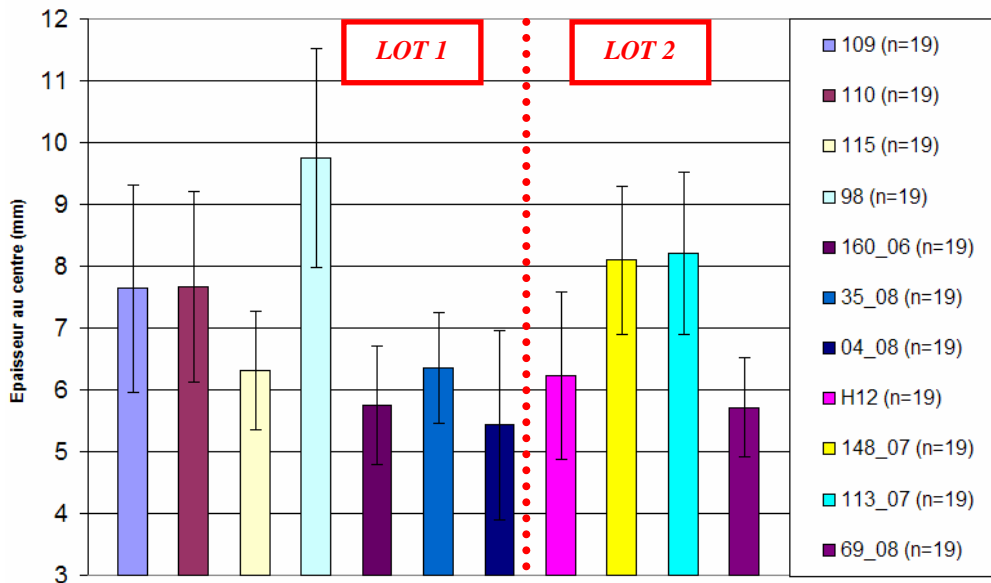


Figure 48: Os crânien humain - Epaisseur moyenne au centre des éprouvettes par sujet

1.2 Paramètres architecturaux de la diploé

Les paramètres architecturaux présentés ci-après sont calculés pour les 42 éprouvettes « type » tomographiées.

1.2.1 Epaisseur, Nombre et Distance entre les travées

L'épaisseur des travées TbTh s'exprime en mm. Sur un total de 42 échantillons, l'épaisseur est comprise entre 0,12 mm et 0,79 mm avec une valeur moyenne de 0,49 mm (Tableau 12).

Sujet	Min	Moyenne	Max	Ecart-type
109	0,43	0,49	0,56	0,06
110	0,48	0,54	0,65	0,07
35_08	0,50	0,53	0,58	0,04
160_06	0,64	0,71	0,79	0,08
98	0,34	0,36	0,40	0,03
H12	0,12	0,15	0,24	0,05
148_07	0,53	0,58	0,67	0,06
113_07	0,50	0,56	0,61	0,04
69_08	0,47	0,57	0,65	0,08

Tableau 12: Os crânien humain - Epaisseur moyenne des travées par sujet (mm)

Le nombre de travées TbN est compris entre $1,05 \text{ mm}^{-1}$ et $2,88 \text{ mm}^{-1}$ avec une valeur moyenne de $1,54 \text{ mm}^{-1}$ (Tableau 13).

Sujet	Min	Moyenne	Max	Ecart-type
109	1,36	1,55	1,80	0,19
110	1,32	1,52	1,71	0,16
35_08	1,33	1,41	1,59	0,10
160_06	1,05	1,20	1,40	0,18
98	1,70	1,81	1,98	0,11
H12	1,86	2,44	2,88	0,39
148_07	1,12	1,19	1,32	0,08
113_07	1,36	1,43	1,59	0,10
69_08	1,12	1,18	1,26	0,06

Tableau 13: Os crânien humain - Nombre de travées moyen par sujet (1/mm)

La distance entre les travées TbSp est comprise entre 0,08 mm et 0,38 mm avec une valeur moyenne de 0,2 mm (Tableau 14).

Sujet	Min	Moyenne	Max	Ecart-type
109	0,11	0,17	0,20	0,04
110	0,11	0,12	0,15	0,02
35_08	0,11	0,18	0,25	0,06
160_06	0,08	0,14	0,18	0,06
98	0,14	0,20	0,25	0,04
H12	0,23	0,27	0,30	0,03
148_07	0,22	0,27	0,32	0,05
113_07	0,09	0,14	0,24	0,06
69_08	0,23	0,28	0,38	0,07

Tableau 14: Os crânien humain - Distance moyenne inter-travées par sujet (mm)

Pour ces deux premiers paramètres, le sujet H12 se démarque des autres par une épaisseur de travées faible et un nombre de travées relativement élevé.

En revanche, la distance inter-travées se situe dans la même gamme de valeurs que pour les autres sujets.

1.2.2 Rapport Surface sur Volume osseux

Le rapport de la surface sur le volume osseux BS/BV est compris entre 3,04 mm^{-1} et 31,67 mm^{-1} avec une valeur moyenne de 7,4 mm^{-1} (Tableau 15).

Sujet	Min	Moyenne	Max	Ecart-type
109	4,07	4,91	5,93	0,79
110	3,57	4,01	4,25	0,29
35_08	3,79	4,42	5,16	0,65
160_06	3,04	3,34	3,84	0,44
98	7,00	7,94	8,75	0,72
H12	12,56	25,76	31,67	8,15
148_07	3,38	4,81	5,78	0,98
113_07	3,50	4,03	5,41	0,80
69_08	4,38	5,27	6,50	0,83

Tableau 15: Os crânien humain - Rapport Surface sur Volume osseux moyen par sujet (1/mm)

Le sujet H12 se démarque par un rapport Surface sur Volume osseux relativement élevé, ce qui dénote une porosité importante.

1.2.3 Densité relative

Dans le Tableau 16 figurent les résultats de densité relative en % pour les éprouvettes « type » scannées au moyen du micro tomographe.

Nous ne remarquons pas d'influence du mode de conservation sur les valeurs de densité relative.

Mode de conservation	Code sujet	Densité relative (%)					
		Zone	EP 01	EP 02	EP 03	EP 04	EP 16
F	109	Haut	X	64,1	83,1	80,3	75,9
		Bas	X	72,1	76	70,1	70
		Moyenne	X	68,1	79,6	75,2	72,9
F	110	Haut	79,3	82,4	78,07	78,6	75,9
		Bas	81	80,3	76,53	81,4	89,6
		Moyenne	80,2	81,4	77,3	80	82,8
W	35_08	Haut	73,7	73,4	86,4	76,7	70,2
		Bas	63,1	84,8	78,5	79,9	64,2
		Moyenne	68,4	79,1	82,5	78,4	67,2
W	160_06	Haut	78,2	81,2	89	x	x
		Bas	79,4	80,1	88,9	x	x
		Moyenne	78,8	80,7	88,9	x	x
C	98	Haut	60,7	57,48	75,03	72,1	61,9
		Bas	54,4	59,58	65,65	58,8	71
		Moyenne	57,5	58,5	70,3	65,5	66,4
F	H12	Haut	35,1	31,6	35,7	26,6	39,9
		Bas	29,9	31	33	35,5	47,9
		Moyenne	33,3	31,3	34,3	31,7	44
W	148_07	Haut	62	59,4	74,7	78,7	76,1
		Bas	65,6	69	57,9	65,6	73,3
		Moyenne	63,5	63,4	66	71,7	75
W	113_07	Haut	77,5	68,8	87,4	90,4	90,4
		Bas	77,1	66,9	84,8	82,8	81,7
		Moyenne	77,3	67,9	85,9	85,9	82,9
W	69_08	Haut	71,9	58,1	90,9	84,8	72,5
		Bas	50,6	61,2	65,8	59,2	72,5
		Moyenne	57,4	59,6	69,8	70,7	72,5

Tableau 16: Os crânien humain - Densité relative (%) par éprouvette "type"

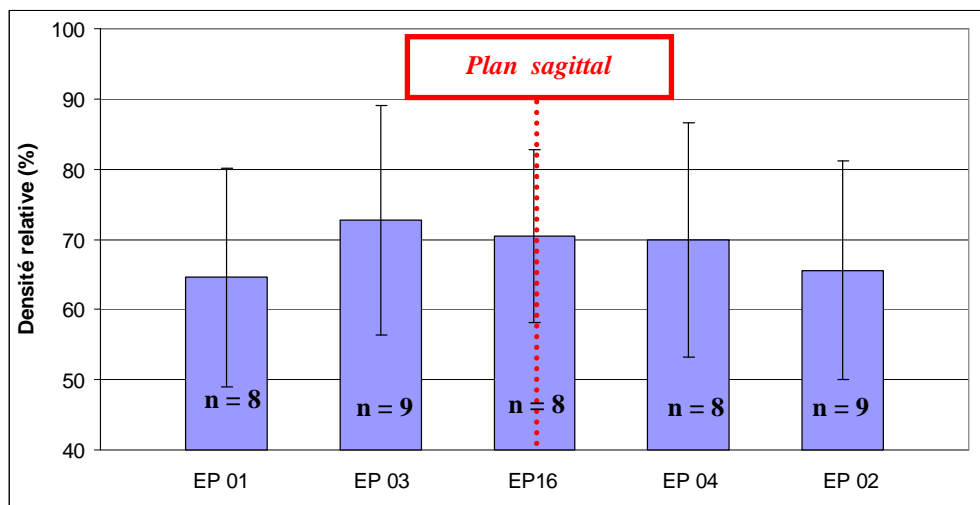


Figure 49: Os crânien humain - Densité relative moyenne par éprouvette "type"

Sur la Figure 49, il apparaît que les éprouvettes EP03, EP04 et EP16 possèdent les valeurs de densité relative les plus fortes. Ce résultat est cohérent dans la mesure où ces éprouvettes sont placées à proximité de la suture sagittale.

1.2.4 Degré d'anisotropie

Le degré d'anisotropie DA est compris entre 0,6 et 0,98 avec une valeur moyenne de 0,86 (Tableau 17).

Sujet	Min	Moyenne	Max	Ecart-type
109	0,75	0,85	0,94	0,09
110	0,69	0,86	0,96	0,11
35_08	0,87	0,94	0,97	0,04
160_06	0,84	0,92	0,97	0,07
98	0,71	0,82	0,93	0,10
H12	0,75	0,85	0,94	0,07
148_07	0,60	0,83	0,95	0,15
113_07	0,80	0,85	0,90	0,05
69_08	0,81	0,89	0,98	0,07

Tableau 17: Os crânien humain - Degré d'anisotropie moyen par sujet

1.2.5 Relations entre les paramètres architecturaux de la diploé

Comme en atteste la littérature [FOL 02], il existe de fortes corrélations entre les paramètres mesurés directement (BS, BV et TV) et ceux calculés (TbTh, TbN et TbSp).

Ainsi l'épaisseur des travées est reliée de manière hyperbolique au rapport Surface sur Volume osseux (Figure 50).

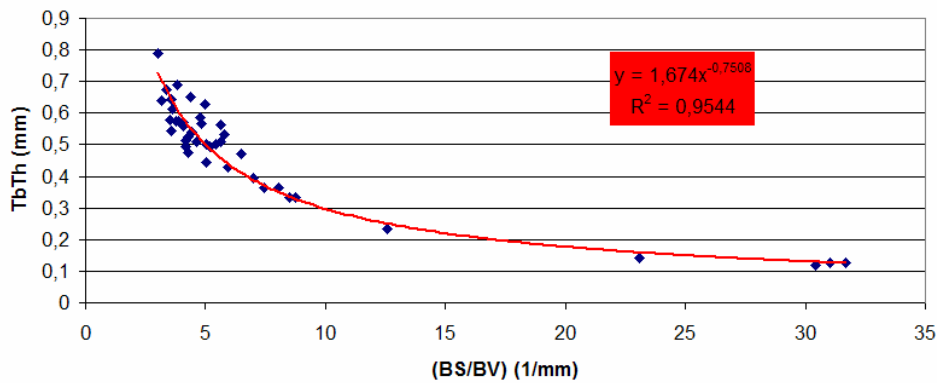


Figure 50: Relation entre l'épaisseur des travées (mm) et le rapport Surface sur Volume osseux (1/mm)

D'autre part la densité relative peut s'exprimer au moyen de l'épaisseur et du nombre de travées, de la façon suivante (Figure 51):

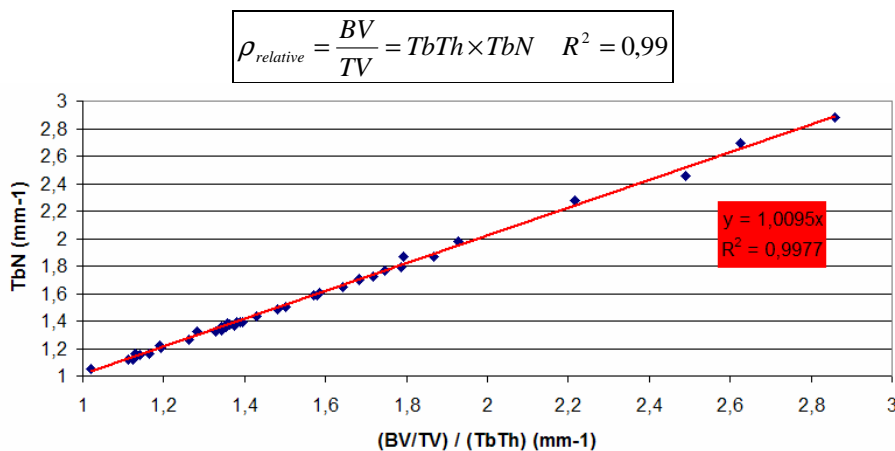


Figure 51: Relation entre le nombre de travées (1/mm), l'épaisseur des travées (mm) et le BV/TV

1.3 Densités physiques

1.3.1 Densité réelle

La valeur moyenne de la densité réelle, calculée pour l'ensemble des 209 éprouvettes est de $1,75 \text{ g/cm}^3$, avec un écart-type de $0,13 \text{ g/cm}^3$.

Les résultats de densité réelle par éprouvette sont représentés sur l'histogramme de la Figure 52. (Se reporter à l'annexe 6 pour les valeurs correspondantes).

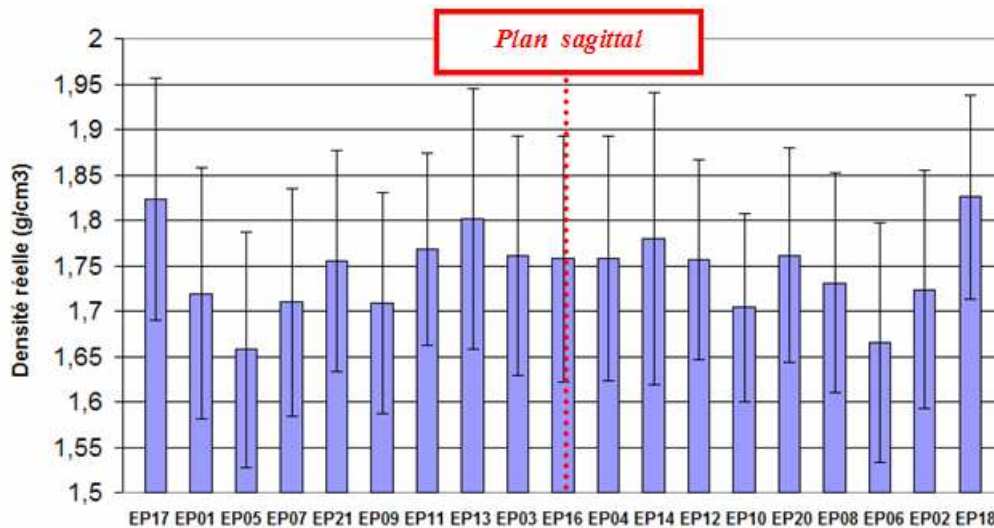


Figure 52: Os crânien humain - Densité réelle moyenne par éprouvette (g/cm^3)

Sur la Figure 53, nous remarquons que la zone temporale se démarque par le fait que la densité réelle y est plus élevée; dans notre cas la densité moyenne est de $1,82 \text{ g/cm}^3$ pour cette zone. Ceci s'explique par le fait que les éprouvettes des os temporaux sont principalement constituées d'os cortical et ne possèdent pratiquement pas de diploé. Ce constat est en outre appuyé par le fait que la littérature fournit une densité réelle de $1,8 \text{ g/cm}^3$ pour l'os cortical [ATH 00].

La zone temporale est celle dont la densité moyenne se rapproche le plus de cette valeur.

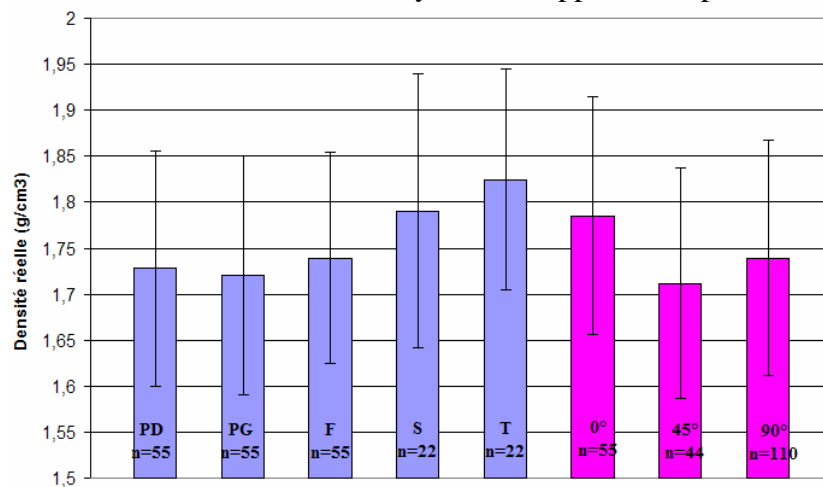


Figure 53: Os crânien humain - Densité réelle moyenne par zone et orientation (g/cm^3)

L'histogramme de la Figure 54 présente les valeurs moyennes de densités réelles par sujet. Ce paramètre ne semble pas dépendant du mode de conservation.

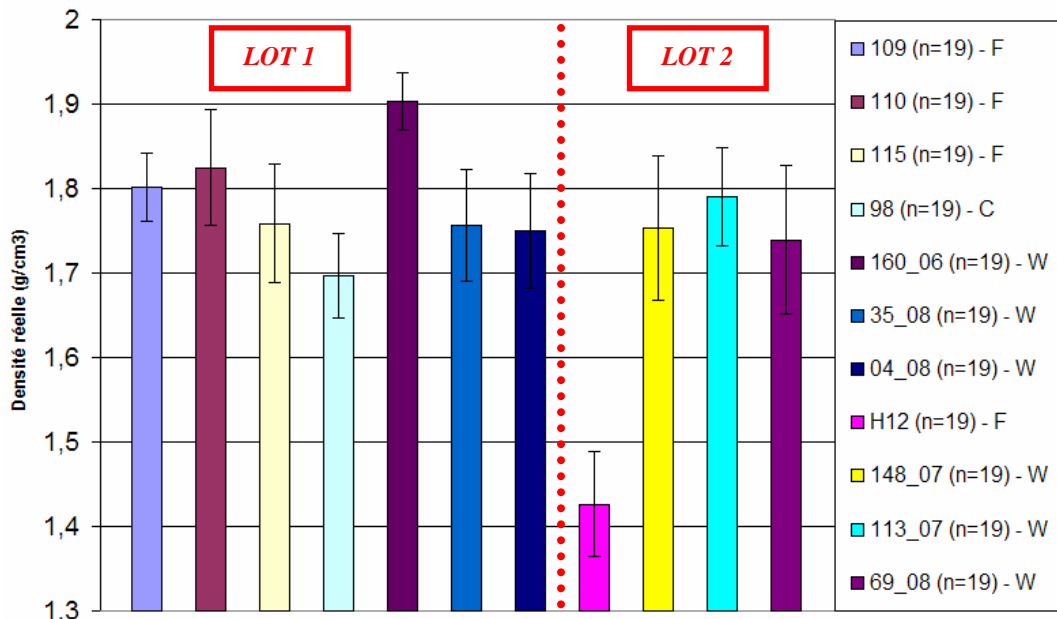


Figure 54: Os crânien humain - Densité réelle moyenne par sujet (g / cm^3)

1.3.2 Densité HU

Sur l'ensemble des 76 éprouvettes analysées sous MIMICS®, nous relevons une densité Hounsfield moyenne de 922,62 unités HU, avec des valeurs comprises entre 573,33 et 1207,79, l'écart-type valant 172,49. Les valeurs correspondant à l'histogramme suivant figurent dans l'annexe 6.

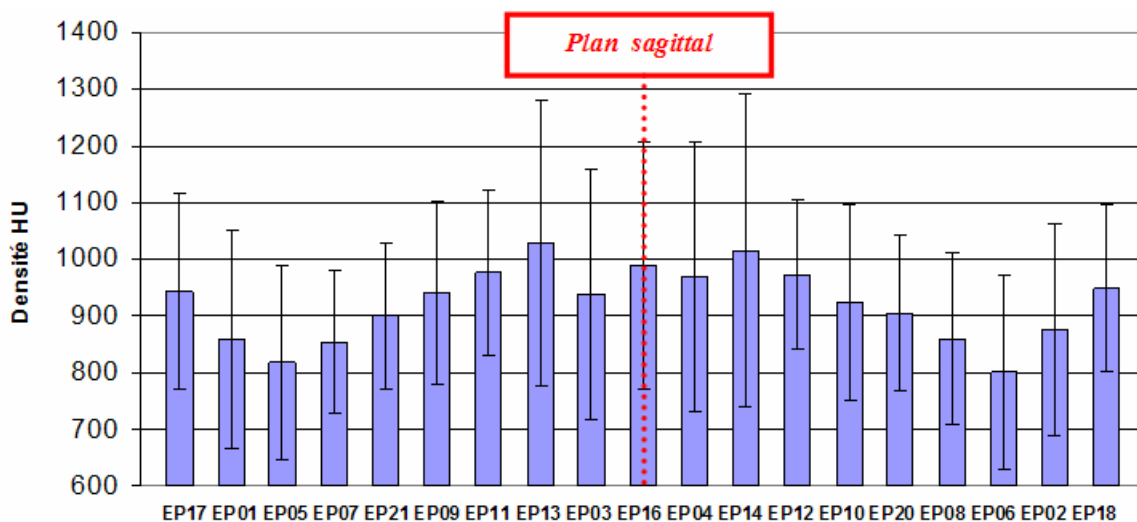


Figure 55: Os crânien humain - Densité Hounsfield moyenne par éprouvette

D'après la Figure 55, nous pouvons mettre en avant le fait que les éprouvettes 13 et 14, prélevées au niveau de la suture coronale possèdent les densités Hounsfield les plus élevées. En effet, la zone des sutures montre la densité Hounsfield la plus élevée alors qu'en termes de densité réelle, ce résultat revenait à la zone temporale.

Cela s'explique par le fait qu'il ne s'agit pas de la même population d'étude: les résultats de densités réelles se rapportent à l'ensemble des 209 éprouvettes tandis que ceux de densités Hounsfield sont issus des 76 éprouvettes du lot 2.

D'autre part l'histogramme de la Figure 55 reflète bien la symétrie par rapport à la suture sagittale en termes de densités Hounsfield.

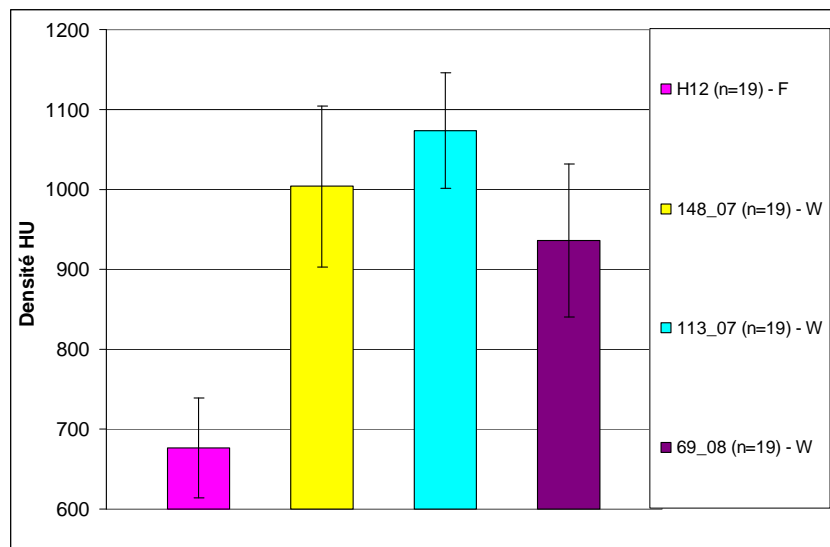


Figure 56: Os crânien humain - Densité Hounsfield moyenne par sujet

A titre indicatif, nous remarquons que le sujet H12 se démarque des autres par la densité Hounsfield la plus faible (Figure 56).

1.3.3 Pourcentage minéral

Pour les 209 éprouvettes de cette campagne, la valeur moyenne du pourcentage minéral est 54,19 % avec un écart-type de 5,32 %.

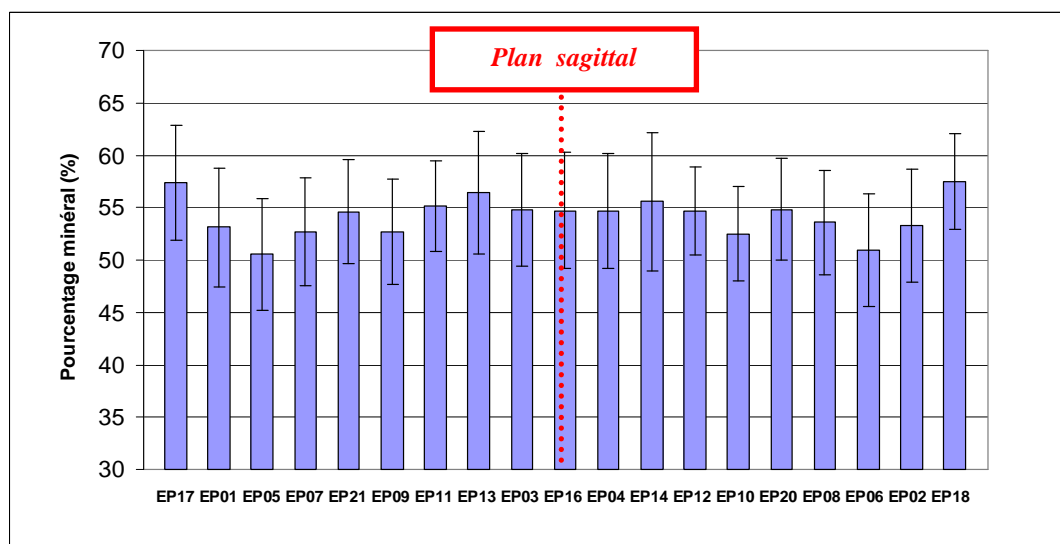


Figure 57: Os crânien humain - Pourcentage minéral moyen par éprouvette

Se reporter à l'annexe 6 pour les valeurs du pourcentage minéral correspondant à l'histogramme de la Figure 57.

Le pourcentage minéral provenant d'un calcul basé sur la densité réelle, l'histogramme de la Figure 58 a la même allure que celui de la Figure 54.

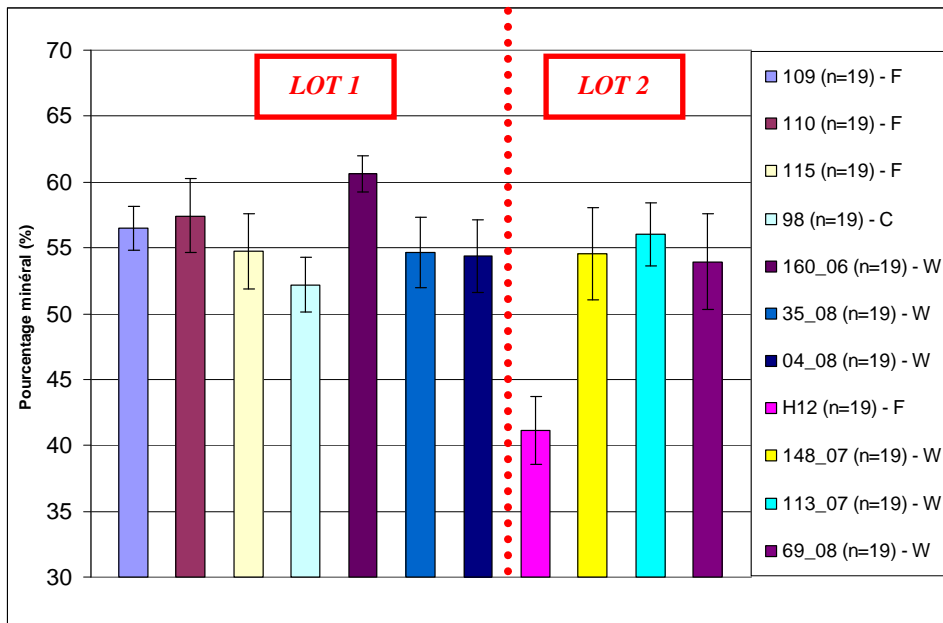


Figure 58: Os crânien humain - Pourcentage minéral moyen par sujet

1.4 Relations entre ces différents paramètres

1.4.1 Relation entre la densité réelle et la densité relative

Sachant que la densité relative et l'inverse de la densité réelle sont reliés de manière théorique, ainsi que nous l'avons précisé dans le chapitre 1, nous avons confronté les résultats obtenus relativement à ces deux paramètres.

A partir des données expérimentales issues des 42 éprouvettes type passées au tomographe et soumises au procédé de densitométrie, une relation de type linéaire avec un coefficient de corrélation de 0,91 a été déterminée entre l'inverse de la densité réelle en g/cm^3 et la densité relative en % (Figure 59):

$$\rho_{relative} = \frac{-256,6}{\rho_{réelle}} + 218,1$$

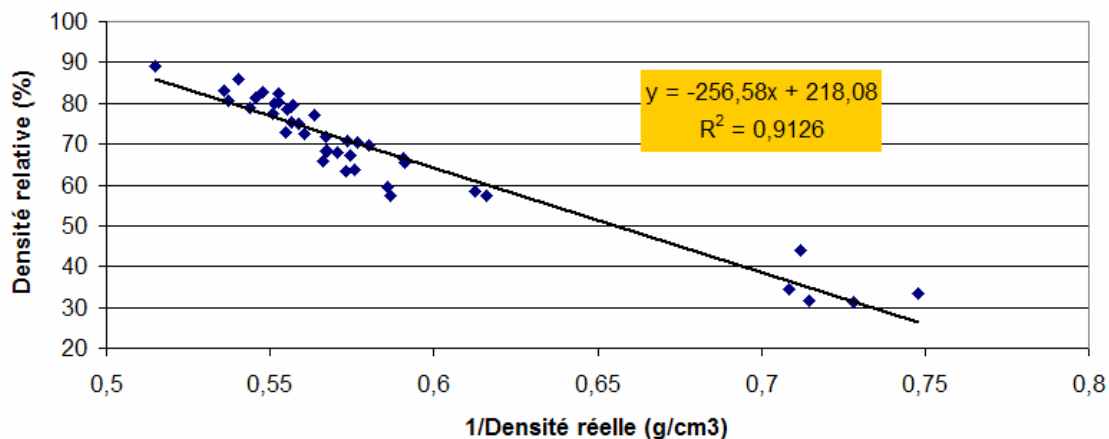


Figure 59: Relation entre la densité réelle (g/cm^3) et la densité relative (%)

Ce type de relation constitue une première approche dans la détermination de paramètres physiques (densité réelle) à partir de données provenant de l'imagerie (densité relative).

1.4.2 Relation entre le pourcentage minéral estimé et la densité relative

Sachant que le pourcentage minéral est estimé à partir des valeurs de la densité réelle, une autre relation de type linéaire existe logiquement, pour ces 42 éprouvettes, entre le pourcentage minéral estimé en % et la densité relative en % (Figure 60):

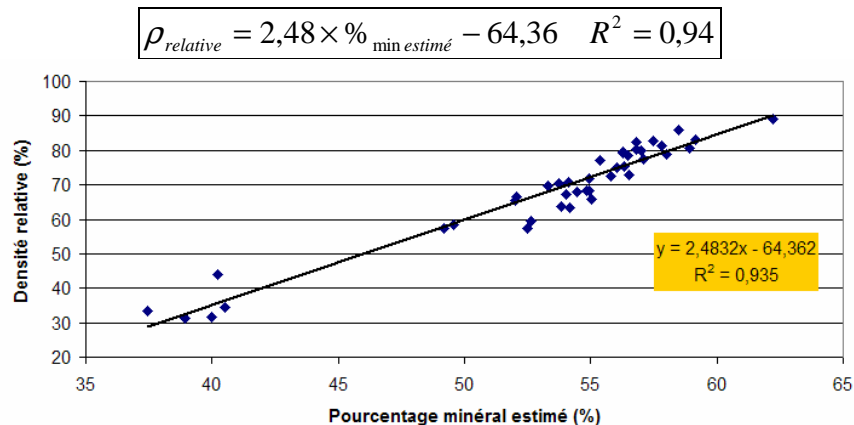


Figure 60: Relation entre le pourcentage minéral estimé (%) et la densité relative (%)

1.4.3 Relation entre la densité réelle et la densité Hounsfield

Sur l'ensemble des 76 éprouvettes appartenant aux quatre calottes scannées, une relation de type linéaire avec un coefficient de corrélation de 0,92 a pu être établie entre la densité réelle en g/cm^3 et la densité Hounsfield en unités HU (Figure 61):

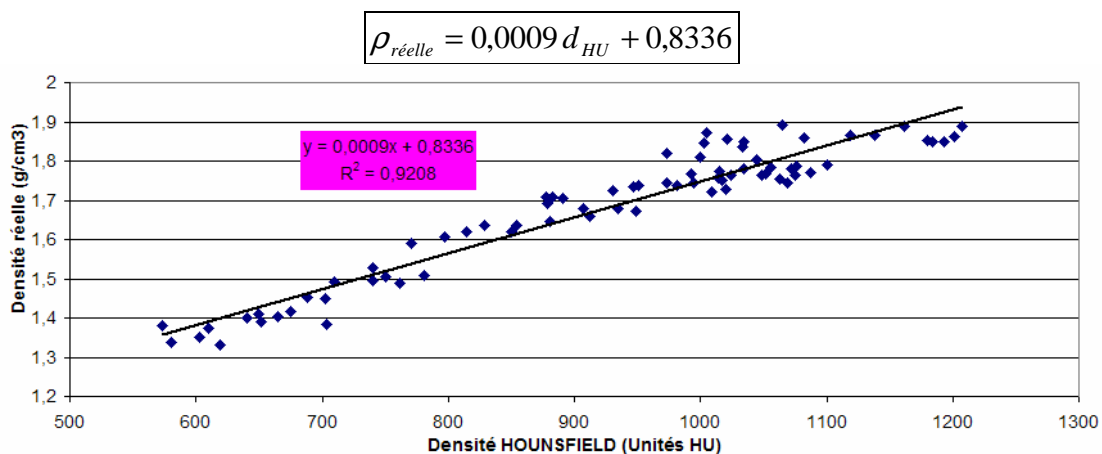


Figure 61: Relation entre la densité hounsfield et la densité réelle

Cette relation s'inscrit dans la même démarche que celle explicitée au paragraphe précédent.

1.4.4 Relation entre la densité relative et la densité Hounsfield

Dans le même esprit que la relation précédente, nous avons relié la densité Hounsfield en unités HU à la densité relative en % (Figure 62).

La relation, établie à partir de 20 échantillons possède un coefficient de corrélation de 0,96 est la suivante:

$$D_{HU} = 10,63 \rho_{relative} + 265,64$$

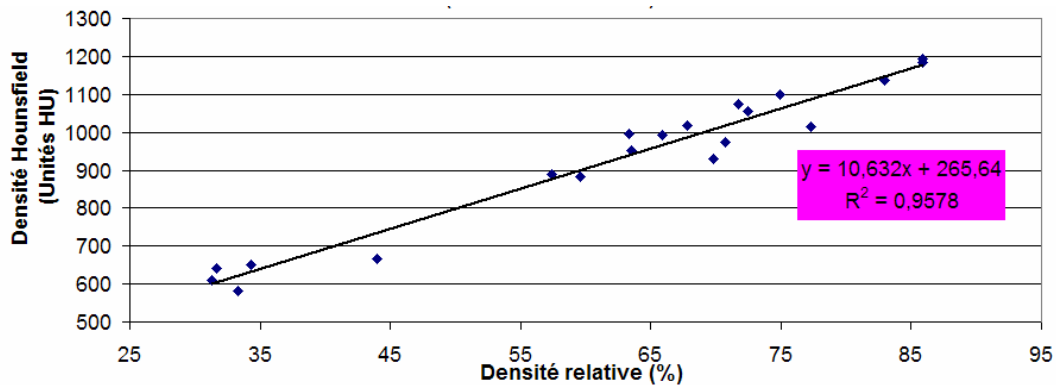


Figure 62: Relation entre la densité Hounsfield et la densité relative

Cette relation permet de vérifier la cohérence des deux autres précédemment établies. Cet ensemble de relations constitue la traduction d'une physiologie particulière liée au vieillissement, comme cela a été déjà observé sur d'autres sites.

1.5 Conclusion

Nous avons vu, grâce à l'établissement de corrélations, que les différents paramètres tissulaires présentés au sein de ce paragraphe étaient intimement liés.

Ceux-ci ont notamment permis:

- la mise en évidence de la symétrie des propriétés tissulaires par rapport à la suture sagittale,
- l'établissement d'une première comparaison entre les sujets. A ce propos, nous pouvons d'ores et déjà remarquer que le sujet H12 se démarque du reste de la population par des propriétés tissulaires particulières.

Néanmoins, nous ne pouvons à l'issue de ce paragraphe mettre en avant une quelconque influence du mode de conservation sur les valeurs des paramètres tissulaires.

2. Caractérisation mécanique

2.1 Ensemble des paramètres mécaniques

2.1.1 Raideur sécante

Pour les essais à 10 mm/min, la moyenne de la raideur sécante vaut 502,7 N/mm avec un minimum de 52,7 N/mm, un maximum de 2660 N/mm et un écart-type de 308,4 N/mm (Tableau 18).

Raideur sécante (N/mm)					
Eprouvette	Min	Moyenne	Max	Ecart-type	Nombre d'échantillons
EP 01	187,67	553,47	960,67	245,28	11
EP 02	152,33	567,29	1090,50	260,90	11
EP 03	149,94	417,42	893,57	215,43	10
EP 04	89,71	368,51	678,00	211,75	11
EP 05	136,32	456,20	668,83	174,61	9
EP 06	121,78	457,64	1223,20	306,79	11
EP 07	123,10	428,44	1158,40	332,71	11
EP 08	121,78	537,44	1122,59	283,63	11
EP 09	236,04	690,67	1474,76	346,84	11
EP 10	219,14	831,78	2660,00	671,83	11
EP 11	180,53	449,70	725,22	183,82	11
EP 12	291,67	489,64	873,00	203,02	11
EP 13	174,33	478,68	772,00	219,44	11
EP 14	97,15	569,16	1490,00	388,16	11
EP 16	282,89	744,34	1008,75	215,29	10
EP 17	82,30	277,00	536,00	146,25	11
EP 18	52,70	264,61	444,00	125,90	11
EP 20	175,17	521,90	872,50	235,38	11
EP 21	196,42	453,70	777,50	209,31	11

Tableau 18: Os crânien humain - Raideur sécante à 10 mm/min par éprouvette

Considérons la Figure 63: les valeurs minimales de la raideur sécante sont attribuées aux éprouvettes EP 17 et EP 18, qui rappelons-le sont celles de la zone temporale, dont les épaisseurs sont minimales.

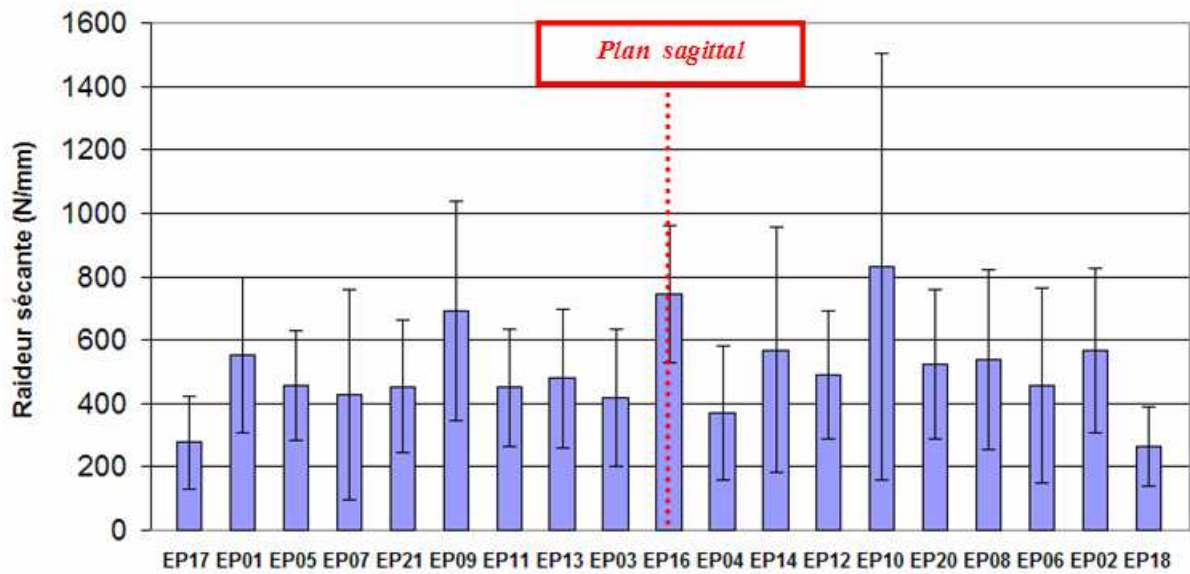


Figure 63: Os crânien humain - Raideur sécante à 10 mm/min par éprouvette

Zone et Orientation	Moyenne	Ecart-type	Nombre d'échantillons
PD	490,55	261,91	55
PG	462,92	239,83	52
F	639,32	390,27	54
S	523,92	311,16	22
T	270,80	133,32	22
0°	408,09	248,84	53
45°	463,63	217,84	42
90°	563,25	349,32	110

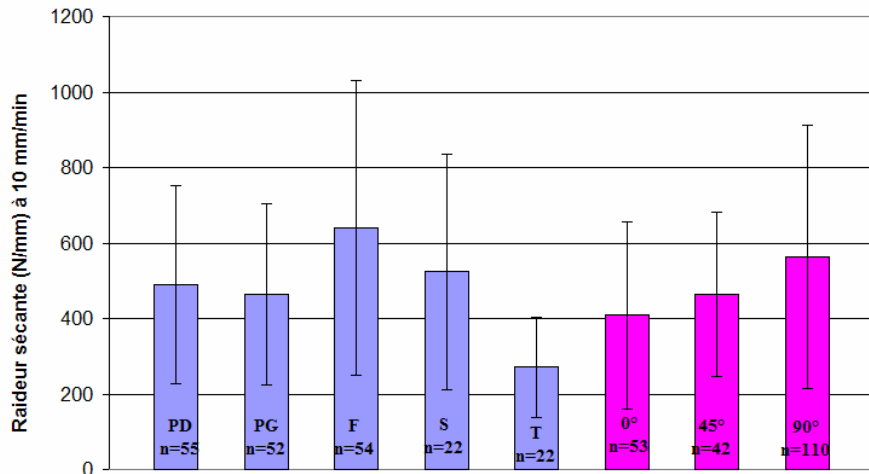


Figure 64: Os crânien humain - Raideur sécante à 10 mm/min par zone et orientation

La raideur sécante est un paramètre fortement dépendant de la géométrie des éprouvettes. La valeur maximale de 2660 N/mm est attribuée à l'éprouvette N° 10 de la calotte 98 pour laquelle on a relevé une épaisseur au centre de 11,3 mm – alors que l'épaisseur moyenne des éprouvettes est 7,01 mm – et une largeur au centre de 14,2 mm. Les plus fortes valeurs de la raideur sécante sont en effet attribuées aux éprouvettes possédant des dimensions élevées.

On déduit de l'histogramme de la Figure 64:

$$\begin{aligned}
 &K_{\text{Frontal}} > \text{autres zones et orientations} \\
 &K_{\text{Pariétal Droit}} \approx K_{\text{Pariétal Gauche}} \\
 &K_{\text{Temporal}} < \text{autres zones et orientations} \\
 &K_{0^\circ} < K_{45^\circ} < K_{90^\circ}
 \end{aligned}$$

La Figure 65 atteste de la variabilité inter-individus en termes de raideurs sécantes. Celle-ci est liée à la variation de l'épaisseur et à celle de la densité réelle parmi les sujets.

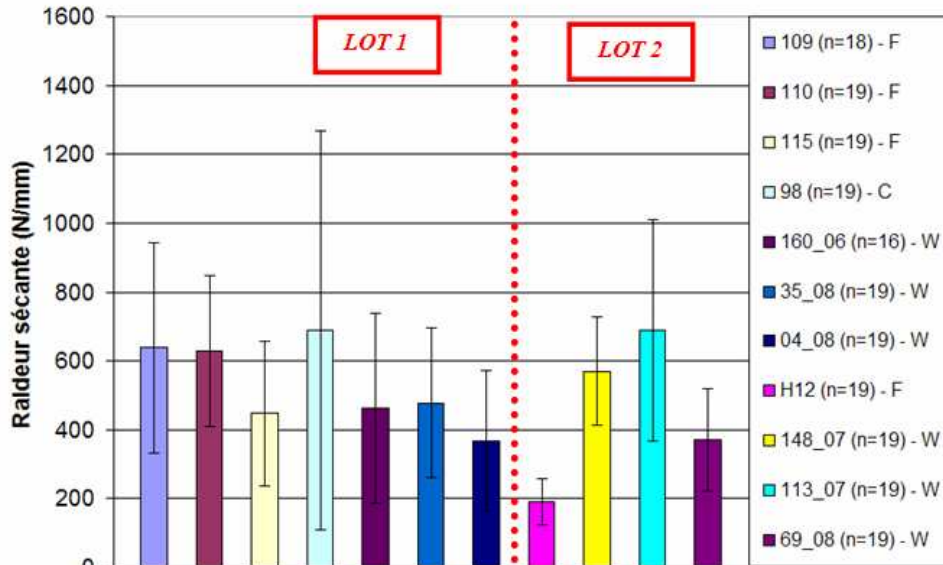


Figure 65: Os crânien humain - Raideur sécante à 10 mm/min par sujet

2.1.2 Module élastique équivalent

Pour les essais à 10 mm/min, la moyenne du module d'élasticité équivalent vaut 3828,35 MPa avec un minimum de 116,18 MPa, un maximum de 22164,32 MPa et un écart-type de 3284,96 MPa (Tableau 19).

Module d'élasticité équivalent (Mpa)					
Eprouvette	Min	Moyenne	Max	Ecart-type	Nombre d'échantillons
EP 01	1158,55	5327,15	19591,91	5014,40	11
EP 02	1982,46	4210,50	9735,39	2295,41	11
EP 03	116,18	1901,47	4247,38	1375,33	10
EP 04	518,19	2403,13	6445,91	2047,72	11
EP 05	500,19	3595,58	6420,32	2057,81	9
EP 06	887,03	3347,51	5655,41	1727,74	11
EP 07	338,34	5489,33	22164,32	6814,10	11
EP 08	1036,47	4332,23	13009,22	3720,76	11
EP 09	732,67	3010,36	6413,57	1771,07	11
EP 10	763,37	3568,08	6426,56	1858,66	11
EP 11	221,98	3480,65	8555,97	2624,40	11
EP 12	380,72	3077,65	8788,09	2628,46	10
EP 13	582,94	1852,78	2958,17	727,22	10
EP 14	530,53	2224,01	3773,36	1093,37	10
EP 16	1494,18	3239,23	4680,83	964,62	10
EP 17	2677,70	5990,36	9049,19	2218,14	9
EP 18	1307,57	5221,69	10134,82	2973,47	10
EP 20	1213,48	4388,93	15508,35	3892,46	11
EP 21	1377,70	5932,94	19318,58	5447,96	11

Tableau 19: Os crânien humain - Module d'élasticité équivalent (MPa) à 10 mm/min par éprouvette

La symétrie par rapport au plan sagittal est toujours remarquable sur la Figure 66. Cependant les tendances sont inversées par rapport à la raideur sécante.

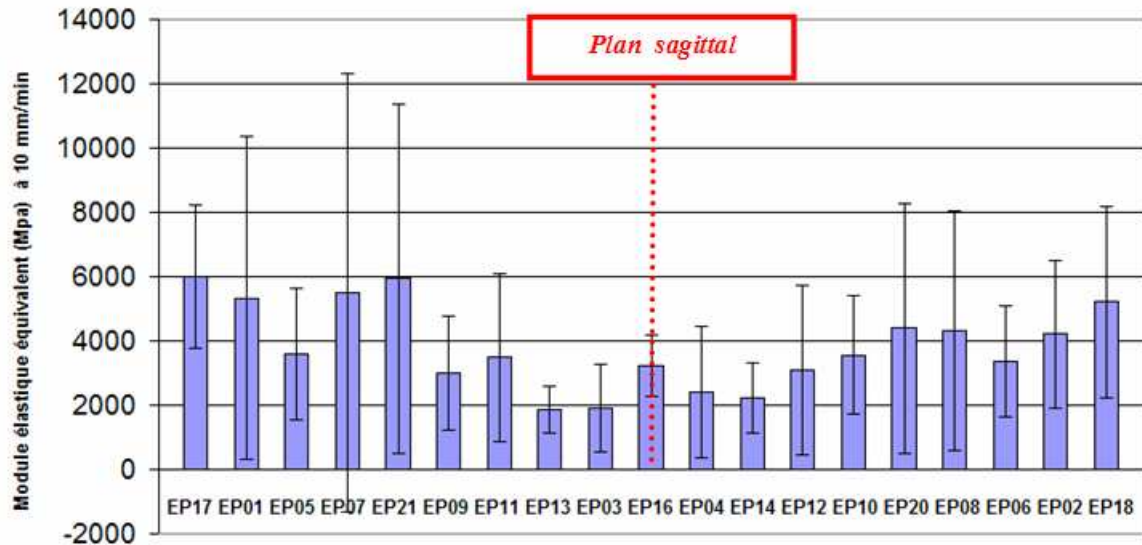


Figure 66: Os crânien humain - Module d'élasticité équivalent à 10 mm/min par éprouvette

Zone et Orientation	Moyenne	Ecart-type	Nombre d'échantillons
PD	3736,46	2876,16	55
PG	4531,13	4808,45	52
F	3279,60	1999,63	53
S	2038,39	923,61	20
T	5585,80	2600,57	19
0°	3679,43	2513,56	50
45°	3371,87	2214,92	41
90°	4070,58	3884,80	108

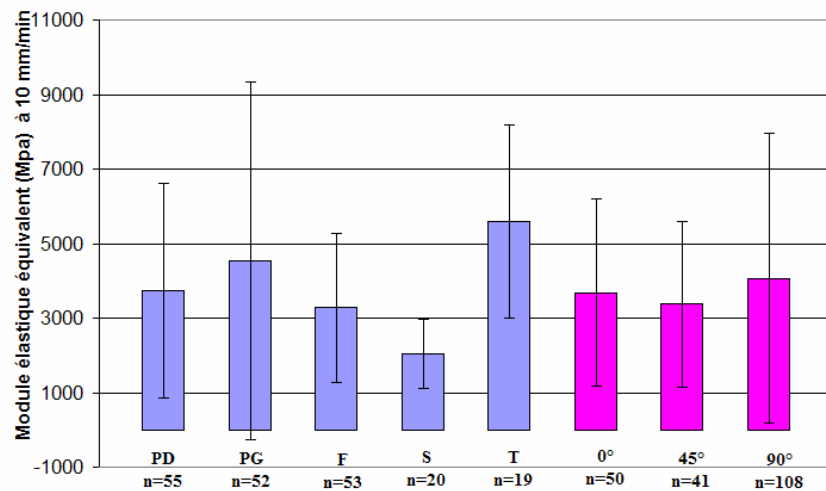


Figure 67: Os crânien humain - Module d'élasticité équivalent à 10 mm/min par zone et orientation

Nous déduisons de la Figure 67:

$E_{\text{Pariétal Droit}} = 0,82 \times E_{\text{Pariétal Gauche}}$	
$E_{\text{Pariétal Droit}} = 1,14 \times E_{\text{Frontal}}$	
$E_{\text{Pariétal Droit}} = 1,83 \times E_{\text{Sutures}}$	
$E_{\text{Pariétal Droit}} = 0,67 \times E_{\text{Temporal}}$	
	$E_{90^\circ} = 1,21 \times E_{45^\circ}$
	$E_{90^\circ} = 1,11 \times E_{0^\circ}$

En se reportant à la Figure 46, relative aux épaisseurs moyennes au centre par zone et orientation, nous remarquons que les zones les moins épaisses bénéficient d'un module d'élasticité équivalent plus élevé, comme c'est le cas de la zone temporale.

En effet, la zone temporale, qui présente peu de diploé possède les caractéristiques mécaniques les plus élevées. A contrario, ce sont les régions frontales et celles relatives aux sutures qui possèdent les propriétés mécaniques les plus faibles. La zone pariétale se situant entre ces deux extremums.

A ce titre nous pouvons avancer que la moelle au sein de la diploé absorbe une plus grande quantité d'énergie donc qu'elle se déforme plus.

Par ailleurs, l'orientation des éprouvettes a peu d'influence sur les propriétés mécaniques.

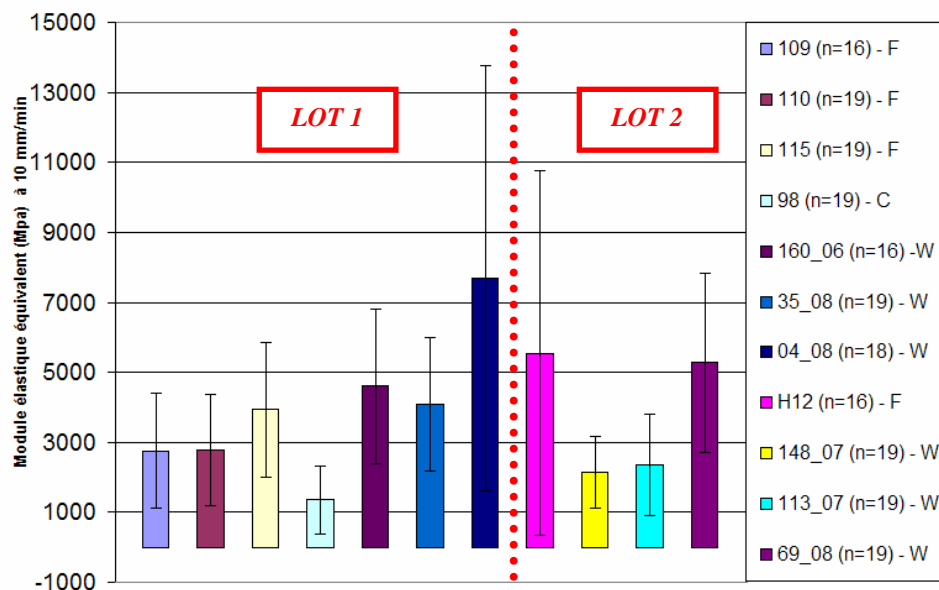


Figure 68: Module d'élasticité équivalent à 10 mm/min par sujet

La Figure 68 montre que le sujet H12, en dépit de caractéristiques géométriques faibles, possède un module d'élasticité équivalent relativement élevé.

D'autre part le sujet 98 possède le module d'élasticité le plus faible. En se reportant à la Figure 48 et à la Figure 54, relatives à l'épaisseur moyenne au centre par sujet et à la densité réelle moyenne par sujet, nous remarquons que ce sujet possède l'épaisseur moyenne au centre la plus élevée et que sa densité réelle moyenne est relativement faible comparativement aux autres, la densité réelle moyenne valant $1,75 \text{ g/cm}^3$. A ce titre nous pouvons avancer que le module d'élasticité équivalent, l'épaisseur au centre ainsi que la densité réelle sont intimement liés.

2.1.3 Déformations

Ce paragraphe décrit la démarche utilisée pour calculer les déformations longitudinales et les vitesses de déformation des éprouvettes « type » au moyen des différents procédés énumérés dans le chapitre 2.

Pour la corrélation et la stéréocorrélation d'images, les déformations et les vitesses de déformation sont calculées sur les zones correspondant à l'emplacement des jauges G (à gauche de l'impacteur sur la table externe), C (au centre de l'éprouvette sur la table interne) et D (à droite de l'impacteur sur la table externe) et seront nommées respectivement dans la suite de ce chapitre points G, C et D.

Ces zones sont choisies visuellement, en s'appuyant sur les photos des éprouvettes, de manière à se rapprocher le plus possible de l'emplacement des jauges de déformation, dans l'optique d'établir une comparaison avec les résultats fournis par celles-ci.

L'ensemble des résultats relatifs aux déformations et vitesses de déformation figure dans l'annexe 7.

2.1.3.1 Les jauges de déformation

- Déformations longitudinales en fonction du temps

La Figure 69 et la Figure 70 illustrent l'évolution des déformations mesurées par les jauges au cours du chargement.

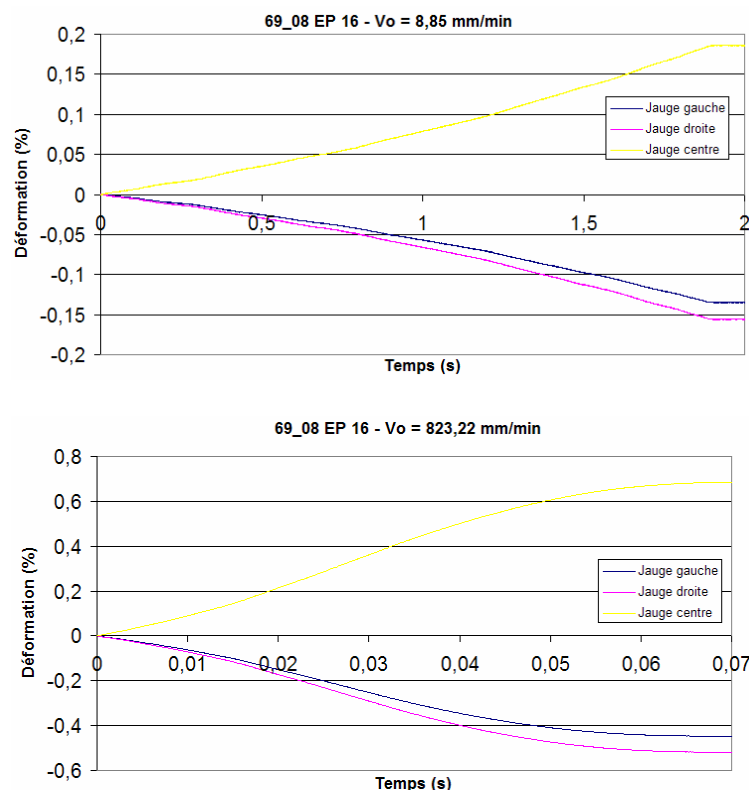


Figure 69: Epreuve 69_08 EP 16
(Essais à 8,85 mm/min et à 823,22 mm/min) - Déformations mesurées par les jauges

Nous remarquons d'ores et déjà le comportement en compression de la table externe et le comportement en traction de la table interne, caractéristique des essais de flexion: les déformations au niveau des jauges G et D sont négatives tandis que celles au niveau de la jauge C sont positives.

D'autre part les courbes révèlent l'augmentation de la pente avec le passage de la vitesse de sollicitation de 10 mm/min à 1000 mm/min.

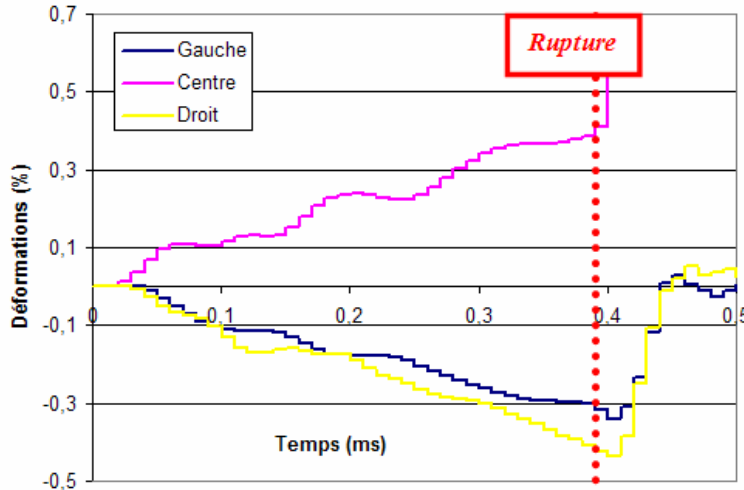


Figure 70: Eprouvette 160_06 EP 04
(Essai dynamique à rupture - $V_0 = 1,46$ m/s) - Déformations mesurées par les jauges

Pour les essais dynamiques à 1 m/s (Figure 70), à $t = 0,4$ ms, le signal de la jauge du centre devient infini, révélant une rupture de celle-ci ou du câblage. Pour les jauges de la table externe, G et D, les déformations diminuent avec un retour élastique au zéro.

Bien que légèrement bruitées, les courbes de la Figure 70 révèlent une réelle augmentation de la pente par rapport aux essais à 1000 mm/min.

▪ Résultats d'ensemble: déformations longitudinales à 0,1 mm de déplacement

Afin d'étudier l'influence de la vitesse de sollicitation sur les déformations longitudinales, celles-ci sont relevées aux points G, C et D pour un déplacement imposé de 0,1 mm.

Les moyennes relevées aux points G, C et D (Tableau 20) montrent l'augmentation des déformations longitudinales avec celle de la vitesse de sollicitation, et ce en tout point de l'éprouvette: l'augmentation des déformations est très importante avec le passage à 1 m/s; l'écart-type est d'ailleurs plus élevé à cette vitesse qu'à 10 mm/min et 1000 mm/min.

D'autre part les valeurs aux points G et D sont relativement proches et restent inférieures, en valeur absolue, à celles relevées au point C.

Les déformations sont donc plus élevées au centre de l'éprouvette.

Vitesse de sollicitation	Point G			Point C			Point D		
	Moyenne	Ecart-type	N	Moyenne	Ecart-type	N	Moyenne	Ecart-type	N
10 mm/min	-0,020	0,009	52	0,049	0,017	51	-0,037	0,013	52
1000 mm/min	-0,037	0,013	19	0,067	0,018	18	-0,049	0,019	19
1 m/s	-0,097	0,043	32	0,139	0,068	32	-0,106	0,051	32

Tableau 20: Déformations longitudinales moyennes (%) à 0,1 mm de déplacement

Nous pouvons confirmer en considérant la Figure 71, l'augmentation des déformations longitudinales à 0,1 mm de déplacement avec l'augmentation de la vitesse de sollicitation.

Lors du passage de 10 mm/min à 1000 mm/min, les histogrammes gardent la même allure: le comportement est conservé tandis qu'à 1 m/s, l'évolution des déformations est beaucoup plus aléatoire; ceci peut venir du fait qu'il s'agit d'essais à rupture.

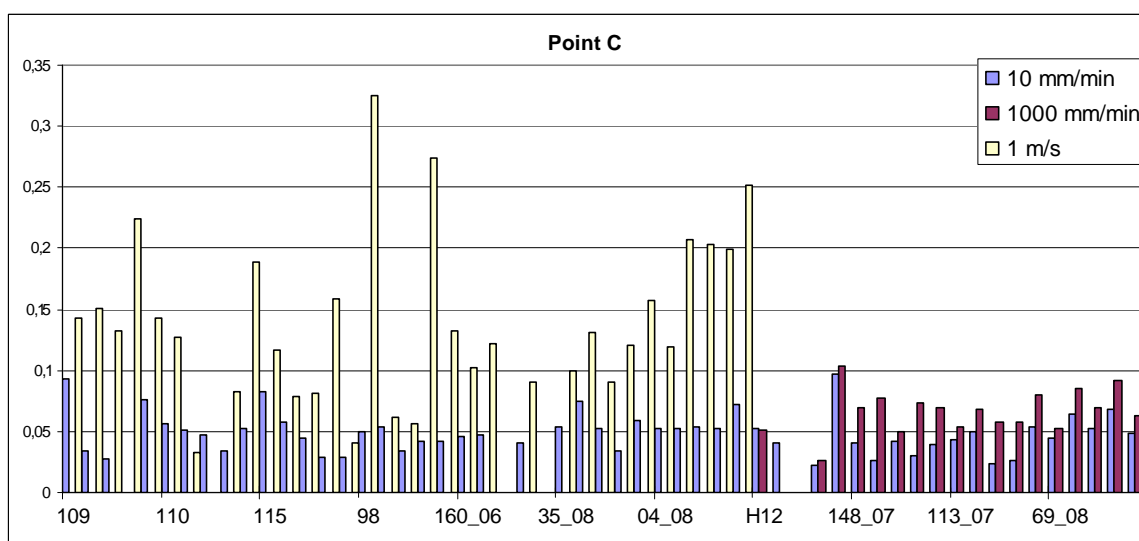
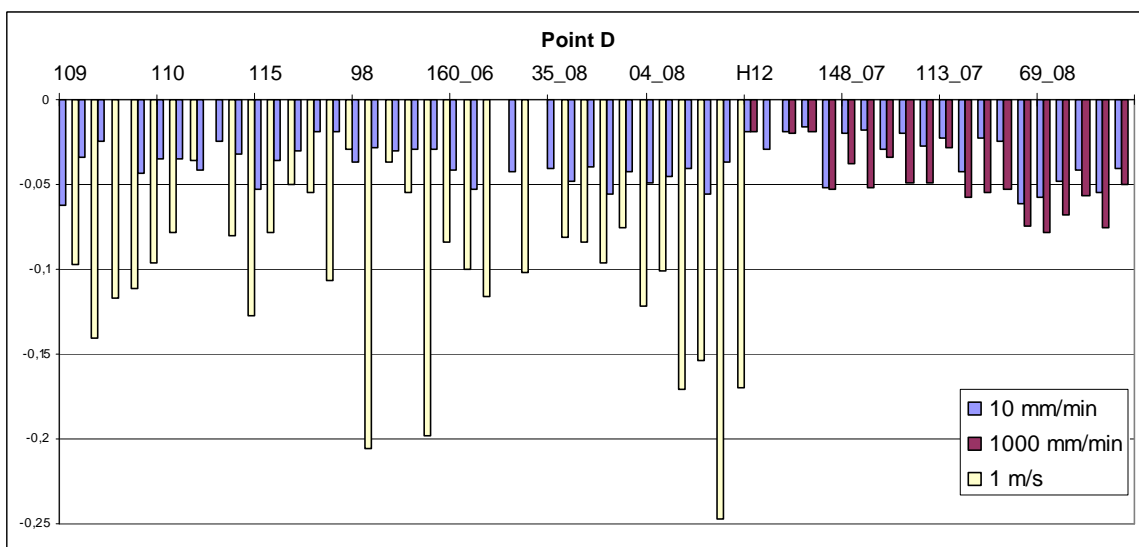
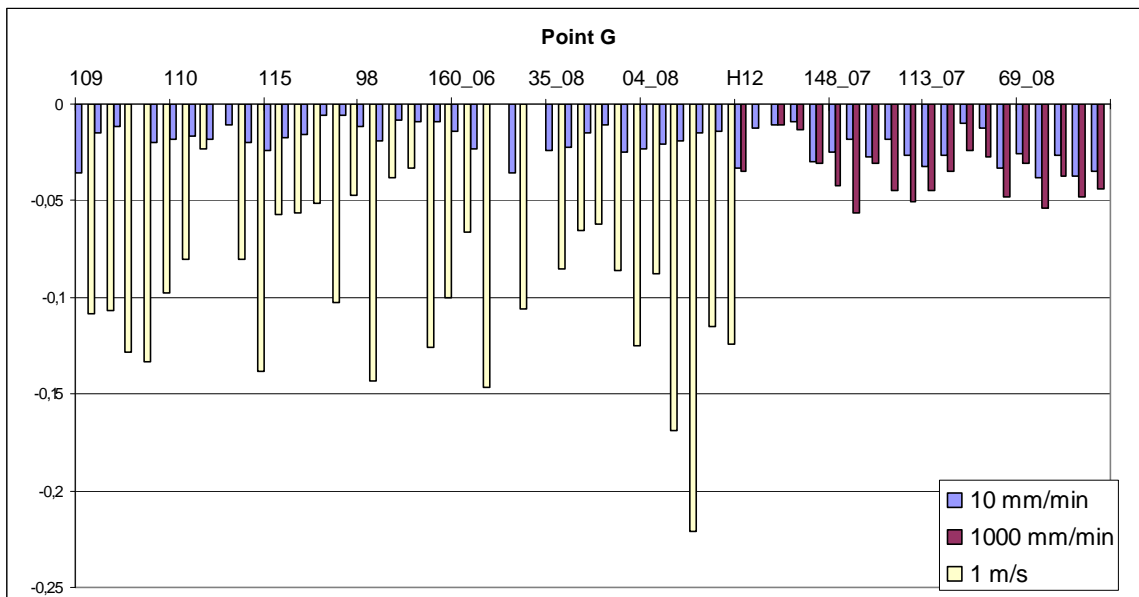


Figure 71: Déformations longitudinales (%) à 0,1 mm de déplacement (Jauges G, C et D)

- Résultats d'ensemble: déformations longitudinales à rupture

Les déformations à rupture sont relevées pour les essais dynamiques à 1 m/s sur « puits de chute ».

Déformation à rupture (%) - Jauges à 1 m/s					
	Min	Moyenne	Max	Ecart-type	Nombre d'échantillons
Eps G (%)	-0,62	-0,39	-0,17	0,12	32
Eps C (%)	0,29	0,70	1,99	0,34	32
Eps D (%)	-0,63	-0,43	-0,27	0,09	32

Tableau 21: Déformations longitudinales moyennes à rupture (%)

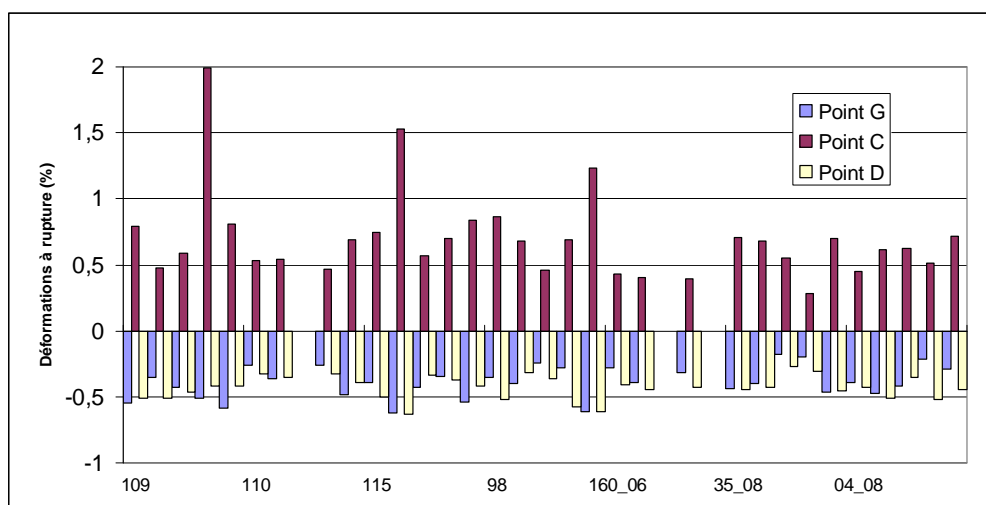


Figure 72: Déformations longitudinales à rupture aux points G, C et D

De la même manière que pour les déformations à déplacement imposé, les déformations à rupture sont relativement proches aux points G et D et restent inférieures, en valeur absolue, à celles relevées au point C (Tableau 21 et Figure 72).

- Résultats d'ensemble: vitesses de déformation au centre de l'éprouvette sur la table interne (Point C)

Sur la partie linéaire des courbes de déformations longitudinales en fonction du temps sont relevées les valeurs maximales des déformations longitudinales fournies par les jauges, ainsi que le temps correspondant afin d'en déduire ultérieurement les vitesses de déformation.

Comme nous l'avons déjà remarqué, les déformations longitudinales sont plus élevées au centre, ceci étant nous choisissons de calculer la vitesse de déformation au point C.

De la même façon que pour les déformations à déplacement imposé, les vitesses de déformation au centre de l'éprouvette augmentent avec la vitesse de sollicitation.

Dans le Tableau 22 et sur l'histogramme de la Figure 73, figurent les résultats relatifs aux éprouvettes du lot 2.

LOT 2		10 mm/min	1000 mm/min
H12	EP 01	8,21E-04	8,09E-02
	EP 02	7,53E-04	X
	EP 03	X	X
	EP 04	4,67E-04	5,80E-02
	EP 16	1,59E-03	2,43E-01
	MOYENNE	9,07E-04	1,27E-01
148_07	EP 01	9,34E-04	1,37E-01
	EP 02	6,37E-04	1,29E-01
	EP 03	6,70E-04	1,23E-01
	EP 04	5,25E-04	6,77E-02
	EP 16	7,20E-04	1,29E-01
	MOYENNE	6,97E-04	1,17E-01
113_07	EP 01	7,03E-04	8,67E-02
	EP 02	6,62E-04	1,31E-01
	EP 03	4,29E-04	1,00E-01
	EP 04	4,17E-04	1,02E-01
	EP 16	8,49E-04	1,18E-01
	MOYENNE	6,12E-04	1,08E-01
69_08	EP 01	6,63E-04	6,78E-02
	EP 02	9,48E-04	1,19E-01
	EP 03	8,30E-04	1,10E-01
	EP 04	1,13E-03	1,38E-01
	EP 16	9,78E-04	1,22E-01
	MOYENNE	9,09E-04	1,11E-01

Tableau 22: Vitesse de déformation (s-1) au point C – LOT 2

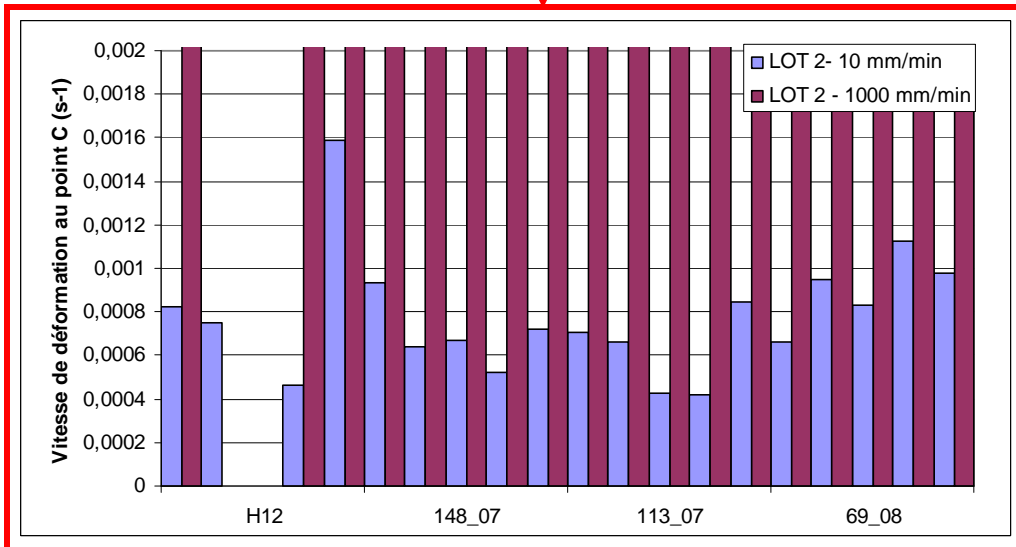
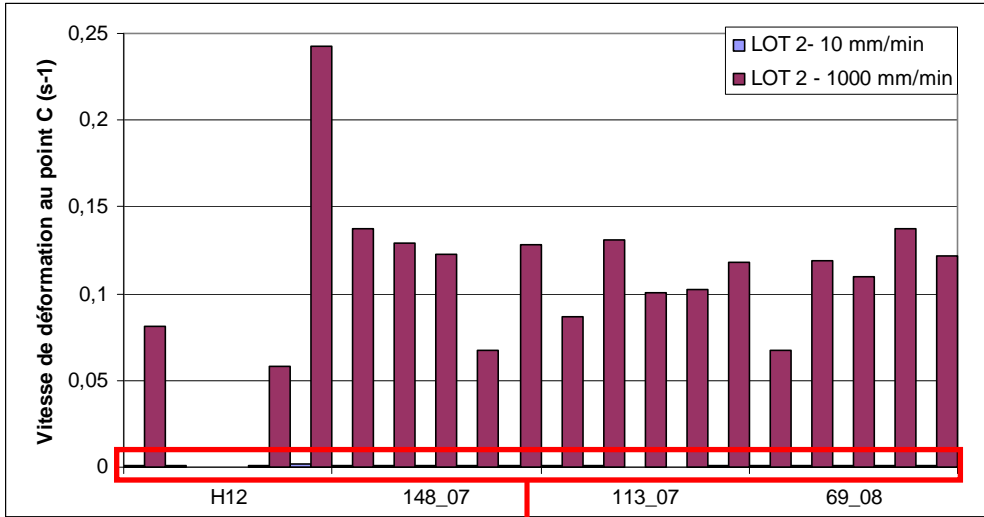


Figure 73: Vitesse de déformation (s-1) au point C - LOT 2

Dans le Tableau 23 et sur l’histogramme de la Figure 74 figurent les résultats relatifs aux éprouvettes du lot 1.

LOT 1		10 mm/min	1 m/s
109	EP 01	1,66E-03	14,416
	EP 02	6,54E-04	13,578
	EP 03	5,81E-04	10,369
	EP 04	X	55,405
	EP 16	1,63E-03	22,955
	MOYENNE	1,13E-03	23,344
110	EP 01	1,26E-03	16,238
	EP 02	8,48E-04	13,483
	EP 03	1,05E-03	X
	EP 04	8,71E-04	19,055
	EP 16	1,11E-03	16,722
	MOYENNE	1,03E-03	16,374
115	EP 01	1,64E-03	20,743
	EP 02	1,26E-03	16,643
	EP 03	1,05E-03	13,456
	EP 04	7,24E-04	18,275
	EP 16	1,42E-03	19,020
	MOYENNE	1,22E-03	17,627
98	EP 01	9,78E-04	18,807
	EP 02	1,04E-03	8,193
	EP 03	6,88E-04	7,948
	EP 04	8,85E-04	9,309
	EP 16	8,82E-04	17,197
	MOYENNE	8,95E-04	12,291
160_06	EP 01	9,49E-04	13,420
	EP 02	1,07E-03	14,047
	EP 03	X	X
	EP 04	9,16E-04	11,050
	EP 16	X	X
	MOYENNE	9,78E-04	12,839
35_08	EP 01	1,14E-03	17,811
	EP 02	1,51E-03	18,934
	EP 03	1,01E-03	17,470
	EP 04	5,94E-04	9,390
	EP 16	1,18E-03	18,297
	MOYENNE	1,08E-03	16,380
04_08	EP 01	8,72E-04	8,392
	EP 02	9,53E-04	13,704
	EP 03	1,06E-03	19,416
	EP 04	9,44E-04	12,268
	EP 16	1,31E-03	16,639
	MOYENNE	1,03E-03	14,084

Tableau 23: Vitesse de déformation (s-1) au point C – LOT 1

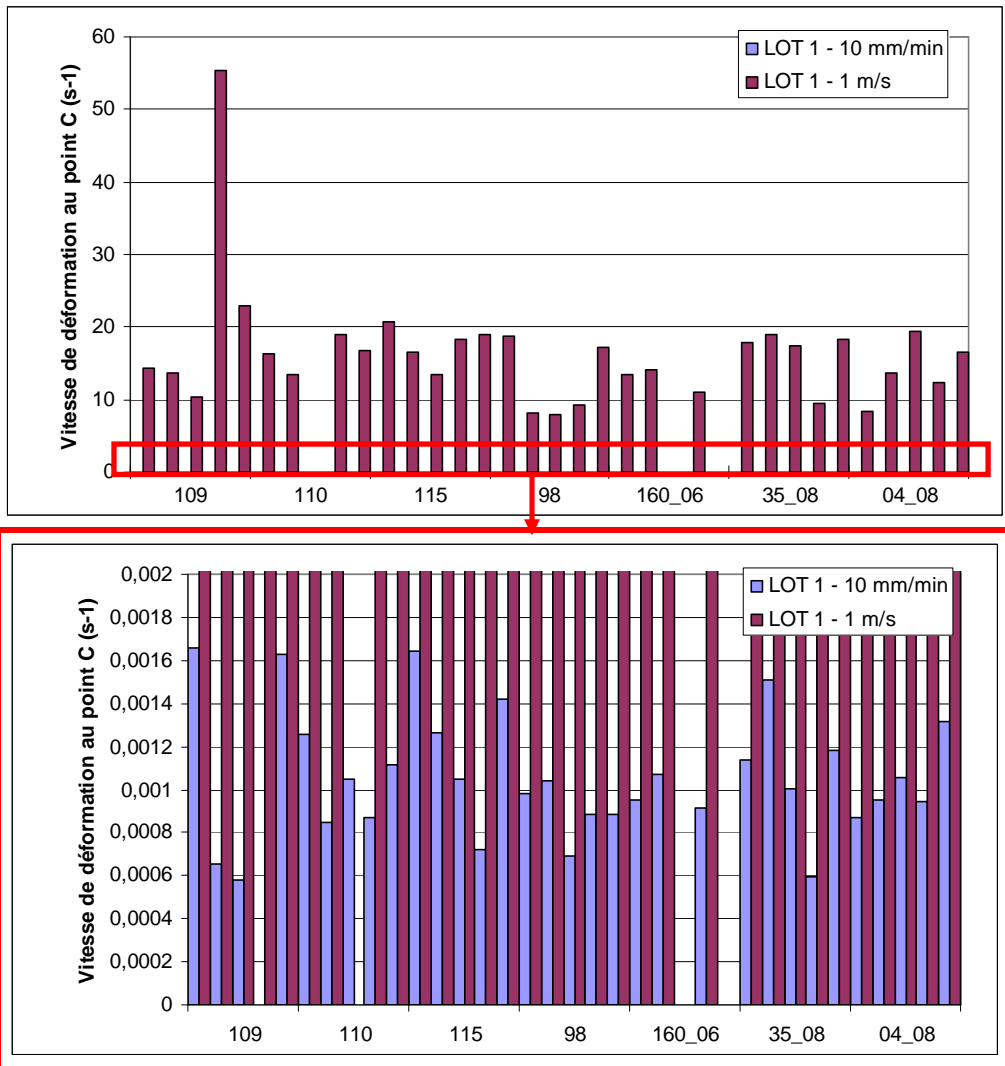


Figure 74: Vitesse de déformation (s-1) au point C - LOT 1

2.1.3.2 Corrélation d'images à 1 m/s

- Exemple de l'éprouvette EP 04 de 109

Sur la courbe d'effort en fonction du temps, la rupture est repérée 0,32 ms après le contact entre l'impacteur et l'éprouvette.

Le contact est repéré sur l'image 0, qui constitue l'image de référence.

Sachant que la vitesse de la caméra est de 8400 i/s les déformations sont calculées sur le fichier image N°3, correspondant à l'image de la séquence la plus proche de la rupture

Les calculs sont effectués sous CORRELI en grandes déformations et par la méthode de Green-Lagrange.

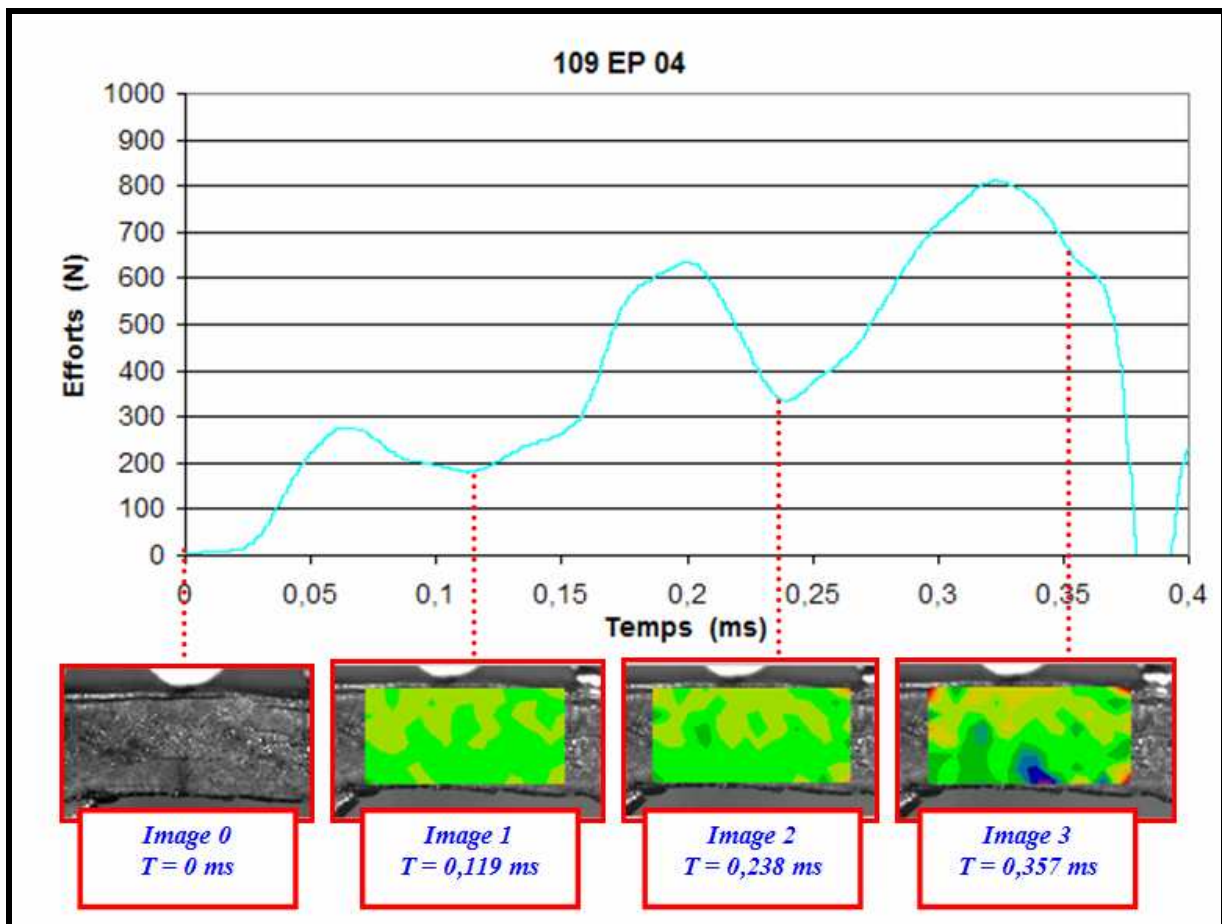


Figure 75: 109 EP 04 – Corrélation d'images

Sur l'image 3 de la Figure 75, la zone où les déformations longitudinales sont les plus élevées est bien visible: l'avantage de la corrélation d'images réside dans le fait qu'elle fournit les valeurs de la déformation longitudinale en tout point de la section latérale.

Ceci se révèle d'une grande utilité dans le cas où la rupture ne se produit pas exactement au centre de la table interne où se situe la jauge C.

Considérons les fichiers images 3 et 4 de la Figure 76: sur l'image 3 la zone où les déformations longitudinales sont maximales, de l'ordre de 1,9 %, est repérée.

La zone correspondante sur l'image 4 est bien celle où a lieu la rupture.

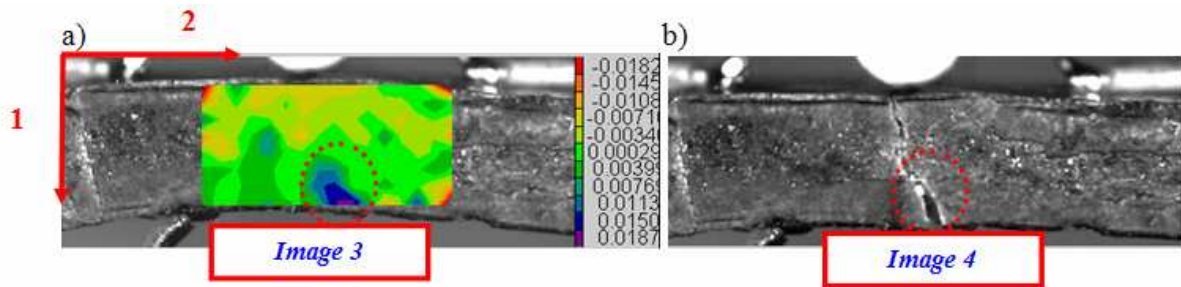


Figure 76: 109 EP 04 – Corrélation d'images
 a) ϵ_{22} avant la rupture b) Localisation de la rupture

▪ Résultats d'ensemble: déformations longitudinales à rupture

	C = zone de rupture
X	Calculs non réalisés

	Eps G (%)	Eps C (%)	Eps D (%)
109			
EP 01	-0,520	0,730	-0,520
EP 02	-0,400	0,500	-0,400
EP 03	-1,800	0,400	-1,800
EP 04	-0,500	1,900	-0,500
EP 16	-0,970	2,470	-0,970
MOYENNE	-0,838	1,200	-0,838
110			
EP 01	-0,260	0,520	-0,260
EP 02	-0,360	0,800	-0,360
EP 03	X	X	X
EP 04	-0,800	0,800	-0,800
EP 16	X	X	X
MOYENNE	-0,473	0,707	-0,473
115			
EP 01	-0,520	1,160	-0,520
EP 02	X	X	X
EP 03	-0,410	0,580	-0,410
EP 04	-0,420	0,990	-0,420
EP 16	X	X	X
MOYENNE	-0,450	0,910	-0,450
98			
EP 01	-0,600	2,000	-0,600
EP 02	-0,700	0,400	-0,700
EP 03	-0,220	0,630	-0,220
EP 04	X	X	X
EP 16	-0,530	0,610	-0,530
MOYENNE	-0,513	0,910	-0,513
160-06			
EP 01	-0,320	0,050	-0,320
EP 02	-0,400	0,120	-0,400
EP 03	X	X	X
EP 04	-0,400	0,400	-0,400
EP 16	X	X	X
MOYENNE	-0,373	0,190	-0,373
35-08			
EP 01	-0,490	0,530	-0,490
EP 02	-0,440	0,460	-0,440
EP 03	-0,200	0,700	-0,200
EP 04	-2,700	0,360	-2,100
EP 16	-0,440	0,640	-0,440
MOYENNE	-0,854	0,538	-0,734
04_08			
EP 01	-0,300	0,800	-0,300
EP 02	-0,600	0,750	-0,600
EP 03	-0,370	0,300	-0,370
EP 04	-0,360	0,600	-0,360
EP 16	-0,300	0,600	-0,300
MOYENNE	-0,386	0,610	-0,386

Tableau 24: Déformations longitudinales à rupture (%) relevées par corrélation sur la section latérale

Pour certaines éprouvettes, les calculs de corrélation n'ont pu être réalisés.

D'autre part, la zone correspondant au point C n'est pas obligatoirement celle où intervient la rupture: dans ce cas, la corrélation d'images se révèle d'une grande utilité dans la mesure où elle fournit les valeurs de déformation à l'endroit exact de la rupture (Tableau 24).

Déformations à rupture (Corrélation d'images)					
	Min	Moyenne	Max	Ecart-type	Nombre échantillons
Eps G (%)	-2,7	-0,58	-0,20	0,51	28
Eps C (%)	0,05	0,74	2,47	0,55	28
Eps D (%)	-2,1	-0,56	-0,20	0,43	28

Tableau 25: Déformations longitudinales moyennes à rupture (%)

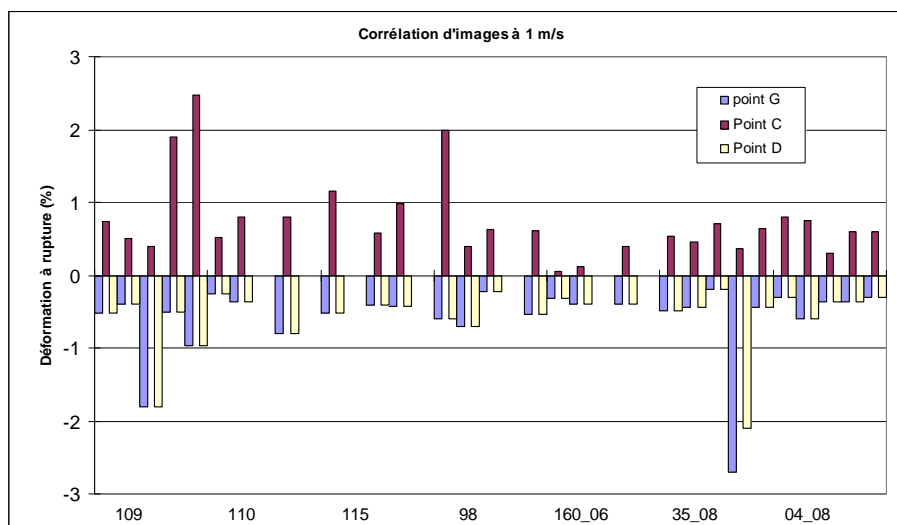


Figure 77: Déformations longitudinales à rupture aux points G, C et D

Les déformations à rupture sont relativement proches aux points G et D et restent inférieures en valeur absolue, à celles relevées au point C (Tableau 25 et Figure 77).

D'autre part, en considérant le Tableau 25, nous remarquons que les valeurs moyennes de déformations à rupture relevées par corrélation sont assez proches de celles relevées par les jauges (Tableau 21). Néanmoins l'écart-type est plus élevé.

Les différences relevées pour certaines éprouvettes s'expliquent par le choix plus ou moins aléatoire du temps de référence et des zones correspondant aux points G, C et D pour le procédé de corrélation d'images.

- Résultats d'ensemble : déformations longitudinales à rupture et vitesses de déformation au centre de l'éprouvette sur la table interne (Point C)

L'évolution des vitesses de déformation est semblable à celle des déformations à rupture au point C (Figure 78 et Figure 79).

Les vitesses de déformation varient énormément selon les éprouvettes, et ce même lorsque celles-ci sont issues d'un même sujet.

Ceci s'explique par le fait que la vitesse de déformation est liée d'une part à la géométrie des échantillons, et d'autre part à la vitesse de déplacement, qui montre elle aussi une forte dispersion (Figure 79).

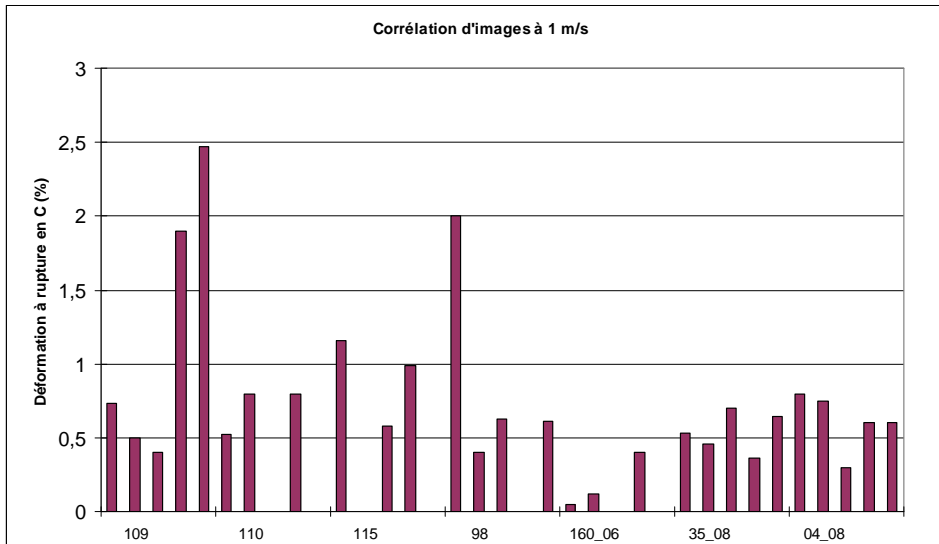


Figure 78: Déformations longitudinales à rupture au centre de l'éprouvette sur la table interne
Corrélation d'images à 1 m/s

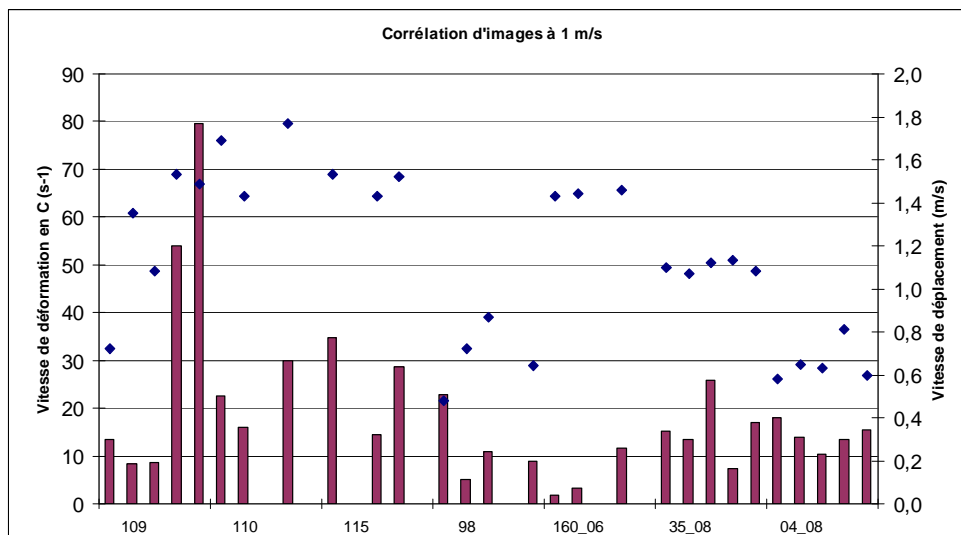


Figure 79: Vitesse de déformation (s-1) au centre de l'éprouvette sur la table interne et vitesse de déplacement (m/s) – Corrélation d'images à 1 m/s

En conséquence des remarques précédentes, la corrélation d'images fournit des résultats moins précis que les jauges mais permet de calculer les déformations à l'endroit exact de la rupture.

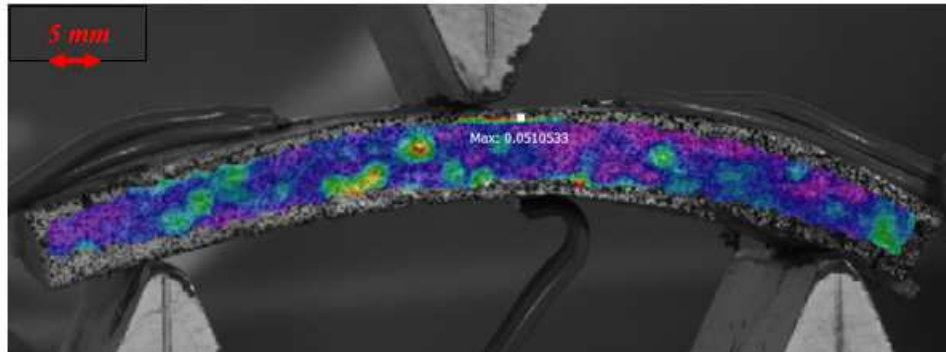
2.1.3.3 Stéréocorrélation d'images à 10 mm/min

- Eprouvette 69_08 EP 02 à 9 mm/min

Le contact est repéré sur le fichier image N° 46.

L'effort maximal, 55,6 N est relevé sur le fichier image N° 49. Le temps nécessaire pour atteindre l'effort maximal vaut alors 0,6 s.

Le calcul des déformations sera ainsi effectué sur le fichier image N° 49.



**Figure 80: 69_08 EP 02 – Vo = 9 mm/min - Erreur maximale relevée sur le fichier image N°49
Stéréocorrélation d'images**

Préalablement au calcul des déformations longitudinales, nous relevons sur le fichier image N° 49, une erreur maximale de 0,051 pixels (Figure 80).

Celle-ci est repérée près du point d'impact, ce qui paraît logique.

En ouvrant l'image avec le logiciel Image J®, nous obtenons la taille des différents éléments présents sur celle-ci en pixels. Connaissant les dimensions de l'éprouvette en mm, nous en déduisons facilement que la résolution est de 0,12 mm/pixel.

L'erreur maximale vaut ainsi $0,12 \times 0,051 = 6,12 \times 10^{-3} \text{ mm}$, ce qui reste une valeur faible au regard du déplacement de l'éprouvette.

Suite à cela, les déformations longitudinales sont relevées sur le fichier image N° 49 au niveau des points G, C et D (Figure 81 et Figure 82).

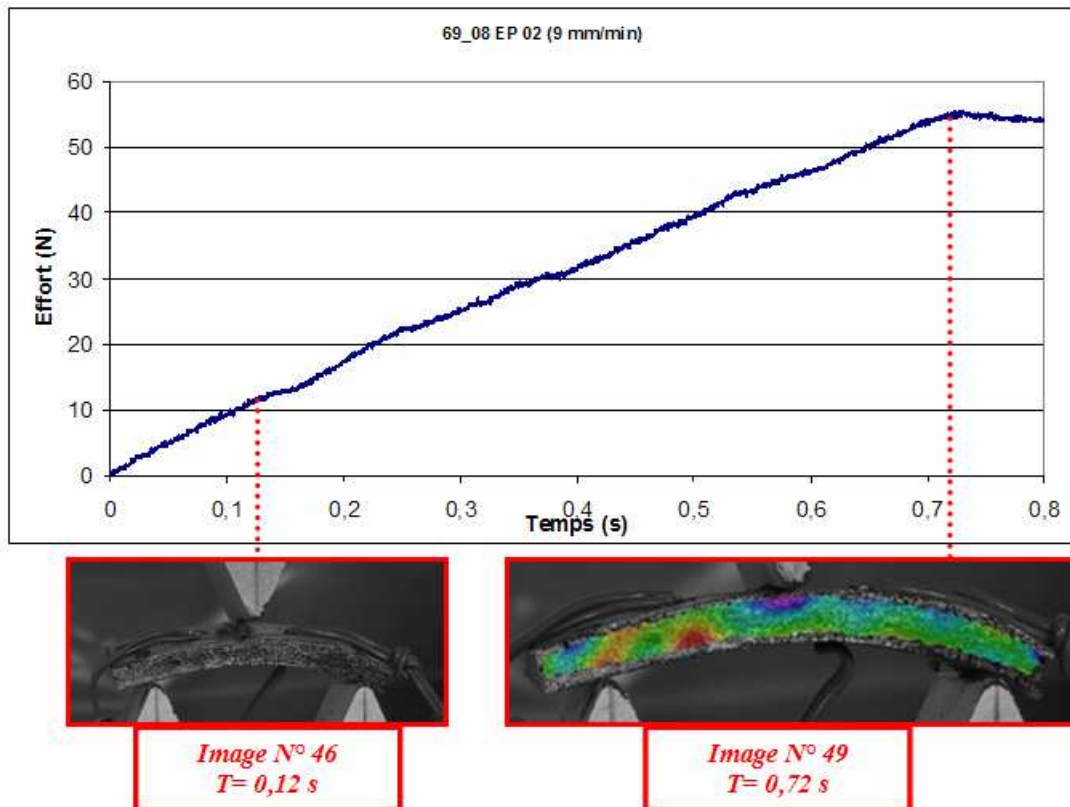


Figure 81: 69_08 EP 02 - $V_0 = 9$ mm/min - Stéréocorrélation d'images

Les résultats sont exprimés en termes de valeurs moyennées: le logiciel permet en effet de sélectionner une zone sur laquelle il effectue la moyenne des déformations.

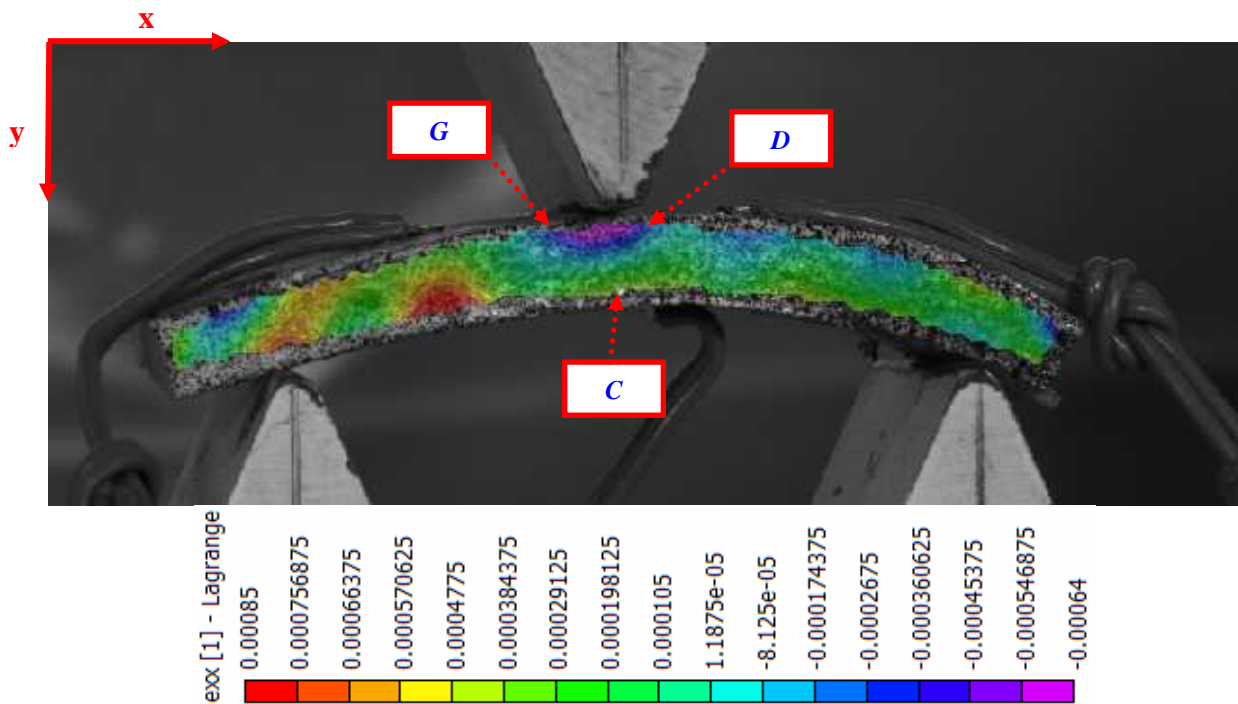


Figure 82: 69_08 EP 02 - $V_0 = 9$ mm/min - Déformations longitudinales maximales
Stéréocorrélation d'images

Sur les zones considérées, nous obtenons les valeurs suivantes (Figure 82):

$$\begin{aligned} \varepsilon_G &= -0,025\% \\ \varepsilon_C &= 0,034\% \\ \varepsilon_D &= -0,023\% \end{aligned}$$

$$\dot{\varepsilon}_C = \frac{0,00034}{0,6} = 5,67 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$$

Le calcul du déplacement selon la normale à l'éprouvette est effectué sur le fichier image N° 49.

Le déplacement « hors-plan » maximal est localisé en-dessous de l'impacteur et vaut 0,15 mm (Figure 83).

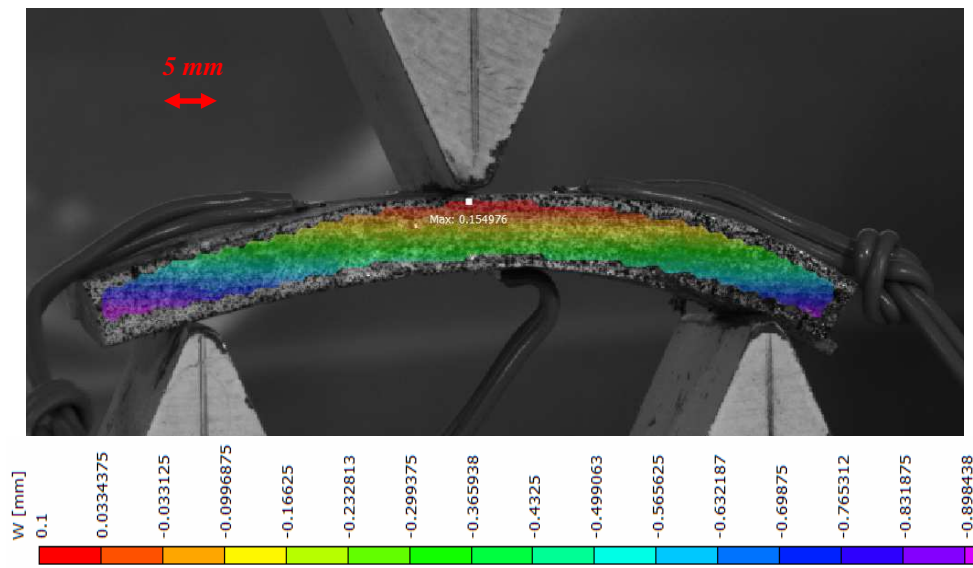


Figure 83: 69_08 EP 02 – Vo = 9 mm/min - Déplacement selon la normale à la section latérale de l'éprouvette - Stéréocorrélation d'images

- Résultats d'ensemble: déformations longitudinales maximales et vitesses de déformation au centre de l'éprouvette sur la table interne (Point C)

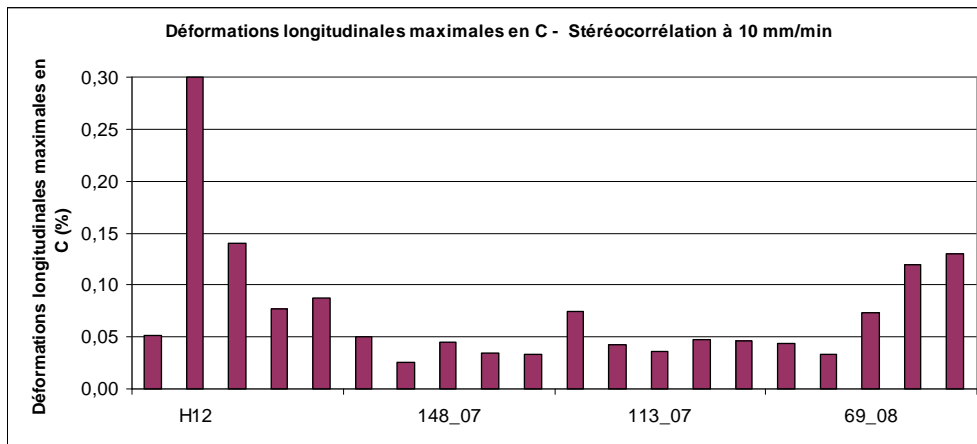


Figure 84: Déformations longitudinales maximales au centre de l'éprouvette sur la table interne Stéréocorrélation d'images à 10 mm/min

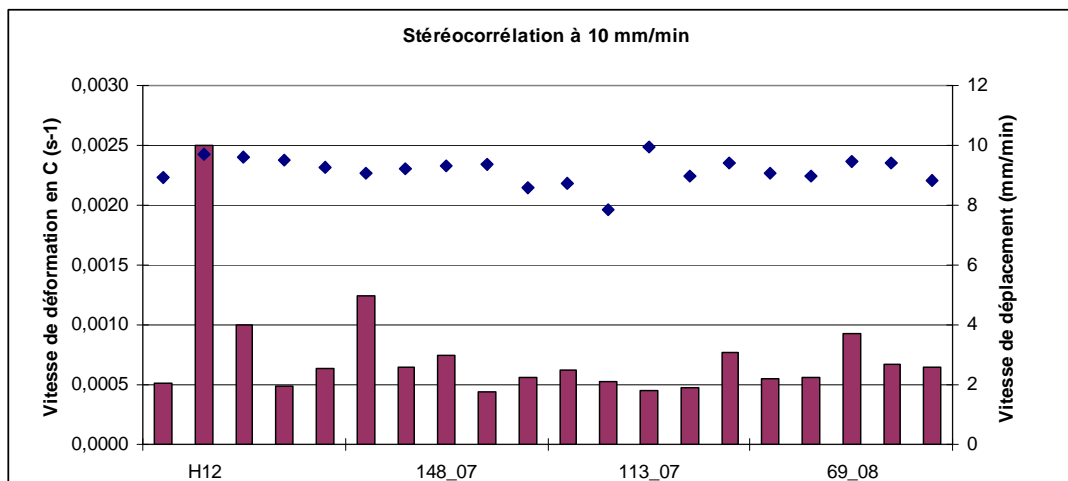


Figure 85: Vitesse de déformation (s-1) au centre de l'éprouvette sur la table interne et vitesse de déplacement (mm/min) – Stéréocorrélation d'images à 10 mm/min

Les vitesses de déformation par éprouvette (Figure 85) suivent la même évolution que les déformations maximales relevées au centre de l'éprouvette sur la table interne par stéréocorrélation d'images à 10 mm/min (Figure 84).

D'autre part les résultats sont homogènes hormis pour l'éprouvette EP 02 du sujet H12 qui montre des valeurs élevées par rapport au reste de la population.

2.1.3.4 Stéréocorrélation d'images à 1000 mm/min

- Exemple pour 69_08 EP 02 à 825,46 mm/min:

Pour les images traitées à 1000 mm/min, étant donné une faible vitesse caméra comparativement à la vitesse de sollicitation, le fichier image précédent celui où apparaît l'effort maximal représente l'éprouvette bien avant le temps de contact.

Ainsi, à cette vitesse de sollicitation, seul le fichier image sur lequel apparaît l'effort maximal est repéré afin de calculer les déformations maximales aux points G, C et D.

Les vitesses de déformation sont calculées sur la base de temps séparant deux fichiers, soit 0,2 s et sont donc à considérer avec un certain recul étant donné que les temps d'essai à 1000 mm/min sont nettement inférieurs. Pour cette raison, les résultats relatifs aux vitesses de déformation relevées par stéréocorrélation à 1000 mm/min ne sont pas présentés dans ce chapitre.

Dans le cas de l'éprouvette EP 02 de 69_08, l'effort maximal, de 461 N correspond au fichier N° 8 (Figure 86).

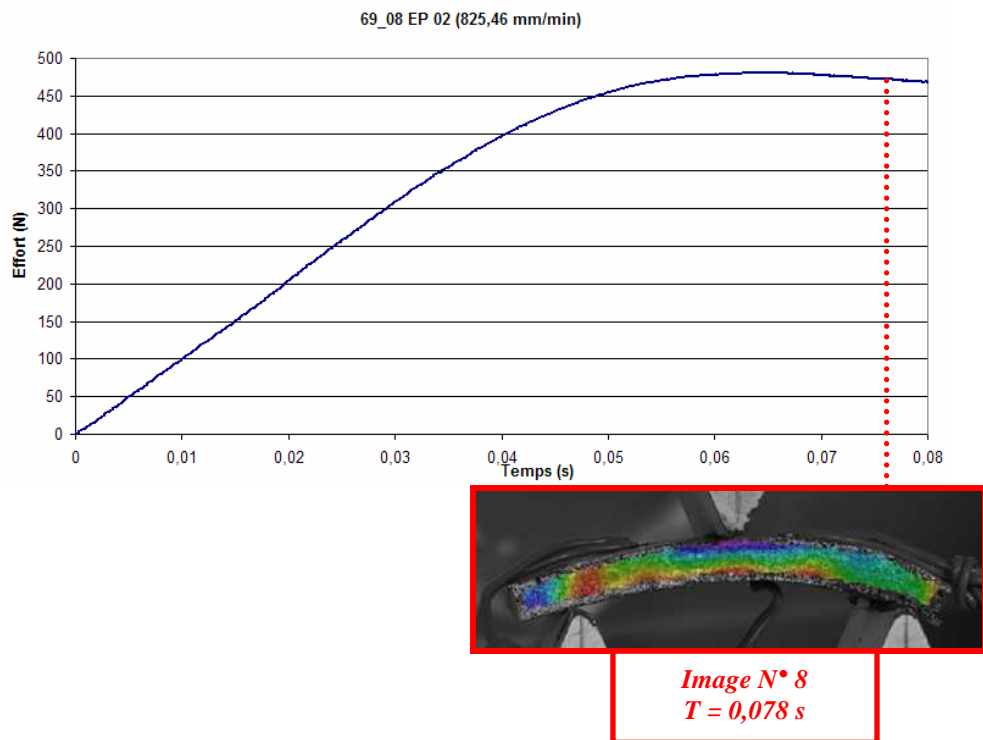


Figure 86: 69_08 EP 02 - $V_0 = 825,46$ mm/min – Stéréocorrélation d'images

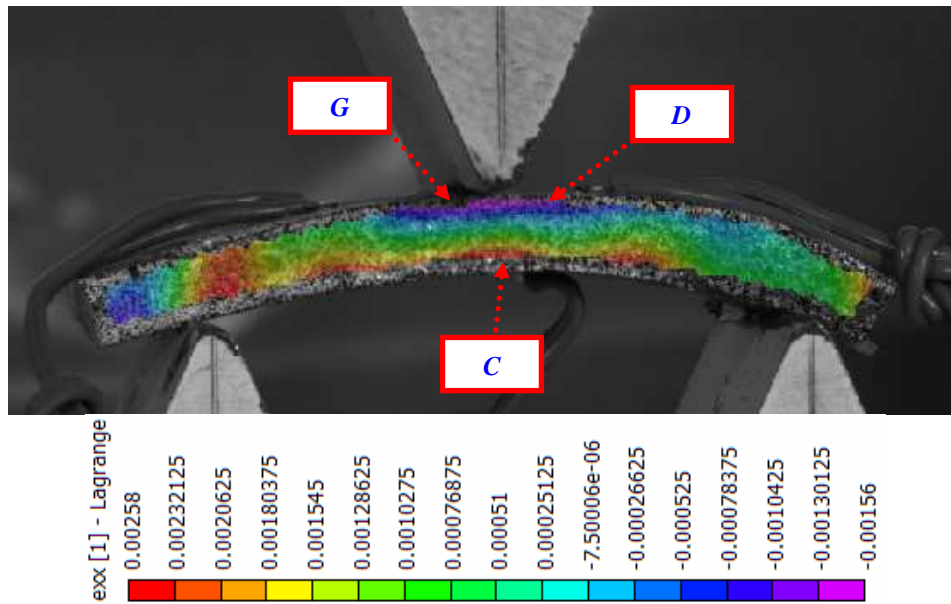


Figure 87: 69_08 EP 02 – $V_0 = 825,46$ mm/min - Déformations longitudinales maximales
Stéréocorrélation d'images

Voici les valeurs de déformations longitudinales moyennes que fournit le logiciel sur les zones considérées (Figure 87):

$\varepsilon_G = -0,103 \%$
$\varepsilon_C = 0,2168 \%$
$\varepsilon_D = -0,1253 \%$

A cette vitesse les déplacements « hors plan » deviennent relativement élevés. Sur le fichier image N° 8, le déplacement maximal selon la normale à l'éprouvette est toujours localisé sous l'impacteur et vaut 1,8 mm (Figure 88).

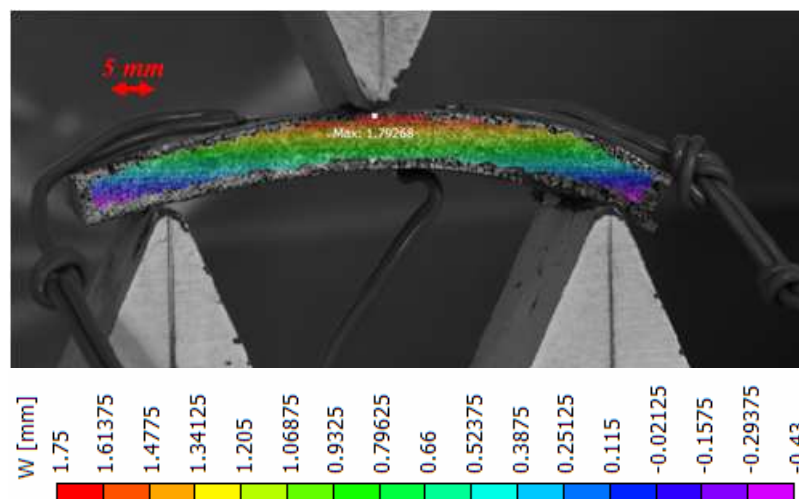


Figure 88: 69_08 EP 02 – $V_0 = 825,46$ mm/min - Déplacement selon la normale à la section latérale de l'éprouvette – Stéréocorrélation d'images

2.1.3.5 Comparaison des procédés de mesure des déformations: vitesses de déformation au centre de l'éprouvette sur la table interne (Point C)

Nous remarquons que les vitesses de déformation moyennes au point C sont assez semblables selon les différents procédés de mesure.

D'autre part, il s'agit d'un paramètre qui augmente avec la vitesse de sollicitation (Tableau 26).

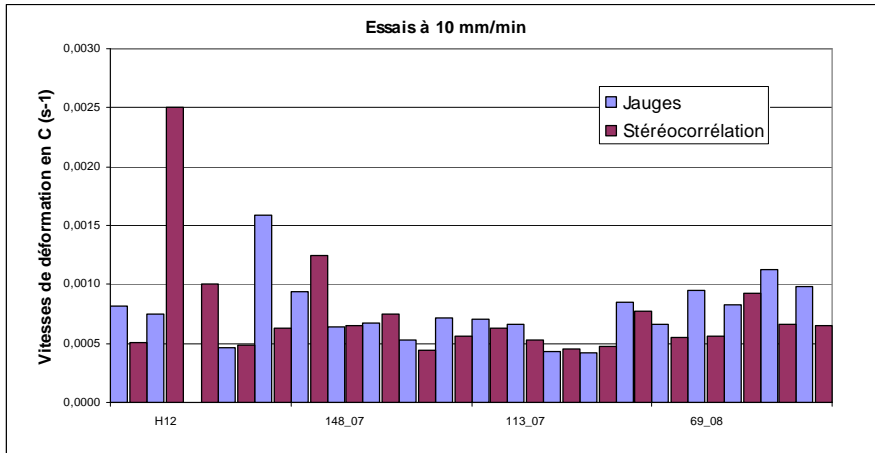
Vitesse de déformation en C (s-1)									
Vitesse de sollicitation	Jauges			Stéréocorrélation			Corrélation		
	Moyenne	Ecart-type	N	Moyenne	Ecart-type	N	Moyenne	Ecart-type	N
10 mm/min	0,0010	0,0002	51 (LOTS 1 et 2)	0,0007	0,0002	20 (LOT2)	x	x	x
1000 mm/min	0,12	0,0085	18 (LOT2)	0,0220	0,0122	14 (LOT2)	x	x	x
1 m/s	16,13	3,75	32 (LOT1)	x	x	x	18,45	9,25	28 (LOT1)

Tableau 26: Vitesses de déformation moyennes au centre de l'éprouvette sur la table interne (s-1)

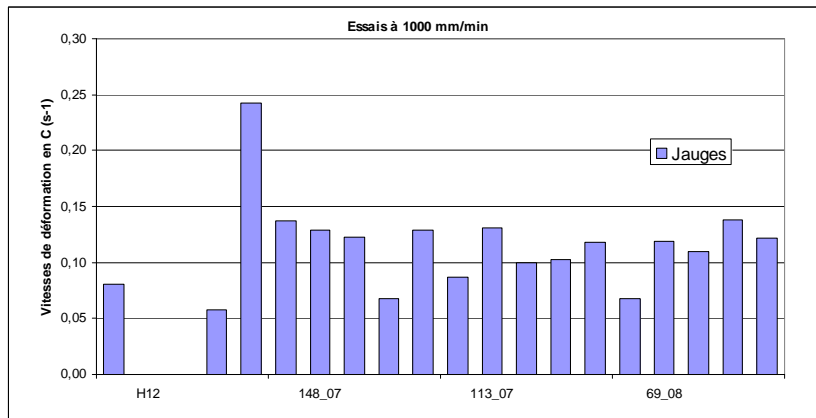
Les histogrammes de la Figure 89 représentent les vitesses de déformation par éprouvette, calculées au centre de l'éprouvette sur la table interne, par vitesse de sollicitation, au moyen des différents procédés décrits précédemment. Ils confirment l'augmentation de la vitesse de déformation avec la vitesse de sollicitation et montrent que selon les éprouvettes, les vitesses de déformation sont plus ou moins proches.

Les écarts importants constatés pour certaines éprouvettes peuvent être expliqués par le choix aléatoire du temps de référence pour les procédés de corrélation et de stéréocorrélation d'images.

a)



b)



c)

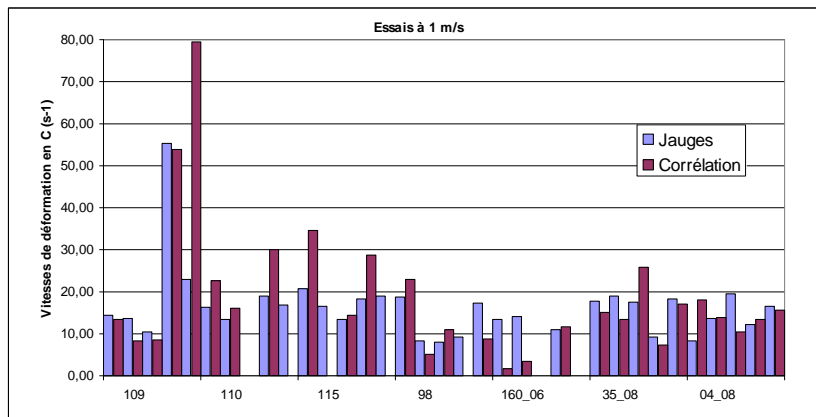


Figure 89: Vitesses de déformation au point C (s-1)

a) Essais à 10 mm/min b) Essais à 1000 mm/min c) Essais dynamiques à rupture à 1 m/s

2.2 Influence de la vitesse de sollicitation

2.2.1 Variation de la raideur sécante

Considérons les courbes d'effort en fonction du déplacement pour deux éprouvettes testées respectivement à 10 mm/min et 1 m/s (Figure 90) et à 10 mm/min et 1000 mm/min (Figure 91):

- L'éprouvette EP 12 du sujet 160_06 testée à 10 mm/min sur la H5KT et à rupture à 0,97 m/s sur « puits de chute »:

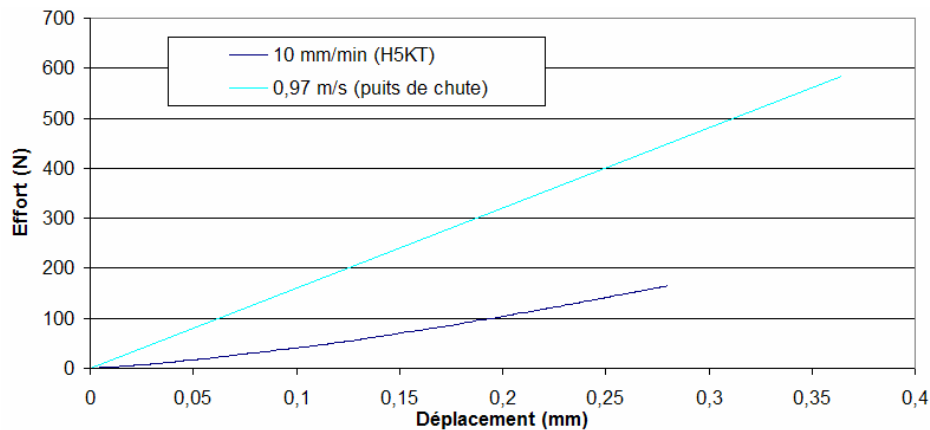


Figure 90: Courbes d'effort en fonction du déplacement à $V_o = 10$ mm/min et à $V_o = 0,97$ m/s (Eprouvette EP 12 de 160_06)

- L'éprouvette EP 12 de 148_07 testée à 8,81 mm/min et à 847,83 mm/min sur la JFC:

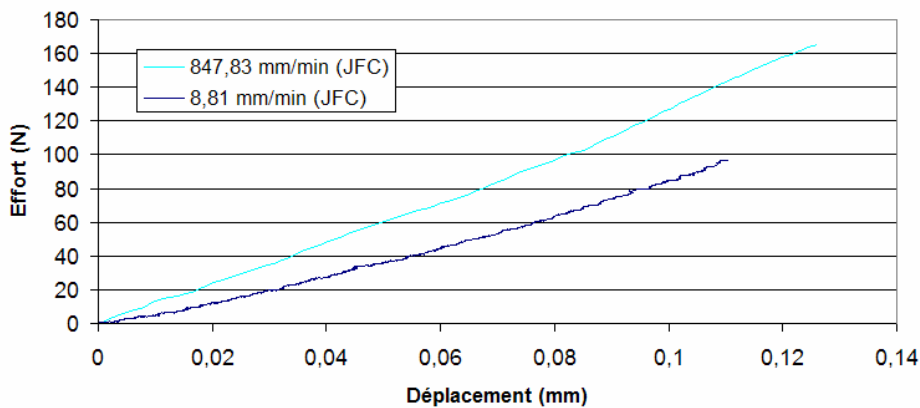


Figure 91: Courbes d'effort en fonction du déplacement à $V_o = 8,81$ mm/min et à $V_o = 847,83$ mm/min (Eprouvette EP 12 de 148_07)

Dans la gamme des vitesses considérée, c'est-à-dire entre 10 mm/min et 1 m/s, l'augmentation de celle-ci entraîne l'augmentation des propriétés mécaniques, en termes de raideurs sécantes, comme le montrent les courbes ci-dessus.

Ces résultats sont confirmés par les valeurs moyennes de la raideur sécante, répertoriées dans le Tableau 27 et dans les tableaux de la Figure 92 et de la Figure 93, respectives aux lots 1 et 2.

Vitesse de sollicitation	N	Moyenne	Ecart-type
10 mm/min	205	502,73	308,44
1000 mm/min	56	881,08	461,35
1 m/s	126	1305,70	784,16

Tableau 27: Raideur sécante par vitesse d'essai (N/mm)

Zone et orientation	Raideur sécante (N/mm) - LOT 1					
	10 mm/min			1 m/s		
	Moyenne	Ecart-type	N	Moyenne	Ecart-type	N
PD	487,61	260,46	35	1209,53	739,97	34
PG	489,99	253,97	32	1300,29	487,64	31
F	695,65	420,01	34	1826,16	897,60	34
S	599,80	302,02	14	1011,25	590,90	13
T	264,12	124,54	14	560,70	435,06	14
0°	426,59	271,76	33	1162,12	1067,08	32
45°	496,61	226,08	26	1484,94	778,35	25
90°	592,91	367,52	70	1307,35	613,12	69

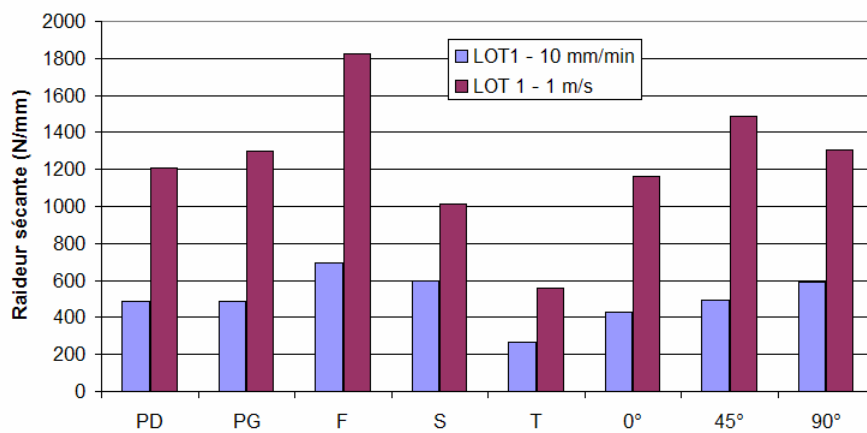


Figure 92: Raideur sécante (LOT 1) - Influence de la vitesse de sollicitation

Zone et orientation	Raideur sécante (N/mm) - LOT 2					
	10 mm/min			1000 mm/min		
	Moyenne	Ecart-type	N	Moyenne	Ecart-type	N
PD	495,71	271,16	20	979,01	475,23	15
PG	419,60	214,36	20	874,78	441,47	13
F	543,55	321,14	20	849,88	468,81	15
S	391,13	299,01	8	1161,46	509,51	6
T	282,50	155,79	8	509,43	197,11	7
0°	377,57	208,58	20	692,66	349,70	19
45°	410,04	198,93	16	965,05	424,39	9
90°	511,36	312,62	40	981,94	510,67	28

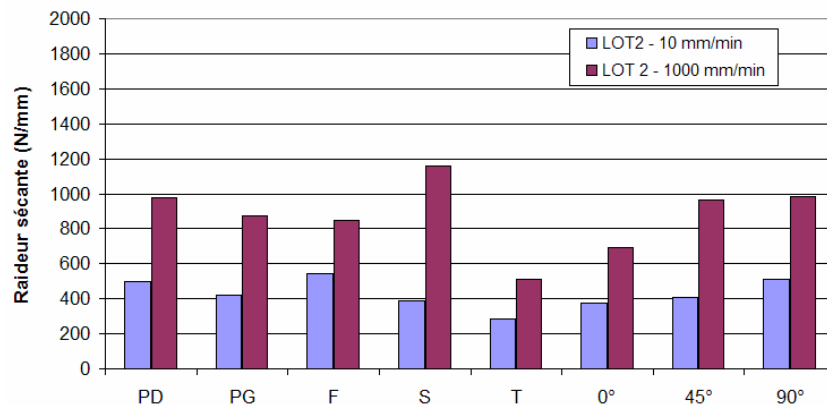


Figure 93: Raideur sécante (LOT 2) - Influence de la vitesse de sollicitation

2.2.2 Variation du module d'élasticité équivalent

Vitesse de sollicitation	N	Moyenne	Ecart-type
10 mm/min	199	3828,35	3284,96
1000 mm/min	55	5769,68	3621,71
1 m/s	123	9393,93	7479,20

Tableau 28: Module d'élasticité équivalent par vitesse d'essai (MPa)

Zone et orientation	Module d'élasticité équivalent (Mpa)								
	10 mm/min			1000 mm/min			1 m/s		
	Moyenne	Ecart-type	N	Moyenne	Ecart-type	N	Moyenne	Ecart-type	N
PD	3736,46	2876,16	55	4425,65	2180,73	15	9632,66	7606,87	34
PG	4531,13	4808,45	52	6126,39	5352,49	13	11202,18	9956,14	31
F	3279,60	1999,63	53	6460,65	3473,65	15	8151,83	4757,97	34
S	2038,39	923,61	20	4110,54	1335,36	6	4088,46	2920,04	11
T	5585,80	2600,57	19	8288,65	2432,96	6	12195,35	6717,44	13
0°	3679,43	2513,56	50	5456,52	3094,15	18	9474,60	6969,24	31
45°	3371,87	2214,92	41	6126,85	4342,35	9	8869,86	5002,56	25
90°	4070,58	3884,80	108	5856,20	3808,29	28	9552,14	8490,66	67

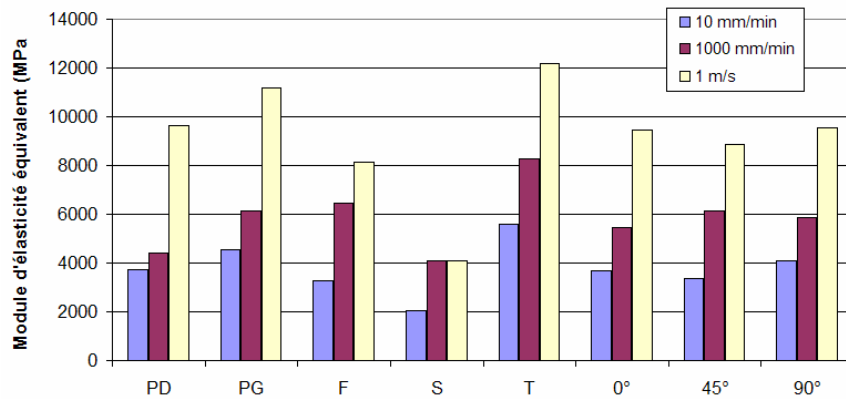


Figure 94: Module d'élasticité équivalent - Influence de la vitesse de sollicitation

Le Tableau 28 et les histogrammes représentant le module d'élasticité par zone et orientation confirment la tendance déjà remarquée en termes de raideurs sécantes (Figure 94).

Néanmoins, il est important de noter que les éprouvettes situées au niveau des sutures (S), se caractérisent par des modules relativement faibles et que leur comportement mécanique semble peu affecté par l'augmentation de la vitesse, de 1000 mm/min à 1 m/s. Cela met en avant le fait que, de par leur aspect, les sutures représentent une zone au comportement mécanique particulier.

2.3 Influence du mode de conservation

Pour la détermination de l'influence du mode de conservation sur les propriétés mécaniques, nous avons pris en compte les valeurs du module d'élasticité équivalent pour les essais de flexion à 10 mm/min.

Etant donné que nous ne disposons pour cette campagne que d'un seul sujet congelé, qui plus est de sexe féminin, nous avons inséré les sujets congelés T30 à T36 issus de la campagne de thèse de Rémi Delille [DEL 07]:

Mode de conservation	N	Moyenne	Ecart-type
FRAIS	70	3717,61	3058,45
WINCKLER	110	4324,58	3494,05
CONGELE	120	9471,36	11916,28

Tableau 29: Module d'élasticité équivalent par mode de conservation à 10 mm/min (MPa)

Le Tableau 29 montre que la conservation dans une solution de Winckler augmente la rigidité des échantillons par rapport à l'état frais de 16 %. Cependant la différence est moins notable, comparativement à la congélation qui est à l'origine d'une augmentation moyenne du module d'élasticité équivalent de 154 %.

Ceci est en accord avec les résultats de Delille [DEL 07], qui a montré que la congélation entraînait une augmentation de près de 200 % du module d'élasticité par rapport à l'état frais.

Zone et orientation	Module d'élasticité équivalent (Mpa)								
	FRAIS			WINCKLER			CONGELE		
	Moyenne	Ecart-type	N	Moyenne	Ecart-type	N	Moyenne	Ecart-type	N
PD	3511,46	2020,54	20	4254,48	3392,66	30	13132,14	20098,56	33
PG	4627,17	4903,68	19	5082,24	5001,46	28	8106,34	5896,13	31
F	3190,74	1817,84	19	3702,13	2031,98	29	9282,71	7157,79	40
S	2022,86	457,77	6	2293,11	952,90	12	5037,36	2759,25	16
T	4887,66	2333,15	6	6444,33	2636,63	11	X	X	X
0°	3032,98	2176,63	18	4453,32	2656,60	27	12010,57	12188,84	24
45°	3494,38	1843,86	14	3773,82	2308,11	23	11400,22	18521,82	31
90°	4124,15	3695,44	38	4477,77	4160,31	60	7613,89	6488,68	65

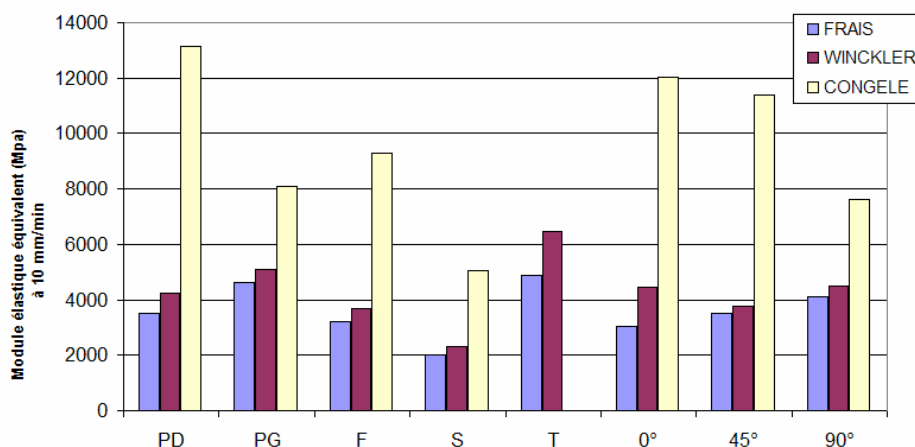


Figure 95: Module d'élasticité équivalent à 10 mm/min - Influence du mode de conservation

Comparativement à l'état « frais », l'histogramme de la Figure 95 confirme qu'une conservation dans le Winckler a pour effet d'augmenter les propriétés mécaniques, mais dans une moindre mesure que la congélation.

Dans un souci de rigueur, nous devons également prendre en compte les temps de conservation:

- pour la conservation dans une solution de Winckler, les temps de conservation sont compris entre trois mois et un an et demi, avec une moyenne de onze mois,
- pour la congélation, les temps de conservation sont compris entre un mois et un an et demi, avec une moyenne de sept mois.

Le but de la conservation étant de se rapprocher le plus possible de l'état « frais » du point de vue du comportement mécanique, nous pouvons avancer, au stade de cette étude, que pour l'os crânien, la conservation dans une solution de Winckler est une technique préférable à la congélation. Cette constatation va dans le sens des résultats de Crandall [CRA 94], qui avance que l'embaumement dans un fluide de conservation entraîne une baisse des propriétés mécaniques de l'ordre de 7 % comparativement à l'état frais.

2.4 Caractérisation de la rupture

Les paramètres à rupture sont relatifs aux essais de flexion trois points réalisés dans le domaine dynamique sur le mini « puits de chute », à une vitesse de l'ordre du m/s.

Les efforts à rupture relevés concernent les 126 éprouvettes du LOT 1.

Les valeurs de l'effort à rupture s'échelonnent de 10,85 N à 2177,8 N avec une moyenne de 653,62 N et un écart-type de 397,12 N (Tableau 30).

Effort a rupture (N)					
Eprouvette	Min	Moyenne	Max	Ecart-type	Nombre d'échantillons
EP 01	339,80	570,17	751,41	159,95	7
EP 02	401,30	606,57	827,10	157,24	7
EP 03	288,50	471,10	702,90	200,23	5
EP 04	27,70	575,83	1131,13	404,19	7
EP 05	419,10	678,44	1258,70	343,78	5
EP 06	196,00	545,80	1348,10	424,34	6
EP 07	173,40	591,66	1192,00	342,05	7
EP 08	294,20	656,09	1392,30	386,35	7
EP 09	721,20	910,86	1368,60	284,17	7
EP 10	736,50	1016,93	1570,00	305,07	7
EP 11	441,50	859,47	1472,70	399,44	7
EP 12	464,60	970,67	2164,10	659,02	7
EP 13	114,50	555,86	823,70	263,24	7
EP 14	155,90	532,92	1060,60	311,52	6
EP 16	487,10	978,92	2177,80	635,68	6
EP 17	10,85	233,61	481,00	164,00	7
EP 18	142,00	310,56	754,00	220,01	7
EP 20	177,60	653,06	1238,40	389,04	7
EP 21	210,40	669,04	1247,60	365,71	7

Tableau 30: Effort à rupture moyen par éprouvette (N)

Les valeurs de raideur sécante pour les essais à 1 m/s s'échelonnent de 49,46 N/mm à 4949,55 N/mm avec une moyenne de 1305,7 N/mm et un écart-type de 784,16 N/mm (Tableau 31).

Raideur sécante (N/mm)					
Eprouvette	Min	Moyenne	Max	Ecart-type	Nombre d'échantillons
EP 01	953,33	1444,21	1821,54	354,18	7
EP 02	470,43	1088,53	1981,43	526,01	7
EP 03	692,41	1207,82	1647,22	378,79	5
EP 04	49,46	1301,55	3057,11	1014,84	7
EP 05	899,43	1776,09	2517,40	605,28	5
EP 06	296,97	1338,71	3370,25	1091,48	6
EP 07	361,25	988,70	1618,00	421,28	7
EP 08	459,69	1136,06	2320,50	612,00	7
EP 09	928,38	1845,83	2811,92	611,54	7
EP 10	1398,33	2110,01	2715,90	456,16	7
EP 11	371,01	1383,51	2542,75	866,37	7
EP 12	894,71	1503,73	2716,00	575,56	7
EP 13	163,57	1062,61	2059,25	656,53	7
EP 14	194,88	951,34	1526,90	559,25	6
EP 16	746,10	2364,64	4949,55	1561,93	6
EP 17	105,64	617,70	1643,94	513,21	7
EP 18	129,09	503,71	1256,67	373,01	7
EP 20	265,07	1201,25	2064,00	536,30	7
EP 21	457,39	1194,15	1782,29	446,99	7

Tableau 31: Raideur sécante moyenne par éprouvette à 1 m/s (N/mm)

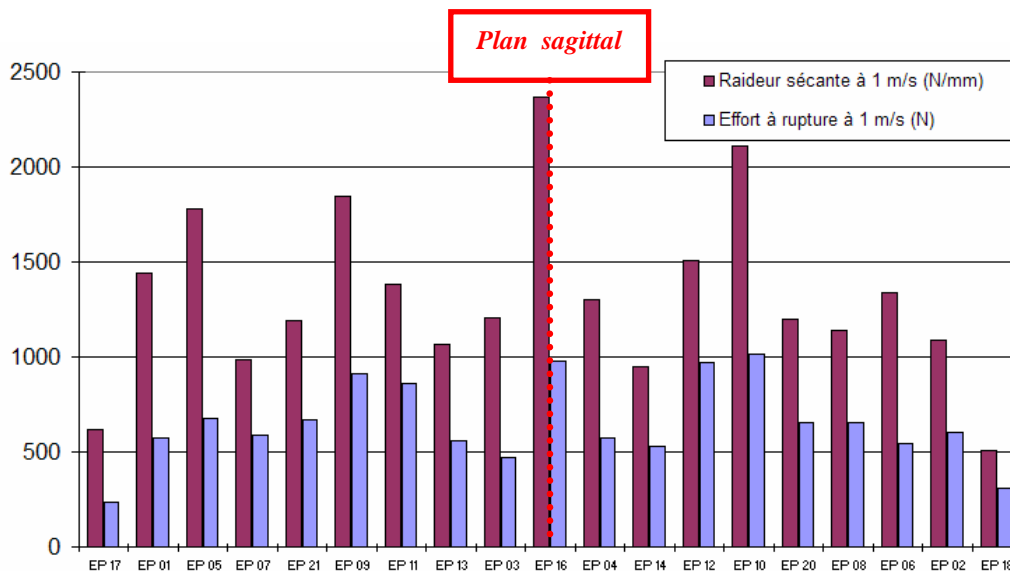


Figure 96: Os crânien humain - Raideur sécante et effort à rupture moyens par éprouvette

L'histogramme de la Figure 96 montre que la raideur sécante et l'effort à rupture suivent la même évolution en fonction de l'emplacement de l'éprouvette sur le crâne; celui-ci met en avant une fois de plus la symétrie des propriétés par rapport à la suture sagittale.

D'autre part, pour chaque éprouvette, la raideur semble valoir le double de l'effort à rupture. Forts de ce constat, nous avons mis en avant une relation entre la raideur sécante moyenne par éprouvette à 1 m/s et l'effort à rupture moyen par éprouvette (Figure 97):

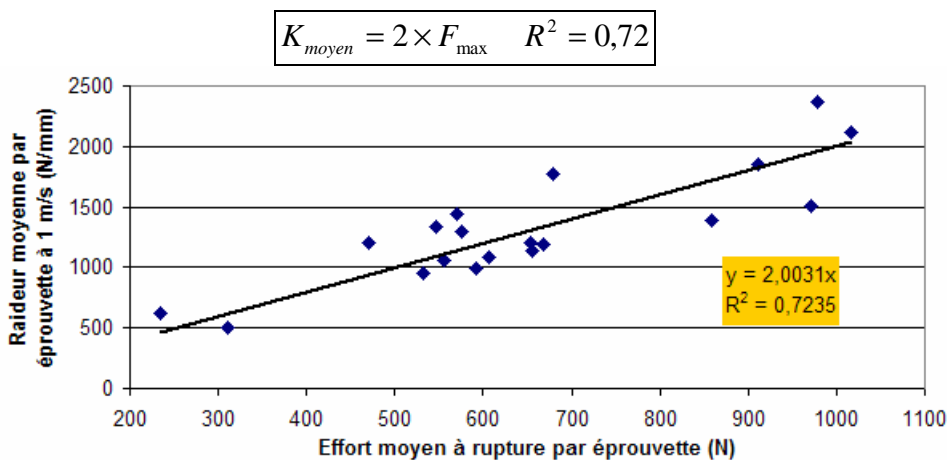


Figure 97: Relation entre l'effort à rupture moyen par éprouvette (N) et la raideur sécante moyenne par éprouvette (N/mm)

2.5 Conclusion

Ce paragraphe expose en premier lieu, les valeurs de raideur sécante et de module d'élasticité équivalent établies à 10 mm/min. Ces paramètres, fortement liés à la géométrie ainsi qu'à la densité réelle et à l'épaisseur, varient en fonction:

- de la zone de prélèvement et de l'orientation sur la boîte crânienne, et témoignent de la symétrie par rapport à la suture sagittale,
- du mode de conservation, la congélation rigidifiant la structure de l'os crânien.

En deuxième lieu, sont exposés ces mêmes paramètres aux vitesses de 1000 mm/min et de 1 m/s: nous avons constaté leur augmentation par rapport aux essais à 10 mm/min et proposé des valeurs propres à la rupture.

En ce qui concerne la mesure des déformations longitudinales, les jauges s'avèrent être le procédé le plus adapté à l'os crânien. La fiabilité des résultats a en effet été reconnue suite à plusieurs campagnes d'essais effectuées au LAMIH [DEL 07].

Les différences de résultats en termes de déformations et de vitesses de déformation, témoignent du fait que la stéréocorrélation et la corrélation d'images ne sont pas parfaitement adaptées aux mesures sur de l'os crânien. La précision des résultats est d'autant plus amoindrie par le fait que ces procédés reposent sur le choix aléatoire de certains paramètres tels que le temps initial et les zones de référence.

Ces deux techniques de mesures de déformations fournissent donc des résultats surtout qualitatifs et sont intéressants dans la mesure où ils renseignent sur la localisation des déformations maximales. Ils peuvent donc à ce titre constituer un outil de prédiction de la zone de rupture.

3. Relations entre paramètres tissulaires et paramètres mécaniques

Compte-tenu des conclusions déjà exposées dans ce chapitre, les éprouvettes du sujet H12 n'entrent pas en compte dans l'établissement des relations présentées ci-après.

Néanmoins nous avons jugé intéressant de faire apparaître les résultats relatifs à H12 en annexe 9.

3.1 Estimation du module élastique équivalent à partir des paramètres tissulaires

Une relation de type puissance reliant le module d'élasticité à 10 mm/min en MPa, l'épaisseur au centre en mm et la densité réelle en g/cm³ a été trouvée.

La relation a été établie pour un patrimoine de 186 échantillons appartenant aux lots 1 et 2, et présente un coefficient de corrélation de 0,67 (Figure 98).

$$E = 2,23 \times 10^6 (\rho_{réelle} \times e)^{-2,67} \quad R^2 = 0,67$$

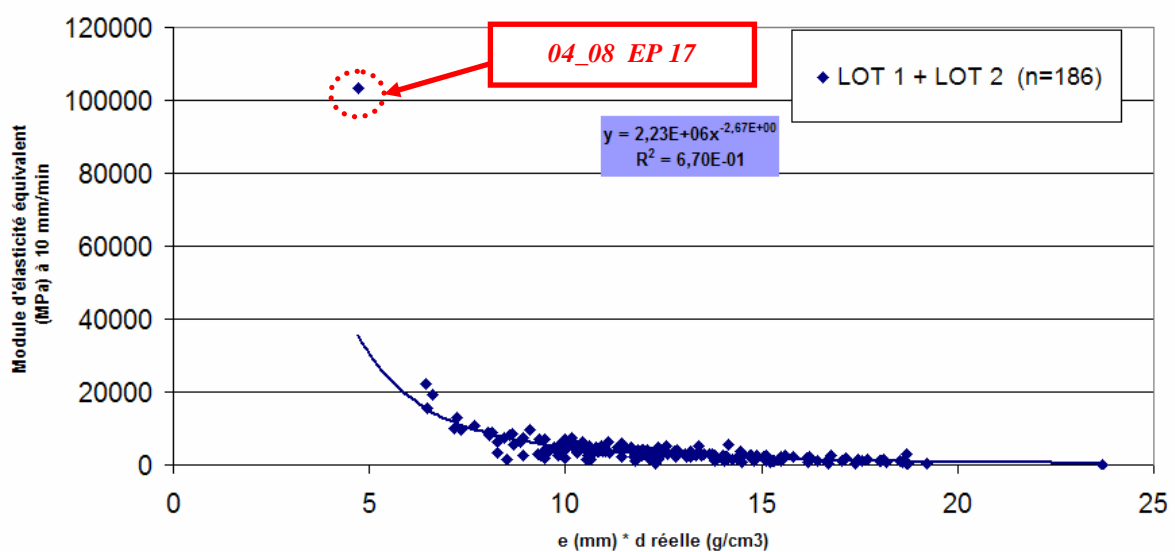


Figure 98: Relation entre E à 10 mm/min, l'épaisseur au centre et la densité réelle

L'éprouvette 17 du sujet 04_08 se situe en dehors de la courbe. Ceci peut être expliqué par une géométrie particulière, notamment une épaisseur au centre très faible (Figure 99).



Figure 99: Epreuve 04_08 EP 17 vue de profil

3.2 Influence de la vitesse de sollicitation

La Figure 100 représente l'évolution des relations en puissance en fonction de la vitesse de sollicitation: elle confirme l'augmentation des propriétés mécaniques avec celle de la vitesse de sollicitation.

Les différentes vitesses impliquent:

- à $V_o=10$ mm/min: 186 échantillons des lots 1 et 2,
- à $V_o=1000$ mm/min: 47 échantillons du lot 2,
- à $V_o=1$ m/s: 126 échantillons du lot 1.

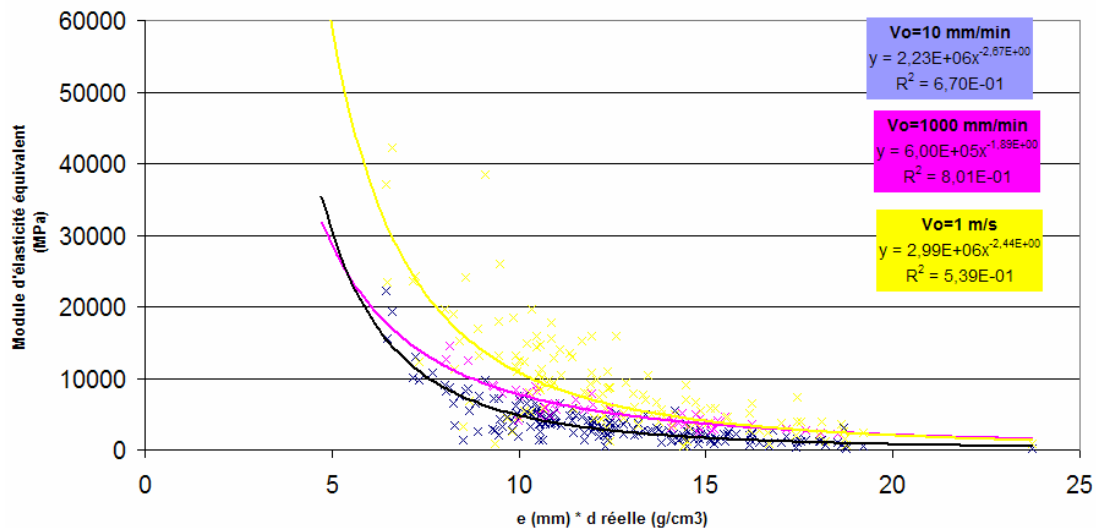


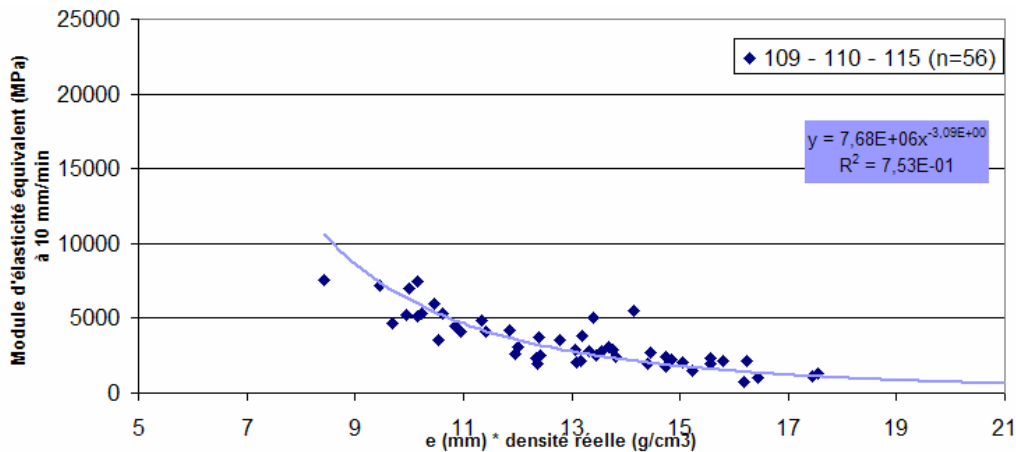
Figure 100: Relations entre E, l'épaisseur au centre et la densité réelle
Influence de la vitesse de sollicitation

$V_o = 10\text{mm} / \text{min}$	$E = 2,23 \times 10^6 (\rho_{réelle} \times e)^{-2,67}$	$R^2 = 0,67$
$V_o = 1000\text{mm} / \text{min}$	$E = 6 \times 10^5 (\rho_{réelle} \times e)^{-1,89}$	$R^2 = 0,8$
$V_o = 1\text{m} / \text{s}$	$E = 2,99 \times 10^6 (\rho_{réelle} \times e)^{-2,44}$	$R^2 = 0,54$

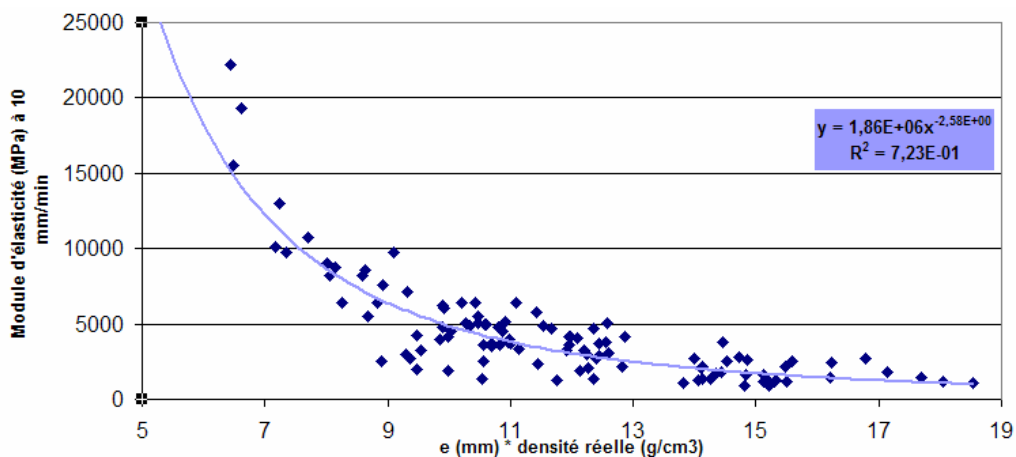
3.3 Influence du mode de conservation sur ces relations

Etablissons maintenant la même relation en puissance par mode de conservation (Figure 101 et Figure 102).

La relation pour la congélation n'est pas présentée dans ce qui suit, étant donné le seul sujet congelé, qui plus est de sexe féminin.



**Figure 101: Relation entre E à 10 mm/min, l'épaisseur au centre et la densité réelle
Sujets « frais » (n = 56)**



**Figure 102: Relation entre E à 10 mm/min, l'épaisseur au centre et la densité réelle
Sujets "Winckler" (n = 111)**

Afin d'étudier plus en avant l'influence du mode de conservation, nous choisissons d'intégrer des échantillons testés dans le cadre de mon master [AUP 06] et des échantillons relatifs aux campagnes d'essai de Rémi Delille [DEL 02].

Dans un souci d'établir en parallèle des relations d'ordre général, notre choix se porte, pour enrichir notre patrimoine, sur les échantillons issus de sujets de sexe masculin (Figure 103).

Le nouveau patrimoine comporte ainsi 563 échantillons répartis comme suit:

- les éprouvettes fraîches (N = 56 sans H12) et celles conservées dans une solution de Winckler (N = 111) relatives aux lots 1 et 2 de cette thèse,
- les éprouvettes relatives aux campagnes d'essai de Rémi Delille [DEL 07], regroupant 279 éprouvettes fraîches et 103 congelées,
- dix éprouvettes conservées dans une solution de Winckler et 4 congelées, testées dans le cadre de mon stage de master [AUP 06].

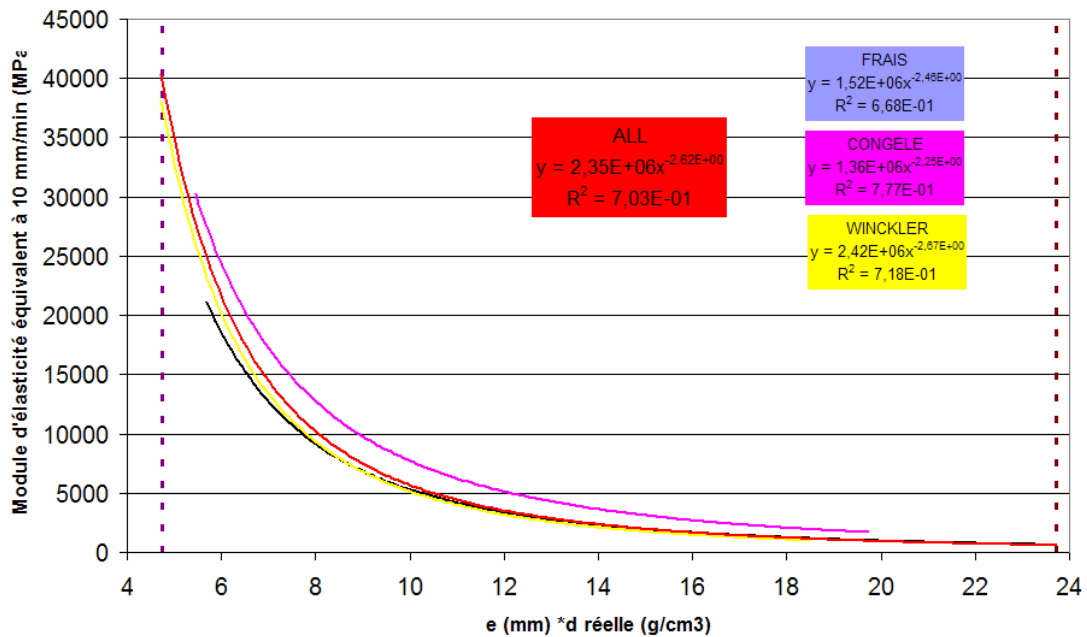


Figure 103: Relation entre E à 10 mm/min, l'épaisseur au centre et la densité réelle
Influence du mode de conservation sur la relation entre le module d'élasticité équivalent, l'épaisseur au centre et la densité réelle (n = 563)

Compte tenu de l'importance du patrimoine, nous pouvons établir des relations par mode de conservation:

<i>FRAIS</i>	$E = 1,52 \times 10^6 (\rho_{réelle} \times e)^{-2,4568}$	$R^2 = 0,67$	$(n = 335)$
<i>WINCKLER</i>	$E = 2,42 \times 10^6 (\rho_{réelle} \times e)^{-2,6728}$	$R^2 = 0,72$	$(n = 121)$
<i>CONGELE</i>	$E = 1,36 \times 10^6 (\rho_{réelle} \times e)^{-2,2468}$	$R^2 = 0,78$	$(n = 107)$

Il est intéressant de remarquer que la courbe de congélation se situe au dessus des autres, ce qui confirme que la congélation a pour effet de rigidifier la structure osseuse.

D'autre part, les courbes WINCKLER et FRAIS sont très proches l'une de l'autre, ce qui confirme que le Winckler a peu d'influence sur le comportement mécanique.

Nous disposons d'une relation générale, établie pour un patrimoine de 563 éprouvettes, toutes issues de sujets de sexe masculin, tous modes de conservation confondus qui est la suivante:

$$E = 2,35 \times 10^6 (\rho_{réelle} \times e)^{-2,62} \quad R^2 = 0,7$$

Cette relation est similaire à celle établie par Rémi Delille [DEL 07] à partir de 20 sujets frais et 7 congelés, dans le cadre de sa campagne de thèse:

$$E = 10^6 (\rho_{réelle} \times e)^{-2,3498} \quad R^2 = 0,85$$

4. Discussion

Le chapitre 3 expose les résultats issus de l'imagerie et des essais de flexion trois points relatifs aux 209 échantillons prélevés sur 11 calottes dont quatre fraîches, une congelée et six conservées dans une solution de Winckler.

La cartographie utilisée pour le prélèvement des échantillons a permis de quantifier l'évolution des paramètres tissulaires et des propriétés élastiques en fonction de la localisation sur la boîte crânienne et de confirmer la symétrie de ceux-ci par rapport à la suture sagittale.

L'analyse des paramètres mécaniques a permis de montrer dans un premier temps l'influence de la vitesse de sollicitation: l'augmentation de la vitesse de sollicitation entraîne en effet l'augmentation de la raideur sécante, du module élastique équivalent et des vitesses de déformation. Cette augmentation est beaucoup plus élevée lors du passage au domaine dynamique à des vitesses de l'ordre du m/s. Les essais de flexion trois points à cette vitesse ont d'ailleurs permis de caractériser la rupture grâce à des valeurs d'efforts et de déformations à rupture fournies dans ce chapitre.

Dans un deuxième temps nous avons mis en avant l'influence du mode de conservation sur les propriétés mécaniques. En effet la conservation dans une solution de Winckler a une influence limitée tandis que la congélation a pour effet de rigidifier la structure de l'os crânien.

Enfin, des relations entre les paramètres mécaniques et les paramètres tissulaires ont été établies.

Elles ont permis de confirmer l'influence de la vitesse de sollicitation et du mode de sollicitation.

La relation établie sur un patrimoine de 563 échantillons testés à 10 mm/min est retenue pour la suite de ce mémoire, E étant le module d'élasticité équivalent:

$$E = 2,35 \times 10^6 (\rho_{réelle} \times e)^{-2,62} \quad R^2 = 0,7$$

Cette relation complète celle établie entre la densité réelle et la densité Hounsfield:

$$\rho_{réelle} = 0,0009 d_{HU} + 0,8336$$

En effet, ces relations seront utilisées dans le chapitre 4 pour déterminer des propriétés mécaniques personnalisées en termes de modules d'élasticité équivalents à partir de données géométriques telles que l'épaisseur au centre et les densités issues d'images scanner.

Le chapitre 4 a pour objectif de montrer, au travers de simulations numériques, l'intérêt de la personnalisation des propriétés mécaniques en vue d'une meilleure prédiction des risques de blessures.

CHAPITRE IV: APPORT DES RESULTATS POUR LA PERSONNALISATION DES MODELES EN ELEMENTS FINIS DU CRANE HUMAIN

1. Rappels sur la prédiction de blessures de la tête à partir de modèles éléments finis

La tête constitue le segment anatomique renfermant un des organes les plus importants du corps humain à savoir le cerveau.

Dans le cadre des accidents de la route par exemple, la protection du cerveau assurée par le crâne s'avère souvent insuffisante.

Mieux protéger le segment céphalique passe par l'optimisation des systèmes de protection passive qui ne peut être efficace qu'à condition que la tolérance humaine au traumatisme crânien soit bien comprise. Les moyens expérimentaux pour évaluer les mécanismes de lésion de la boîte crânienne, en situation de choc sur une tête complète, sont limités à des essais sur sujets anatomiques *post-mortem*; en cela ils ne peuvent être parfaitement représentatifs de la réalité.

D'autre part, si l'on se réfère à l'accidentologie, un réel effort doit être effectué en ce qui concerne l'optimisation des systèmes de protection de la tête au sein des véhicules, élaborés à partir d'un critère de lésion utilisé depuis plus de trente ans, à savoir le HIC [BAU 01].

Bien que toujours utilisé de nos jours, ce critère comporte des limites dans la mesure où il ne tient compte ni de l'orientation du choc ni de la déformation crânienne: il est ainsi incapable de renseigner le type et la localisation d'une lésion.

Apparus il y a une trentaine d'années, les modèles en éléments finis de la tête sont un complément intéressant à la compréhension des mécanismes de lésion de celle-ci. En effet cette technique rend possible l'accès à de nouvelles variables mécaniques, calculées lors de la simulation de l'impact de la tête et spécifiques à chacun des mécanismes de lésion de la tête; on peut citer pour exemple l'énergie interne de déformation des éléments modélisant le crâne pour les fractures crâniennes, inaccessibles de façon expérimentale.

Afin de garantir la fiabilité des résultats, les modèles par éléments finis doivent au préalable être validés au moyen de données fondamentales recueillies suite à des essais expérimentaux sur sujets anatomiques *post-mortem* et *in vivo*. Ainsi le couplage des deux méthodes, expérimentale et numérique est aujourd'hui très utilisé; on répertorie à ce jour une dizaine de modèles tridimensionnels dans le monde [MAR 06].

1.1 Principe général

Depuis quelques années, des chercheurs comme Baumgartner [BAU 01], Canaple et Rungen [CAN 02], Takhounts [TAK 03] ou encore Marjoux [MAR 06], s'intéressent à une nouvelle façon d'étudier les mécanismes de lésion et les limites de tolérance de la tête humaine aux chocs, reposant sur une reconstruction numérique et expérimentale d'accidents réels touchant le complexe crânio-encéphalique.

Il s'agit de confronter les résultats en termes de bilan lésionnel calculés à partir de la reconstruction numérique d'accidents réels aux lésions effectivement provoquées par ces accidents. Ce type d'étude repose sur des accidents de motocyclistes, de conducteurs automobiles, de piétons, de footballeurs américains et balistiques.

Les accidents réels, à condition de comporter des informations adéquates peuvent en effet permettre de comparer la prédiction des critères calculés lors d'une réplique de l'accident avec les lésions effectivement survenues. L'avantage réside dans le fait que la comparaison est effectuée avec des lésions survenues sur sujets humains *in vivo*. L'inconvénient est la connaissance moins précise des conditions de chargement de la tête et parfois des lésions. L'étape suivante consiste à calculer les critères sur un ensemble d'accidents impliquant la tête et pour lesquels le bilan lésionnel est connu. Ainsi une étude de corrélation entre les valeurs prises par un critère donné et la survenue de lésions qu'il est sensé prédire pourra alors être réalisée.

La démarche générale de telles investigations est la suivante (Figure 104):

- connaître la cinématique de la tête de l'accidenté durant l'impact, ou des conditions initiales au choc, en termes de vitesses et de positions relatives,
- collecter les données médicales de patients ayant subi un traumatisme crânien à la suite d'un accident de la route ou du sport,
- développer et valider un modèle numérique par éléments finis de la configuration du choc en vue de reconstruire numériquement des accidents réels,
- décrire quantitativement la relation existant entre les paramètres mécaniques calculés supposés être à l'origine d'une lésion et l'occurrence effective d'une lésion donnée, ce qui consiste à proposer des limites de tolérance des tissus, relatives à un paramètre mécanique donné.

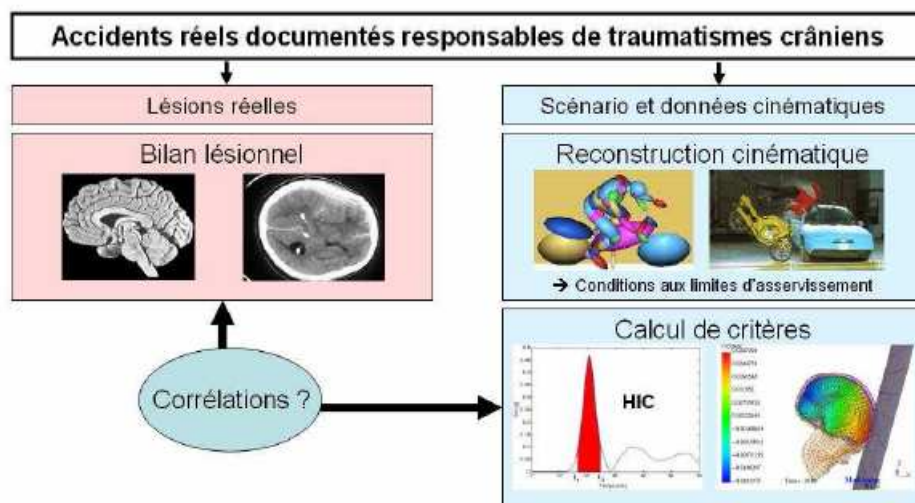


Figure 104: Démarche pour la reconstruction d'accidents (D'après Marjoux, 2006)

L'objectif est de tester ces méthodes de validation pour vérifier qu'elles prédisent correctement la survenue de lésions. Dans cette optique, il est nécessaire de comparer la prédiction obtenue au moyen des différentes méthodes avec la survenue de lésions dans des cas réels.

Pour cela sont utilisés des histogrammes qui représentent les valeurs des variables considérées pour les différents mécanismes de lésions: ils permettent de distinguer de manière qualitative les cas selon qu'ils sont lésés ou non.

Ainsi dans les valeurs que prend la variable considérée, il apparaît un palier entre d'une part les cas non lésés pour lesquels la variable est faible, et d'autre part les cas lésés pour lesquels cette valeur est importante. Ce palier indique donc la limite de tolérance à la variable pour la lésion considérée. Evidemment ces paliers sont entachés d'un recouvrement plus ou moins important qui rend difficile la détermination de cette limite de tolérance et impose donc l'utilisation d'outils statistiques. Il s'agit de définir une probabilité de lésion en fonction de la variable considérée.

Des courbes de risques sont enfin utilisées en vue de confirmer ces observations qualitatives.

Comme nous venons de le voir, ce type d'étude requiert de disposer d'un modèle en éléments finis de la tête permettant de simuler la mécanique de l'impact de la tête, au moyen du calcul des champs de contrainte et de déformation tout au long de l'impact.

Il existe à ce jour de nombreux modèles numériques de la tête, dont les plus utilisés sont décrits dans le paragraphe suivant.

1.2 Les modèles existants

1.2.1 Modèle de l'Université Louis Pasteur (modèle ULP) et critères associés

Le développement du modèle ULP débute en 1998 [KAN 98]. Il est construit à partir d'un crâne humain sec, dont les surfaces externe et interne sont digitalisées avec un dispositif de mesure tridimensionnelle. Le maillage est continu entre toutes les parties du modèle. Globalement le crâne est constitué de 11939 nœuds et de 13208 éléments, dont 10395 briques et 2813 coques.

L'os crânien est modélisé par 1813 éléments « coque » composites qui sont affectés d'un critère de rupture de type Tsai-Wu; il est constitué d'une table externe et d'une table interne en os cortical entourant une structure spongieuse: la diploé. L'épaisseur du crâne est supposée constante (Figure 105).

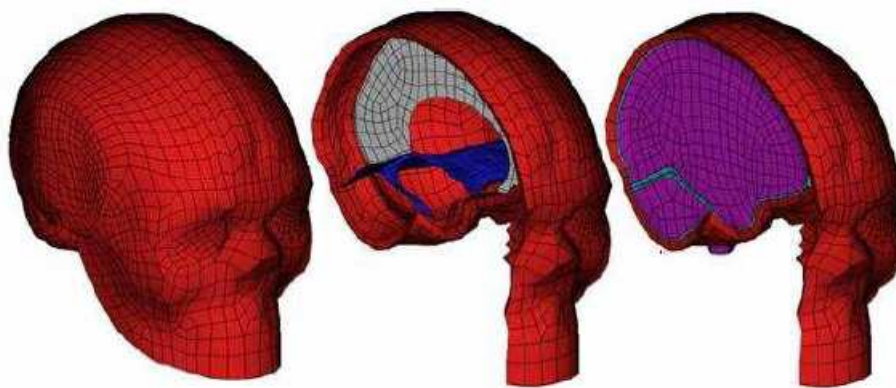


Figure 105: Modèle ULP (D'après Marjoux, 2006)

Les propriétés du modèle sont résumées dans le Tableau 32.

Segment anatomique	Maillage	Comportement mécanique	Propriétés mécaniques
Tables interne et externe	1813 éléments coques composites répartis en 3 couches	Elasto-plastique fragile	$e = 2*2 \text{ mm}$ $\rho = 1900 \text{ kg/m}^3$ $E = 15000 \text{ MPa}$ $\nu = 0,21$ $K = 6200 \text{ MPa}$
Diploé		Elasto-plastique fragile	$e = 3 \text{ mm}$ $\rho = 1500 \text{ kg/m}^3$ $E = 4600 \text{ MPa}$ $\nu = 0,05$ $K = 2300 \text{ MPa}$

Tableau 32: Propriétés mécaniques du crâne du modèle ULP (D'après Marjoux, 2006)

Le modèle ULP a été validé en confrontant la réponse dynamique du modèle à des essais expérimentaux *in vitro* [WIL 99].

Le modèle ULP utilise les critères suivants pour étudier les limites de rupture relatives aux os de la tête:

- La force d'interaction entre l'impacteur et la zone de la tête impactée.

Baumgartner [BAU 01] a effectué la simulation du traumatisme crânien subi par 23 piétons accidentés. La force d'interaction a été enregistrée et sa corrélation avec la survenue de la lésion a été étudiée. Une valeur de 5560 N correspondant à une probabilité de fracture de 50 % a été trouvée.

- L'énergie de déformation et de rupture des os de la tête.

Toujours avec le modèle éléments finis de la tête, Marjoux [MAR 06] a calculé l'énergie interne de déformation des éléments modélisant la boîte crânienne, au cours de la reconstruction d'accidents de piétons. Cette énergie de déformation correspond à une partie de l'énergie cinétique transmise à la tête, le reste étant emmagasiné par les autres segments anatomiques.

La déformation du crâne est ainsi quantifiée de manière globale à l'aide d'un maximum atteint par l'énergie interne de déformation des éléments modélisant la boîte crânienne. L'histogramme obtenu avec ce critère montre une discrimination assez claire entre les cas avec ou sans fracture (Figure 106).

Une limite de 833 mJ a été obtenue pour une probabilité de lésion de 50 %.

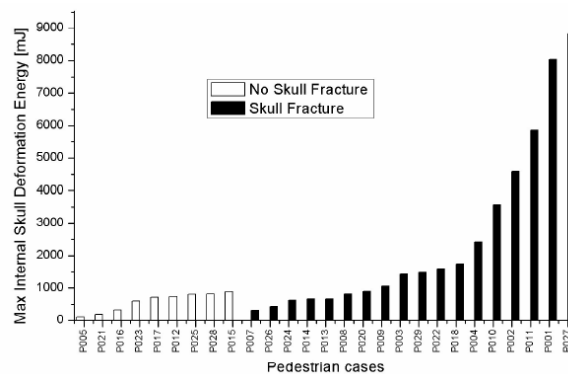


Figure 106: Maxima atteints par l'énergie interne de déformation des éléments modélisant le crâne, dans le modèle ULP, et classés en fonction de la présence ou non de fracture (D'après Marjoux, 2006)

La Figure 107 montre la courbe de risque relative au critère énergie de déformation pour la rupture osseuse:

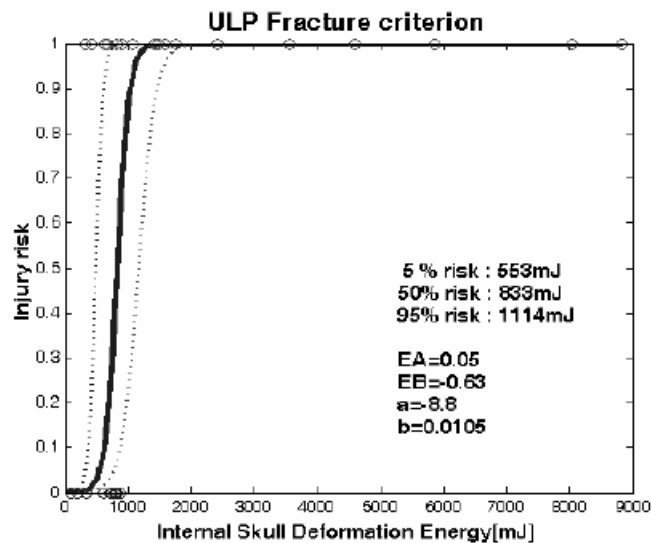


Figure 107: Courbe de risque pour le critère « énergie de déformation » (D'après Marjoux, 2006)

Le modèle ULP a également permis le développement de critères de lésion du contenu intracrânien:

- Pour les hématomes sous-duraux, le maximum atteint par l'énergie de déformation des éléments modélisant l'espace entre le cerveau et le crâne est considéré.

Ce critère repose sur une mesure globale du déplacement relatif entre le cerveau et le crâne.

La probabilité de survenue d'hématome est de 50 % lorsque l'énergie atteint la valeur de 4211 mJ.

- Pour les lésions relatives aux axones des cellules nerveuses présentes au niveau de l'encéphale (lésions axonales diffuses), le maximum des contraintes de Von Mises atteint par un nombre significatif d'éléments parmi ceux modélisant le cerveau est considéré.

Les valeurs respectives de 27 kPa et de 39 kPa sont associées à une probabilité de 50 % de risque de lésion axonale diffuse, modérée ou sévère.

1.2.2 Modèle SIMon et critères associés

Le modèle SIMon (Simulated Injury Monitor) a été développé sous LS-DYNA® et représente la tête d'un homme de taille moyenne (50^{ième} percentile) [TAK 03].

La modélisation compte 7852 éléments et 10475 nœuds (dont 7776 briques à huit nœuds et 76 éléments « poutre ») et intègre le crâne rigide, le cerveau au comportement élastique, la dure-mère et la faux au comportement viscoélastique, ainsi que les veines (Figure 108).

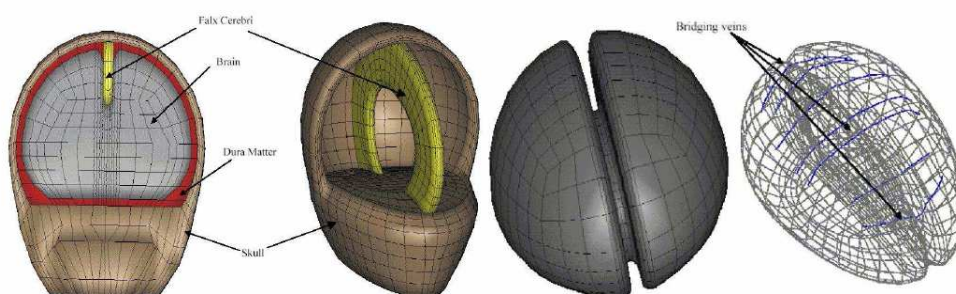


Figure 108: Modèle SIMon (D'après Takhounts, 2003)

Les données issues de la cinématique et de la cinétique d'un mannequin de choc sont appliquées en tant que données d'entrée au modèle éléments finis de la tête.

Le modèle est validé en comparant les courbes temporelles de déplacement des nœuds du crâne rigide avec celles, expérimentales, provenant d'essais expérimentaux sur cadavres.

Ce modèle ne permet pas de prédiction de fractures du crâne. En revanche, une estimation des lésions cérébrales peut être effectuée à l'aide des trois critères de blessures suivants, élaborés à partir de 114 simulations de lésions cérébrales animales:

- le CSDM (Cumulative Strain Damage Measure), basé sur les déformations et l'endommagement des axones des cellules nerveuses au niveau de l'encéphale, permet de prédire les blessures axonales diffuses,
- le DDM (Dilatation Damage Measure), basé sur les contraintes au sein du cerveau résultant en des pressions négatives, permet de prédire l'apparition de contusions,
- le RMDM (Relative Motion Damage Measure), basé sur le déplacement relatif du cerveau par rapport au crâne, permet de prédire l'apparition d'hématomes sous-duraux.

Les résultats sont les suivants:

- relativement au CSDM, une probabilité de 50 % de risque de commotion existe lorsque 55 % du volume du cerveau subit une déformation de 15 % (Figure 109):

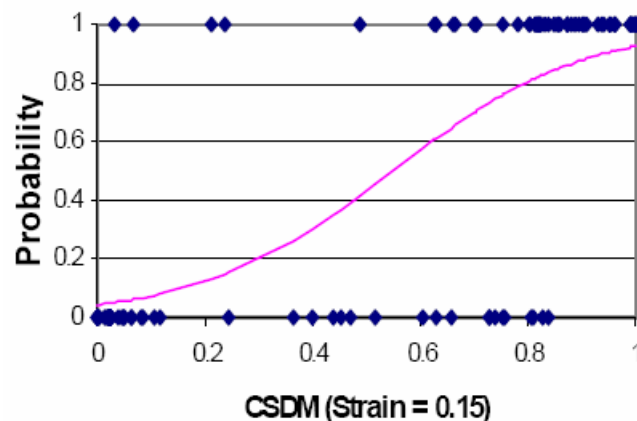


Figure 109: Courbe de risque pour le critère CSDM - Niveau de déformation de 15 % (D'après Takhounts, 2003)

- relativement au DDM, une probabilité de 50 % de risque de contusion existe lorsque celui-ci atteint 7,2 %, valeur correspondant au volume du cerveau subissant une pression de -100 kPa, (Figure 110):

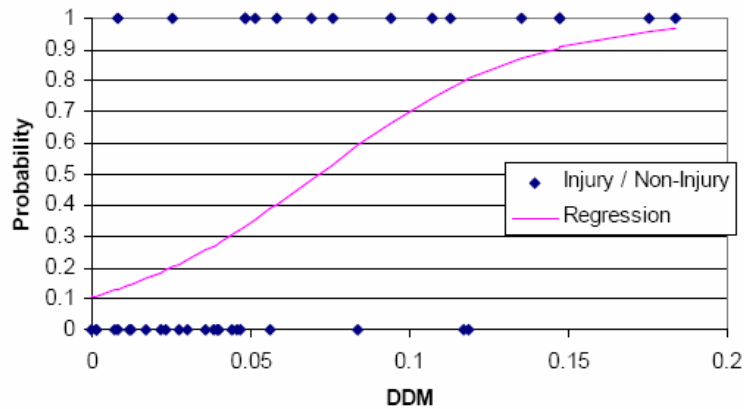


Figure 110: Courbe de risque pour le critère DDM (D'après Takhounts, 2003)

- relativement au RMDM, une probabilité de 50 % de risque d'apparition d'hématome sous-dural existe lorsque celui-ci vaut 1 (Figure 111):

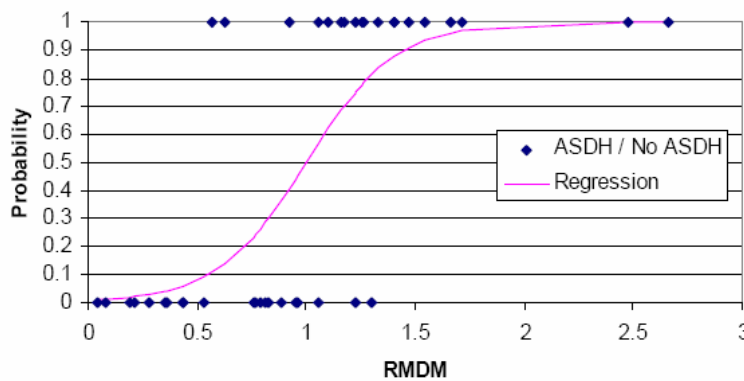


Figure 111: Courbe de risque pour le critère RMDM (D'après Takhounts, 2003)

1.2.3 Modèle de la Wayne State University (modèle WSU) et critères associés

Ce modèle, développé sous le code de calcul Pam Crash® par Ruan *et al* [RUA 93], a été amélioré par différents auteurs depuis 1993. Le modèle de la version 2001 comporte 314500 éléments et 281800 nœuds; il comprend la boîte crânienne constituée des tables externe et interne (os cortical) et de la diploé, les méninges, le liquide céphalo-rachidien, la matière blanche et la matière grise [MAR 06] (Figure 112).

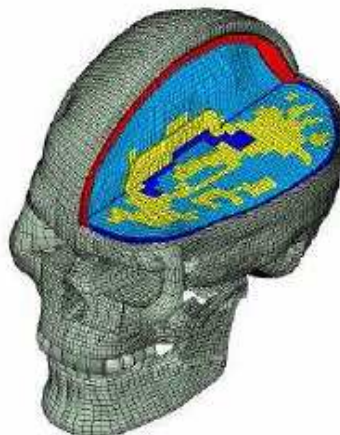


Figure 112: Modèle de la Wayne State University - Version 2001 (D'après Marjoux, 2006)

L'os cortical et l'os spongieux, dont les propriétés sont résumées dans le Tableau 33, sont maillés en éléments solides (briques à 8 nœuds).

Type d'os	Propriétés mécaniques
Os cortical	$\rho = 2120 \text{ kg/m}^3$ $E = 12200 \text{ MPa}$ $\nu = 0,22$
Diploé	$\rho = 990 \text{ kg/m}^3$ $E = 1300 \text{ MPa}$ $\nu = 0,22$

Tableau 33: Propriétés mécaniques du crâne du modèle WSU (d'après Marjoux, 2006)

Le modèle, validé à l'aide de tests expérimentaux a permis d'évaluer, entre autres, les critères suivants:

- le CSDM, déjà cité dans le cadre du modèle SIMon,
- la déformation principale maximale, exploitée dans le cadre de la reconstruction de deux accidents de voiture,
- le taux de déformation principale pour lequel un seuil de 60 s^{-1} entraîne une probabilité de lésion de 50 %,
- le produit du taux de déformation principale et de la déformation pour lequel un seuil de 19 s^{-1} entraîne une probabilité de lésion de 50 %.

De bonnes corrélations sont constatées avec la présence de lésions axonales diffuses [MAR 06].

A l'instar du modèle SIMon, aucun critère de prédiction des fractures du crâne n'est basé sur le modèle WSU.

1.2.4 Modèle de l'Université de Valenciennes [RUN 04]

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 dont le maillage et les géométries internes des diverses structures ont été redéfinis.

L'université de Valenciennes s'étant focalisée sur les blessures encéphaliques, seules les structures supposées avoir une influence significative sur la réponse du cerveau ont été prises en compte. Ainsi l'encéphale, le liquide céphalo-rachidien, la faux du cerveau, la tente du cervelet ainsi que la boîte crânienne ont été représentés.

La biométrie correspondant au modèle éléments finis de Valenciennes est la suivante:

- la hauteur vaut 225,3 mm,
- la profondeur vaut 186,6 mm,
- la largeur vaut 148,8 mm.

Le crâne, dont les propriétés sont répertoriées dans le Tableau 34, est doté d'un comportement rigide et d'inerties selon les directions principales équivalentes à celles du crâne et de la face.

Segment anatomique	Maillage	Comportement mécanique	Propriétés mécaniques
Crâne	4830 hexaèdres	Elastique	$\rho = 1938 \text{ kg/m}^3$ $E = 2000 \text{ Mpa}$ si $\% \text{ os} < 40 \%$ $E = 3000 \text{ Mpa}$ si $40 \% < \% \text{ os} < 50 \%$ $E = 4000 \text{ Mpa}$ si $\% \text{ os} > 50 \%$ $\nu = 0,22$

Tableau 34: Propriétés mécaniques du crâne du modèle de Valenciennes

Ce modèle a été développé dans le cadre des recherches effectuées depuis quelques années au LAMIH, sur l'identification des lois de comportement de l'os du crâne humain sous sollicitations quasi-statiques. Il est principalement utilisé en parallèle d'essais expérimentaux sur des crânes humains et des éprouvettes, afin d'identifier des lois de comportement globales par méthode inverse.

En revanche, aucune évaluation de critères de lésion ne découle de ce modèle.

2. Personnalisation des propriétés mécaniques de l'os crânien à partir de scanners médicaux

La complexité des modèles éléments finis de la tête utilisés à ce jour est très variable tant sur le plan géométrique que mécanique. Cependant malgré la grande différence dans la complexité des modèles, rien ne permet de dire à l'heure actuelle qu'un modèle est plus bio-fidèle qu'un autre. Il faudrait pour cela de nouvelles données expérimentales de validation.

Le manque effectif de telles données limite aujourd'hui l'optimisation de l'utilisation qui peut être faite des éléments finis. Le contrôle de leur bio-fidélité étant limité, seule leur capacité de prédiction lésionnelle est comparable.

Plusieurs équipes ont montré l'apport des modèles en éléments finis pour la prédiction des lésions du crâne.

Les critères de lésion calculés à l'aide de ces modèles sont assez robustes d'un point de vue statistique mais présentent malgré tout le désavantage d'être dépendants d'un modèle en éléments finis de la tête. Considérer la même variable mécanique, mais avec un modèle aux propriétés mécaniques légèrement différentes ne conduirait pas forcément au même critère, ni aux mêmes niveaux de tolérance.

En ce sens, les prédictions issues des simulations numériques pourraient être affinées grâce à la personnalisation des modèles en éléments finis, tant au niveau de l'épaisseur, que des propriétés élastiques et à rupture ou encore des critères de blessures locaux.

2.1 Méthode

Compte-tenu des remarques précédentes, l'objectif est de montrer que les résultats établis dans le chapitre III, peuvent conduire, au travers d'une modélisation par éléments finis personnalisée, à une meilleure prédiction des risques de blessures de la tête.

Les essais de flexion trois points à 10 mm/min modélisés sous ABAQUS® sont ceux relatifs aux éprouvettes EP 01, EP 06, EP 12, EP 16, EP 17 et EP 21 de la tête 113_07.

Dans un souci d'homogénéité, les éprouvettes proviennent de la même tête. Elles sont choisies de sorte à couvrir différents os du crâne.

L'intérêt majeur de ces modélisations tient au fait que les éprouvettes utilisées sont celles prélevées numériquement à partir du scanner médical de la tête 113_07.

Pour chaque essai simulé sous ABAQUS®, l'éprouvette est modélisée en un, deux ou dix matériaux afin de cerner l'influence d'une discrétisation plus ou moins fine.

L'éprouvette 113_07 EP 16 est choisie à titre d'exemple pour présenter la démarche entreprise.

2.1.1 Maillage de l'éprouvette

L'éprouvette est tout d'abord maillée sous MIMICS® à partir du masque créé précédemment (voir le chapitre II).

Pour le scan du sujet considéré, l'épaisseur de coupe vaut 0,46 mm et la résolution transversale est de 0,5 mm.

A titre d'exemple, le masque de l'éprouvette EP 16 de ce sujet est constitué de 58599 voxels ayant chacun un volume de $0,1058 \text{ mm}^3$.

Le maillage est effectué avec des éléments volumiques solides linéaires C3D8 de 1 mm de côté: ils possèdent 8 nœuds et 3 degrés de liberté en translation.

Nous choisissons de construire des éléments regroupant 8 voxels, c'est-à-dire deux dans chaque direction. Le volume d'un élément est donc $0,8464 \text{ mm}^3$.

L'éprouvette 113_07 EP 16 possède un maillage constitué de 7500 éléments et de 9980 nœuds (Figure 113).

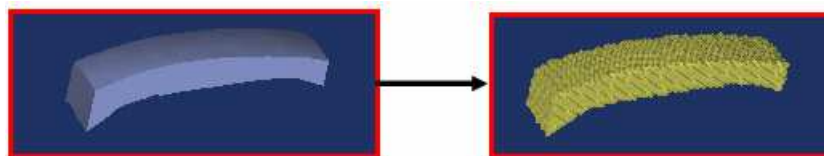


Figure 113: Maillage de 113_07 EP 16 en éléments C3D8

2.1.2 Propriétés des matériaux

2.1.2.1 Principe

Une méthode uniforme est utilisée pour l'attribution d'une valeur de densité HU à l'éprouvette.

Celle-ci se décompose en deux étapes:

- une fois le maillage créé, les valeurs de densités HU relatives à chaque voxel, puis à chaque élément, sont automatiquement calculées sous MIMICS®. la valeur de densité HU d'un élément est basée sur la moyenne des densités des voxels formant l'élément considéré,
- la valeur centrale de l'intervalle constitué des valeurs de densité HU de tous les éléments formant l'éprouvette est choisie comme valeur de densité HU pour l'éprouvette (= dHU).

Pour exemple, la valeur de densité HU relative à l'éprouvette 16 est 790,5 unités HU.

La Figure 114 représente l'histogramme des valeurs de densité HU.

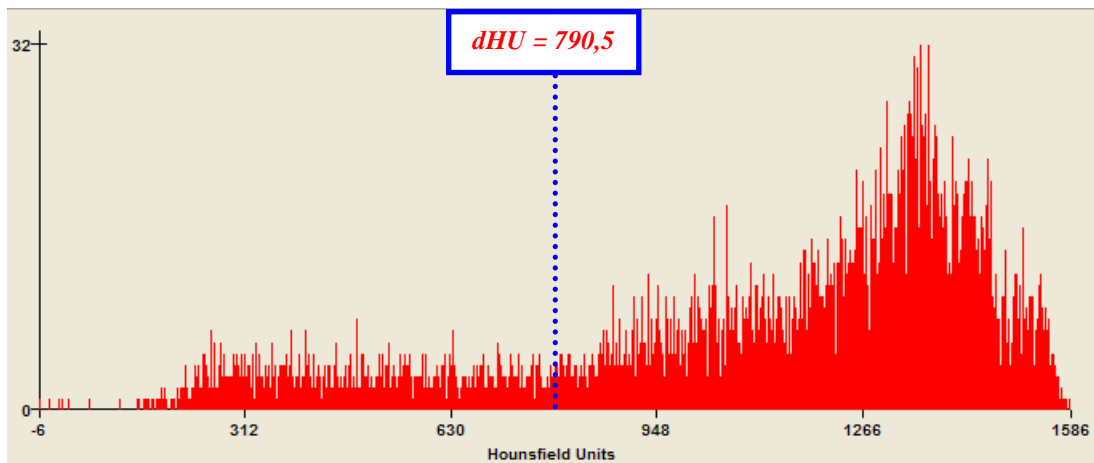


Figure 114: Histogramme des densités HU - Epreuve 113_07 EP 16

Pour déterminer la densité réelle, nous utilisons la formule établie au paragraphe 1.4.3 du chapitre III:

$$\rho_{réelle} = 0,0009 d_{HU} + 0,8336$$

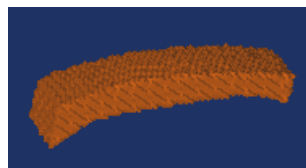
Pour déterminer le module d'élasticité équivalent nous utilisons la formule établie au paragraphe 3.3 du chapitre III, regroupant les éprouvettes des campagnes effectuées dans le cadre de cette thèse et du stage de master [AUP 06], ainsi que celles testées par Rémi Delille [DEL 07].

$$E = 2,35 \times 10^6 (\rho_{réelle} \times e)^{-2,62}$$

2.1.2.2 Matériau homogène

Considérons l'éprouvette 113_07 EP 16 constituée d'un seul matériau.

Un coefficient de Poisson de 0,21 lui est attribué, les résultats en termes de densité réelle en g / cm^3 et de module d'élasticité équivalent en MPa figurent dans le tableau de la Figure 115:



Color	Density (g / cm^3)	E-Modulus (MPa)	Poisson Coefficient
	1,545072214	3866,802168	0,21

Figure 115: Propriétés matériau - Epreuve 113_07 EP 16 (matériau homogène)

2.1.2.3 Discrétisation en deux matériaux

La discrétisation de l'éprouvette en plusieurs matériaux constitutifs est basée sur une méthode uniforme. L'intervalle constitué des valeurs de densités HU de tous les éléments est divisé en intervalles de longueur identique (chaque intervalle est représentatif d'un matériau), la valeur centrale de chaque intervalle est choisie comme densité HU du matériau correspondant.

Pour l'éprouvette 113_07 EP 16, la densité du matériau 1 vaut 392,3 unités HU tandis que celle du second matériau vaut 1188,8 unités HU (Figure 116).

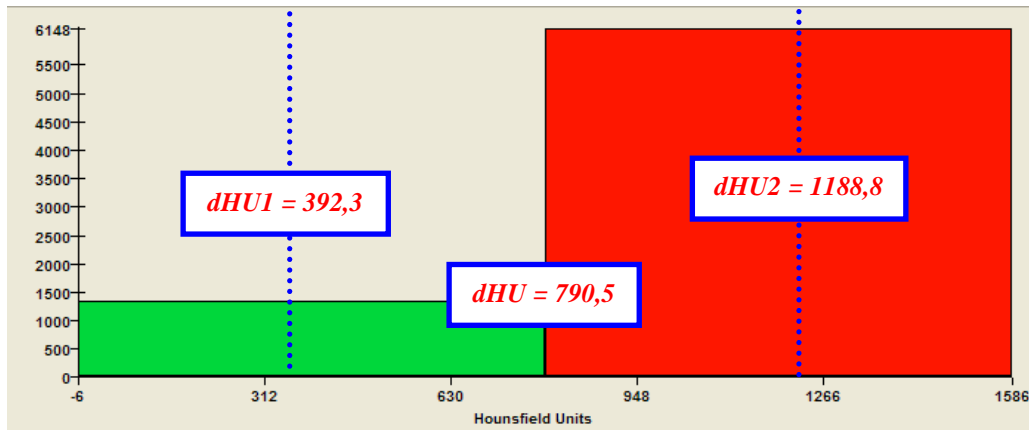
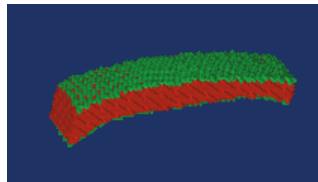


Figure 116: Histogramme des densités HU - Epreuve 113_07 EP 16 (2 matériaux)

L'éprouvette est composée de:

- 1352 éléments possédant un module élastique équivalent de 7713,7 MPa,
- 6148 éléments possédant un module élastique équivalent de 2240,3 MPa.

Nous pouvons discerner sur la Figure 117 les zones de l'éprouvette relatives à l'os cortical en vert (18,03 %) et à l'os spongieux en rouge (81,97 %).



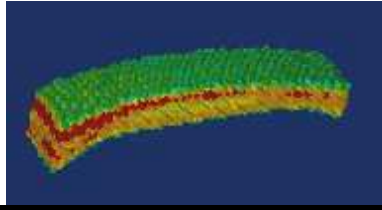
Color	Density (g/cm^3)	E-Modulus (MPa)	Poisson Coefficient
	1,186658735	7713,655595	0,21
	1,903485692	2240,252415	0,21

Figure 117: Propriétés matériau - Epreuve 113_07 EP 16 (Discrétisation en 2 matériaux)

2.1.2.4 Discrétisation en dix matériaux

La même technique de découpage en intervalles de même longueur est utilisée pour la discrétisation de l'éprouvette en dix matériaux.

Les valeurs attribuées aux dix matériaux constitutifs sont répertoriées dans le tableau de la Figure 118:



Color	Density (g/cm^3)	E-Modulus (MPa)	Poisson Coefficient	Proportion (%)
	0,8999279526	15905,46929	0,21	0,12
	1,043293344	10803,68911	0,21	3,19
	1,186658735	7713,655595	0,21	5,03
	1,330024127	5723,431817	0,21	4,75
	1,473389518	4378,577395	0,21	4,85
	1,616754909	3434,150915	0,21	7,57
	1,760120301	2749,642172	0,21	12,57
	1,903485692	2240,252415	0,21	17,43
	2,046851083	1852,601818	0,21	30,71
	2,190216475	1551,87088	0,21	13,79

Figure 118: Propriétés matériau - Epreuve 113_07 EP 16 (Discrétisation en 10 matériaux)

2.2 Résultats

2.2.1 Densités réelles

Les résultats de densité et de module d'élasticité équivalents énoncés ci-après, concernent les éprouvettes des quatre calottes scannées.

Nous considérons les deux cas suivants:

- la discrétisation en un matériau,
- la discrétisation en deux matériaux.

Le patrimoine s'élève à 76 éprouvettes, étant donné que chaque calotte en comporte 19.

La Figure 119 indique les densités réelles moyennes par sujet, en considérant d'une part, un matériau homogène et d'autre part la discrétisation en deux matériaux avec leurs proportions respectives:

Sujet	1 MATERIAU		MAT 1			MAT 2		
	Moyenne	Ecart-type	Moyenne	Ecart-type	Proportion (%)	Moyenne	Ecart-type	Proportion (%)
H12	1,45	0,06	1,16	0,06	35	1,75	0,07	65
148_07	1,60	0,02	1,27	0,03	39	1,93	0,02	61
113_07	1,54	0,08	1,18	0,12	23	1,90	0,04	77
69_08	1,57	0,05	1,23	0,06	39	1,90	0,04	61

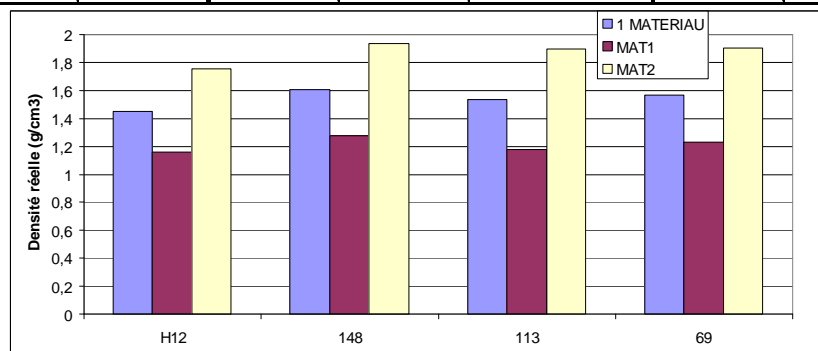


Figure 119: Densité réelle moyenne par sujet (g/cm^3)

Le Tableau 35, le Tableau 36 et le Tableau 37 renseignent quant à eux les valeurs de densités réelles attribuées aux six éprouvettes lors des simulations sous ABAQUS®, les deux premières colonnes rappelant les valeurs d'épaisseur au centre et de densité relevées expérimentalement.

Pour les discrétisations en deux et dix matériaux (Tableau 36 et Tableau 37), les valeurs Densité éq font référence aux moyennes des différents matériaux pondérés par leurs proportions respectives au sein de l'éprouvette, en termes de densité. Concernant la discrétisation en dix matériaux, seules les valeurs équivalentes sont fournies.

113_07	EXPERIMENTAL		1 MATERIAU	
	Epaisseur au centre (mm)	Densité (g/cm3)	Epaisseur au centre (mm)	Densité (g/cm3)
EP 01	6,5	1,77	6,5	1,63
EP 06	9,1	1,67	9,1	1,58
EP 12	8,5	1,78	8,5	1,48
EP 16	7,5	1,87	7,5	1,55
EP 17	5,5	1,85	5,5	1,59
EP 21	8	1,77	8	1,60

Tableau 35: Densité réelle (g / cm^3) - Matériau homogène

113_07	EXPERIMENTAL		2 MATERIAUX				
	Epaisseur au centre (mm)	Densité (g/cm3)	Densité 1 (g/cm3)	Proportion MAT 1 (%)	Densité 2 (g/cm3)	Proportion MAT 2 (%)	Densité éq (g/cm3)
EP 01	6,5	1,77	1,31	33,06	1,95	66,94	1,74
EP 06	9,1	1,67	1,24	43,84	1,93	56,16	1,62
EP 12	8,5	1,78	1,12	17,39	1,84	82,61	1,71
EP 16	7,5	1,87	1,19	18,03	1,90	81,97	1,77
EP 17	5,5	1,85	1,29	33,18	1,90	66,82	1,70
EP 21	8	1,77	1,26	24,83	1,93	75,17	1,76

Tableau 36: Densité réelle (g / cm^3) – Discrétisation en 2 matériaux

113_07	EXPERIMENTAL		10 MATERIAUX
	Epaisseur au centre (mm)	Densité (g/cm3)	Densité éq (g/cm3)
EP 01	6,5	1,77	1,73
EP 06	9,1	1,67	1,67
EP 12	8,5	1,78	1,74
EP 16	7,5	1,87	1,83
EP 17	5,5	1,85	1,72
EP 21	8	1,77	1,76

Tableau 37: Densité réelle (g / cm^3) - Discrétisation en 10 matériaux

2.2.2 Modules d'élasticité équivalents

La Figure 120 indique les modules d'élasticité équivalents par sujet, en considérant d'une part, un matériau homogène et d'autre part la discrétisation en deux matériaux avec leurs proportions respectives:

Sujet	1 MATERIAU		MAT 1			MAT 2		
	Moyenne	Ecart-type	Moyenne	Ecart-type	Proportion (%)	Moyenne	Ecart-type	Proportion (%)
H12	10199	10108	19226	21116	35	6133	5876	65
148_07	3250	1721	5925	3046	39	1996	1079	61
113_07	3386	1674	7055	3677	23	1938	997	77
69_08	8497	3903	16456	8735	39	5051	2153	61

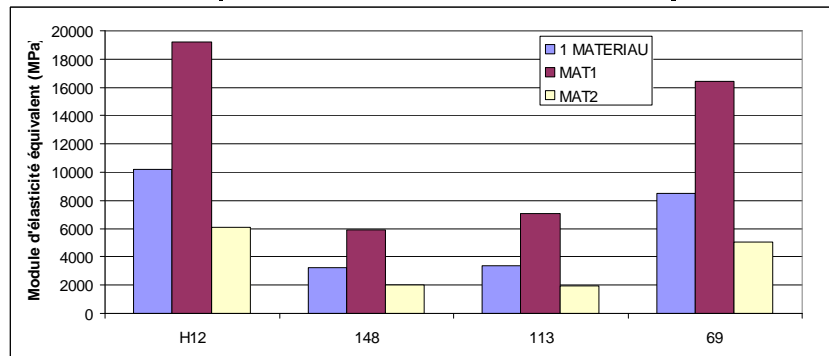


Figure 120: Module d'élasticité équivalent par sujet (MPa)

Le Tableau 38, le Tableau 39 et le Tableau 40 renseignent les valeurs de modules d'élasticité équivalents attribuées aux six éprouvettes lors des simulations sous ABAQUS®, les deux premières colonnes rappelant l'épaisseur au centre mesurée expérimentalement et le module d'élasticité équivalent calculé analytiquement.

Pour les discrétisations en deux et dix matériaux (Tableau 39 et Tableau 40), les valeurs E éq font référence aux moyennes des différents matériaux pondérés par leurs proportions respectives au sein de l'éprouvette, en termes de modules d'élasticité équivalents.

Concernant la discrétisation en dix matériaux, seules les valeurs équivalentes sont fournies.

113_07	EXPERIMENTAL		1 MATERIAU	
	Epaisseur au centre (mm)	E (Mpa)	Epaisseur au centre (mm)	E (Mpa)
EP 01	6,5	4832,11	6,5	4898,65
EP 06	9,1	887,03	9,1	2196,17
EP 12	8,5	1163,94	8,5	3133,67
EP 16	7,5	2719,71	7,5	3866,80
EP 17	5,5	6440,53	5,5	8019,47
EP 21	8	2199,12	8	2998,19

Tableau 38: Module d'élasticité équivalent (MPa) - Matériau homogène

113_07	EXPERIMENTAL		2 MATERIAUX				
	Epaisseur au centre (mm)	E (Mpa)	E1 (Mpa)	Proportion MAT 1 (%)	E2 (Mpa)	Proportion MAT 2 (%)	E éq (Mpa)
EP 01	6,5	4832,11	8613,31	33,06	3080,22	66,94	4909,46
EP 06	9,1	887,03	4179,70	43,84	1310,79	56,16	2568,52
EP 12	8,5	1163,94	6547,75	17,39	1764,52	82,61	2596,32
EP 16	7,5	2719,71	7713,66	18,03	2240,25	81,97	3227,11
EP 17	5,5	6440,53	14092,83	33,18	5044,45	66,82	8046,70
EP 21	8	2199,12	5543,27	24,83	1823,37	75,17	2747,02

Tableau 39: Module d'élasticité équivalent (MPa) - Discrétisation en 2 matériaux

113_07	EXPERIMENTAL		10 MATERIAUX
	Epaisseur au centre (mm)	E (Mpa)	E éq (Mpa)
EP 01	6,5	4832,11	5003,41
EP 06	9,1	887,03	2267,75
EP 12	8,5	1163,94	2460,76
EP 16	7,5	2719,71	3014,95
EP 17	5,5	6440,53	8461,64
EP 21	8	2199,12	2792,18

Tableau 40: Module d'élasticité équivalent (MPa) - Discrétisation en 10 matériaux

2.2.3 Simulation de l'essai de flexion trois points

2.2.3.1 Conditions aux limites

Les simulations reproduisant les essais de flexion 3 points à 10 mm/min sont réalisés avec le code de calcul d'éléments finis ABAQUS implicit®.

L'éprouvette maillée est importée sous le logiciel ABAQUS®.

Les appuis ainsi que l'impacteur sont représentés par deux corps rigides: leur géométrie est celle du montage de flexion trois points. Les appuis sont représentés par deux arcs de cercle de diamètre 5 mm espacés de 40 mm et extrudés en profondeur de 50 mm selon l'axe \vec{z} . Quant à l'impacteur il est représenté par un arc de cercle de diamètre 5 mm, extrudé en profondeur de 50 mm selon l'axe \vec{z} (Figure 121).

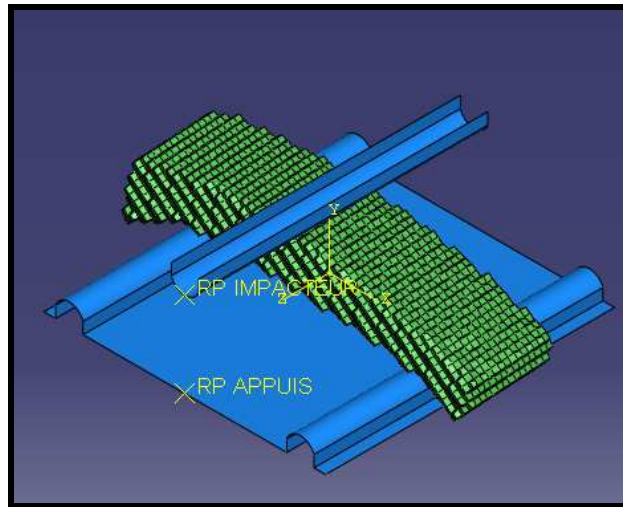


Figure 121: Simulation de l'essai de flexion trois points à 10 mm/min – Eprouvette 113_07 EP 16

Les appuis et l'impacteur sont dotés de nœuds pilote, «RF APPUIS» et «RF IMPACTEUR» auxquels sont appliquées des conditions de chargement: le nœud pilote des appuis est encasté et celui de l'impacteur est affecté d'une vitesse de déplacement de 0,16 mm/s selon l'axe $-\vec{y}$.

Des conditions d'encastement sont appliquées à deux nœuds situés aux extrémités de la table interne de l'éprouvette afin de la maintenir en place avant et durant le chargement (Figure 122).

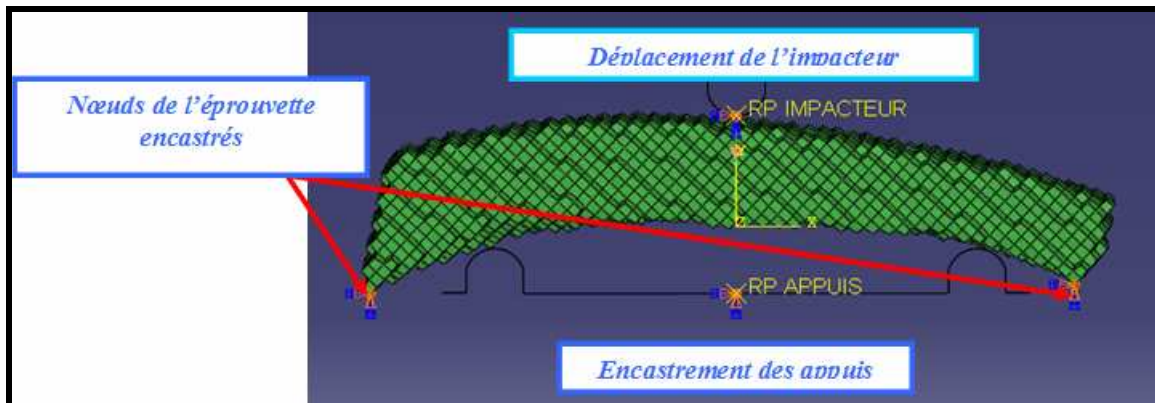


Figure 122: Conditions initiales de l'essai de flexion trois points – Eprouvette 113_07 EP 16

2.2.3.2 Courbes d'effort en fonction du déplacement

La comparaison des courbes d'effort en fonction du déplacement obtenues expérimentalement et à partir des trois types de modélisations, est réalisée.

Les données issues des simulations proviennent de l'effort exercé par l'impacteur sur l'éprouvette en fonction de son déplacement.

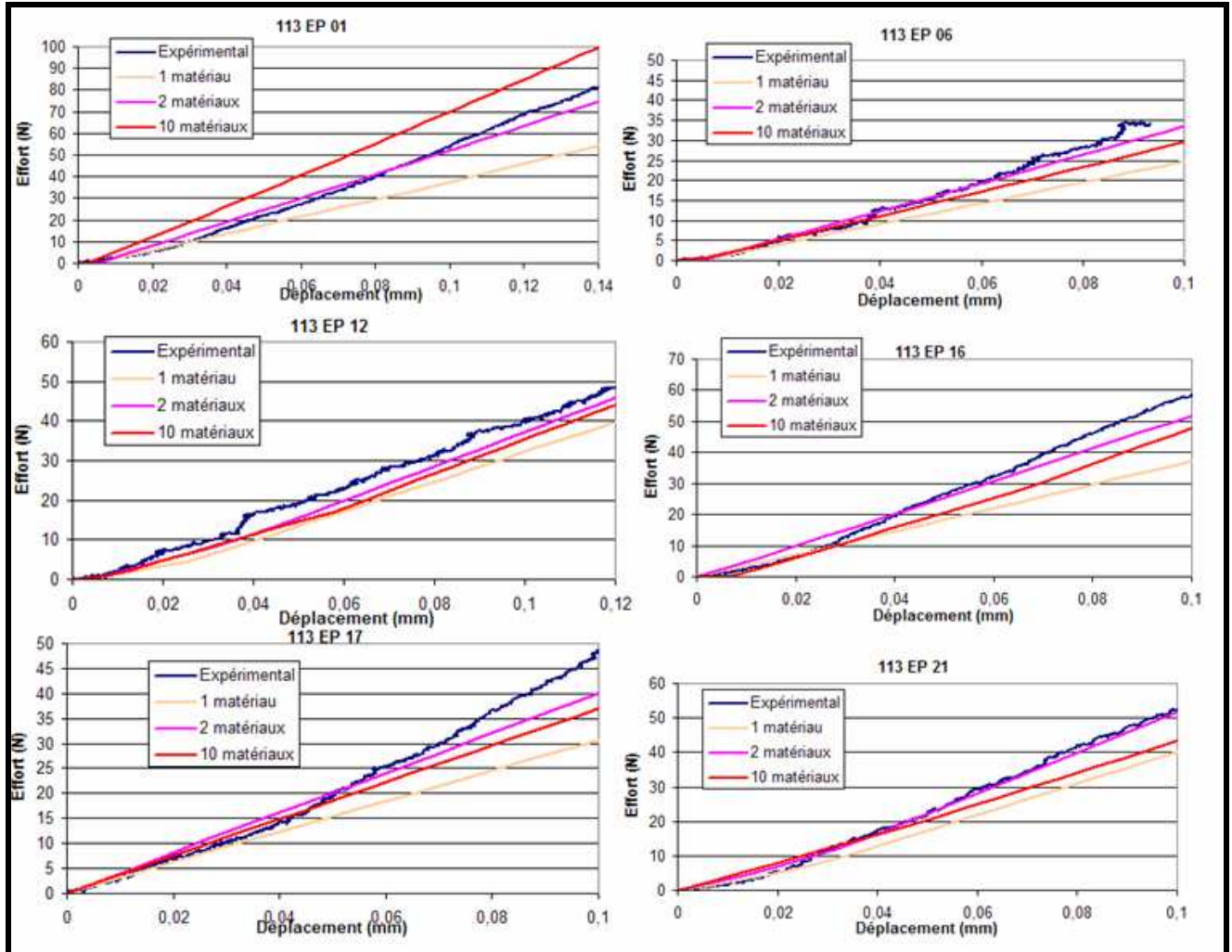


Figure 123: Comparaison des différents modèles d'os crânien personnalisés
Courbes d'effort en fonction du déplacement

Au vu des courbes de la Figure 123, nous remarquons que le fait de considérer les éprouvettes de façon homogène, c'est-à-dire constituées d'un seul matériau donne des résultats assez éloignés de la réalité. La discrétisation en dix matériaux améliore les résultats mais de manière moins évidente que celle en deux matériaux.

En effet, la discrétisation en deux matériaux constitutifs donne des résultats très proches des données expérimentales, ce qui atteste bien de l'aspect composite des éprouvettes d'os crânien, constituées d'une couche d'os spongieux entourée par deux couches d'os cortical.

2.2.3.3 Courbes de déformations temporelles

Etant donné que la discrétisation en deux matériaux fournit de meilleurs résultats en termes d'efforts en fonction du déplacement, ce type de modélisation est choisi pour comparer les valeurs de déformations temporelles expérimentales et calculées via la simulation des essais correspondants. Les valeurs expérimentales sont celles fournies par les jauges G, C et D des éprouvettes « type » EP 01 et EP 16 de la tête 113_07.

Sachant que les grilles des jauges de déformation mesurent 3 mm de côté et qu'un élément mesure environ 1 mm de côté, les calculs sont effectués aux points d'intégration de 9 éléments.

Ces éléments sont choisis en surface et le plus proche possible de l'emplacement des jauges, comme indiqué sur la Figure 124.

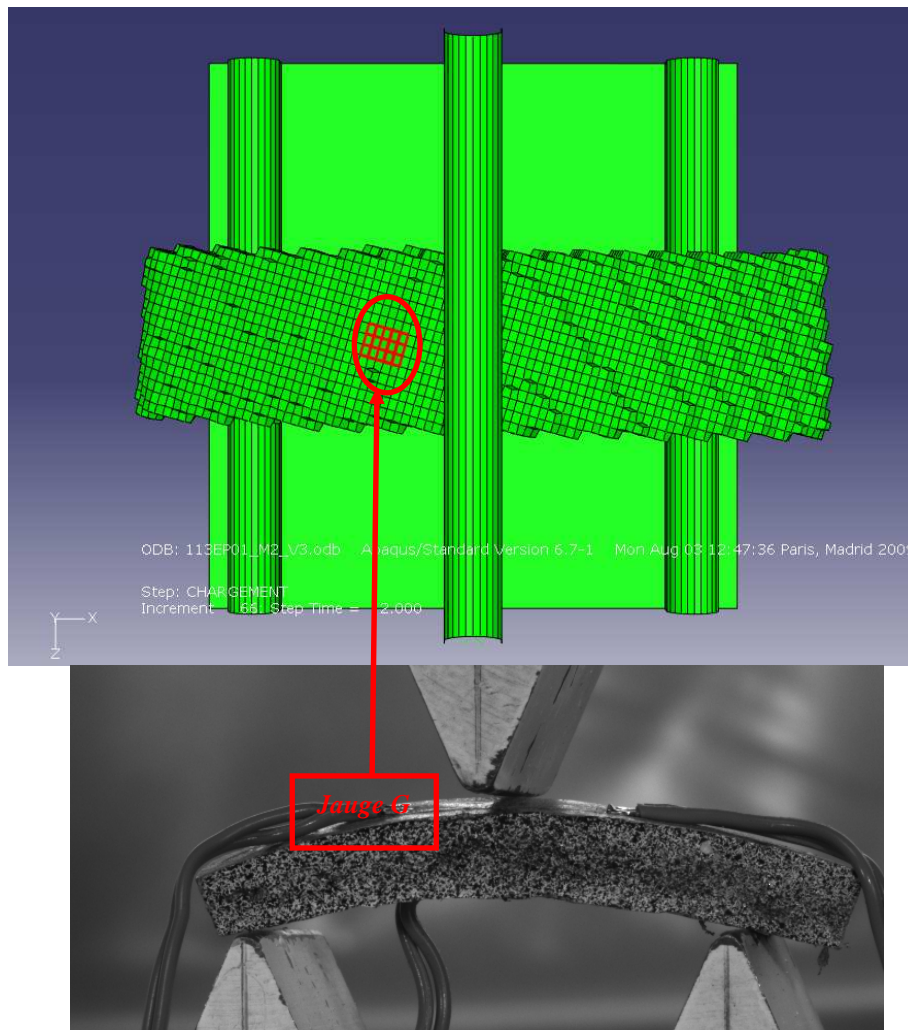


Figure 124: Eléments choisis pour le calcul des déformations – Epreuve 113_07 EP 01 - Jauge G

La Figure 125 donne les résultats des déformations temporelles pour les éprouvettes EP 01 et EP 16 de la tête 113_07.

Les résultats obtenus numériquement sont très proches des données expérimentales.

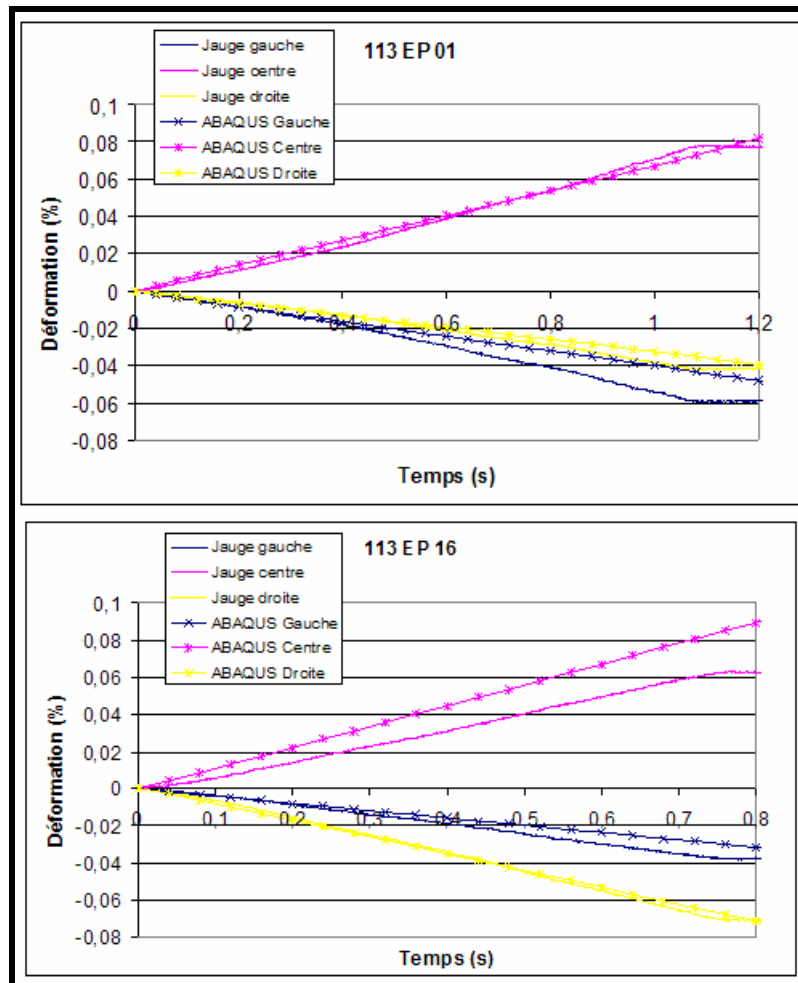


Figure 125: Comparaison des différents modèles d'os crânien personnalisés
Courbes des déformations temporelles

2.3 Discussion

La démarche explicitée au sein de ce chapitre a permis de montrer l'intérêt de la personnalisation des structures modélisées et simulées numériquement.

Étant donné que les éprouvettes sont prélevées virtuellement au niveau des images scanner, la personnalisation est effectuée tant au niveau de la géométrie de celles-ci que de leur constitution. En effet des propriétés matériau peuvent être attribuées à différentes couches constitutives de l'éprouvette.

Néanmoins il apparaît que la discrétisation des échantillons en deux matériaux distincts conduit à des résultats qui se rapprochent le plus de ceux relevés expérimentalement.

Ce chapitre témoigne donc de l'intérêt de disposer de données telles que les scanners médicaux dans le but de prédire les efforts et déformations en des zones précises du crâne.

CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Dans le cadre de l'exploitation de l'imagerie médicale pour la prédiction personnalisée des risques de blessures de la tête, l'objectif de ces travaux était de contribuer à la caractérisation de l'os crânien afin d'aboutir à une meilleure modélisation de son comportement en cas de choc.

Un protocole, prévoyant des procédés d'imagerie ainsi que des essais de flexion trois points, décrit dans le chapitre 2, a été mis en œuvre sur 209 éprouvettes.

Parmi ces éprouvettes prélevées sur 11 calottes selon une cartographie précise, figuraient 76 « fraîches », 19 congelées et 114 conservées dans une solution de Winckler. Cinq éprouvettes par calotte, soit 55 au total, ont bénéficié d'un protocole plus complet avec :

- l'observation de la microstructure par tomographie,
- la mise en place de jauges de déformation.

Les travaux menés dans le cadre de cette thèse ont permis de compléter de façon significative la base de données existante et de mettre en exergue des résultats importants et variés, tenant à la fois à la richesse du protocole, en particulier pour les éprouvettes « type », ainsi qu'à un patrimoine conséquent.

Ces résultats, présentés dans le chapitre 3, ont contribué à l'amélioration de la connaissance des propriétés relatives à l'os crânien, concernant notamment l'influence de la vitesse de sollicitation et du mode de conservation.

La détermination de paramètres géométriques et tissulaires sur l'ensemble des échantillons a permis de mettre en avant leur variation en fonction de leur localisation et a fait ressortir la symétrie des valeurs par rapport à la suture sagittale.

Les résultats caractérisant l'architecture de la diploé sont fortement corrélés entre eux.

Pour ce qui est des paramètres mécaniques, le calcul de la raideur sécante a permis la détermination d'un module d'élasticité équivalent, en faisant l'hypothèse d'une poutre droite à section constante avec prise en compte du pourcentage minéral propre à chaque échantillon. L'étude des résultats a montré que ces paramètres varient en fonction de la localisation et ce de façon symétrique par rapport à la suture sagittale.

Une relation importante, reliant le module d'élasticité équivalent à 10 mm/min, à l'épaisseur au centre et à la densité réelle a été établie à l'échelle macroscopique. Cette relation a été utilisée pour la personnalisation afin de modéliser numériquement les essais de flexion trois points à 10 mm/min d'échantillons d'os crânien, en utilisant la méthode des éléments finis.

Les simulations numériques présentées dans le chapitre 4 sont représentatives de la réalité du fait que:

- la géométrie de l'échantillon est parfaitement représentée étant donné que l'éprouvette modélisée est extraite de l'image scanner de celui-ci,
- les propriétés en termes de densité réelle et de module d'élasticité équivalent déduites des images scanner et de la relation précédemment établie sont personnalisées.

L'analyse de l'influence de la vitesse a permis de faire une comparaison appariée de la raideur sécante, qui rend compte de l'augmentation de cette grandeur avec celle de la vitesse de sollicitation. Cette tendance est confirmée par les valeurs moyennes du module d'élasticité équivalent considérées aux différentes vitesses d'essai.

La rupture a été quantifiée, via les paramètres «déformation longitudinale» et «effort», relatifs aux essais à rupture effectués à 1 m/s.

Les effets du mode de conservation ont été également mis en avant. Pour des durées équivalentes, comprises entre un mois et un an et demi, la conservation dans une solution de Winckler et la congélation entraînent l'augmentation du module d'élasticité équivalent avec une modification plus importante due à la congélation.

L'analyse combinée des paramètres tissulaires et mécaniques provenant de l'imagerie et des essais mécaniques a conduit à des corrélations significatives pour la personnalisation des modèles en éléments finis des échantillons d'os crânien et la prédiction des risques de blessures. De plus, en discrétisant les éprouvettes en plusieurs matériaux constitutifs, nous avons montré la possibilité de développer des modèles basés sur des personnalisations très fines.

La synthèse des résultats laisse néanmoins entrevoir quelques points qui mériteraient d'être améliorés.

Une des limites relative à ce travail est que l'établissement du module d'élasticité équivalent repose sur l'hypothèse des poutres droites à section constante. Cette configuration n'est pas parfaitement représentative de la réalité, compte-tenu des variations d'épaisseur et de courbure constatées sur les échantillons d'os crânien.

L'analyse statistique descriptive en termes de moyenne et d'écart-type a permis de quantifier les paramètres et grandeurs constituant notre base de données. Devant le nombre important d'échantillons utilisés au cours de cette thèse ainsi que celle de Delille [DEL 07], nous pouvons désormais procéder à un traitement statistique, qui permettrait d'aboutir à de nouvelles corrélations, plus fines, entre les paramètres tissulaires et mécaniques. Par exemple, nous pourrions envisager de nous affranchir du paramètre «épaisseur» pour l'estimation du module d'élasticité équivalent. D'autre part la relation utilisée à ce jour caractérise essentiellement le comportement élastique de la boîte crânienne à partir de l'imagerie médicale; il serait alors intéressant de développer des relations semblables pour les propriétés à rupture.

L'exploitation de relations entre les paramètres tissulaires et mécaniques a permis de montrer la faisabilité de la méthodologie pour l'élaboration d'un modèle personnalisé. Etant donné que la géométrie des calottes et que les données en termes d'épaisseur et de densité peuvent être extraites des clichés scanner, l'utilisation de tels modèles permettrait d'améliorer la détermination des critères de lésion locaux et des niveaux de tolérance associés, à partir du scanner de la victime.

A terme, l'utilisation de modèles en éléments finis de la tête personnalisés conduirait à l'amélioration des critères de blessures existant à ce jour. L'intérêt d'une telle démarche repose sur son vaste champ d'application, comprenant non seulement le domaine de la sécurité routière mais également tout ce qui se rapporte à la traumatologie osseuse.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [AIT 85] **AITKEN G.K., BOUME R.B., FINLAY J.B., RORABECK C.H., ANDREAE P.R.** “Indentation stiffness of the cancellous bone in the distal human tibia”. *Clini. Orthop.*, 1985, Vol. 201, pp. 264-270.
- [ALL 91] **ALLSOP D.L., PERL T.R., WARNER C.Y.** “Force/Deflection and Fracture Characteristics of the Temporo-parietal Region of the Human Head”. *Collision Safety Engineering, Inc.*, 1990.
- [ASC 67] **ASCENZI A., BONUCCI E.** “The tensile properties of single osteons”. *Anat. Rec.*, 1967, Vol. 158, pp. 375-386.
- [ASH 82] **ASHMAN R.B.** “Ultrasonic determination of the elastic properties of cortical bone: techniques and limitations”. PhD Dissertation, Tulane University, New Orléans, LA, 1982.
- [ATH 00] **ATHANASIOU K.A., ZHU C.F., LANCTOT D.R., AGRAWAL C.M., WANG X.** “Fundamentals of biomechanics in tissue engineering of bone”. *Tissue engineering*, 2000, vol. 6, N°4, pp. 361-381.
- [AUP 06] **AUPERRIN A.** “Caractérisation de l’os crânien sous sollicitations dynamiques et étude de l’influence du mode de conservation”. Mémoire de master recherche en mécanique des solides et ingénierie. Lyon: INRETS, 2006, 89 p.
- [AUT 04] **AUTUORI B.** “Modélisation par éléments finis de la face humaine en vue de la simulation de sa réponse au choc”. Thèse en génie mécanique. Lyon: Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 2004, 268 p.
- [BAR 70] **BARBER T.W., BROCKWAY J.A., MAFFATT C.A.** “Static compression testing of specimens from an embalmed human skull”. *Texas reports on biology and medicine*, 1970, vol. 28, N°4, pp.497-508.
- [BAU 01] **BAUMGARTNER D.** “Mécanismes de lésion et limites de tolérance au choc de la tête humaine – Simulations numériques et expérimentales de traumatismes crâniens”. Thèse en génie mécanique. Strasbourg: Université Louis Pasteur, 2001, 384 p.
- [BEA 06] **BEAUPIED H., DUPUIS A., ARLETTAZ A., BRUNET-IMBAULT B., BONNET N., JAFFRE C., BENHAMOU C.L., COURTEIX D.** “The mode of bone conservation does not affect the architecture and the tensile properties of rat femurs”. *Bio-medical Materials and Engineering*, 2006, vol. 16, pp. 256-259.
- [BIO 07] **BIOMECHANICS IN DENTISTRY.** “Mechanical properties of bone”. Disponible sur http://www.fepp.org/ICB.dent/campus/biomechanics_in_dentistry/ldv-data/mech/basic_bone.htm#mechanics. (Consulté le 16 février 2007).

- [BIR 68] **BIRD F., BECKER H., HEALER J., MESSER M.** “Experimental determination of the mechanical properties of bone”. *Aerospace Med.*, 1968, Vol. 39, pp. 44-48.
- [BOU 91] **BOUCHET A., CULLERET J.** “Anatomie topographique descriptive et fonctionnelle. Le système nerveux central, la face, la tête et les organes des sens”. Tome 1, 2^o édition. Paris: Masson Editeurs, 1991, 598 p.
- [BRO 78] **BROWN T.D., FERGUSON A.B.** “The development of a computational stress analysis of the femoral head. Mapping tensile, compressive, and shear stress for the varus and valgus positions”. *J. Bone Joint Surg.*, 1978, 60-A, pp. 619-629.
- [BUC 72] **BUCKLAND-WRIGHT J.C.** “The shock-absorbing effect of cranial sutures in certain mammals”. *J. Dent. Res.*, 1972, vol. 51, pp. 12-41.
- [BUC 78] **BUCKLAND-WRIGHT J.C.** “Bone structure and the pattern in the cat skull (*Felis Catus*)”. *J. Morph.*, 1978, vol. 155, pp. 35-62.
- [BUR 72] **BURSTEIN A.H., REILLY J.D., and FRENKEL V.H.** “The ultimate properties of bone tissue: the effect of yielding”. *Journal of biomechanics*, 1972, Vol. 5, pp. 34-44.
- [CAL 51] **CALABRISI P., SMITH F.C.** *Nav. Med. Res. Inst., Nat. Nav. Med. Center, NH/R-NM 001 056.02 MR-5I-2, I*, 1951.
- [CAN 02] **CANAPLE B., RUNGEN G.P., MARKIEWICZ E., DRAZETIC P., HAPPIAN SMITH J., CHINN B.P., CESARI D.** “Impact model development for the reconstruction of current motorcycle accidents”. *International Journal of Crashworthiness*, 2002, Vol. 7, N° 3, pp. 307-320.
- [CAR 77] **CARTER D.R., HAYES W.C.** “The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure”. *J. Bone Joint Surg.*, 1977, 59-A, pp. 957-962.
- [CHO 90] **CHOI K., KUHN J.L., CIARELLI M.J., GOLDSTEIN S.A.** “The elastic moduli of human subchondral, trabecular and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus”. *Journal of biomechanics*, 1990, Vol. 23, pp. 1103-1113.
- [CHO 92] **CHOI K., GOLDSTEIN S.A.** “A comparison of the fatigue behaviour of human trabecular and cortical bone tissue”. *Journal of biomechanics*, 1992, Vol. 25, pp. 1371-1381.
- [COH 92] **COHADON F.** “Biomécanique et physiopathologie des lésions traumatiques crâniennes”. **In:** *Traumatismes du crâne et du rachis. Séminaire d’Enseignement de la Société de Neurochirurgie de Langue Française. Collections des Universités Francophones*, Paris: Editions ESTEM, 1992, pp. 1-20.
- [COS 07] **COSMOVISIONS.** “Le squelette – Les os”. Disponible sur <http://www.cosmovisions.com/os.htm>. (Consulté le 29 mars 2007).
- [COW 85] **COWIN SC.** “The relationship between the elasticity tensor and the fabric tensor”. *Mechanical materials*, 1985, Vol.4, pp. 137-147.

- [COW 87] **COWIN S.C. VAN BURSKIN W., ASHMAN R.** “Properties of bone, in Handbook of Bioengineering” by R. Shalak and S. Chien. Mc Graw Hill, NY, 1987.
- [COW 89] **COWIN SC.** “Bone mechanics”. CRC Press, Boca Raton, Fla., 1989.
- [COW 99] **COWIN SC.** “Bone poroelasticity”. Journal of Biomechanics, 1999, Vol.32, pp. 217-238.
- [CRA 94] **CRANDALL J.R.** “The preservation of human surrogates for biomechanical studies”. Degree Doctor of Philosophy in Mechanical, Aerospace, and Nuclear Engineering. University of Virginia, School of Engineering and Applied Science, 1994, 271 p.
- [DEL 02] **DELILLE C.** “Contribution à l’identification de lois matérielles de l’os du crâne humain en quasi-statique à partir d’expérimentations et de simulations numériques”. Thèse en génie mécanique. Valenciennes: Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis, 2002, 190 p.
- [DEL 07] **DELILLE R.** “Contribution à la compréhension du comportement mécanique de l’os du crâne humain sous différents moyens de conservation et de sollicitation”. Thèse en génie mécanique. Valenciennes: Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis, 2007, 127 p.
- [DELM 07] **DELMAS V.** “Vie de relation, appareil locomoteur, le système squelettique”. Disponible sur <http://www.educ.necker.fr/cours/AnatomieP12003-2004/anatomiegenerale.pdf>. (Consulté le 29 janvier 2007).
- [DEM 52] **DEMPSTER W.T., LIDDICOAT R.T.** “Compact bone as a non-isotropic material”. Am. J. Anat., 1952, Vol. 91, pp. 331-362.
- [DOB 03] **DOBLARE M., GARCIA J.M., GOMEZ M.J.** “Modelling bone tissue fracture and healing: a review”. Engineering Fracture Mechanics, 2003, vol. 71, pp. 1809-1840.
- [EBB 99] **EBBESEN E.N., THOMSEN J.S., BECK-NIELSEN H., NEPPER-RASMUSSEN H.J., MOSEKILDE L.** “Lumbar vertebral body compressive strength evaluated by dual energy X-ray absorptiometry, quantitative computed tomography and ashing”. Bone, 1999, vol. 25, pp. 713-725.
- [END 66] **ENDO B.** “A biomechanical study of the human facial skeleton by means of strain sensitive lacquer”. Okajimas Pol. Anat. Jap., 1966, N° 42, pp. 205-217.
- [END 07] **ENDURA TEC.** “Département de génie mécanique: propriétés et caractérisation mécanique des tissus biologiques”. (Consulté le 29 janvier 2007).
- [EVA 48] **EVANS F., and LISSNER H.** “Tensile and compressive strength of human parietal bone”. Journal of applied physiology, pp. 493-497.
- [EVA 57] **EVANS F.G., LISSNER H.R.** “Tensile and compressive strength of human parietal bone”. Journal of applied physiology, 1957, vol. 10, N°3, pp. 493-497.

- [EVA 58] **EVANS G.F., LISSNER R., LEBOW M.** “The relation of energy, velocity and acceleration to skull deformation and fracture”. *Surgery, Gynecology and Obstetrics*, pp. 593-601, 1958.
- [FER 05] **FERREIRA F., VAZ M.A., SIMOES J.A.** “Mechanical properties of bovine cortical bone at high strain rate”. *Materials Characterization*, 2005, vol. 57, pp. 71-79.
- [FLY 90] **FLYNN J., RUDERT M.J., OLSON E., BARATZ M., HANLEY E.** “The effects of freezing and freeze drying on the biomechanical properties of the canine intervertebral disc”. *Spine*, 1990, vol. 15, N°6, pp. 567-570.
- [FOL 02] **FOLLET H.** “Caractérisation Biomécanique et Modélisation 3D par Imagerie X et IRM haute résolution de l’os spongieux humain: évaluation du risque fracturaire”. Thèse en génie mécanique. Lyon: Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 2002, 355 p.
- [FRI 96] **FRIEDLAND G.W and THURBER B.D.** “The birth of CT”. *American Journal of Roentgenology*, 1996, vol. 167, pp. 1365-1370.
- [GIB 85] **GIBSON L.J.** “The mechanical behavior of cancellous bone”. *Journal of Biomechanics*, 1985, vol. 18, pp. 317-328.
- [GIO 06] **GIOVANI A.M.M., CROCI A.T., OLIVEIRA C.R. GCM., FILIPPI R.Z., SANTOS L.A.U., MARAGNI G.G., ALBHY T.M.** “Comparative study of cryopreserved tissue and tissue preserved in a 98 % glycerol solution”. *Clinics*, 2006, vol. 61, N° 6.
- [GOL 83] **GOLDSTEIN S.A., WILSON D.L., SONSTEGARD D.A., MATTHEWS L.S.** “The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location”. *Journal of biomechanics*, 1983, Vol. 16, pp. 965-969.
- [GOT 78] **GOT C., PATEL A., FAYON A., TARRIERE C, WALFISH G.** “Results of experimental head impacts on cadavers: the various data obtained and their relations to some measured physical parameters”. In: Proceedings of the 22th Stapp Car Crash Conference, 1978, Ann Arbor, MI.
- [GOU 83] **GOULLET D.** “Contribution à l’étude de la stérilisation du matériel médico chirurgical non réutilisable par l’oxyde d’éthylène – Connaissance des matériaux. Aspects analytiques. Interférence avec les rayons ionisants”. Thèse de doctorat d’état ès Sciences Pharmaceutiques, Lyon 1, 1983, 183 p.
- [GUE 04] **GUEDES R.M., SIMOES J.A., MORAIS J.L.** “Viscoelastic behaviour and failure of bovine cancellous bone under constant strain rate”. *Journal of biomechanics*, 2004, vol. 39, pp. 49-60.
- [GUR 47] **GURDJIAN E.S., WEBSTER J.E., LISSNER H.R.** “The mechanism of production of linear skull fractures”. *Surg. Gyn. Obst.*, 1947, vol. 85, pp. 195-210.
- [GUR 49] **GURDJIAN E.S., WEBSTER J.E., LISSNER H.R.** “Studies on skull fracture with particular reference to engineering factors”. *Am. J. Surg*, 1949, pp. 736-742.

- [HEM 07] **HEMOGLOBINURIE PAROXYSTIQUE NOCTURNE.** “Sang et moelle osseuse”. Disponible sur <http://hpn.site.voila.fr/page2.html>. (Consulté le 6 mars 2007).
- [HOD 67] **HODGSON V.R.** “Tolerance of the facial bone to impact”. *Am. J. Anat*, 1967, vol. 120, pp. 113-122.
- [HOD 71] **HODGSON V.R., THOMAS L.M.** “Breaking strength of the human skull vs. Impact surface curvature”. US department of transportation. HS-800-583, Springfield, VA, 1971.
- [HOG 92] **HOGAN H.A.** “Micromechanics modelling of haversian cortical bone”. *Journal of Biomechanics*, 1992, vol. 25, pp. 549-556.
- [HUB 71] **HUBBARD R.P.** “Flexure of layered cranial bone”. *Journal of biomechanics*, p. 251-263.
- [HUBB 71] **HUBBARD R.P.** “Flexure of cranial sutures”. *Journal of biomechanics*, 1971, vol. 4, pp. 491-496.
- [HUE 08] **HUE E.** “Technologie du scanner”. Disponible sur http://lycees.ac-rouen.fr/flaubert/spip/IMG/pdf/TDM_1_Technologie_.pdf. (Consulté le 12 mai 2009).
- [HUL 96] **HULSEN K.K.** *Bull. Lab. Biol. St. Petersburg I*: 7, 1896 (in Russian).
- [IYO 04] **IYO T., HAKI Y., SASAKI N., NAKATA M.** “Anisotropic viscoelastic properties of cortical bone”. *Journal of biomechanics*, 2004, vol. 37, pp. 1433-1437.
- [JEP 97] **JEPSEN K.J., DAVY D.T.** “Comparison of damage accumulation measures in human cortical bone”. *Journal of biomechanics*, 1997, Vol. 30, pp. 891-894.
- [KAN 98] **KANG H.S.** “Modélisation de la tête humaine sous accélérations extrêmes par la méthode des éléments finis – Application au choc et à l’hypergravité”. Thèse de doctorat, Université de Strasbourg I, 1998.
- [KAR 05] **KARLSSON H., OBRANT C., JOSEFSSON P.O.** “Osteoporotic fractures – Rockwood and Green’s fractures in adults”. **In:** BUCHLOZ R.W., HECKMAN J.D., COURT-BROWN C., TORENTTA P., KOVAL K.J., WITH M.A. (Eds.), LIPPINCOTT WILLIMAS and WILKIES.
- [KAT 84] **KATZ J.L., YOON H.S., LIPSON S., MAHARIDGER R., MEUNIER A., CHRISTEL P.** “The effects of remodelling on the elastic properties of bone”. *Calcified Tissue International*, 1984, vol. 36 (Suppl. 1), S31-S36.
- [KEA 01] **KEAVENY T.M., MORGAN E.F., NIEBUR G.L., YEH O.C.** “Biomechanics of trabecular bone”. *Biomedical engineering*, 2001, vol. 3, pp. 307-333.
- [KO 53] **KO R.** “The tension test upon the compact substance of the long bones of human extremities”. *J. Kyoto Pref. Med. Univ.*, 1953, Vol. 53, pp. 503-525.

- [KOM 76] **KOMENDER A.** “Influence de la conservation sur certaines propriétés mécaniques de l’os compact de l’homme”. *Materia medica Polona*, 1976, Fasc. 1 (26).
- [LAF 07] **LAFAGE M.H.** “Le tissu osseux”. Disponible sur <http://dossier.univ-st-etienne.fr/lbto/www/tissu-osseux/>. (Consulté le 12 janvier 2007).
- [LAR 09] **LAROUSSE Encyclopédie.** “Traumatisme crânien”.
Disponible sur:
[http://www.larousse.fr/encyclopedie/medical/traumatisme_cr %C3 %A2nien/16689](http://www.larousse.fr/encyclopedie/medical/traumatisme_cr_%C3_%A2nien/16689).
(Consulté le 17 avril 2009).
- [LAT 38] **LATARGET A.** “Anatomie chirurgicale du crâne et de l’encéphale”. Tome Paris: G. DROIN & Cie, 1938, 258 p.
- [LEF 05] **LEFEVRE PH., BEAUTHIER J.P., MEUNIER M., ORBAN R., POLET C., ROOZE M.** « Comparaison et fiabilité de la région du ptériorion par rapport aux sutures ectocrâniennes classiques dans l’estimation de l’âge osseux ». *Biom. Hum. et Anthropol.*, 2005, vol. 23, N° 1-2, pp. 15-22.
- [LIN 89] **LINDE F., HVID I.** “The effect of constraint on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens”. *Journal of biomechanics*, 1989, Vol. 22, pp. 485-490.
- [LIN 93] **LINDE F., SORENSEN C.F.** “The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone”. *Journal of Biomechanics*, 1993, vol. 26, N° 10, pp. 1249-1252.
- [MAN 05] **MANO J.F.** “Viscoelastic properties of bone: mechanical studies on a chicken model”. *Materials Science and Engineering*, 2005, C 25, pp. 145-152.
- [MAR 05] **MARCUS R., MAJUMDAR S.** “The nature of osteoporosis”. *Osteoporosis*.
In: MARCUS R., FELDMAN D., KELSEY J. (Eds). Academic Press.
- [MAR 06] **MARJOUX D.** “Mécanismes de lésion de la tête humaine en situation de choc”. Thèse en génie mécanique. Strasbourg: Université Louis Pasteur, 2006, 290 p.
- [MART 88] **MARTENS M., AUDEKERCKE R.V., DELPORT P., MEESTER P.D., MULIER J.C.** “The mechanical characteristics of cancellous bone at the upper femoral region”. *Journal of biomechanics*, 1988, Vol. 16, pp. 971-983.
- [MCE 64] **McELHANEY J.H., FOGLE J., BYARS E., WEAVER G.** “Effects of embalming on the mechanical properties of beef bone”. *J. Appl. Physiol.*, 1965, vol. 19, N°6, pp. 1234-1236.
- [MCE 65] **McELHANEY J.H.** “Dynamic response of biological materials”. *ASME*. 65 WA/HUF-9:1965.
- [MCE 66] **McELHANEY J.H.** “Dynamic response of bone and muscle tissue”. *J. Appl. Physiol.*, 1966, Vol. 21, pp. 1231-1236.

- [MCE 70] **McELHANEY J.H., FOGLE J.L., MELVIN J.W., HAYNES R.R., ROBERTS V.L., ALME N.M.** “Mechanical properties of cranial bone”. *Journal of biomechanics*, 1970, vol. 3, pp. 495-511.
- [MCE 72] **McELHANEY J.H., STALNAKER R.L., ROBERTS V.L.** “Biomechanical aspects of head injury”. In: KING W., MERTZ H. (Eds). *Human impact tolerance*. Plenum Press, 1972, New York, pp. 85-112.
- [MEL 69] **MELVIN J.W., ROBBINS D.H., ROBERTS V.L.** “The mechanical behaviour of the diploé layer of the human skull in compression”. *Mechanisms of development*, 1969, vol. 5, pp. 811-818.
- [MEL 70] **MELVIN J.W., McELHANEY J.H., ROBERTS V.L.** “Development of mechanical model of the human head - Determination of tissues properties and synthetic substitute materials”. In: 14th Stapp Car Crash Conference, Ann Arbor, Michigan, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of automotive Engineers, 1970, pp. 221-240.
- [MEL 71] **MELVIN J.W., EVANS F.G.** “A strain energy approach to the mechanics of skull fracture”. In: 15th Stapp Car Crash Conference, San Diego, California, USA. Warrendale, Pennsylvania, USA: Society of automotive Engineers, 1971, pp. 666-685.
- [MES 80] **MESSERER O.** “Uber Elasticitat und Festigkeit der Menschlichen Knochen”. 1880, Stuttgart, Germany.
- [MEU 97] **MEUNIER P.J., BOIVING.** “Bone mineral density reflects bone mass but also the degree of mineralization of bone. Therapeutic implications”. *Bone*, 1997, vol. 21, N°5, pp. 373-377.
- [MOR 92] **MORIN A.** “Biomécanique et traumatologie du crâne. CES de Biomécanique et Cinésologie de l'appareil locomoteur”. Tome Lyon: Université Claude Bernard, 1992, 43 p.
- [NAH 68] **NAHUM A., GATTS J.D., GADD C.W., DANFORTH J.** “Impact tolerance of the skull and face”. In: Proceedings of the 12th Stapp Car Crash Conference, Détroit, MI, 1968, p. 302.
- [NAT 04] **NATHER A., THAMBYAH A., GOH J.C.H.** “Biomechanical strength of deep-frozen versus lyophilized large cortical allografts”. *Clinical Biomechanics*, 2004, vol. 19, pp. 526-533.
- [ODG 91] **ODGAARD A., LINDE F.** “The underestimation of Young’s modulus in compressive testing of cancellous bone specimens”. *Journal of biomechanics*, 1991, Vol.24, pp. 691-698.
- [PAN 85] **PANJABI H.M., KRAG M., SUMMERS D., VIDEMANT T.** “Biomechanical time tolerance of fresh cadaveric human spine specimen”. *J. Orthop. Res.*, 1985, Vol. 3, pp. 292-300.

- [PEL 84] **PELKER R.R., FRIEDLAENDER G.E., MARKHAM T.C., PANJABI M.M., MOEN C.J.** “Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical properties of rat bone”. *Journal of Orthopaedic research*, 1984, 1: pp. 405-411.
- [PHA 07] **PHARABOZ C.** “Les traumatismes du massif facial, anatomie et physiopathologie”. Disponible sur <http://www.med.univ-rennes1.fr/cerf/edicerf/NR/NR006.html>. (Consulté le 27 août 2007).
- [PIT 04] **PITHIOUX M., SUBIT D., CHABRAND P.** “Comparison of compact bone failure under two different loading rates: experimental and modelling approaches”. *Medical engineering and physics*, 2004, vol. 26, pp. 647-653.
- [RAM 07] **RAMBAUD F.** “Caractérisation, analyse et modélisation statistiques de fragments osseux crâniens pour la prédiction de paramètres mécaniques lésionnels”. Thèse en génie mécanique. Valenciennes: Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis, 2007, 184 p.
- [RAU 76] **RAUBBER A.A.** *Elasticität und Festigkeit der Knochen*. Leipzig: Engelmann, 1876, p. I.
- [REI 75] **REILLY D.T., BURSTEIN A.H.** “The elastic and ultimate properties of compact bone tissue”. *Journal of biomechanics*, 1975, Vol. 8, pp. 393-405.
- [ROB 69] **ROBBINS D.H. and WOOD J.L.** “Determination of mechanical properties of the bones of the skull”. *Exp. Mech.*, 1969, vol. 9, N°5, pp. 236-240.
- [ROH 91] **ROHL L., LARSEN E., LINDE F., ODGAARD J.** “Tensile and compressive properties of cancellous bone”. *Journal of biomechanics*, 1991, Vol. 24, pp. 1143-1149.
- [RUA 93] **RUAN J., KHALIL T., KING A.** “Finite element modelling of direct head impact”. *Proceeding of the International Research Council On Biokinetics of Impact (IRCOBI)*, 1993, pp. 69-81.
- [RUN 04] **RUNGEN G.P.** “Enrichissement des modèles physiques et numériques de la tête en vue de mieux représenter la cinématique cérébrale lors d’un choc”. Thèse de doctorat, Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis, 2004.
- [SCH 72] **SCHNEIDER D., & NAHUM A.** “Impact studies of facial bones and skull”. *Proceeding of the 16th Car Crash Conference*, pp. 186-203.
- [SCHO 94] **SCHOEFELD C.M., LAUTENSCHLAGER E.P., MEYER P.R.J.** “Mechanical properties of human cancellous bone in the femoral head”. *Med. Biol. Eng.*, 1994, Vol. 12, pp. 313-317.
- [SCHU 94] **SCHUELER F., ZIMMER G., MIN J., MATTERN R.** “Assesment of mechanical properties of the human skull-cap through basic biomechanical tests and computed tomography (QCT)”. Lyon, 21-23 septembre 1994.

- [SEC 09] **SECURITE ROUTIERE.** “Observatoire National: statistiques des accidents”. Disponible sur: <http://www2.securiteroutiere.gouv.fr/infos-ref/observatoire/index.html> (Consulté le 5 septembre 2009).
- [SED 65] **SEDLIN E.D.** “A rheologic model for cortical bone. A study of the physical properties of human femoral samples”. *Acta Orthop. Scand. Suppl.*, 1965, Vol. 83, pp. 1-77.
- [SED 66] **SEDLIN E.D., HARSCH C.** “Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone”. *Acta Orthop. Scand.*, 1966, Vol. 37, pp. 29-48.
- [SIM 73] **SIMKIN A., and ROBIN G.** “The mechanical testing of bone in bending”. *Journal of biomechanics*, 1973, Vol. 6, pp. 31-39.
- [SMI 59] **SMITH J.W., WALMSLEY R.** “Factors affecting the elasticity of bone”. *Journal of anatomy*, 1959, pp. 504-523.
- [SON 77] **SONSTERGARD D.A., MATTHEWS L.S.** “Mechanical property dependance on storage technique and locale of knee joint trabecular bone”. *Trans. 23rd Orthopaedic Research Society* 2, p. 283.
- [STA 77] **STALNAKER R., MELVIN J., NUSCHOLTZ G., ALEM N., BENSON J.** “Head impact response”. *In*: *Proceedings of the 21st Stapp Car Crash Conference*, 1977, New Orleans, LA, pp. 305-335.
- [SWE 65] **SWEENEY A.W., KROON R.P., BYERS R.K.** “Mechanical characteristics of bone and its constituents”. *ASME. 65-WA/HUF*: 1965.
- [TAK 03] **TAKHOUNTS E.G, EPPINGER R.H., QUINN CAMPBELL J., TANNOUS R.E., POWER E.D., SHOOK L.S.** “On the development of the SIMon finite element head model”. *Stapp Car crash Journal*, 2003, vol. 47, pp. 107-133.
- [TEO 06] **TEO J.C.M., SI-HOE K.M., KEH J.E.L., TEOH S.H.** “Correlation of cancellous bone microarchitectural parameters from microCT number and bone mechanical properties”. *Materials Science and Engineering*, 2006, C 27, pp. 333-339.
- [TER 07] **TERSIGNY M.A.** “Frozen Human Bone: A Microscopic Investigation”. *Journal of Forensic Science*, 2007, vol. 52, N° 1.
- [THO 97] **THOLLON L.** “Approche des mécanismes lésionnels au niveau de l’extrémité céphalique de l’être humain lors de chocs”. *Mémoire de DEA, Laboratoire de Biomécanique Appliquée, Marseille*, 1997.
- [TOW 75] **TOWNSEND P.R., RAUX P., ROSE P.M., MIGEL R.E., RADIN E.L.** “The distribution and anisotropy of the stiffness of cancellous bone in the human patella”. *Journal of biomechanics*, 1975, vol. 8, pp. 363-367.
- [TUR 98] **TURNER C.H., RHO J., TAKANO Y., TSUI T.Y., PHARR G.M.** “The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two measurement techniques”. *Journal of Biomechanics*, 1998, vol. 32, pp. 437-441.

- [VER 06] **VERSHUEREN P., DELYE H., BERCKMANS D., VERPOEST I., VANDER SLO滕 J., VAN DER PERRE G.** “Analysis of fracture characteristics of cranial bone for FE modelling”. In: IRCOBI Conference, Madrid, Spain, 2006.
- [VOG 94] **VOGGENREITER G., ASCHERL R., BLUMELG, SCHMIT-NEUERBURG K.P.** “Effects of preservation and sterilization on cortical bone grafts. A scanning electron microscopic study”. Arch Orthop. Trauma Surg., 1994, vol. 113, N° 5, pp. 294-296.
- [WAN 05] **WANG T., FENG Z.** “Dynamic mechanical properties of cortical bone: The effect of mineral content”. Materials letters, 2005, vol. 59, pp. 2277-2280.
- [WIL 99] **WILLINGER R., KANG H.S., DIAW B.M.** “Développement et validation d’un modèle mécanique de la tête humaine”. Comptes Rendus de l’Académie des Sciences, 1999, Paris, t. 326, série II b, pp. 125-131.
- [WOO 70] **WOOD J.L.** “Dynamic response of human cranial bone”. Journal of biomechanics, 1970, vol. 4, pp.1-12.
- [YAS 96] **YASZEMSKI M.J., PAYNE R.G., HAYES W.C., LANGER R. And MIKOS A.G.** “Evaluation of bone transplantation: molecular, cellular and tissue strategies to engineer human bone”. Biomaterials, 1996, vol. 17, pp. 175-185.
- [YOG 95] **YOGANANDAN N., PINTAR F.A., SANCES A. JR., WALSH P.R., EWING C.L., THOMAS D.J., SNYDER R.G.** “Biomechanics of Skull Fracture”. Journal of neurotrauma, 1995, vol. 12, N° 4.
- [YOG 03] **YOGANADAN N., PINTAR F.A.** “Biomechanics of temporo-parietal skull fracture”. Clinical biomechanics, 2003, vol. 19, pp. 225-239.

ANNEXE 1: Description des cellules osseuses

Il existe deux lignées de cellules osseuses:

- La lignée ostéoblastique

Elle comprend les préostéoblastes, les ostéoblastes, les ostéocytes ainsi que les cellules bordantes (Figure 126).

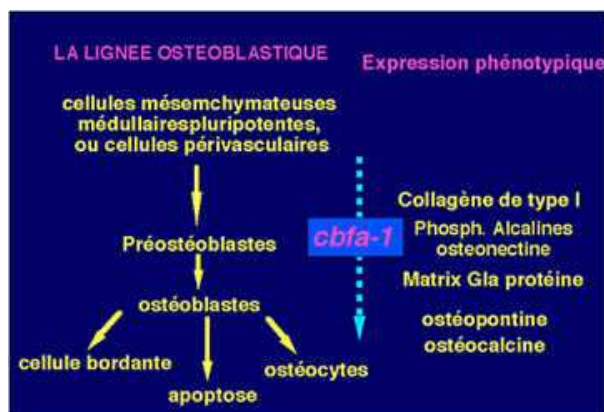


Figure 126: La lignée ostéoblastique [LAF 07]

Les ostéoblastes matures ont pour fonction de synthétiser la matrice osseuse collagénique et de participer à la minéralisation de celle-ci. Une fois que l'ostéoblaste a déposé la matrice, il devient un ostéocyte ou une cellule bordante ou bien subit une mort cellulaire programmée (apoptose).

- La lignée ostéoclastique

Elle comprend les préostéoclastes et les ostéoclastes qui détruisent le tissu osseux ancien [LAF 07], (Figure 127).

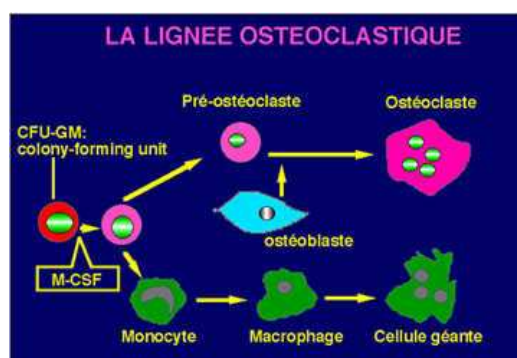


Figure 127: La lignée ostéoclastique [LAF 07]

Les chargements cycliques sont nécessaires tant pour maintenir la structure de l'os (1000 à 3000 microdéformations) que pour déclencher son apposition (niveau supérieur à 3000 microdéformations). Le niveau idéal de la déformation dépend du site: ceci garantit que les os faiblement chargés, tels que les os du crâne, ne s'atrophient pas.

Un remodelage permanent s'opère au sein de l'os, assuré par les activités de résorption et de formation de tissu osseux. Ce remodelage s'effectue grâce à des unités fonctionnelles de remodelage, où les ostéoclastes et les ostéoblastes sont étroitement associés.

Il est composé des phases d'activation, de résorption, d'inversion (ou réversion) et de formation.

Le résultat du travail d'une unité fonctionnelle de remodelage (résorption puis formation) est une unité structurale, à savoir l'ostéon [LAF 07], [END 07].

ANNEXE 2: Description technique du scanner

1. Constitution

Un scanner est constitué d'un statif, d'un lit, d'une console d'acquisition et d'une console de post traitement (Figure 128), [HUE 08].

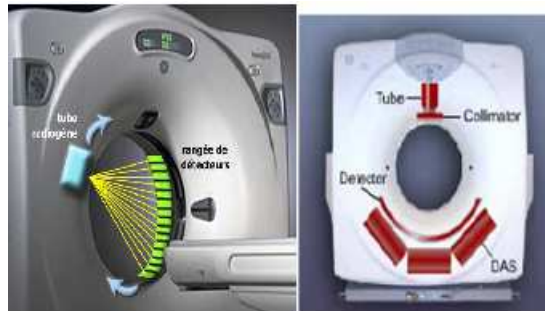


Figure 128: Eléments constitutifs d'un scanner

La chaîne radiologique est constituée:

- d'un générateur de rayons X qui alimente un tube à haute tension continue comprise entre 80 et 140 kV, avec un milliampérage constant et une puissance allant de 50 à 60 Kw,
- d'un tube en rotation effectuant 360° en 0,5 seconde,
- de détecteurs solides qui absorbent les rayons X et assurent leur conversion en signal électrique.

2. Principe de formation d'une image scanner

2.1 Atténuation

A la sortie du tube un premier détecteur électronique mesure l'intensité des rayons X émis. Puis une partie des rayonnements entrant en contact avec le corps du patient est absorbée par les tissus traversés. Le rayonnement émergent (qui sort du patient) est capté par un détecteur électronique qui tourne de façon synchrone avec le tube (Figure 129).

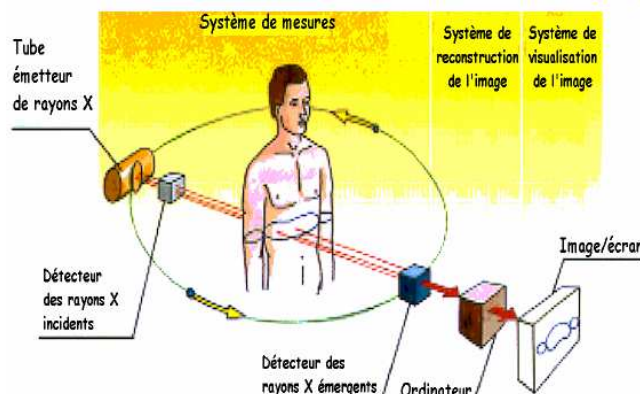


Figure 129: Principe de formation d'une image scanner

2.2 Projection

Le détecteur transforme les photons X en signal électrique. Ce signal est directement proportionnel à l'intensité du faisceau de rayons. Il est transmis ensuite à la console par fibres optiques.

L'ordinateur calcule l'absorption du rayonnement en chaque point de la coupe qu'il met en relation directe avec les densités des tissus rencontrés.

Un traitement informatique fait apparaître à l'écran une image qui traduit les variations d'absorption des tissus par une variation de nuances en noir, gris et blanc.

2.3 De la matrice à l'image

La matrice est un tableau composé de x lignes et de y colonnes définissant un nombre de carrés élémentaires ou pixels. Des matrices carrées où $x=y$ sont utilisées. Les matrices actuelles sont 512^2 , 768^2 et 1024^2 .

Le pixel est l'unité de surface de la matrice. C'est aussi la surface de base du voxel, l'unité de volume élémentaire de l'image. Il dépend de l'épaisseur de coupe (hauteur du voxel), de la taille du champ de vue (FOV) et de la taille de la matrice.

A chaque pixel de la matrice de reconstruction correspond une valeur d'atténuation ou de densité. En fonction de sa densité, chaque pixel est représenté sur l'image par une certaine valeur dans l'échelle des gris.

Les coefficients de densité des différents tissus sont exprimés en unités Hounsfield HU (Figure 130).

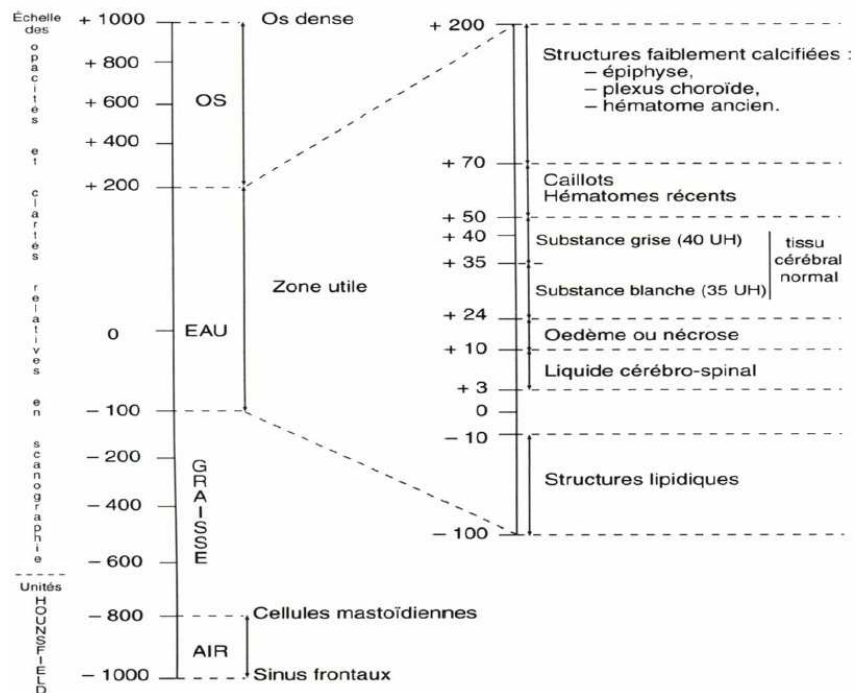


Figure 130: Echelle de densités HU

L'atténuation est visualisable sur l'image par un dégradé de gris allant du noir au blanc. Les tissus les plus absorbants (os) sont blancs sur l'image tandis que les moins absorbants (air) apparaissent en noir.

2.4 Fenêtrage

Le fenêtrage correspond aux densités qui seront effectivement traduites en niveaux de gris à l'écran. Deux paramètres modulables définissent la fenêtre utile de densités:

- le niveau « level » ou centre: il s'agit de la valeur située au milieu de la fenêtre et qui correspond au tissu que l'on souhaite étudier,
- la largeur de la fenêtre « window » correspond à l'espacement de niveaux de gris que l'on juge nécessaire pour visualiser une image et ses différentes densités. Elle peut être large ou serrée. Plus les écarts de densités sont importants, plus la fenêtre doit être large et inversement. Une fenêtre large donne la priorité à la résolution spatiale tandis qu'une fenêtre serrée donne la priorité au contraste de l'image.

3. Paramètres d'acquisition et de reconstruction

3.1 Les paramètres d'acquisition

- collimation primaire: elle est définie par la largeur de collimation du faisceau de rayons X à la sortie du tube,
- le pitch se définit comme le rapport entre la distance parcourue par la table pendant une rotation de 360° du tube et la collimation du faisceau de rayons X ; plus le pitch est élevé, plus on favorise les grands volumes et les coupes épaisses et inversement,

$$Pitch = \frac{\text{Vitesse de la table}}{\text{Epaisseur de coupe en cm en 1 s}}$$

$P = 1, 2 \text{ ou } 0,5$

- tension (kV), ampérage (mA) et temps de rotation: le temps de rotation est de 0,5 secondes pour 360° pour les appareils les plus récents et multicoupes. Le courant délivré par le tube va être modulé en fonction du pitch afin de conserver le rapport signal sur bruit constant quel que soit le pitch choisi. La modulation du milliampérage s'effectue également en fonction des variations du signal reçu par les détecteurs. Elle vise à améliorer le compromis entre qualité d'image et irradiation,
- champs d'acquisition: le champ d'acquisition correspond à la taille des données brutes en cm. Le champ d'exploration FOV, déterminé en cm, correspond au champ de visualisation de l'organe exploré. Ce champ doit occuper la totalité de l'écran pour une meilleure visualisation de l'image. Le champ d'acquisition est toujours supérieur au champ d'exploration,

3.2 Les paramètres de reconstruction

- la matrice de reconstruction est habituellement de 512*512,
- le filtre de reconstruction permet la sélection ou l'élimination des fréquences élevées lors de la transformée de Fourier. Il existe des filtres « mous » et « durs ». Les filtres durs sélectionnent les fréquences extrêmes: ils privilégient la représentation des limites anatomiques des structures et augmentent le bruit de l'image. Ils sont adaptés aux structures à contraste élevé telles que l'os ou les poumons. Inversement les filtres « mous » éliminent les fréquences modérées: ils atténuent le bruit et la visibilité des contours et sont adaptés aux structures à faible contraste telles que le foie et le cerveau,
- l'incrément de reconstruction représente le chevauchement des coupes (Figure 131).

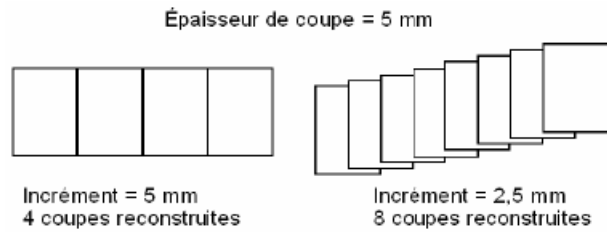


Figure 131: Epaisseur et nombre de coupes

4. Evolution du scanner

4.1 1^{ère} et 2^{ème} génération

Il y a translation et rotation du tube et des détecteurs autour de l'objet étudié. La première génération ne comportait que deux détecteurs séparés permettant d'obtenir deux coupes simultanément avec un temps d'acquisition de plusieurs minutes (Figure 132).

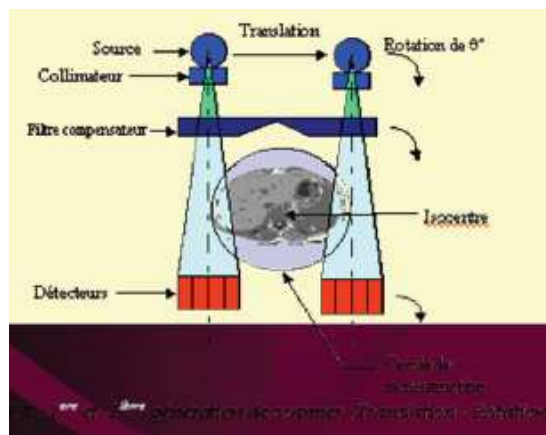


Figure 132: Scanners 1ère et 2ème génération

4.2 3^{ème} génération: scanner séquentiel

Il est constitué d'un tube, d'une barrette de détecteurs assurant alternativement une rotation de 360°, d'un lit d'examen avec un déplacement discontinu (Figure 133).

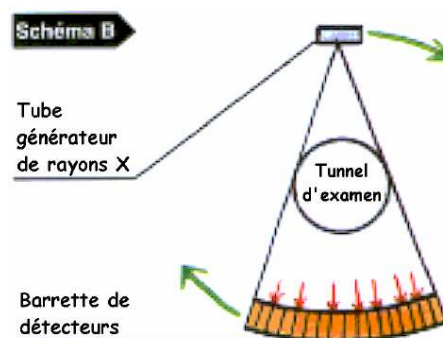


Figure 133: Scanner séquentiel

4.3 3^{ème} génération: scanner hélicoïdal

L'augmentation de la tension du tube et de la haute fréquence permet de miniaturiser le générateur. Celui-ci devient « embarqué » et permet une rotation continue du tube donc une acquisition continue des données. La rotation continue du tube, la translation continue du lit ainsi que la barrette de détecteurs permettent un balayage spiralé du corps par les rayons X: on parle désormais d'hélice (Figure 134).

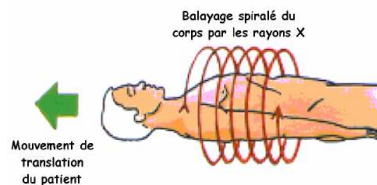


Figure 134: Scanner hélicoïdal

4.4 Scanner multibarrettes

Ils disposent d'un plus grand nombre de détecteurs en action lors d'une rotation autour du patient (4, 16, 64 barrettes = 4, 16, 64 images par rotation) et ont une vitesse de rotation plus élevée. La rapidité d'acquisition est augmentée et la région examinée plus importante.

En 2008 les scanners multibarrettes permettent l'acquisition de 64 images de 0,5 mm en 0,4 s (Figure 135).

Caractéristiques typiques du scanner				
	1972	1980	1990	2000
Temps minimum (1coupe)	300 s	5-10 s	1-2 s	0.3-1s
Données acquises (360°)	57,6 kB	1 MB	2MB	42 MB
Données par séquence (hélice)	-	-	24-48 MB	200-500 MB
Taille de la matrice image	80 ²	256 ²	512 ²	512 ²
Puissance (générateur)	2 kW	10 kW	40 kW	60 kW
Epaisseur de coupe	13 mm	2-10 mm	1-10 mm	0,5-5 mm

Figure 135: Caractéristiques d'évolution du scanner

ANNEXE 3: Manipulations expérimentales sur os bovin

Une première campagne expérimentale sur os bovin a été réalisée au LAMIH avec deux principaux objectifs:

Dans un premier temps, celle-ci a permis de définir et de valider un protocole d'essais de flexion trois points, en vue de l'appliquer à des échantillons d'os crânien.

Dans un deuxième temps, les essais mis en œuvre ont permis une première étude de l'influence de la vitesse de sollicitation.

Ces essais constituent donc un premier pas vers l'étude du comportement mécanique de l'os crânien humain.

1. Matériel et méthode

1.1 Les éprouvettes

Le patrimoine se compose de 50 échantillons rectangulaires d'une largeur de 10 mm et d'une longueur de 100 mm. Il s'agit d'échantillons de type « poutre » à l'état « frais », provenant de 15 omoplates de bœuf, lettrées B4, B5, B6 et de A à L (Tableau 41).

Les éprouvettes sont prélevées selon le schéma de la Figure 136, leur nombre pouvant varier en fonction de la forme plus ou moins irrégulière et des dimensions de l'omoplate d'origine.

Omoplate	Eprouvettes
A	A1 A2 A3 A4
B	B1 B2 B3 B4
C	C3 C4 C5
D	D1 D2 D3
E	E1 E2 E3 E4
F	F1 F2 F3
G	G1 G2 G3
H	H1 H2
I	I1 I2
J	J1 J2 J3 J4
K	K1 K2 K3
L	L1 L2 L3
B4	B4-03 B4-04 B4-05 B4-06
B5	B5-03 B5-04 B5-05 B5-06
B6	B6-03 B6-04 B6-05 B6-06

Tableau 41: Eprouvettes prélevées sur omoplate de bœuf

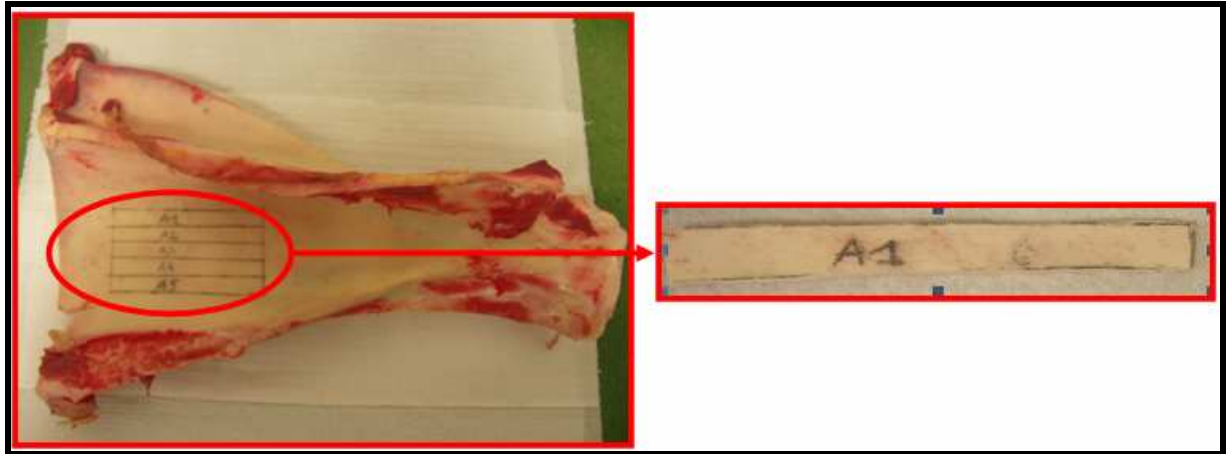


Figure 136: Prélèvement d'éprouvettes sur une omoplate de bœuf

Préalablement aux essais mécaniques, les densités réelles des 50 éprouvettes sont mesurées. D'autre part la largeur et l'épaisseur au centre sont relevées avec un pied à coulisse. Ces données nous servent par la suite à calculer l'inertie.

1.2 Les essais de flexion trois points

Les éprouvettes sont soumises à des essais de flexion trois points à 100 mm/min avec un déplacement imposé de 0,6 mm.

La machine d'essai est la H5KT munie du montage de flexion trois points utilisé pour la campagne sur os crânien humain. L'entre axe entre les appuis est réglé à 80 mm (Figure 137).

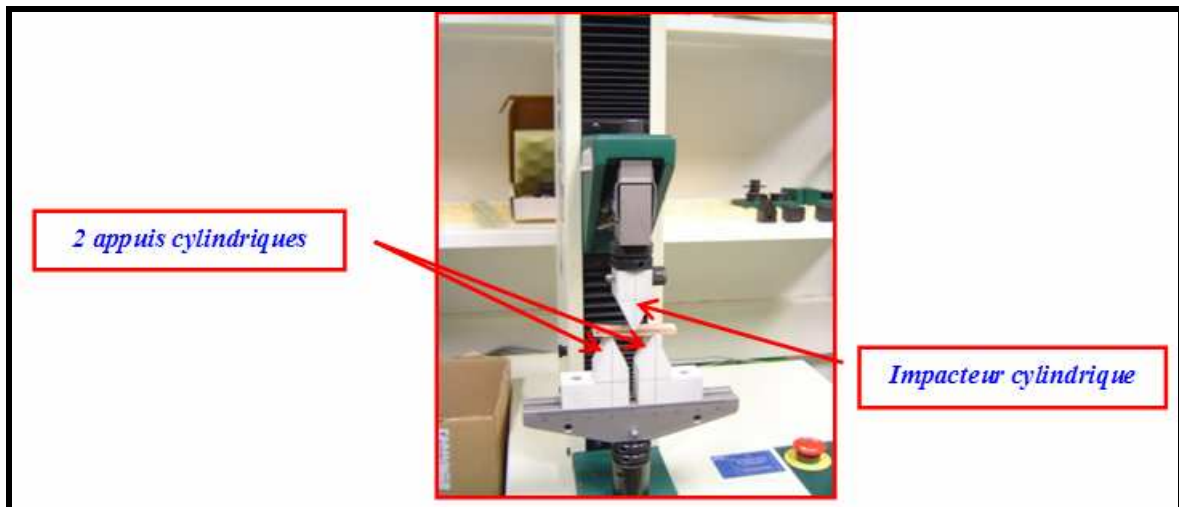


Figure 137: Essai de flexion trois points sur la H5KT

2. Résultats

Le traitement des résultats est basé sur l'étude des courbes d'effort en fonction du déplacement (Figure 138).

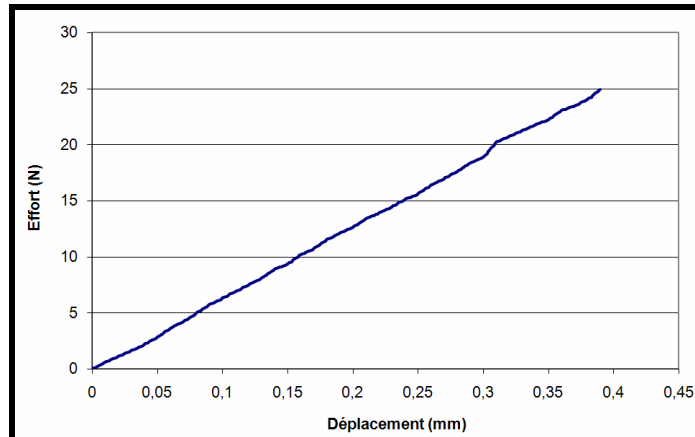


Figure 138: Courbe effort-déplacement – Eprouvette d'omoplate de bœuf A1 ($V_0 = 100$ mm/min)

La moyenne des modules d'élasticité des différentes éprouvettes testées à 100 mm/min est effectuée pour chaque omoplate:

$$4197 \text{ MPa} \leq E_{\text{moy}} \leq 11763 \text{ MPa} \quad (n = 15)$$

$$\sigma = 2315 \text{ MPa} \quad (n = 15)$$

La Figure 139 montre que les modules d'élasticité équivalents par omoplate sont homogènes. Cependant il existe une grande dispersion parmi les différents bœufs, et l'écart-type est relativement élevé.

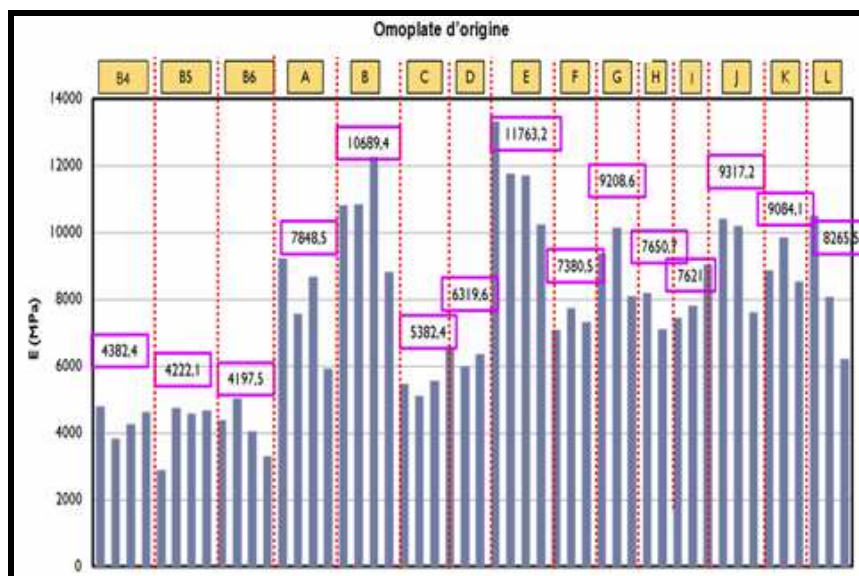


Figure 139: Répartition des modules d'élasticité obtenus sur omoplate de bœuf

Pour tenter de trouver une explication à ce phénomène nous avons été amenés à tracer les modules d'élasticité de chaque éprouvette en fonction de l'épaisseur multipliée par la densité. Nous en avons dégagé trois formules en puissance (Figure 140).

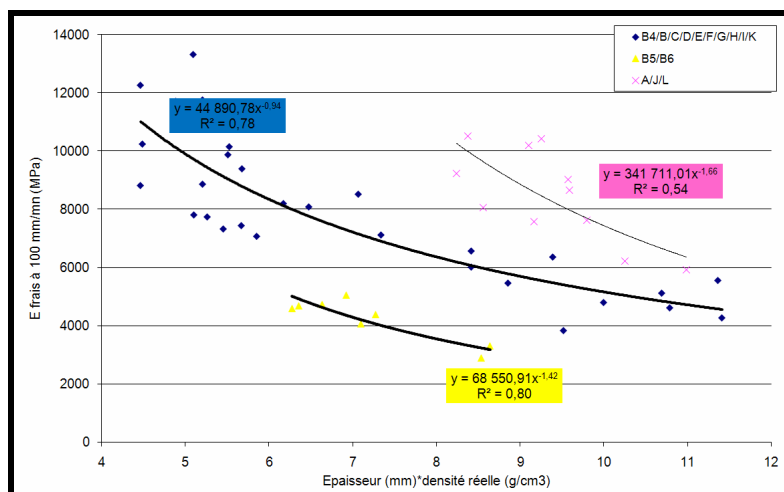


Figure 140: Relations en puissance

3. Discussion

La mise en évidence de ces relations en puissance montre que la dispersion des résultats peut être expliquée par la densité mais aussi par l'origine de l'animal.

En effet, bien que l'on ne dispose pas des données concernant l'origine des bovins, on peut néanmoins supposer que ces relations définissent trois classes d'omoplastes spécifiques de la race, du sexe ou encore de l'âge des animaux.

ANNEXE 4: Configuration des jauges de déformation

Pour les éprouvettes d'os crânien EP 16 du lot 2, six jauges ont été collées afin de déterminer si les déformations longitudinales variaient sur la largeur de l'éprouvette.

Quatre jauges sont collées au niveau de la table externe et deux au niveau de la table interne, comme indiqué sur le schéma suivant (Figure 141):

- G1-G2 et D1-D2 sont deux couples de jauges (en rouge) placés de part et d'autre du centre de l'éprouvette sur la table externe,
- C1 et C2 forme un couple de jauges (en bleu) placé au centre de l'éprouvette sur la table interne.

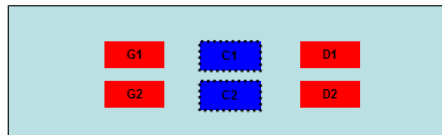
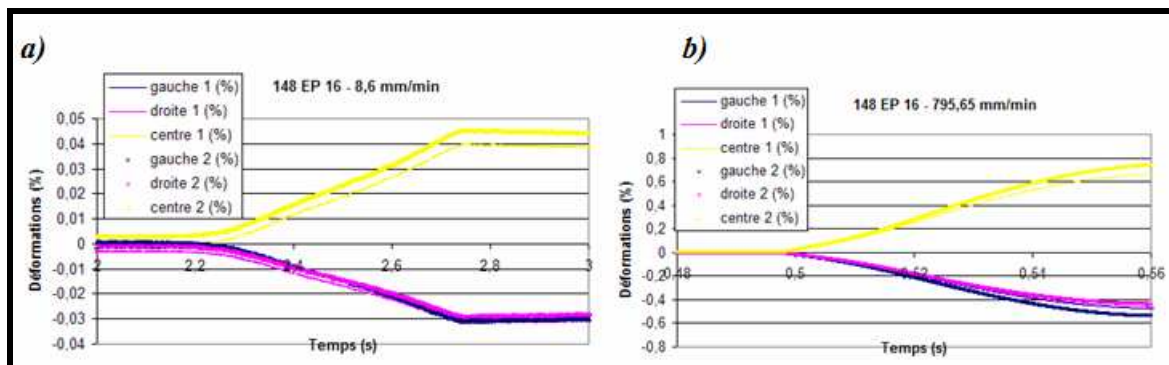


Figure 141: Une éprouvette EP 16 munie de six jauges



D'après la Figure 142, il n'existe pas de différence notable en termes de déformations longitudinales temporelles pour les trois couples de jauges, et ce pour les deux vitesses d'essai considérées.

Ainsi pour la suite de l'étude on ne retiendra qu'une jauge pour chaque couple, à savoir G1, C1 et D1.

ANNEXE 5: Etablissement d'un modèle analytique à partir des jauges

Les éprouvettes sollicitées à 10 mm/min et munies de jauges sont au nombre de 55.

- Théorie des poutres droites:

On considère une poutre droite sollicitée en flexion trois points, avec une longueur entre appuis valant L . Un effort P est appliqué en son centre $L/2$: à partir de l'effort, on déduit l'évolution de la contrainte le long de cette poutre (Figure 143):

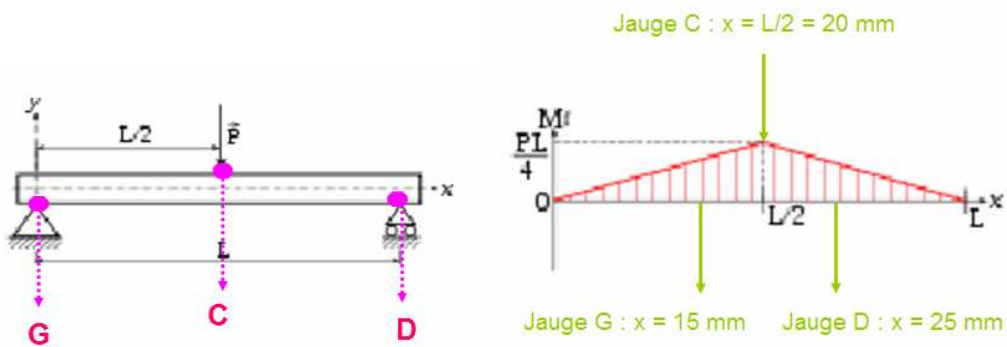


Figure 143: Représentation d'une éprouvette avec l'emplacement des jauges

On considère que les jauges G et D sont placées à 5 mm de part et d'autre du centre de l'éprouvette. Dans le cadre de nos essais, l'entre axe L vaut 40 mm.

Du diagramme précédent sont déduits le moment fléchissant en N.m ainsi que la contrainte en Pa, le long de l'éprouvette:

$$M_f = \frac{Px}{2} \text{ sur } \left[0; \frac{L}{2} \right]$$

$$M_f = \frac{P}{2}(L-x) \text{ sur } \left[\frac{L}{2}; L \right]$$

Or nous savons que la contrainte vaut $\sigma = \frac{M_f \times e}{2I}$, e étant l'épaisseur en m, relevée au centre, et I l'inertie quadratique en m^4 .

Les épaisseurs utilisées sont celles relevés aux points G, C et D, afin de calculer la contrainte en chacun de ces points.

Comme pour l'estimation des modules d'élasticité, l'inertie quadratique tient compte du pourcentage minéral estimé.

A ce stade, nous sommes en mesure de tracer les contraintes en fonction des déformations (Figure 144).

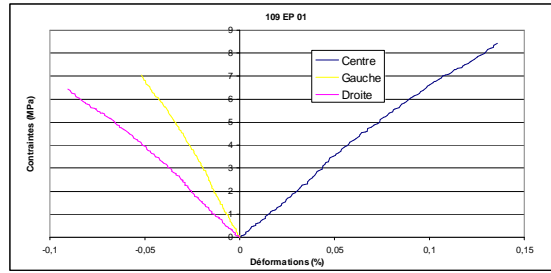


Figure 144: Courbe contraintes-déformations pour 109 EP 01

Enfin le calcul d'un module d'élasticité peut être effectué, sachant que $E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$.

Sur l'histogramme de la Figure 145 sont représentées les valeurs moyennes des modules par éprouvette.

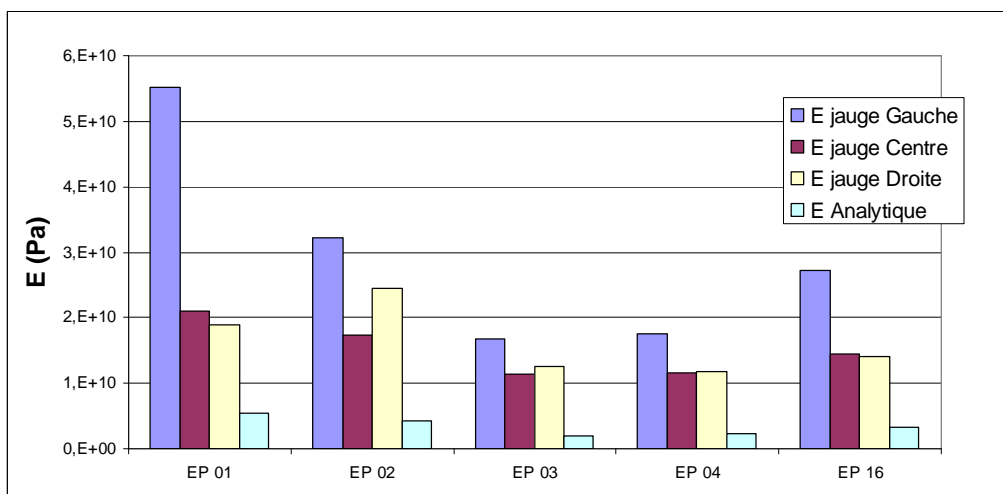


Figure 145: Modules d'élasticité équivalents par éprouvette à 10 mm/min

Le module d'élasticité calculé à partir des contraintes et des déformations fournies par les jauges est beaucoup plus élevé que le module analytique (Figure 145).

Ceci peut s'expliquer par le fait que les jauges, étant collées sur les tables des éprouvettes fournissent les déformations longitudinales relatives à l'os cortical, au comportement beaucoup plus rigide que l'os considéré dans sa globalité. En effet nous pouvons rappeler à ce stade de notre étude que le module d'élasticité analytique est un module homogène, c'est-à-dire calculé pour l'éprouvette globale.

De plus on remarque que le module d'élasticité relatif à la partie gauche est à chaque fois plus élevé que pour les autres zones de l'éprouvette.

Forts de ce constat, nous avons tenté de relier les modules calculés: une relation de type linéaire est obtenue entre la moyenne des modules d'élasticité issus des jauges aux trois points caractéristiques G, C et D et le module analytique homogène:

$$E_{cortical} = 4,7 \times E_{global} + 5 \times 10^9 \quad R^2 = 0,82$$

$E_{cortical}$ est la moyenne des modules issus des jauges en G, C et D et E_{global} fait référence au module d'élasticité équivalent (Figure 146).

La relation a été établie pour un patrimoine de 52 éprouvettes.

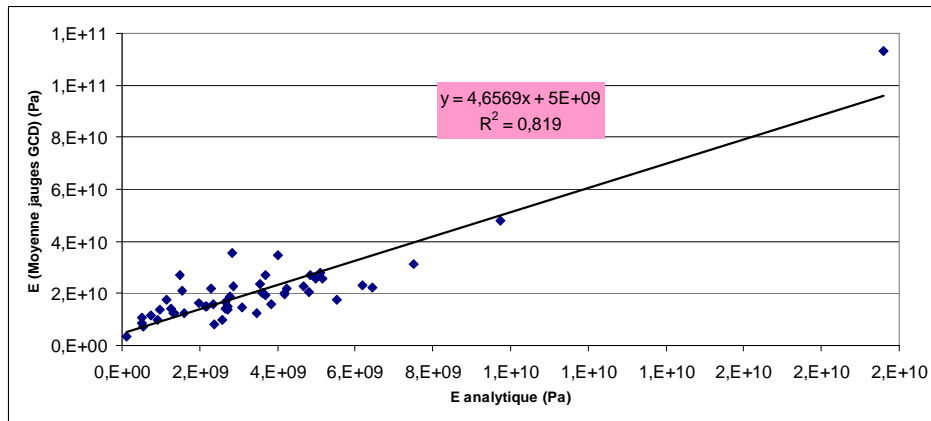


Figure 146: Relation entre E jauges et E analytique

Cette étude a seulement été réalisée dans le cadre des essais à 10 mm/min pour deux raisons essentielles, à savoir qu'il s'agit de la seule vitesse pour laquelle toutes les éprouvettes munies de jauges ont été testées et que la théorie des poutres droites n'est valable que dans le domaine statique.

ANNEXE 6: Tableaux de valeurs des paramètres mesurés sur os crânien

- Épaisseur au centre

Zone et Orientation	Moyenne	Ecart-type	Nombre d'échantillons
PD	7,03	1,74	55
PG	7,07	1,88	55
F	7,61	1,68	55
S	7,58	1,14	22
T	4,75	0,88	22
0°	6,51	2,04	55
45°	7,22	1,90	44
90°	7,18	1,63	110

Tableau 42: Os crânien humain - Épaisseur au centre moyenne par zone et orientation (mm)

- Densité réelle

Eprouvette	Min	Moyenne	Max	Ecart-type	Nombre d'échantillons
EP 01	1,34	1,72	1,84	0,14	11
EP 02	1,37	1,72	1,86	0,13	11
EP 03	1,41	1,76	1,94	0,13	11
EP 04	1,40	1,76	1,94	0,13	11
EP 05	1,35	1,66	1,87	0,13	11
EP 06	1,38	1,67	1,89	0,13	11
EP 07	1,45	1,71	1,93	0,12	11
EP 08	1,49	1,73	1,92	0,12	11
EP 09	1,38	1,71	1,88	0,12	11
EP 10	1,42	1,70	1,85	0,11	11
EP 11	1,49	1,77	1,87	0,11	11
EP 12	1,51	1,76	1,91	0,10	11
EP 13	1,39	1,80	1,91	0,14	11
EP 14	1,33	1,78	1,90	0,16	11
EP 16	1,40	1,76	1,91	0,14	11
EP 17	1,45	1,82	1,93	0,13	11
EP 18	1,53	1,83	1,94	0,11	11
EP 20	1,51	1,76	1,94	0,12	11
EP 21	1,50	1,75	1,95	0,12	11

Tableau 43: Os crânien humain - Densité réelle moyenne par éprouvette (g / cm^3)

- Densité HU

Densité HU					
Eprouvette	Min	Moyenne	Max	Ecart-type	Nombre d'échantillons
EP 01	580,21	859,13	1015,18	192,80	4
EP 02	610,21	876,16	1017,51	186,87	4
EP 03	649,58	939,05	1183,48	220,94	4
EP 04	640,20	970,44	1193,36	237,80	4
EP 05	602,96	818,50	1020,21	172,08	4
EP 06	573,33	801,30	948,96	170,24	4
EP 07	702,56	855,05	1008,75	126,81	4
EP 08	709,92	860,96	1069,23	151,03	4
EP 09	703,70	940,30	1051,53	160,36	4
EP 10	674,78	924,53	1062,80	173,19	4
EP 11	761,40	977,64	1071,97	145,08	4
EP 12	781,11	972,93	1076,21	131,62	4
EP 13	651,28	1027,88	1179,48	252,35	4
EP 14	619,52	1015,71	1207,79	276,11	4
EP 16	664,88	989,58	1137,85	219,07	4
EP 17	687,91	944,67	1065,30	173,08	4
EP 18	740,60	949,66	1081,71	146,67	4
EP 20	750,76	905,93	1087,08	138,59	4
EP 21	739,86	900,31	1048,76	128,45	4

Tableau 44: Os crânien humain - Densité HU moyenne par éprouvette

▪ *Pourcentage minéral*

Pourcentage minéral (%)					
Eprouvette	Min	Moyenne	Max	Ecart-type	Nombre d'échantillons
EP 01	37,47	53,12	58,01	5,69	11
EP 02	38,94	53,30	58,92	5,37	11
EP 03	40,49	54,81	62,24	5,41	11
EP 04	40,00	54,70	62,11	5,52	11
EP 05	38,01	50,58	59,10	5,33	11
EP 06	39,18	50,90	59,97	5,38	11
EP 07	42,06	52,71	61,81	5,12	11
EP 08	43,86	53,58	61,25	4,97	11
EP 09	39,38	52,69	59,63	5,00	11
EP 10	40,69	52,48	58,65	4,52	11
EP 11	43,72	55,10	59,39	4,33	11
EP 12	44,43	54,64	60,81	4,23	11
EP 13	39,69	56,48	61,02	5,85	11
EP 14	37,27	55,59	60,65	6,58	11
EP 16	40,23	54,69	60,92	5,55	11
EP 17	42,13	57,36	61,73	5,46	11
EP 18	45,32	57,49	62,13	4,60	11
EP 20	44,34	54,84	62,15	4,84	11
EP 21	43,93	54,57	62,56	4,97	11

Tableau 45: Os crânien humain - Pourcentage minéral moyen (%) par éprouvette

ANNEXE 8: Minéralisations

Les éprouvettes des calottes humaines H12, 148_07, 113_07 et 69_08 ont été calcinées afin de calculer leur pourcentage minéral réel et de confronter celui-ci au pourcentage minéral que nous avons estimé au moyen de la formule précédemment citée [DEL 07], (Tableau 47 et Tableau 48).

Le degré de minéralisation humide est considéré.

Sujet (%)	Min	Moyenne	Max	Ecart-type
H12 (n=18)	34,83	39,89	43,30	2,63
148_07 (n=17)	48,43	53,69	59,61	3,08
113_07 (n=18)	50,58	54,88	58,89	2,19
69_08 (n=19)	47,58	53,55	57,90	3,27

Tableau 47: Pourcentage minéral moyen mesuré par sujet

Sujet (%)	Min	Moyenne	Max	Ecart-type
H12 (n=19)	37,27	41,11	45,32	2,55
148_07 (n=19)	49,08	54,53	60,17	3,51
113_07 (n=19)	51,19	56,05	59,15	2,38
69_08 (n=19)	47,85	53,93	59,38	3,61

Tableau 48: Pourcentage minéral moyen estimé par sujet

Les résultats en termes de valeurs moyennes sont relativement proches.

Pour une comparaison plus fine, nous comparons également les valeurs des pourcentages minéraux calciné et estimé pour chaque éprouvette (Figure 147).

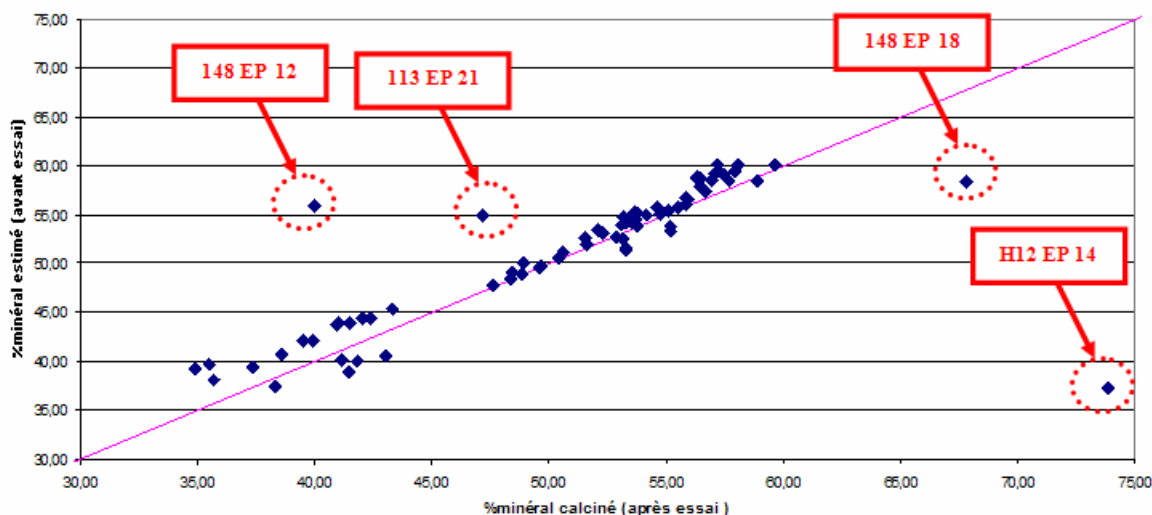


Figure 147: Comparaison des pourcentages minéraux estimé et mesuré

Des différences importantes entre le pourcentage minéral estimé et le degré de minéralisation réel sont relevées pour quatre éprouvettes.

Cela peut provenir de la perte de petits fragments osseux suite aux essais ou d'une déshydratation de l'éprouvette entre le moment de sa préparation et celui de l'essai.

ANNEXE 9: Relations entre paramètres tissulaires et mécaniques

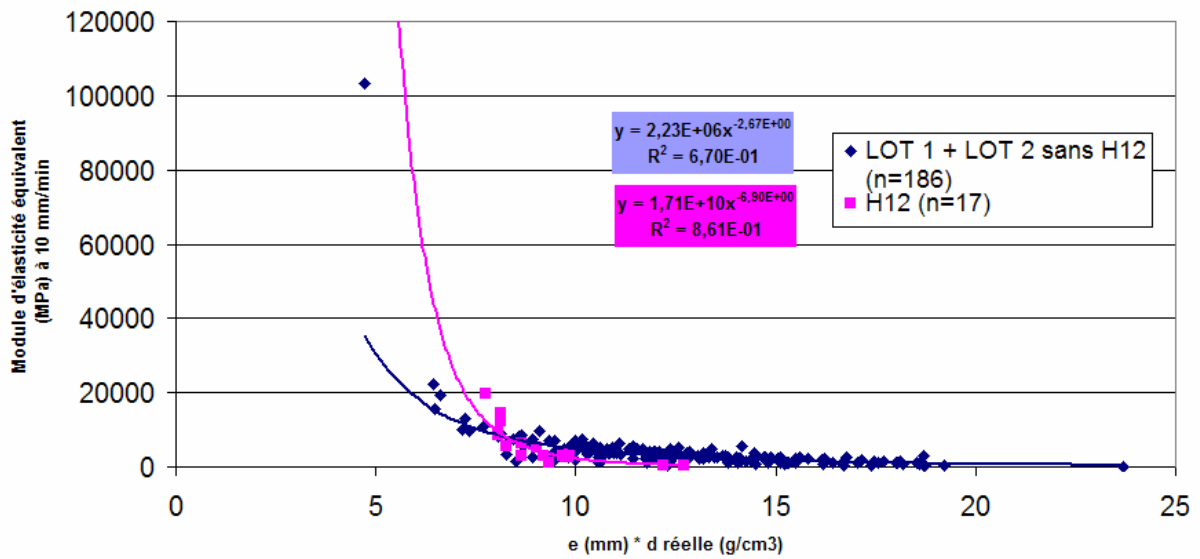


Figure 148: Relation entre E à 10 mm/min, l'épaisseur au centre et la densité réelle
 (LOT 1: 109/110/115/98/160_06/35_08/04_08)
 (LOT 2: 148_07/113_07/69_08)

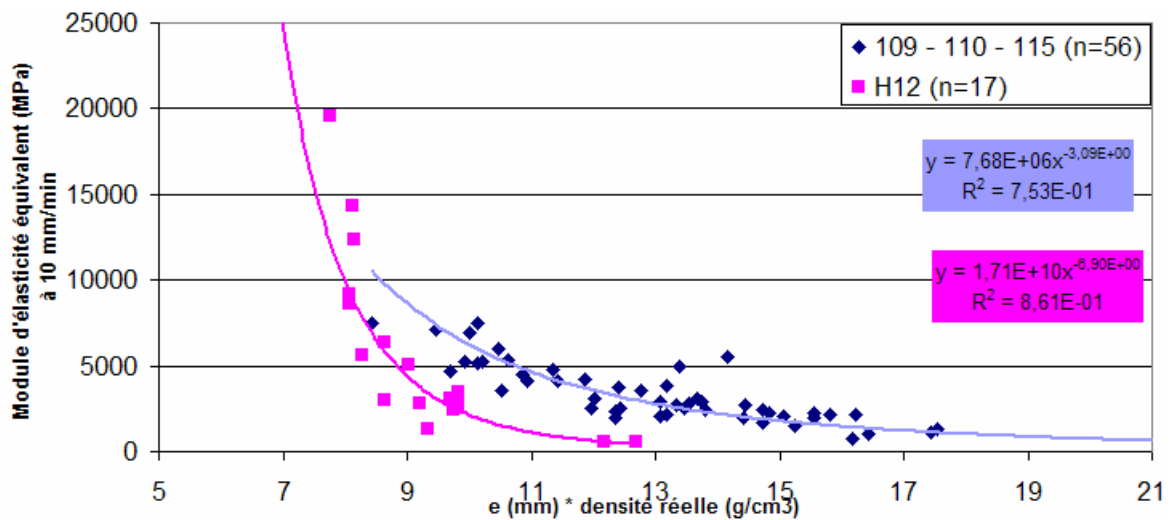


Figure 149: Relation entre E à 10 mm/min, l'épaisseur au centre et la densité réelle - Sujets frais

Titre de la thèse:

Caractérisation tissulaire pour la détermination du comportement de l'os crânien: essais mécaniques et imagerie médicale.

Résumé:

Malgré les mesures de prévention récemment mises en œuvre, le nombre d'accidents de la route dans des pays développés tels que la France reste relativement élevé.

Face à ce constat, il est nécessaire de connaître la tolérance au choc du corps humain dans le but de concevoir des aménagements de véhicules propres à assurer sa protection de façon optimale. Dans ce cadre, la protection de la tête est primordiale dans le sens où il s'agit d'un des segments corporels les plus gravement touchés en cas d'accident automobile.

Nous nous intéressons dans le cadre de cette thèse au comportement de l'os crânien et à ses caractéristiques tissulaires.

Des éprouvettes prélevées sur des calottes humaines et conservées selon différents modes sont soumises à des essais de flexion trois points, à plusieurs vitesses de sollicitation.

Par ailleurs, des procédés d'imagerie sont utilisés pour la détermination de données physiques et structurelles de l'os crânien humain. Celles-ci sont confrontées et mises en relation avec les paramètres mécaniques découlant des essais expérimentaux.

L'étape suivante consiste à montrer l'apport de la caractérisation tissulaire pour la simulation du comportement mécanique de l'os crânien par éléments finis.

Ce travail donne les moyens pour la personnalisation des modèles en éléments finis du crâne, et montre son importance, afin de simuler parfaitement son comportement en cas de choc, et d'offrir ainsi des outils de prédiction lésionnelle plus performants.

Mots Clés:

Biomécanique des chocs / Os crânien / Caractérisation mécanique / Imagerie médicale / Modèles en éléments finis.

Dissertation Title:

Tissue characterization as a contribution of the human skull bone behaviour: mechanical tests and medical imaging.

Abstract:

Despite recent safety measures, the number of traffic accidents in developed countries such as France remains still high.

Consequently, a better knowledge of the human body tolerance to impact is still needed, in order to design car equipments capable to provide the best protection during a crash. As the head represents one of the most vulnerable body segment in a road accident, the protection of this area is still a priority.

This PhD thesis is focused on the human skull bone behaviour and on its tissue features.

Bone samples are harvested from fresh, frozen or embalmed human skullcaps and then submitted to three point bending tests, at various strain rates.

Besides, medical imaging is used to determine the physical and the structural characteristics of the human cranial bone. These properties are confronted with the mechanical parameters obtained from the experimental tests.

The following step consists in highlighting the tissue characteristics contribution for the simulation of the mechanical skull bone behaviour, using the finite element method.

This work underlines the importance of the personalization of the finite element models of the skull, to simulate its behaviour perfectly when submitted to an impact, and to provide more accurate injury prediction tools.

Keywords:

Impact biomechanics / Cranial bone / Mechanical characterization / Medical imaging / Finite element models.