



HAL
open science

Mécanismes de rupture des côtes et critères de tolérance thoracique en choc automobile

Stéphane Diet

► **To cite this version:**

Stéphane Diet. Mécanismes de rupture des côtes et critères de tolérance thoracique en choc automobile. Biomécanique [physics.med-ph]. Ecole nationale supérieure d'arts et métiers - ENSAM, 2005. Français. NNT : 2005ENAM0001 . pastel-00568920

HAL Id: pastel-00568920

<https://pastel.hal.science/pastel-00568920>

Submitted on 23 Feb 2011

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.



Ecole doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'Ingénieur

THÈSE

pour obtenir le grade de

Docteur

de

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité "Mécanique"

*présentée et soutenue publiquement
par*

Stéphane DIET

le 19 janvier 2005

<p>MECANISMES DE RUPTURE DES COTES ET CRITERES DE TOLERANCE THORACIQUE EN CHOC AUTOMOBILE</p>
--

Directeur de thèse : M. François LAVASTE

Codirecteur de thèse : Mme Wafa SKALLI

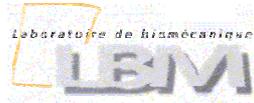
Jury :

M. Régis	MOLLARD	P. U., Directeur du Lab. D'Anthropologie Appliquée, S ^t -Pères, Paris	Président
M. Olivier	GAGEY	P. U., P.H., Service de Chirurgie Orthopédique, CHU Kremlin Bicêtre	Rapporteur
M. Didier	MARQUIS	Professeur des Universités, Directeur de l'IFMA, Clermont-Ferrand	Rapporteur
M. Xavier	TROSSEILLE	Ingénieur – Docteur, LAB PSA Peugeot-Citroën – Renault, Nanterre	Examineur
M. Sébastien	LAPORTE	Maître de Conférence, LBM, ENSAM, Paris	Examineur
M. François	LAVASTE	P. U., Directeur de recherche LBM-ENSAM, ENSAM, Paris	Examineur

Laboratoire de BioMécanique, CNRS UMR 8005
ENSAM, CER de Paris



Ecole doctorale de l'ENSAM



Laboratoire de BioMécanique, CNRS UMR 8005
ENSAM, CER de Paris

Thèse

MECANISMES DE RUPTURE DES COTES ET CRITERES DE TOLERANCE THORACIQUE EN CHOC AUTOMOBILE

*Présentée par
Stéphane DIET*



Laboratoire d'Accidentologie, de Biomécanique
et du comportement humain
G.I.E. P.S.A. Peugeot-Citroën Renault



Centre Européen d'Etudes de Sécurité et d'Analyse des Risques

A Pierre LACOTTE,

Aux Hommes qui changent la vie ...

« Le bruit ne fait pas de bien, mais le bien se fait sans bruit. »

Adaptation d'un proverbe attribué à Saint François de Sales.

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je tiens à remercier l'équipe d'encadrement du projet de recherche qui m'a été confié :

- L'*Ingénieur-Docteur Xavier TROSSEILLE*, responsable biomécanique du Laboratoire d'Accidentologie de Biomécanique et du comportement humain (LAB), du G.I.E. PSA Peugeot Citroën – Renault S.A.S, pour m'avoir confié ce projet de recherche et avoir apporté son support durant ma mission ;

- Le *Professeur François LAVASTE*, directeur du Laboratoire de BioMécanique (LBM) de l'ENSAM Paris – CNRS UMR 8005 – , directeur de cette thèse de m'avoir accueilli dans son laboratoire, pour sa patience, sa pédagogie et ses perpétuels encouragements ;

- Le *Professeur Wafa SKALLI*, co-directrice du LBM, co-directrice de cette thèse, pour le temps qu'elle a consacré à ce travail, la justesse de ses conseils et sa pertinence dans la communication des résultats ;

- Le *Docteur Sébastien LAPORTE*, Maître de Conférence au LBM, responsable du pôle choc et confort, arrivé sur le projet en septembre 2003, pour son énergie et sa compréhension dans le travail.

Je remercie le *Docteur en Médecine et Ingénieur Jean-Yves LE COZ*, directeur du LAB (jusqu'en 2004), pour m'avoir accueilli dans son laboratoire et le CEESAR, Centre Européen d'Etudes de Sécurité et d'Analyse des Risques, pour avoir facilité l'ensemble des études. J'associe également le *Professeur Jean-Pierre VERRIEST*, INRETS Lyon-Bron, et le *Professeur Claude RHUMELART*, INSA Lyon, pour avoir favorablement répondu à mes sollicitations.

Je remercie également les membres du jury, qui ont accepté d'évaluer cette thèse :

- Le *Professeur François LAVASTE*, et les *Docteurs Xavier TROSSEILLE et Sébastien LAPORTE* ;

- Le *Professeur Régis MOLLARD*, Directeur du Laboratoire d'Anthropologie Appliquée (LAA) aux St Pères à Paris ; et les rapporteurs :

- Le *Professeur Didier MARQUIS*, Directeur de l'IFMA à Clermont-Ferrand et ;

- Le *Professeur Olivier GAGEY*, Praticien Hospitalier au Kremlin Bicêtre.

J'associe à mes remerciements tous ceux qui se sont impliqués par leur labeur à ce travail :

- L'*Ingénieur Estelle CHARPAIL*, doctorante au LBM, qui prend la suite de ce travail, pour son sourire, sa disponibilité et sa collaboration dans l'analyse des résultats ;

- Les étudiants en DEA qui ont directement collaboré sur ce projet : le *Docteur en Médecine François MENGUY*, Chirurgien Orthopédiste à Perpignan (66) ; le *Docteur en dentaire Bernard SCHWEITZ -No Boundaries-*, Paro-Dentiste à Paris (75) ; l'*Ingénieur Fabien BERTHET*, qui a continué avec une thèse à l'INRETS Lyon (69) ;

- Le *Docteur Vétérinaire Sandrine CANIVET*, du Cabinet d’Imagerie Vétérinaire (C.I.V.) à Boulogne-Billancourt (92), pour sa participation à l’imagerie par tomодensitométrie et au protocole associé ;

- L’ensemble des personnes ayant été impliqué dans les campagnes expérimentales : l’*Ingénieur-Docteur Philippe PETIT*, *Mohamed DJERDOUBI* (LAB) ; *Pascal POTIER* (en particulier pour son soutien lors de l’étude de minéralisation), *Denis DUBOIS*, *David AUFFRAY*, le *Docteur en Médecine et Docteur en Sciences Hervé GUILLEMOT* (actuellement directeur du LAB), *Gilles CORBIN*, *Frédéric LOISELEUX* (CEESAR) et *Joachim MAGNIER -Magic Jo-* (SERAM* – LBM) ;

- L’ensemble des personnes ayant été impliquées dans les travaux de modélisations, l’*Ingénieur Docteur Eric SONG* (LAB), les *Ingénieurs Xavier LESCOURRET* (ALTRAN), *Julien ROY* (GIST), *Pascal BAUDRIT*, *Audrey PETITJEAN*, *Mathieu LEBARBE* (CEESAR) ;

- *Yves PAGE* et *Sophie CUNY* pour leur collaboration dans les études statistiques ; *Jean-Yves FORET-BRUNO*, *Gérard FAVERJON* et l’équipe LAB-CEESAR des accidentologues.

Que le *Professeur Claude GOT* soit remercié pour sa disponibilité et l’expertise qu’il a apportée au projet.

Que le *Docteur Vincent DAUZET* du cabinet ODITOR et l’école Doctoral de l’ENSAM soient remerciés pour la formation sur la valorisation professionnelle du projet de thèse.

Je souhaite remercier toutes les personnes du LBM, LAB et CEESAR que j’ai côtoyées durant ces trois années plus ces vingt-deux mois, pour leur convivialité et leur soutien dans le travail, en particulier *M. Jean-Claude VINCENT*, la mémoire de la régie, pour sa générosité ; ainsi que *M. Gilbert WALFISCH*.

Amour et remerciements à mon Père et à ma Mère, pour leur patience, leur courage et leur disponibilité dans ce long processus de maturation que peut parfois être une thèse, à mes frères et belles-sœurs toujours là, à Nathan le petit Prince qui reste ; à mes amis, pour ce qu’ils sont.

A ceux qui m’ont fait découvrir la biomécanique, et à ceux avec qui j’ai collaboré par la suite, qu’ils y voient une reconnaissance de l’apprentissage reçu.

Je remercie l’ensemble des personnes travaillant pour les centres de don du corps et les donateurs, qui rendent ces travaux scientifiques permettant d’améliorer nos existences possibles.

Ce travail a été financé par Renault S.A.S. et l’ANRT au travers d’un contrat CIFRE.

* SERAM : Société d’Etude et de Rechercher des Arts et Métiers.

RESUME

La mise en évidence d'une divergence entre l'accidentologie et les crash tests demande de revisiter les critères de tolérance thoracique. En parallèle, l'émergence des mannequins numériques de crash permet d'appréhender des lésions particulières ; ce que ne permet pas le mannequin physique Hybrid III. Parmi ces lésions, il y a la fracture de côte. Dans ce contexte, ce travail s'est centré sur la réalisation et la validation d'un modèle numérique lésionnel personnalisé des côtes en choc automobile. Se référant à la bibliographie, il a été choisi de faire des essais de flexion trois points, en incluant des mesures de déformations par jauges et un suivi cinématique par vidéo. Les conditions d'essais ont été définies à partir de plusieurs modèles : système masse-ressort ; RDM ; calculs en éléments finis ; et des mesures réalisées sur SHPM. En amont des essais, chaque côte a été scannée pour étudier la géométrie et pouvoir générer son maillage personnalisé en éléments finis. Les essais statiques, utilisant les côtes 6, 8 et 10, montrent un effort maxi croissant des côtes 6 vers 10 et un déplacement à l'effort maxi nettement supérieur pour la côte 10. Les essais dynamiques, avec une vitesse par niveau de côte et un impacteur différent par côté (impacteurs cylindrique et type ceinture) donnent une influence très nette de la vitesse ainsi que de la géométrie de l'impacteur. Il existe une vitesse optimum concernant cet essai, en terme d'effort maxi, comprise entre 0,10 et 0,25 m.s⁻¹. Alors que la ruine de la côte a lieu pour un même déplacement, l'impacteur ceinture permet de supporter un effort maximum supérieur de 30% ; ce qui est cohérent avec les observations en accidentologie. L'étude géométrique montre que les caractéristiques de la côte évoluent avec le niveau, mais pas la concentration linéique de minéraux. Enfin, les premiers modèles numériques lésionnels personnalisés, visant dans un premier temps à reproduire les essais, valident la faisabilité de la démarche et ouvrent des perspectives de développement.

Mots clefs : côtes, biomécanique du choc, crash test, flexion trois points, calcination.

ABSTRACT

The clear evidence of a divergence between the study of actual road accidents and crash-tests requires a revisit of thoracic injury criteria. On the other hand, the rise of new numerical dummies allows the simulation of localised injuries which could not be accomplished using physical dummies such as Hybrid III. One of the main examples of localised injuries is the rib fracture. In this context, the present work has been articulated around the development and validation of a personalised numerical model of lesions of ribs under impact. After a careful review of the pertinent literature, three-point bending tests were chosen, including measures of deformation with strain gauges and kinematic observations using video. Testing conditions were defined and validated by means of a variety of mathematical and physical models: HSPM tests, mass-spring systems, strength of materials theory and finite elements analysis. Prior to testing, each rib has been scanned to study its geometry and generate its personalised mesh in finite elements. Static tests, using ribs 6, 8 and 10, right and left, show an increasing ultimate force from rib 6 to 10 and a displacement at the ultimate force much higher for rib 10. Dynamic tests, with a different speed for each rib level and a different impactor shape (cylindrical and seat-belt like impactors) for each side, show a strong influence of speed and impactor geometry. We can point out an optimal speed, in terms of ultimate force, between 0,10 and 0,25 m.s⁻¹. It is also worthy of notice that when the cylindrical impactor is replaced by a seat belt impactor, while the rib reaches failure for the same displacement, it can bear a force higher by 30%. This conclusion is consistent with observations carried out in accidentology. The geometrical study shows that rib characteristics change with level, but not so the linear concentration of minerals. Finally, preliminary finite elements analyses, aiming at reproducing those tests, seem to validate the feasibility of the model, thus opening the door for new development perspectives.

Key Words: ribs, impact biomechanics, crash testing, three-point bending, mineralization.

TABLE DES MATIERES

Table des matières :	1
Introduction générale :	7
Première partie : Contexte et état de l'art, bilan des connaissances	9
Chapitre 1 : Contexte, anatomie – tissu osseux et accidentologie	11
1. Anatomie :	11
1.1 Définition des plans d'anatomie :	11
1.2 Présentation générale du thorax :	12
1.3 La cage thoracique :	12
1.4 Les côtes :	13
1.4.1. Généralités :	13
1.4.2. Les courbures :	14
1.4.3. Configuration :	15
2. Le tissu osseux :	17
2.1 Généralités sur les os :	17
2.2 La structure de l'os :	18
2.3 Classification anatomique :	19
2.3.1. L'os compact :	19
2.3.2. L'os spongieux :	19
2.4 Classification histologique :	19
2.5 Composition du tissu osseux :	19
2.5.1. La phase organique :	20
2.5.2. La phase minérale :	20
2.6 Propriétés physiques de l'os [NIG95] :	20
3. Accidentologie :	23
3.1 Généralités :	23
3.2 Sécurité secondaire – sécurité passive :	23
3.2.1. Introduction :	23
3.2.2. Evaluation du bilan lésionnel : l'échelle AIS :	24
3.2.3. Les types de chocs et l'E.E.S. :	28
3.2.4. La réalité routière :	28
3.3 Sécurité passive et tolérance :	30
3.3.1. Les crashes-tests :	30

3.3.2.	Les critères de tolérance thoracique :	30
3.3.3.	Les stratégies de retenue :	31
3.3.4.	Comparaison accidents – crash tests :	32
3.4	Conclusion du paragraphe 3 :	32
4.	Conclusion du chapitre 1, contexte :	33
Chapitre 2 : Etat de l'art		35
1.	L'os :	35
1.1	Caractéristiques mécaniques des types d'os :	35
1.2	L'influence de l'âge :	36
1.3	Le genre :	37
1.4	Densité osseuse et module d'Young :	37
2.	L'essai de flexion trois points :	39
2.1	Les côtes testées :	39
2.2	Conditions limites et chargement :	40
2.3	Mesures des sections et inerties :	41
2.4	Le rayon de courbure :	45
2.5	Discussion :	46
2.5.1.	Rôle du spongieux :	46
2.5.2.	Minéralisation :	46
2.5.3.	Loi de comportement :	47
2.5.4.	Résultats mécaniques :	47
2.5.5.	Influences des paramètres :	49
2.5.6.	Mode de rupture :	54
2.5.7.	Comparaison avec la clavicule :	54
3.	Les autres essais côtes :	55
3.1	Compression :	55
3.2	Cisaillement :	57
3.3	Côte entière :	57
3.4	Arc costal :	57
3.5	Essai charpy :	59
3.6	Cartilage costal :	60
3.7	Ensemble sterno-costal :	60

4. Tableau regroupant les essais côtes :	61
5. Modélisation :	67
6. Synthèse :	71
Conclusion de la première partie	73
Seconde partie: travail personnel ; cahier des charges, essais - simulations	75
Chapitre 3 : Cahier des charges	77
1. Observations sur la cage thoracique :	77
1.1 Essais SHPM :	77
1.1.1. Présentation :	77
1.1.2. Résultats :	78
1.1.3. Conclusion :	79
1.2 Simulations numériques :	79
1.2.1. Choc latéral HUMOS :	80
1.2.2. Choc frontal :	80
2. Approche par des modèles de la côte :	83
2.1 Résistance des matériaux :	83
2.1.1. Rappels des hypothèses sur les sections droites :	83
2.1.2. Poutre droite :	83
2.1.3. Poutre courbe :	84
2.1.4. Comparaison poutre droite – poutre courbe :	85
2.1.5. Calcul de poutre avec ANSYS®.	86
2.2 Modélisation de la section :	86
2.2.1. Sections de côtes :	87
2.2.2. Le modèle elliptique :	87
2.2.3. Comparaison avec une section rectangulaire :	88
2.2.4. Stabilité de l’inertie :	89
2.2.5. Conclusion :	89
2.3 Modèles masse-ressort :	89
2.3.1. Masse avec vitesse initiale :	90
2.3.2. Masse soumise à la gravité :	90
2.3.3. Conclusion :	91
2.4 Modélisation sous Radioss® :	91
2.4.1. Le modèle numérique :	91
2.4.2. Conditions d’essai de Kallieris & Coll. [KAL00] :	92
2.4.3. Sollicitation par gravité :	92

2.4.4.	Impacteur ceinture :	93
2.4.5.	La côte Humos [®] :	95
3.	Essais préliminaires :	97
3.1	Flexion trois points :	97
3.1.1.	Conditions d'essai :	97
3.1.2.	Courbe :	98
3.1.3.	Caractéristiques mécaniques :	98
3.1.4.	Jauges de déformation :	99
3.1.5.	Effondrement de la section :	100
3.2	Compression :	101
3.2.1.	Conditions d'essai :	101
3.2.2.	Résultats :	101
3.2.3.	Discussion :	101
3.3	Ecrasement de section :	102
3.3.1.	Conditions d'essai :	102
3.3.2.	Résultats :	102
4.	Cahier des charges :	103
Chapitre 4 : Essais mécaniques		105
1.	Matériels et méthodes :	105
1.1	Pièces anatomiques :	105
1.2	Préparations pour l'essai de flexion :	105
1.2.1.	Evolution entre les protocoles statique et dynamique :	105
1.2.2.	Dégivrage :	106
1.2.3.	Repérage de la zone testée :	106
1.2.4.	Mesures anthropométriques :	107
1.2.5.	Jauges de déformation :	108
1.3	Expérimentation en flexion trois points statique :	109
1.3.1.	Environnement expérimental :	109
1.3.2.	Les mesures :	110
1.3.3.	Déroulement de l'essai :	110
1.4	Expérimentation en flexion trois points dynamique :	111
1.4.1.	Environnement expérimental :	111
1.4.2.	Préparation de l'essai :	113
1.5	Expérimentation en compression axiale de portions de côtes :	115
1.5.1.	Préparation des portions :	115
1.5.2.	Environnement expérimental :	116

1.5.3.	Stockage post-test mécanique :	116
1.6	Calcination :	117
1.6.1.	Matériel :	117
1.6.2.	Déroulement :	117
2.	Résultats et discussion :	121
2.1	Mesures anthropométriques et géométriques :	121
2.1.1.	Longueurs :	121
2.1.2.	Sections :	123
2.2	Flexion trois points :	124
2.2.1.	Effort - déplacement :	124
2.2.2.	Les déformations :	129
2.2.3.	Sections et module d'élasticité :	132
2.2.4.	Les énergies :	135
2.3	Calcination :	136
2.3.1.	Etude exploratoire :	136
2.3.2.	Etude statistique :	137
2.3.3.	Valeurs et conclusion :	138
3.	Conclusion des essais mécaniques :	139
Chapitre 5 : Modélisation géométrique et mécanique		141
1.	Matériels et méthodes :	141
1.1	Imagerie scanner :	141
1.1.1.	Le scanner :	141
1.1.2.	Les coupes scanner :	141
1.1.3.	Réalisation :	142
1.2	Traitement des images :	143
1.3	Modélisation en éléments finis :	144
1.3.1.	Le maillage :	144
1.3.2.	Les conditions limites :	145
1.3.3.	Le chargement :	146
1.3.4.	Lois de comportement et matériaux :	147
1.3.5.	Les données de sortie :	147
1.3.6.	Exemple de maillage :	148
2.	Résultats et discussion :	149
2.1	Etudes géométriques :	149
2.1.1.	Dimensions extérieures et inerties :	149
2.1.2.	Sections et volumes :	150

2.1.3.	Indice parabolique : _____	151
2.1.4.	Conclusion de l'étude géométrique : _____	151
2.2	Modélisation : _____	151
2.2.1.	Courbes essais et simulation : _____	152
2.2.2.	Comparaison des raideurs et module d'Young : _____	153
2.2.3.	Conclusion : _____	156
3.	Conclusions du chapitre modélisation : _____	157
	Conclusion générale : _____	159
	Bibliographie : _____	163
	Table des figures : _____	169
	Table des tableaux : _____	173

INTRODUCTION GENERALE

Lors de la conférence STAPP 2001, Jean-Yves Fôret-Bruno & Coll. [FOR01] montrent au travers d'une étude accidentologique le bien fondé du SRP2 (Système de Retenue Programmée de 2^{ème} génération) : 80 % de réduction du risque lésionnel thoracique AIS3+ (indice de gravité lésionnel développé au § 3.2.2. – chapitre 1) par rapport au SRP. Pour compléter ce résultat, le LAB (Laboratoire d'Accidentologie et Biomécanique du G.I.E. PSA Peugeot-Citroën – Renault) et le CEESAR (Centre Européen d'Etude de Sécurité et d'Analyse des Risques) avec Audrey Petitjean & Coll. [PET02] réalisent des essais chariots avec un mannequin Hybrid III. Terrible conclusion : ces essais indiquent un SRP meilleur de 20 %. Contradiction ! La synthèse devient alors immédiate : les critères de tolérance thoraciques actuels ne permettent pas de mettre en évidence l'efficacité accrue pour l'être humain des stratégies de retenue récentes.

Lors des études accidentologiques, à partir du Livre Blanc de l'Accidentologie [FOR99], des problèmes de compatibilité entre véhicules de masses différentes ont été mis en évidence. Ainsi, lors d'une collision frontale, il existait un rapport de mortalité de 1 à 9 entre deux véhicules pour une différence de masse de 800 kg, de 1 à 6 pour 400 kg et encore de 1 à 2,7 pour 200 kg, toujours en favorisant la sécurité du véhicule le plus lourd. En fait d'incompatibilité de masse, ces importantes différences de mortalité seraient dans la majorité des cas à mettre en relation avec l'incompatibilité de raideur, d'où les intrusions préjudiciables à la sécurité des occupants. Pour une vitesse d'EES (Equivalent Energy Speed, § 3.2.3 – chapitre 1) entre 46 et 65 km.h⁻¹, le taux de mortalité augmente avec l'intrusion de manière exponentielle et le taux de gravité de manière linéaire. 75 % des décès ont lieu avec une intrusion supérieure à 25 cm.

Cette observation a conduit les constructeurs automobiles à rigidifier l'habitacle des véhicules pour diminuer ces intrusions. Seulement, cela a eu pour conséquence d'augmenter la pression thoracique de retenue par la ceinture. Cela s'est mesuré par une élévation de 2,4 points du risque lésionnel AIS2+ au niveau du thorax pour le conducteur et de 5 points pour le passager alors que le risque lésionnel diminuait dans les autres territoires corporels. Pour atténuer cette pression thoracique, il a fallu " assouplir " les ceintures. C'est ce que Renault a fait en 1995 en équipant ses véhicules du SRP (ceinture, avec prétensionneur, à limiteur d'effort à 600 décaNewton – daN), en s'appuyant sur l'expérience des limiteurs textiles des années 70. 1998 voit l'arrivée de la deuxième génération de SRP : le SRP2. La tension de la ceinture est alors ramenée à 400 daN, ce qui entraîne une augmentation du trajet de l'occupant dans le véhicule lors d'un choc frontal. Pour pallier cela, dès le début du développement, ce système a été associé à un airbag (sac) tête-thorax dont le déclenchement est synchronisé avec l'action de la ceinture.

Cependant, comme nous l'avons écrit au début, ce qui est observé dans la réalité n'a pas encore été montré lors des crashes tests réglementaires et consommateurs (type EuroNcap). Ces crashes tests servent à évaluer l'efficacité d'une voiture en sécurité passive. Pour cela, sont utilisés des mannequins (comme le mannequin réglementaire Hybrid III en choc frontal) mesurant les critères lésionnels.

Ces critères lésionnels, pour les différents segments du corps humain, sont étudiés et définis lors d'études en biomécanique des chocs. Cependant, les mécanismes lésionnels sont souvent mal compris et plusieurs critères parfois contradictoires coexistent. Le développement des techniques de mesures et de modélisations (modèle Humos[©] - HUMAN MODEL for Safety – et Modèle Numérique de l'Être Humain LAB-LBM, appelé NUM au Bureau d'Etude Renault) permet aujourd'hui d'aller dans le détail et de mieux comprendre les phénomènes impliqués pour aboutir à des critères lésionnels particuliers associés à chaque type de lésion et non plus à des segments corporels. L'une de ces lésions au niveau du thorax est la fracture de côte.

C'est dans ce contexte sur la tolérance thoracique aux chocs que s'inscrit cette thèse sur les côtes entre le LAB et le LBM (Laboratoire de BioMécanique ENSAM Paris, CNRS UMR 8005). En effet, sur le segment thoracique co-existent trois critères (déflexion, vitesse de déflexion et accélération) sans que nous sachions réellement comment et à quel moment les côtes se fracturent et quels sont les mécanismes de lésion des organes internes. Ainsi, il est difficile de connaître les rôles respectifs de la ceinture et du sac gonflable dans la survenue des lésions en choc frontal. De même, en choc latéral, la protection offerte par un sac gonflable est aujourd'hui difficile à évaluer correctement. Par ailleurs, les dispersions inter-individuelles sont importantes et il est nécessaire de caractériser la résistance osseuse des sujets de façon à expliquer les écarts observés d'un sujet à l'autre.

Pour arriver au mécanisme lésionnel des côtes, il faut déjà maîtriser les caractéristiques mécaniques de la côte en statique et dynamique, ce qui constitue l'essentiel de ce travail. Pour cela, nous tiendrons compte des paramètres qui peuvent différencier une côte d'une autre : la morphologie, le niveau, la latéralité, la densité osseuse, la composition des côtes, l'âge des sujets, ... Ces caractéristiques sont analysées pour être transférées sur des modèles numériques de l'être humain type Humos[©]. Pour cela, ces étapes expérimentales s'accompagnent d'une première phase de modélisation en éléments finis.

La première partie de ce document a permis de s'approprier l'état des lieux et de structurer la démarche et le contenu de ce projet de recherche. Les développements et résultats qui en ont découlés sont présentés dans la deuxième partie.

**PREMIERE PARTIE :
CONTEXTE ET ETAT DE L'ART ;
BILAN DES CONNAISSANCES.**

Cette première partie de la thèse présente l'état des connaissances sur le contexte – anatomie, tissu osseux et accidentologie – ainsi que sur l'état de l'art concernant les essais côte. Elle a permis de reformuler la question initiale de la thèse et de construire le projet.

CHAPITRE 1 : CONTEXTE

ANATOMIE, TISSU OSSEUX ET ACCIDENTOLOGIE

1. Anatomie :

Ce rappel d'anatomie est réalisé à partir de six ouvrages écrits par Cabrol [CAB80], Rouvière [ROU92], Brizon et Castaing [BRI89], Koritké et Maillot [KOR88], Kamina [KAM97-1] et [KAM97-11]. La description évolue progressivement du thorax vers la côte.

1.1 Définition des plans d'anatomie :

Afin de décrire l'anatomie du corps humain, on définit trois axes et trois plans [Figure 1].

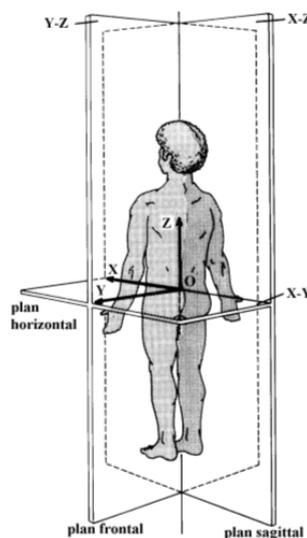


Figure 1 : Définition des plans anatomiques.

Les trois axes sont :

- *L'axe vertical (longitudinal) (z)* : axe longitudinal du corps, perpendiculaire à la surface d'appui du corps (surface horizontale) dans la station debout ;
- *L'axe transversal (y)* : axe horizontal perpendiculaire à l'axe vertical (longitudinal) et allant de droite à gauche ;
- *L'axe sagittal (x)* : axe allant de la face postérieure à la face antérieure du corps, à la manière d'une flèche (sagittal), et perpendiculaire aux deux axes précédents.

Les trois plans sont :

- *Le plan horizontal* : plan défini par l'axe sagittal et transversal ;
- *Le plan frontal* : plan défini par l'axe transversal et l'axe vertical ;
- *Le plan sagittal* : plan défini par l'axe sagittal et l'axe vertical.

1.2 Présentation générale du thorax :

Le nom thorax prend son origine dans le mot grec *thôrax* qui signifie *cuirasse*. Le thorax est la partie supérieure du tronc sur laquelle viennent s'attacher les membres supérieurs et où repose le cou. Il comprend deux parties :

- **La paroi thoracique** : elle est formée d'une armature ostéo-cartilagineuse, appelée cage thoracique, (incluant les articulations) et de muscles intrinsèques. Ostéo-musculaire et articulaire, elle est expansive (participe à la respiration) et protège la cavité thoracique ;
- **La cavité thoracique** : elle est le siège de l'appareil cardio-pulmonaire, lieu de passage de l'œsophage, de vaisseaux et de nerfs. Elle est fermée en bas par le diaphragme et ouverte en haut sur la base du cou.

Sur une coupe transversale, sa cavité est réniforme, en raison de la saillie des vertèbres thoraciques, qui séparent les sillons pulmonaires droit et gauche.

1.3 La cage thoracique :

Les douze vertèbres thoraciques, les douze paires de côtes, leur cartilage et le sternum constituent la *cage thoracique* (*compares thoracis*) [Figure 2]. Elle circonscrit la *cavité thoracique* (*cavum thoracis*). La cage thoracique présente la forme d'un tronc de cône à base inférieure, légèrement aplatie d'avant en arrière avec une *ouverture supérieure* (*apertura thoracis superior*) et une *ouverture inférieure* (*apertura thoracis inferior*) (plus large). Elle présente quatre faces : *une face antérieure, une face postérieure et deux faces latérales*.

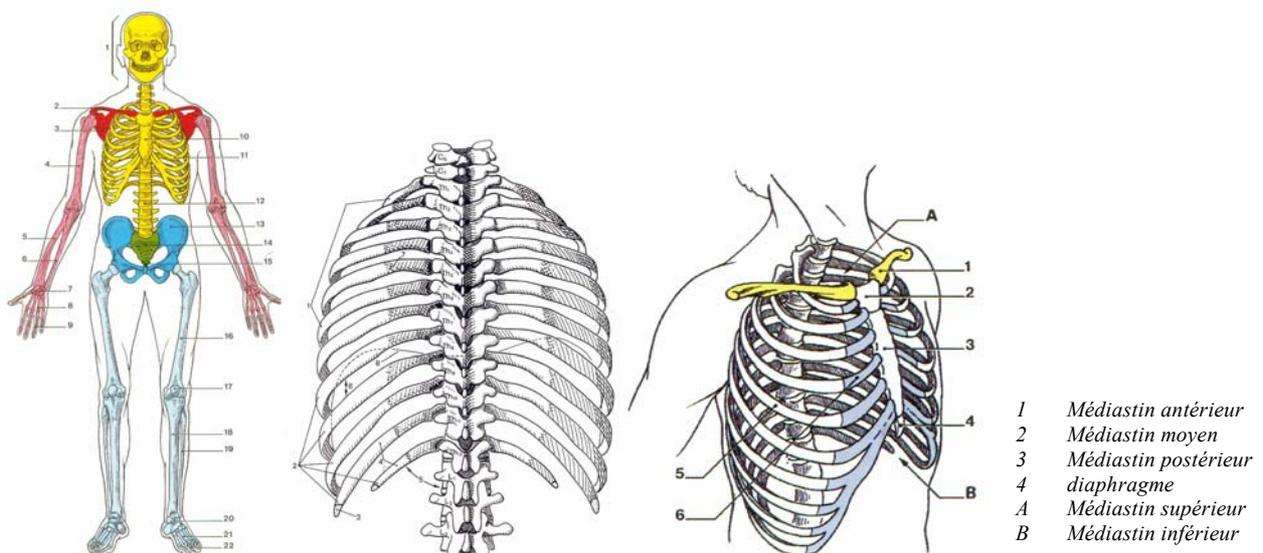


Figure 2 : La cage thoracique, par rapport au squelette [KAM97-1] (p° 54), en vue postérieure [KOR88] (p° 95) et antérieure [KAM97-11] (p° 92).

1.4 Les côtes :

La Figure 3 montre les côtes 1, 2, 7 et 12 selon Cabrol [CAB80] et leur place et catégories dans la cage thoracique selon Rouvière [ROU92].

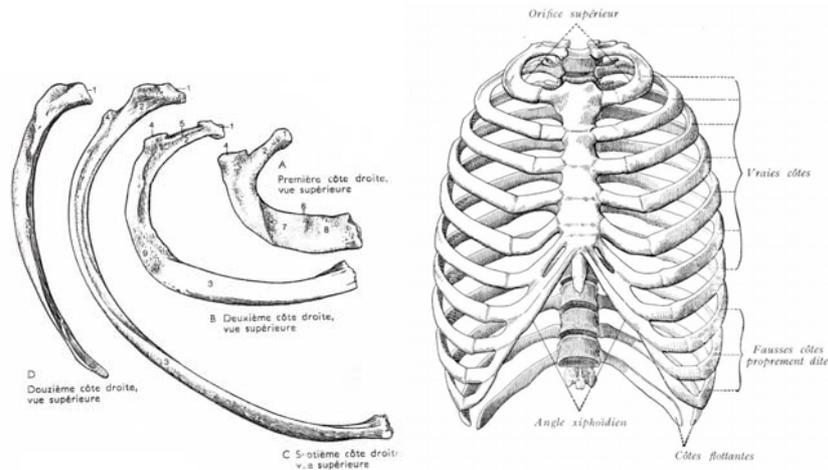


Figure 3 : Les côtes [CAB80] (p° 65) et leurs catégories [ROU92] (p° 34).

1.4.1. Généralités :

Les *côtes* sont des os plats (aplatis de dehors en dedans, de latéral en médial), longs (certains anatomistes disent très allongés - Rouvière [ROU92], Cabrol [CAB80], Brizon - Castaing [BRI89]) et incurvés (en forme d'arc concave à l'intérieur). Elles délimitent le thorax en arrière et latéralement. Elles s'articulent en arrière avec la colonne vertébrale thoracique et se prolongent en avant par les cartilages costaux, pour former les arcs costaux (Brizon-Castaing [BRI89]). Elles sont au nombre de douze, de chaque côté, numérotées de haut en bas (1 à 12) et se distinguent en trois catégories [Figure 3] :

- Les *vraies côtes* ou *côtes sternales* - côtes 1 à 7 - : s'articulent au sternum par l'intermédiaire de leur cartilage costal ;
- Les *fausses côtes* - côtes 8 à 10 - : leur cartilage ne répond pas au sternum mais s'unit au cartilage sus-jacent ;
- Les *côtes flottantes* - côtes 11 et 12 - : leur cartilage, très court, reste libre. Elles ne s'attachent pas à l'arc costal.

Cabrol [CAB80] regroupe les *fausses côtes* et *côtes flottantes* dans les côtes *asternales*, par opposition aux *côtes sternales*.

Les côtes sont inclinées de haut en bas et d'arrière en avant. Cette inclinaison augmente de la première à la douzième, ce qui rend le thorax plus petit en arrière qu'en avant. Elles divergent entre elles. Leur longueur augmente de la première à la septième puis diminue. C'est un os qui ne présente pas de cavité médullaire.

Après leurs généralités, leurs positions dans la cage thoracique, les côtes peuvent être décrites par leurs courbures.

1.4.2. Les courbures :

Les côtes décrivent une courbe concave médialement (courbure d'enroulement pour Brizon – Castaing [BRI89]) dont le rayon augmente d'arrière en avant. Cette courbe n'est pas régulière et peut être décomposée en trois courbures [Figure 4] qui sont suivant les faces, les bords et l'axe.



Figure 4 : Courbures de la côte, suivant les faces [BRI89], les bords [ROU92] (p° 30) et l'axe [BRI89] (planches anatomiques).

a/ Courbure suivant les faces :

D'arrière en avant, la côte se dirige d'abord en bas en dehors et en arrière, puis change brusquement de direction (angle costal postérieur), se porte ensuite en bas et en avant, près de sa partie antérieure, s'infléchit et se porte en bas, en avant et en dedans.

Ces deux changements de direction, qui forment deux coudures sur la face externe de l'os, sont appelés *angle postérieur* et *angle antérieur* (moins prononcé). Kamina [KAM97-11] ne parle que de l'*angle costal*, qui est l'angle postérieur et décrit la courbure des faces comme étant la forme du corps de la côte. Cette courbure est concave en dedans.

b/ Courbure suivant les bords :

Les bords décrivent un S italique (en arrière) dont l'extrémité postérieure est relevée tandis que l'antérieure est abaissée, par rapport à la ligne moyenne.

c/ Courbure suivant l'axe :

C'est une courbure de torsion autour de l'axe de la côte telle que la face externe de la côte regarde en bas et en arrière dans sa partie postérieure, directement en dehors dans sa partie médiale et en haut et en avant dans sa partie antérieure. Kamina [KAM97-11] décrit une légère torsion médiale dans la partie antérieure et précise qu'en décubitus dorsal, les angles costaux et les processus épineux sont sur le même plan.

1.4.3. Configuration :

Pour chaque côte, de l'arrière vers l'avant, trois zones sont remarquables : une extrémité postérieure, un corps et une extrémité antérieure.

a/ L'extrémité postérieure :

Elle est constituée d'une tête, d'un col et d'une tubérosité [Figure 5].

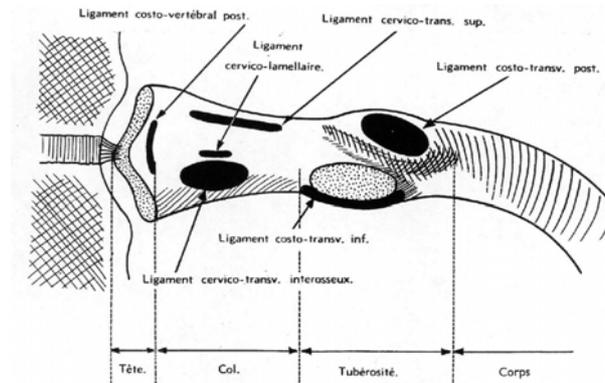


Figure 5 : Extrémité postérieure de la côte (en pointillé, les surfaces articulaires) [BRI89] (planches anatomiques).

Tout d'abord, la tête costale est articulaire et composée de deux facettes. Elle présente la forme d'un dièdre saillant en dedans. L'arrête de cet angle, la crête inter-articulaire de la tête costale, horizontale et antéro-postérieure, répond au disque intervertébral et donne insertion à un ligament (ligament intra-articulaire). Les deux faces de la tête sont occupées par des facettes articulaires. La *face articulaire supérieure* s'articule avec la surface articulaire costale inférieure de la vertèbre thoracique sus-jacente. La *face articulaire inférieure*, plus large, s'articule avec la surface articulaire costale supérieure de la vertèbre thoracique de même numéro.

Ensuite, le tubercule costal (ou tubérosité costale) est une éminence postérieure. Il est saillant en arrière, et séparé en deux champs par un sillon oblique en bas et en arrière. La *face supéro-externe*, rugueuse, donne insertion à des ligaments. La *face inféro-interne*, articulaire, répond à la surface articulaire du processus transverse de la vertèbre thoracique de même numéro. Sur les côtes 1 à 6, la surface articulaire est convexe et ovalaire transversalement ; elle est plane sur les autres.

Quant au col, il est aplati d'avant en arrière et unit la tête à la tubérosité. Il se dirige latéralement en bas et en arrière. Sa face intérieure est lisse. Sa face extérieure, rugueuse, donne insertion à des ligaments. Le col de la plupart des côtes présente une crête sur son bord supérieur, la crête supérieure du col.

b/ Le corps :

C'est la partie principale de la côte qui prend origine dans le tubercule et suit la direction du col sur un court trajet. Il s'infléchit ensuite en avant et latéralement en formant l'angle costal, saillant

sur la face externe. Son rayon de courbure augmente d'arrière en avant. La limite entre le corps et le col est marquée par la tubérosité costale. Le corps est aplati de dehors en dedans et présente deux faces et deux bords [Figure 6] :

- Une face externe, sur laquelle font saillie les angles postérieur (angle costal) et antérieur de la côte ;
- Une face interne, le sillon costal (anciennement la gouttière costale) longe la partie postérieure du bord inférieur. Profond en arrière, il se perd sur le bord inférieur en avant et permet le passage du paquet vasculo-nerveux ;
- Un bord supérieur, mousse et épais en arrière, mince en avant, qui donne insertion aux trois muscles intercostaux externe, moyen et interne ;
- Un bord inférieur, mince et rugueux, formant dans la partie postérieure la lèvre inféro-externe du sillon costal. Sur les lèvres de ce sillon, s'insèrent les muscles inter-costaux.

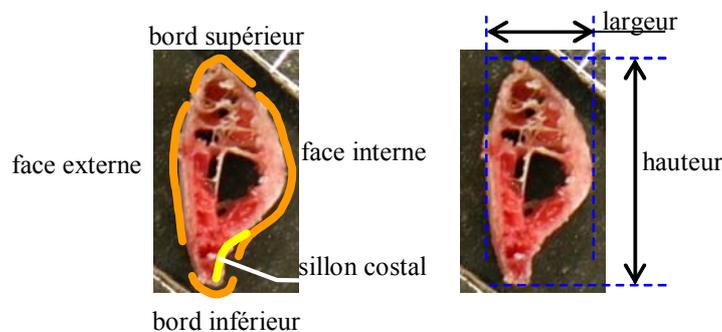


Figure 6 : Section de côte dans la partie postérieure du corps [photo François Menguy].

Par ailleurs, le contour extérieur d'une section de côte (prise perpendiculairement à son axe) sera caractérisé par deux dimensions : la hauteur (direction de l'axe vertical), distance entre les bords supérieur et inférieur ; l'épaisseur (perpendiculaire à la hauteur), distance entre les faces externe et interne [Figure 6].

c/ L'extrémité antérieure :

Elle est formée d'une excavation qui reçoit l'extrémité externe du cartilage costal. C'est une facette ovale qui a la forme d'une cupule excavée.

d/ Le cartilage costale :

Il est situé à l'extrémité sternale de la côte et s'implante dans l'incisure du bord du sternum. Le cartilage costal (cartilage hyalin) se calcifie avec l'âge et ceci d'avantage pour le sexe masculin que pour le sexe féminin. La mobilité de la cage thoracique en est alors diminuée.

2. Le tissu osseux :

Ce chapitre présente quelques bases et éléments de connaissances sur l'os et le tissu osseux.

2.1 Généralités sur les os :

Le tissu osseux est un tissu conjonctif spécialisé. Il constitue la majorité du squelette, l'autre partie étant cartilagineuse. Il se trouve uniquement dans l'os. Celui-ci, organe vivant et résistant, est constitué essentiellement de tissu osseux, mais également de moelle.

L'os accomplit plusieurs fonctions mécaniques et physiologiques. Concernant les fonctions mécaniques, d'un point de vue statique il assure le soutien du corps et la protection de certaines viscères (exemple : le crâne), d'un point de vue dynamique il présente le bras de levier de transmission des forces musculaires au cours du mouvement. Pour les fonctions physiologiques, il participe à l'homéostasie minérale (réservoir de calcium, de sodium et autres sels minéraux) et à l'hématopoïèse (la production de cellules sanguines).

Dans ce système squelettique, cinq catégories osseuses sont identifiées : les os longs (tibia, fémur, radius, ...), les os courts (carpe, tarse, ...), les os plats (côtes, sternum, ...), les os irréguliers (vertèbres, ...) et l'os sesamoïde (la patella).

Pour les os plats, leur épaisseur est nettement inférieure aux autres dimensions. Ils possèdent (ainsi que les os courts) deux assises de tissu osseux compact lamellaire : les tables interne et externe revêtues par un périoste. Entre les deux tables se trouve un tissu osseux spongieux caractéristique : le diploë avec ses cavités irrégulières limitées par une paroi osseuse fine. L'ossification est de type membranaire (sans ébauche cartilagineuse).

L'os est un véritable organe, très actif et en perpétuel changement, renouvellement. Il possède le mécanisme pour se remodeler, pour modifier sa structure en fonction des sollicitations mécaniques comme physiologiques. Ces propriétés mécaniques proviennent des caractéristiques mécaniques de ses constituants ainsi que de leur organisation structurelle. C'est une structure alliant la légèreté à : la rigidité, la résistance et l'élasticité. Il est donné comme très anisotropique, non-linéaire et viscoélastique. Il est en permanence soumis à de nombreuses contraintes, compressions, tensions, cisaillements, torsion et flexion.

2.2 La structure de l'os :

La Figure 7 présente la structure de l'os compact, du niveau d'une coupe de l'os vers le niveau microscopique.

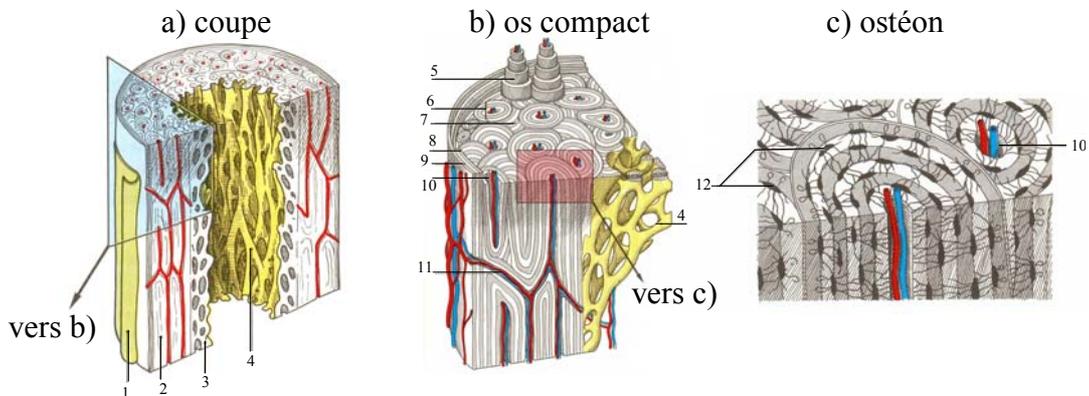


Figure 7 : Structure de l'os, a) coupe, b) niveau interstitiel et c) ostéon et canal haversien [KAM97-1] (p° 63).

Tableau 1 : Légende de la Figure 7.

Image a)	Image b)	Image c)
1 le périoste	4 trabécules osseuses	10 canal central
2 os compact	5 lamelles de l'ostéon	12 lacunes osseuses et perforantes.
3 endoste	6 ostéons	
4 trabécules osseuses	7 lamelles interstitielles	
	8 lamelle circonférentielle interne	
	9 lamelle circonférentielle externe	
	10 canaux centraux	
	11 canaux perforants	

La Figure 8 montre une autre représentation de la structure de l'os.

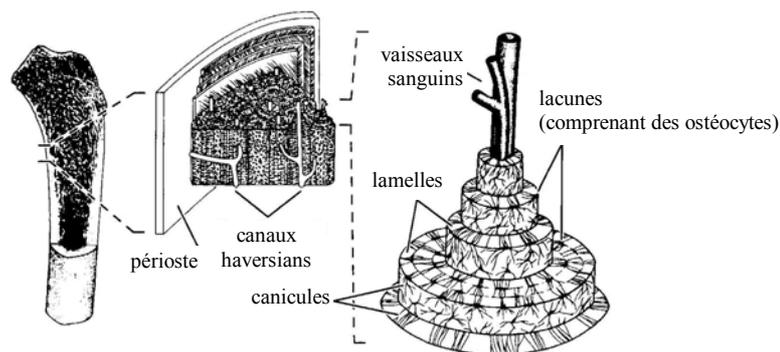


Figure 8 : Structure microscopique et grossière de l'os, d'après White 91[NIG95] (p° 56).

A la coupe, l'os frais présente de sa paroi externe vers l'intérieur : le périoste, l'os compact (ou substance compact), l'os spongieux (ou substance spongieuse) ou une cavité. Il y a parfois la présence d'endoste sur la paroi interne.

2.3 Classification anatomique :

Dans l'os, deux structures osseuses sont identifiées : l'os trabéculaire (spongieux) et l'os cortical (compact).

2.3.1. L'os compact :

Dur et dense, l'os cortical (dit également os compact), est une association dense d'unité de base : les ostéons. Il constitue la coque externe des os et il comprend [Figure 7 et Figure 8] des ostéons (sous-unité structurelle la plus importante : l'ostéon secondaire), des lamelles arciformes dans lesquelles on distingue les lamelles circonférentielles externes, internes et les lamelles interstitielles (s'interposant entre les ostéons).

C'est un matériau vivant qui présente des caractéristiques composites, une structure compacte, hétérogène, anisotrope et viscoélastique. Il présente une composante organique composée de 95% de collagène. L'organisation de sa structure influe sur le comportement mécanique, et est parfois amenée à évoluer en fonction des sollicitations physiologiques.

2.3.2. L'os spongieux :

Friable, il est constitué de lamelles osseuses, ou trabécules osseuses, épaisses de 0,1 à 0,5 mm et de directions variées, délimitant de petites cavités. Situé au niveau des épiphyses, il forme la couche intermédiaire des os plats et courts. Au niveau des os de la calvaria, il porte le nom de diploé. Les deux couches d'os compact qui l'entourent constituent les tables externes et internes. Il présente une surface de contact très large par rapport au volume. Ce tissu osseux exposé à la moelle fournit un potentiel plus grand pour l'échange minéral au travers du processus de remodelage osseux. En plus, il présente de bonnes caractéristiques d'absorption d'énergie.

2.4 Classification histologique :

En général, il y a trois grandes catégories de structures osseuses : l'os " woven " que l'on retrouve pour la constitution des cals osseux, l'os primaire et l'os secondaire (obtenu après remodelage osseux du précédent). Les ostéons secondaires présentent un canal vasculaire central plus large et la présence de lignes cimentantes, conséquences du remodelage.

2.5 Composition du tissu osseux :

L'os est constitué de cellules anastomosées (phase cellulaire) isolées dans la matrice osseuse. Cette matrice est formée d'une substance fondamentale amorphe, dans laquelle sont noyées des fibres collagènes (élastiques) disposées en cordons plus ou moins gros. La substance fondamentale est essentiellement constituée de mucoprotéines imprégnées de sels minéraux. Ceux-ci se présentent sous forme de cristaux d'hydroxyapatite $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$ qui mesurent 20 à 40 nm de long et 3 à

6 nm de large. La part active des substances organiques (O) et minérales (M) varie au cours de la vie : $\frac{M}{O}=1$ chez l'enfant ; 4 chez l'adulte et 7 chez le sujet âgé.

La substance osseuse (matrice extra-cellulaire bi-phasique) est donc composée de deux fractions liées l'une à l'autre, la fraction organique et la fraction minérale.

2.5.1. La phase organique :

La phase organique (la partie protéinique) de la matrice est composée principalement de collagène type I (fibres - fibrilles de collagène de quelques dizaines de nm) et d'une variété de glyco-saminoglycane (substance fondamentale glycoprotéïgne). Elle renferme des protéines qui sont surtout des glycoprotéines (osseomucoïdes). Ce sont des mucopolysaccharides (acide chondroïtine sulfurique et acide hyaluronique) associés à des protéines.

Cette phase organique, composée à 95 % de collagène (du poids de la matrice organique d'un os sec), représente 30 à 40 % de la masse totale de l'os sec. Chez l'adulte sain, l'arrangement des fibrilles de collagène conduit à un os dit lamellaire, ou os haversien.

2.5.2. La phase minérale :

La phase minérale (phase inorganique) est composée principalement de cristaux de phosphate de calcium (phosphate tricalcique) : l'hydroxyapatite (sel de calcium et de phosphate, qui assure l'essentiel de la résistance de l'os) déposé sur les fibrilles de collagène. Elle présente également d'autres éléments dont voici une liste non-exhaustive : des ions fluors, des ions sodiums non-cristallisés, des ions magnésiums et des traces de manganèse, zinc et fer.

Cette phase minérale du tissu osseux représente 99 % des réserves de l'organisme en calcium et 85 à 90 % en ce qui concerne le phosphore. Cela représente environ pour un homme de 70 kg 1 100 g de calcium et 600 g de phosphore situé dans le tissu osseux. L'os est un organe métabolique.

2.6 Propriétés physiques de l'os [NIG95] :

Les propriétés physiques des biomatériaux peuvent être divisées en deux catégories : les propriétés structurelles et les propriétés matérielles.

Les propriétés structurelles décrivent des propriétés pour un spécimen particulier, par exemple pour un os ou un ligament. Un exemple typique serait l'effort de rupture pour un tibia donné.

Les propriétés matérielles sont indépendantes du spécimen étudié et décrivent le matériau lui-même. Un exemple typique pour les propriétés d'un matériau serait une contrainte pour laquelle l'os casse en compression (voir Tableau 2 : ordres de grandeurs de quelques propriétés physiques).

Pour l'os, les valeurs typiques (ordre de grandeur) du module d'élasticité (E) sont : 1 000 MPa pour l'os trabéculaire (spongieux), 20 000 MPa pour l'os cortical (compact) alors qu'elles sont de 70 000 pour l'aluminium et 270 000 MPa pour l'acier. L'allongement en % pour réaliser une fracture est, en première approximation, de l'ordre de 0,5 % (caractéristique qui le placerait dans les matériaux fragiles ; 10 % est l'ordre de grandeur pour les principaux alliages d'aluminium et d'acier). Les contraintes de rupture en tension et compression sont différentes. Pour l'os cortical, la contrainte de rupture en compression σ_{comp} est environ 30 à 50 % plus grande que la contrainte à la rupture en tension σ_{tens} (Nigg & Herzog [NIG95] citant : Reilly and Burstein, 1975 ; Steindler, 1997), soit $\sigma_{\text{comp}} \approx 1,4 \times \sigma_{\text{tens}}$.

Tableau 2 : Propriétés physiques (sélectionnées par Nigg et Herzog [NIG95] - p°62 -).

Variable	Commentaire	Amplitude	Unités
Densité	Os cortical	1700 – 2000	kg.m ⁻³
	Vertèbre lombaire	600 – 1000	
	Eau	1000	
Contenu minéral	Os	60 – 70	%
Teneur minérale	Os	150 – 200	kg.m ⁻³
Module d'élasticité (en tension)	Fémur (cortical)	5 – 28	10 ³ MPa
	Fémur (cortical)	80 – 150	
Contrainte de rupture en tension	Tibia (cortical)	95 – 140	MPa
	Fibula (cortical)	93	
Contrainte de rupture en compression	Fémur (cortical)	131 – 224	MPa
	Tibia (cortical)	106 – 200	
	Bois (chêne)	40 – 80	
	Calcaire	80 – 180	MPa
	Granite	160 – 300	
	acier	370	

Les contraintes à la rupture en tension et compression pour l'os spongieux sont au moins un ordre de grandeur plus faible que celles de l'os cortical. Il y a seulement une petite région de déformation où l'os suit une loi linéaire entre l'effort et le déplacement (la loi de Hooke). Au delà de cette limite, le déplacement et l'effort ne sont plus proportionnels et lorsque le chargement est retiré, l'os ne revient pas à son état original mais conserve une déformation ; il y a donc déformation plastique.

3. Accidentologie :

3.1 Généralités :

L'accidentologie s'intéresse aux accidents de la voie publique, en particulier aux accidents automobiles. Elle étudie l'ensemble de l'environnement de l'accident comme le montre le Tableau 3.

Tableau 3 : Tableau de présentation de l'accidentologie.

	Véhicule	Occupants / conducteur	Environnement, infrastructures
La sécurité primaire <i>Eviter les accidents</i>	Sécurité active	Comportement : - vigilance ; - alcool ; - compréhension ; - ...	- Signalisation ; - Eclairage ; - ...
La sécurité secondaire <i>Diminuer les conséquences des accidents</i>	Sécurité passive.	Tolérance.	- Glissières ; - Murets ; - Arbres ; - Compatibilités.
La sécurité tertiaire <i>Après le choc</i>	- Protection incendie ; - Désincarcération ; - Avertissement d'accident ; - ...	Les secours	

Parmi des différents domaines, nous allons ici développer la sécurité secondaire.

3.2 Sécurité secondaire – sécurité passive :

3.2.1. Introduction :

L'accidentologie secondaire a pour but de mieux connaître le monde réel des accidents. Ces objectifs sont les suivants :

- Décrire la survenue (mécanisme) des lésions par type de choc et selon la vitesse ;
- Vérifier sur le terrain l'efficacité des systèmes de sécurité (retour d'expérience) ;
- Estimer les gains potentiels (réduction des tués et des blessés graves, diminution de la gravité des blessures) par tel ou tel nouveau système ;
- Préciser les cibles prioritaires en terme de victimes évitables.

Pour réaliser cela, le LAB a construit une base de données (avec la collaboration des forces de police et de gendarmerie) de plus de 11 000 voitures avec 19 000 occupants et 48 000 lésions codées (1999). Celle-ci est élaborée à partir de deux sources : une étude systématique sur une zone

géographique (avec le CEESAR) et des études de cas ciblés (nouvelles voitures, nouvelles stratégies de protection, ...).

L'accidentologie en quelques chiffres et définitions :

L'état d'un accidenté peut être divisé en trois catégories : tué, blessé grave ou blessé léger.

Les définitions de ces trois termes sont :

- **Tué** : victime décédée dans les 6 jours (ou sur le coup) [$\times 1,057$ pour estimer les victimes décédées à trente jours, norme européenne] ;
- **Blessé grave** : victime dont l'état nécessite une hospitalisation > 6 jours ;
- **Blessé léger** : victime dont l'état nécessite une hospitalisation ≤ 6 jours ou un soin.

Les accidents ont un coût. En 1997, celui-ci s'élevait, pour les victimes et les accidentés donnés, à partir des cahiers de l'Observatoire pour la France, à :

Coût moyen d'un tué	594 500 Euros	(3 900 000 Francs)
Coût moyen d'un blessé grave	61 280 Euros	(402 000 Francs)
Coût moyen d'un blessé léger	12 950 Euros	(85 000 Francs)

(Coût global des accidents corporels : 8,9 milliards d'euros / 58,6 milliards de francs)

En 1998, il y a eu 8 437 tués sur les routes (5 217 en 2004), dont 5 491 dans les voitures (65 %) ; $\frac{2}{3}$ des tués sont des occupants des voitures contre 50 % il y a 20 ans. De 1978 à 1998, le taux d'occupation des voitures a diminué de 1,93 à 1,70 ; le nombre de tués passagers a diminué de 30 % alors qu'il est sensiblement le même pour les conducteurs (+ 135 personnes). Dans le même temps le taux du port de la ceinture a augmenté de 20 points et la sécurité passive des véhicules a nettement progressé ; ce qui, pour des configurations de choc équivalentes, indique que la violence de ceux-ci s'est accrue. En 1998 un taux de port de la ceinture de 100 % aurait pu sauver 1 400 vies.

Pour étudier les accidents, il est nécessaire de pouvoir décrire les bilans lésionnels et les chocs survenus.

3.2.2. Evaluation du bilan lésionnel : l'échelle AIS :

L'**AIS** (Abbreviated Injury Scale) est un outil qui a, avant tout, été développé pour l'évaluation des lésions produites au moment de l'impact, lors d'un accident de la voie publique. Cet outil numérique permet de hiérarchiser et comparer des blessures, qui ont été étendues aux lésions non issues de la traumatologie routière. Il est appliqué aux recherches épidémiologiques, aux études de services de traumatologie pour prédire de la probabilité de survie, pour l'évaluation des résultats et pour les analyses des systèmes de santé (également pour l'analyse des coûts). Il est

maintenant mondialement utilisé, ce qui facilite les comparaisons dans les domaines de la recherche sur les blessures.

L'AIS repose sur trois points fondamentaux :

- 1) Il se fonde sur l'anatomie ;
- 2) Les valeurs d'AIS quantifient les blessures et non les conséquences de celles-ci ;
- 3) L'AIS n'est pas simplement un classement fondé sur le risque fatal lié à chaque lésion, ce qui écarterait les blessures mineures et modérées.

Malgré la pertinence de l'AIS dans l'estimation de la gravité des accidents de la route, il n'existait pas de procédure universelle simple pour évaluer le coût des handicaps inhérents aux accidents de la route. C'est pour corriger ce manque qu'a été créé l'IIS - "Injury Impairment Scale" - (non présenté ici).

Historique :

Développé par l'AAAM - "Association for the Advancement of Automotive Medicine", (anciennement "American Association for Automotive Medicine") -, l'AIS prend son origine au milieu des années 1960 aux Etats-Unis. Pour les premières équipes pluridisciplinaires réalisant des enquêtes sur les accidents des véhicules à moteurs, il ressort alors un besoin d'utiliser un système standardisé visant à classer les blessures par catégorie et type d'accident. La première version sort en 1971 (75 blessures), puis des révisions sortent en 1974, 75, 76, 80, 85 et 90. La version de 1976 présente le premier répertoire avec plus de 500 lésions recensées. En 1990, ce répertoire en liste plus de 2 000.

Le codage :

A chaque blessure est affecté un code numérique à 6 caractères (pour l'identification du territoire, de la lésion) + 1 caractère (le degré de l'AIS). Exemple : *plus de trois côtes fracturées d'un seul côté et pas plus de trois côtes fracturées de l'autre côté, thorax stable, sans hémopneumothorax* donne un codage 450230.3.

a) Décryptage des caractères :

Le premier caractère identifie le territoire corporel [R].

Le deuxième caractère caractérise la structure anatomique [T].

Les troisième et quatrième caractères identifient :

- La nature de la blessure si une région entière est concernée ;
- Dans les autres cas une structure anatomique ou dans le cas de lésions externes la nature particulière de la blessure [S].

Les cinquième et sixième caractères identifient le type d'atteinte lésionnelle au sein d'un même territoire corporel [N].

Enfin le dernier caractère donne l'AIS proprement dit. Soit, en reventilant l'exemple dans le Tableau 4 ci-dessous donne :

Tableau 4 : Décryptage du code AIS.

N° de colonne	1	2	3	4	5	6	7
Nom	R	T	S	N	.	AIS	
Valeur de l'exemple	4	5	0	2	3	0	3

L'ensemble de ces informations est plus amplement présenté dans l'AIS [AIS90]. Les points sur le territoire corporel (R) et l'échelle de gravité AIS sont développés ci-dessous.

b) Les territoires corporels :

Les territoires corporels sont divisés, par commodité, en neuf sections [Tableau 5].

Tableau 5 : Territoires du code AIS.

1	Tête
2	Face
3	Cou
4	Thorax
5	Abdomen
6	Colonne vertébrale
7	Membres supérieurs
8	Membres inférieurs
9	indéterminé

c) Echelle de gravité :

La gravité lésionnelle est graduée de 1 à 6 [Tableau 6]. Une septième valeur code la sévérité inconnue.

Tableau 6 : Echelle de gravité du code AIS.

Code AIS	Description
1	Mineure
2	Modérée
3	Sérieuse
4	Sévère
5	Critique
6	Maximale
9	Inconnue

Les lésions multiples :

L'AIS ne comprend pas d'évaluation des effets conjugués des différentes lésions survenues aux victimes. Un premier paramètre pour les lésions multiples est le MAIS (AIS maximum). Il est défini comme étant l'AIS le plus élevé de l'ensemble des blessures survenues. Mais comme ce paramètre est non-linéaire avec le risque de décès, il a été jugé insuffisant. Pour remédier à cela, l'ISS (Injury Severity Scale) a été proposé, il fournit une bien meilleure corrélation entre la gravité des blessures et la probabilité de survie. Dans le cadre de l'ISS, six régions corporelles sont

définies : tête/cou, face, thorax (incluant diaphragme, cage thoracique et colonne vertébrale), abdomen, extrémités et externes (peau ...). Les AIS sont ventilés dans chacune de ces six régions. L'AIS le plus élevé pour chaque région est conservé. Ensuite, la somme des carrés des valeurs des trois AIS conservés les plus élevés donne la valeur de l'ISS. Celui-ci va de 1 à 75. Le score 75 est atteint avec au moins trois AIS égales à 5, ou un AIS égale à 6 par convention. Si un AIS est égale à 9, l'ISS n'est pas calculable.

Écritures concernant l'AIS :

Pour parler des risques lésionnels, ils sont souvent exprimés en terme de risque de blessure sévère (AIS3) ou plus (AIS4, AIS5 voire AS6). Soit un AIS supérieur ou égale à 3, ce qui s'écrit couramment de deux manières : AIS3+ ou AIS \geq 3. Ce classement du seuil minimum de gravité pour quantifier le risque peut également commencer aux autres niveaux (généralement 2 ou 4). Il en va de même pour le MAIS. Pour l'ISS, le score est simplement indiqué.

Quelques codages du thorax :

Voici quelques lésions thoraciques.

a) Zones entières :

Blessure ouverte du thorax, blessure par pénétration, peau, ...

b) Les vaisseaux :

Aorte thoracique, ..., vaisseaux coronariens, ...

c) Les nerfs : (se référer à colonne vertébrale).

d) Les organes internes :

Bronche, diaphragme, œsophage, cœur (myocarde)

Les poumons : pneumothorax, hémomédiastin, ...

Le péricarde : hernie du cœur, ...

La cage thoracique : hémo-/pneumothorax.

e) Le squelette :

Le Tableau 7 présente des descriptions d'AIS thorax.

Tableau 7 : Description d'AIS thorax.

AIS	Description
1	Fracture 1 côte
3	idem avec hemo-/pneumothorax
2	2-3 côtes, quelque soit l'emplacement, ou multiples fractures sur une seule côte, avec thorax stable.
3	Idem avec hemo-/pneumothorax
3	>3 côtes d'un seul côté et \leq 3 côtes de l'autre côté, thorax stable
4	Idem avec hemo-/pneumothorax
4	>3 côtes de chaque côté, avec thorax stable
5	Idem avec hemo-/pneumothorax

Et également volet thoracique, sternum, ...

Enfin, des analyses empiriques ont montré la pertinence de l'échelle AIS pour corrélérer le risque de décès en cas de lésions graves et mortelles ($AIS \geq 3$). Par contre, quant à l'évaluation de l'AIS, il ne faut pas oublier que la sévérité d'une blessure évolue en fonction des progrès de la médecine.

3.2.3. Les types de chocs et l'E.E.S. :

L'EES (Equivalent Energy Speed) est la vitesse à laquelle, projeté contre un mur rigide, le véhicule aurait obtenu les mêmes déformations que lors de l'accident. Cet indicateur permet de sérier les violences des accidents.

Les chocs automobiles sont tout d'abord classés en plusieurs catégories : choc frontal, choc latéral, choc arrière, tonneau et les inclassables. Ensuite, ces types de chocs peuvent être ventilés en fonction de leur configuration, choc contre véhicule particulier, véhicule utilitaire, poids lourd, obstacles fixes (arbres, murs, ...) ... Les angles de choc ainsi que les recouvrements (en frontal, % de longueur du bouclier avant en contact avec l'élément impacté) sont également observés.

3.2.4. La réalité routière :

Le Livre Blanc de l'Accidentologie (version juillet 1999, réalisé par Jean-Yves Forêt-Bruno [FOR99]) nous montre que 70 % des occupants ceinturés ayant des blessures graves et 50 % des occupants ceinturés décédés sont impliqués en choc frontal. Le deuxième type de choc le plus présent dans les bilans lésionnels est le choc latéral (15 % des blessés graves et 25 % des tués). Ces deux types de choc représentent donc 85 % des blessés graves et 75 % des tués.

Concernant les conséquences de la violence du choc, voici quelques correspondances entre le risque lésionnel et l'EES (en frontal) :

50 % des blessés graves (MAIS 3 – 5)	54 km.h ⁻¹ d'EES
50 % des tués	62 km.h ⁻¹ d'EES
50 % des blessés graves et tués (MAIS 3+)	56 km.h ⁻¹ d'EES

Toujours à partir du livre blanc, les risques pour les occupants pour un même EES et dans une voiture donnée sont liés à deux facteurs : l'âge de l'occupant et l'intrusion au droit de l'occupant. Concernant l'âge, bien que le port de la ceinture réduise le risque de blessés graves de 35 % et celui de décès de 45 %, un jeune (< 31 ans, aux places avant et pour un même EES) présente une gravité plus faible (~30 pts) que les plus âgés (> 60 ans). De même pour la mortalité. Pour l'intrusion, dans les cas d'un EES entre 46 et 65 km.h⁻¹, le taux de gravité (de manière linéaire) et le taux de mortalité (de manière exponentielle) augmentent avec l'intrusion. 75 % des décès ont eu lieu avec une intrusion supérieure à 25 cm (85 % pour les conducteurs et 60 % pour les passagers). Il est donc primordial de réduire l'intrusion. Il y a moins d'intrusions du côté des passagers mais se sont alors les efforts de retenue qui sont la cause des lésions mortelles.

L'évolution de la tenue (année 80 – 90) des structures a généré, pour les conducteurs, une réduction de la gravité de 20 % et de la mortalité de 40 % ; la moindre intrusion est donc un facteur important. Pour un E.E.S entre 36 et 75 km.h⁻¹, pour trois des quatre territoires principaux (tête, abdomen et membres inférieurs), est observé pour le conducteur une réduction du risque AIS2+ (alors qu'il augmente de 2,4 points pour le thorax) ainsi que pour le passager avant (alors qu'il augmente de 5 points pour le thorax). La plus grande rigidité de ces voitures entraîne des sollicitations thoraciques plus importantes. Pour ce qui est des lésions thoraciques des occupants avant ceinturés, lésions très fréquentes, elles sont imputables aux efforts de retenue de la ceinture. Le risque de ces lésions augmente avec l'âge. Dès sa sortie en 1995, Renault équipe MEGANE d'un limiteur d'effort taré à 600 daN. Les 20 % de réduction AIS3+ thoracique observés (130 cas) sont conformes aux évaluations préalables réalisées à partir de véhicules équipés de ceintures avec limiteurs textiles.

A partir du bilan lésionnel des cas SRP et de certains cas ceintures à limiteur textile, Foret-Bruno & Coll. [FOR98] ont pu établir un seuil de risque lésionnel thoracique AIS3+ en fonction de l'âge [Figure 9]. Cela a montré l'intérêt d'une ceinture à limiteur d'effort dans le cadre du SRP (limiteur à 600 daN). Cependant, il met en avant les progrès encore possible en passant à un limiteur d'effort à 400 daN qu'il faudra associer à un airbag thorax pour pallier le déplacement qui serait alors accru.

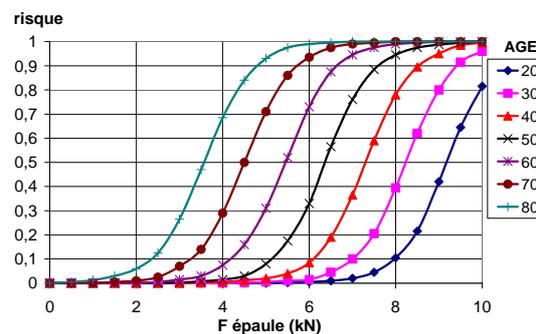


Figure 9 : Seuil de risque lésionnel thoracique AIS3+ en fonction de l'âge [FOR98].

Par ailleurs, ils ont montré, en s'appuyant également sur d'autres travaux, les difficultés d'Hybrid III à évaluer le risque lésionnel thoracique.

La capacité du véhicule à absorber l'énergie du choc (en frontal) est maintenant très importante. La dernière partie à absorber cette énergie d'impact est le système de retenue (après, c'est l'occupant). Foret-Bruno & Coll. [FOR01] ont montré, dans des situations comparables, toute l'efficacité dans cette mission du SRP 2, limiteur d'effort à 400 daN avec airbag, par rapport à un limiteur à 600 daN. En effet, la diminution du risque lésionnel thoracique AIS3+ alors observée est de 80 % !

3.3 Sécurité passive et tolérance :

3.3.1. Les crashes-tests :

Le crash test est une collision pour laquelle les conditions sont parfaitement connues et maîtrisées. Il se veut être statistiquement représentatif des accidents de la route. Un tel test permet de réaliser différentes mesures au niveau de la structure du véhicule et des occupants (simulés par des mannequins) et par la suite d'observer les relations entre les mesures et les conditions d'essai. Le crash test s'oppose à l'accident en situation réelle dans le fait qu'il est difficile de retrouver les conditions complètes de ce dernier. Pour le constructeur, c'est un des outils de validation de la conformité du véhicule à son cahier des charges. Ces crash tests permettent d'évaluer, la protection de l'occupant durant le choc, les risques en cas d'accident et les défauts de sécurité (fuite d'essence, ...) ainsi que la réparabilité d'un véhicule.

Deux principales considérations motivent différents organismes à réaliser des crashes tests :

- La réglementation, conformité d'un véhicule ;
- Les ratings, comparaison des véhicules.

Dans le cadre du choc frontal, le crash-test EuroNcap se déroule à 64 km.h^{-1} (40 mph), avec un recouvrement de 40 % (côté passager) contre un mur déformable.

3.3.2. Les critères de tolérance thoracique :

Pour mesurer la capacité d'un véhicule à protéger l'occupant (ici essentiellement pour le segment thoracique) en cas de choc, trois critères lésionnels, basés sur des lois biomécaniques, sont utilisés :

- Une déflexion antéro-postérieure de la cage thoracique inférieure à 50 mm ;
- Une vitesse de déflexion, appelée VC (Viscous Criteria), inférieure à 1 m.s^{-1} ;
- Une accélération sternale avec un pic sur 3 ms ne dépassant pas 60 g ($1 \text{ g} = 9,81 \text{ m.s}^{-2}$, accélération de la pesanteur, soit une fois le poids).

Ces critères lésionnels sont mesurés à l'aide de mannequins de choc, en particulier le mannequin de choc réglementaire en frontal Hybrid III. Alors que les premiers mannequins sont apparus en 1949, Hybrid III (représentant le 50^{ème} centile homme) est quant à lui apparu en 1976. Il est rejoint en 1989 par la petite femme (5^{ème} centile) et le grand homme (95^{ème} centile). Hybrid III est donc équipé de capteurs permettant de mesurer les différents critères [Figure 10]. La réponse thoracique a été conçue pour rentrer dans des corridors *effort – déplacement sternal* établis à partir d'essais cadavres ; essais réalisés à l'aide d'une masse de 23 kg, de diamètre 152 mm, lancée à 4,3 ou $6,7 \text{ m.s}^{-1}$ contre le sternum. Un autre mannequin existe en frontal : le THOR [Figure 10].

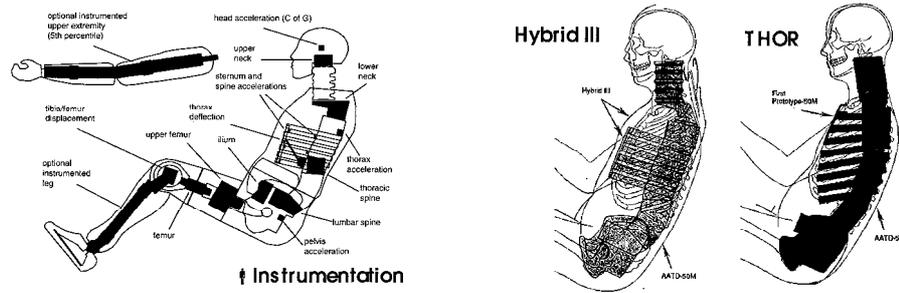


Figure 10 : Capteurs sur Hybrid III et comparaison Hybrid III THOR avec une cage anatomique.

3.3.3. Les stratégies de retenue :

En cas de choc, la capacité d'un véhicule à absorber l'énergie est primordiale pour la protection des occupants. La dernière part de cette énergie à absorber est confiée au système de retenue. Les premières retenues, ceinture ventrale (véritable fil à couper le beurre) et ceinture trois points fixe n'avaient pour rôle essentiel que d'éviter l'éjection. La ceinture trois points à enrouleur est venue par la suite améliorer le confort et surtout optimiser la position de la ceinture, diminuer le jeu entre la ceinture et le ceinturé. Après le limiteur d'effort textile, dans les années 1970, Renault avec le SRP a placé à nouveau un limiteur d'effort dans ses véhicules, taré alors à 600 daN. A partir du seuil de tension atteint, ce système absorbe une énergie de l'ordre de 60 J.cm^{-1} (équivalent à une chute de 10 cm d'une masse de 60 kg). Avec le SRP2, le limiteur a ensuite été ramené à 400 daN et associé à un sac (air-bag) tête-thorax. Ce sac permet après un certain déplacement avec la ceinture de répartir la charge de retenue sur le thorax et d'amortir le déplacement de la tête. Il est équipé d'évents pour contrôler sa pression maxi et ainsi celle appliquée sur le thorax.

Le système SRP2 se décompose en plusieurs phases à partir de l'identification du choc (un seuil d'environ 10 g) – les temps indiqués sont extraits des essais de Petitjean & Coll. [PET02] – :

Etape 1 : prétention de la ceinture par rétraction de la boucle, activé par pyrotechnie, et blocage de la ceinture par les mâchoires de l'enrouleur. L'action de rétraction, de 65 mm maxi, se fait en 5 ms, assurant un couplage très rapide de l'occupant avec le véhicule. Ainsi « ressanglé », l'occupant fait alors totalement corps avec son siège. Ce couplage de l'homme et du véhicule réduit les effets de la décélération, l'énergie cinétique se dissipant mieux dans la structure du véhicule et dans le siège, plutôt que dans le corps de l'occupant.

Etape 2 : activation du limiteur d'effort taré à 400 daN, 16 ms (barre de torsion).

Etape 3 : gonflage du sac, à 22 ms (60 litres pour le conducteur et 100 litres pour le passager). Le contact thorax-sac a lieu une dizaine de ms plus tard.

Etape 4 : rupture des événements sur le sac pour limiter la pression sac - thorax (entre 60 et 90 ms).

3.3.4. Comparaison accidents – crash tests :

Afin de reproduire en laboratoire les observations relevées dans le monde réel des accidents par Foret-Bruno & Coll. [FOR01], Petitjean & Coll. [PET02] ont comparé les deux stratégies de retenues (400 daN + sac contre 600 daN), avec le mannequin Hybrid III lors d'essai en chariot inversé. L'accélération imposée est celle relevée lors de crash test EuroNcap. La déflexion mesurée [Tableau 8] indique une stratégie à 600 daN plus favorable (déflexion inférieure de 18 %) qu'à 400 daN + sac. Ceci est en contradiction avec la réduction de 80% du risque lésionnel AIS3+ thoracique présenté précédemment [FOR01]. Avec le critère VC, l'écart est encore plus flagrant : les valeurs du 600 daN sont inférieurs de 50% (0,06 contre 0,12 m.s⁻¹) ; écart passant à 25% avec un mannequin équipé d'un nouveau modèle de côtes (0,6 contre 0,09 m.s⁻¹). Enfin, le pic d'accélération de 3 ms est cohérent avec l'accidentologie en étant plus favorable au système 400 daN + sac (33 g contre 53 g). Les essais SHPM (Sujet Humain Post Mortem), également réalisés durant cette campagne ont donné des accélérations sternales de l'ordre de 35 g avec 400 daN + sac et 50 g avec 600 daN.

Tableau 8 : Déflexion thoracique d'HIII, deux essais par système de retenue [PET02].

	4 kN + AB	6 kN
Côtes actuelles	21 / 24	18 / 19
Côtes nouvelles	27 / 28	21 / 24

Cet article met en évidence l'inadaptation de l'ensemble *crash test, mannequin et critères lésionnels* à refléter la réalité lésionnelle des accidents automobiles.

3.4 Conclusion du paragraphe 3 :

Le mannequin Hybrid III ne rend pas compte du risque lésionnel thoracique [FOR98 et d'autres auteurs qu'il cite]. Il rentre même en contradiction [PET02] avec la réalité routière [FOR01]. Il est donc nécessaire de faire évoluer les critères de tolérance thoracique.

Avec l'apport des modèles numériques, il devient possible de s'orienter vers des critères lésionnels qui seront associés à chaque type de lésion. L'une de ces lésions est la fracture de côte, référencée dans l'échelle AIS et selon leurs nombres et les autres blessures et conséquences qu'elles engendrent vont de AIS1 à AIS5.

Il faut orienter la bibliographie sur les essais mécaniques des côtes et la modélisation des côtes dans les modèles numériques.

4. Conclusion du chapitre 1, contexte :

Ce chapitre a permis de connaître l'anatomie de la côte et sa complexité géométrique ; d'appréhender le tissu osseux et de maîtriser le contexte accidentologique.

L'accidentologie a montré, comme évoqué dans l'introduction, que les critères de tolérance thoracique actuels ne mettent pas en évidence l'efficacité accrue des stratégies de retenue récentes.

Nous pouvons maintenant passer à l'état de l'art sur les essais côtes et leur utilisation sur les modèles numériques.

CHAPITRE 2 : ETAT DE L'ART

Nous trouvons peu de références sur la caractérisation mécanique des côtes dans la bibliographie. Le principal domaine est la sécurité passive [GOT75, CES81, YOG98, STI03], le thorax étant sollicité par la ceinture pour la retenue de l'occupant en cas de choc. Des articles sur les côtes sont également disponibles pour la caractérisation osseuse [GRA73, STE76], la réanimation [BLA04, LED04] et les fractures de fatigue chez les rameurs [KAR98] et les golfeurs [LOR96]. Sont rapportées dans cette bibliographie essentiellement les études concernant l'essai de flexion trois points, puis la compression. D'autres essais sur les côtes sont également décrits. Au préalable, nous présenterons des compléments sur le tissu osseux.

Dans ce chapitre, après la moyenne figure l'écart type, parfois suivi du coefficient de variation (écart type / moyenne) exprimé en pourcentage. Les informations déduites des articles et non explicites sont en italiques.

1. L'os :

Les informations de ce paragraphe sont essentiellement extraites du livre de Nigg et Herzog [NIG95], *Biomechanics of the musculo-skeletal system* (1995), et leur bibliographie est ici reprise.

1.1 Caractéristiques mécaniques des types d'os :

Les ostéons :

L'os est un matériau anisotrope et les réponses mécaniques évoluent selon le type de sollicitation et le type d'ostéon testé. Emprunté à Martin et Burr en 1989, le Tableau 9 présente ses caractéristiques.

Tableau 9 : Propriétés mécaniques de différents types d'ostéons [NIG95] (p° 65).

Mode de chargement	Type d'ostéon	Contrainte à la rupture	Module d'élasticité	Déformation à la rupture
		<i>MPa</i>	<i>MPa</i>	%
Tension	L	114 (17)	11 700 (5 800)	6,8 (2,9)
	A	94 (15)	5 500 (2 600)	10,3 (4,0)
Compression	L	110 (10)	6 300 (1 800)	2,5 (0,4)
	A	134 (9)	7 400 (1 600)	2,1 (0,5)
	T	164 (12)	9 300 (1 600)	1,9 (0,3)
Cisaillement	L	46 (7)	3 300 (500)	4,9 (1,1)
	A	55 (3)	4 100 (400)	4,6 (0,6)
	T	57 (6)	4 200 (400)	4,6 (0,6)

L = orientation longitudinale des fibres.

A = orientation alternative des fibres.

T = orientation circonférentielle des fibres.

Cortical et spongieux :

A partir des travaux de Yamada (1970), Steindler (1977), Reilly et Burstein (1975), Martin et Burr (1989), Nigg & Herzog [NIG95] ont résumé les valeurs moyennes de contraintes à la rupture présentées dans le diagramme suivant [Figure 11].

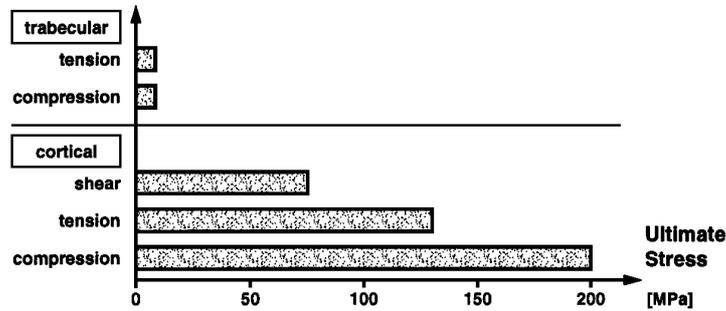


Figure 11 : Ordres de grandeurs de contrainte à la rupture, [NIG95] (p°64).

La Figure 11 montre que l’os cortical est plus résistant que l’os spongieux. Il présente des caractéristiques 50 % supérieurs en compression qu’en traction.

1.2 L’influence de l’âge :

Yamada (1970) et Burstein (1976) ont montré que les caractéristiques mécaniques des tissus osseux décroissaient avec l’âge [Figure 12].

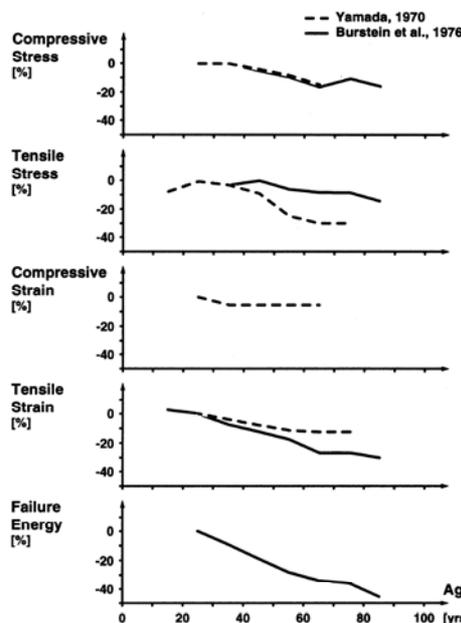


Figure 12 : Effet de l’âge sur les propriétés mécaniques de l’os [NIG95] (p° 75).

Mc Colden (1993) a complété ces données avec 235 nouvelles mesures sur des sujets de 20 à 102 ans [Tableau 10].

Tableau 10 : Evolution des propriétés mécaniques dans le temps selon Mc Colden (1993) [NIG95] (p° 75).

	Diminution par décade
Contrainte à la rupture	5 %
Déformation à la rupture	9 %
Energie absorbée à la rupture	12 %

1.3 Le genre :

De nombreux auteurs, comme Atkinson (1965), Burnstein (1976), ont montré que la masse osseuse décroît de manière égale pour les hommes et pour les femmes. Yamada (1970) a lui montré qu'il en était de même pour l'effort de rupture en compression [Figure 13]. Cependant, Martin (1989) indique que le vieillissement osseux altère moins les propriétés mécaniques chez l'homme que chez la femme.

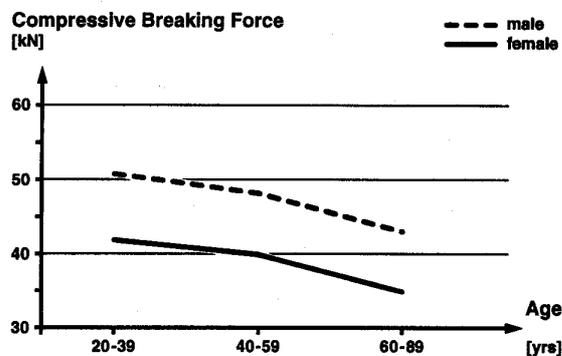


Figure 13 : Evolution, par genre, de l'effort de compression à rupture pour la diaphyse fémorale [NIG95] (p°76).

Cette dernière figure illustre les efforts mécaniques mais ne discute pas d'une éventuelle influence du diamètre ou de la minéralisation.

1.4 Densité osseuse et module d'Young :

Une revue de bibliographie réalisée au LBM par Boris Dorès [DOR02] (document interne), a montré que, pour la corticale de l'os fémoral, le module d'Young (E) augmentait avec la densité apparente (en $\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$), et de manière deux fois moins importante dans la direction transverse (à $1,75 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$, $E_{\text{transverse}} = 5\,500 \text{ MPa}$ et $E_{\text{longitudinal}} = 12\,500 \text{ MPa}$) [Figure 14]. Ensuite, les ordres de grandeur des modules d'Young dans les deux directions sont : $E_{\text{transverse}} = 12 - 14 \text{ GPa}$ et $E_{\text{longitudinal}}$ ou $E_{\text{axial}} = 20 - 22 \text{ GPa}$. Enfin, des essais (en citant Turner en 1999) montrent que les modules d'Young des tissus osseux corticaux et trabéculaires sont du même ordre, 18 GPa .

A partir de ce travail de bibliographie, il semblerait donc que la structure de l'os explique les différents modules d'Young d'homogénéisation (module d'Young obtenu à partir de la RDM en considérant la poutre comme homogène isotrope) trouvés dans la littérature.

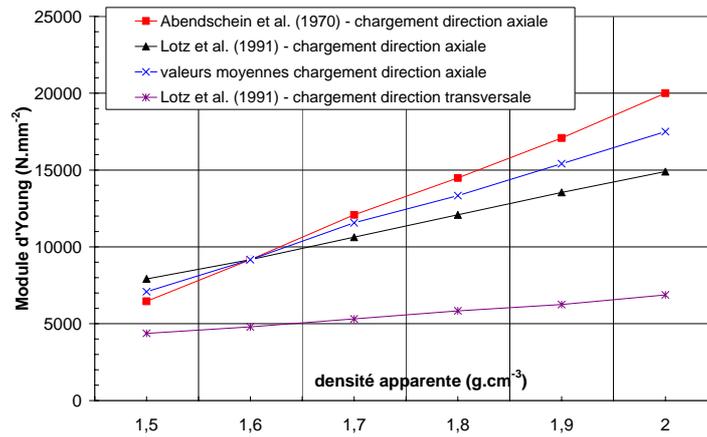


Figure 14 : Evolution du module d'Young en fonction de la densité apparente (à partir de [DOR02]).

En réalisant un essai de flexion trois points sur l'ulna, Jurist & Foltz [JUR77] ont trouvé un coefficient de corrélation supérieur à 0,9 entre le contenu minéral osseux et la raideur (0,919), ainsi qu'avec l'effort maximum (0,947). Ils indiquent également que les os les plus raides présentent une déflexion plus importante à la rupture avec une corrélation de 0,958 entre ces deux paramètres (raideur et déflexion à la rupture). Voici quelques valeurs moyennes qu'ils obtiennent dans leur protocole : $F_{\max} = 1\,506\text{ N}$, déflexion à $F_{\max} = 2,98\text{ mm}$, densité minérale linéique = $84,9\text{ g.m}^{-1}$, densité minérale volumique = 749 g.m^{-3} .

Carter & Hayes [CAR76] montrent que la contrainte maximum en compression est proportionnelle à la densité apparente élevée au carré et à la vitesse de déformation à la puissance 0,06 : $\sigma = 68 \cdot \dot{\epsilon}^{0,06} \cdot \rho^2$. Ils citent Mc Elhaney en 1965 qui indique une contrainte maxi en compression pour l'os compact humain de 221 MPa pour un chargement de $\dot{\epsilon} = 1,0\text{ s}^{-1}$.

2. L'essai de flexion trois points :

Cet essai est facile à mettre en oeuvre et permet d'obtenir la raideur d'un morceau de côte pour des conditions limites données [Figure 15]. Il a été utilisé à des fins médicales pour des études, à partir de sujets human post-mortem (SHPM), sur d'éventuelles altérations des propriétés mécaniques osseuses suite à certaines maladies dont l'ostéoporose [GRA73, STE76]. Mais il est surtout mis en oeuvre dans le domaine du choc permettant de comparer des SHPM ayant subit le même protocole [GOT75, CES81]. Les propriétés mécaniques obtenues servent à la définition des lois de comportement et enrichissent des modèles numériques [YOG98, KAL00].

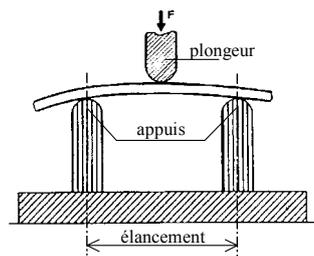


Figure 15 : Schéma flexion trois points [KAL00].

2.1 Les côtes testées :

Seuls Kimpara & Coll. [KIM03] s'intéressent au genre. Les âges moyens des sujets, présentés dans le tableau du paragraphe 4 (p° 61 à 65), sont autour de 60-70ans. Le Tableau 11 récapitule, pour les principaux articles, le niveau des côtes testées et la longueur de l'arc concerné. Concernant Cesari & Coll. [CES81], les informations non indiquées dans l'article ont été complétées à partir de documents sources (Mémoire stage INSA de Jean Bloch, janvier 1982), mis à disposition par MM Rumelhart (INSA Lyon) et Verriest (INRETS Bron).

Tableau 11 : Arcs testés, niveaux et longueurs prélevés.

Auteur	Côtes	Age	Longueur	Conservation
Kimpara 03	6 ^{ème} et 7 ^{ème}	<i>Non Communiqué</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>
Kallieris 00	6 ^{ème} droite et gauche 7 ^{ème} droite et gauche	22 – 71 ans 45 ans (15 – 33 %) qs. 42 ans (16 – 38 %) dyn.	<i>nc</i>	Côtes fraîches ou congelées (décongelées quelques heures avant expérimentation) ; dépériostées.
Yoganandan 98	7 ^{ème} droite et gauche 8 ^{ème} droite et gauche	64 ans (10,5 – 16,5%) 29 – 81 ans	150 mm.	<i>SHPM non embaumés</i>
Césari 81	4 ^{ème} droite et gauche 5 ^{ème} droite et gauche 6 ^{ème} droite et gauche	71 ans (10,4 – 15 %) 54 – 80	<i>Variable par côte. entre 70 et 120</i>	<i>SHPM non embaumés</i>
Kellieris 79	6 ^{ème} droite et gauche 7 ^{ème} droite et gauche	40 ans (16,6 – 41%) 12 à 74 ans	<i>nc</i>	<i>nc</i>
Stein 76	6 ^{ème} droite ou gauche 7 ^{ème} droite et gauche	27 – 83 ans	> 152 mm.	<i>Côtes testées « fraîches ». Cf. Granik 73</i>
Got 75	5 ^{ème} et 6 ^{ème} droite et gauche	60 ans (17 – 28 %) 24 - 94	80 mm.	<i>SHPM non embaumés</i>
Granik 73	6 ^{ème} ou 7 ^{ème} (côté <i>nc</i>)	<i>nc</i>	152 mm.	Prélevées à l'autopsie, conservées en milieu humide à température de 4° et testées dans la semaine.

Les côtes testées s'étendent donc de la 4^{ème} à la 8^{ème}. Granik & Stein [GRA73] ont choisi les 6^{ème} et 7^{ème} côtes car selon eux, elles présentent la courbure la plus faible. La portion testée est prélevée au niveau de l'arc latéral, dans le segment allant de la ligne claviculaire moyenne à la ligne axillaire postérieure [GRA73, KAL79, YOG98, KAL00]. Tous précisent que cette portion est celle qui possède la courbure la plus faible. Toutes les côtes testées ont été sciées. Chez Kallieris & Coll. [KAL00], pour chaque sujet, au moins une côte a été sollicitée en flexion trois points (flex) en quasi-statique (qs), et en dynamique (dyn) à 2 et à 4 m.s⁻¹. Ils testèrent à chaque fois une des quatre côtes dans le protocole (à l'exception d'un sujet dont les deux côtes 7 furent testées). Kallieris & Coll. [KAL79] ont réalisé leurs essais pour caractériser des thorax testés.

Conservation :

Kallieris & coll. [KAL00] ne discutent pas d'une éventuelle influence de leur deux modes de conservation. Ils précisent avoir dépériosté les côtes.

2.2 Conditions limites et chargement :

En Résistance Des Matériaux – RDM –, pour pouvoir être dans le domaine de la théorie des poutres, la plus grande dimension de la section doit être inférieure à $1/10$ de la distance d'élanement (ou entre-axe, défini Figure 15). Ce point est peu discuté. Granik & Stein [GRA73], à partir d'un protocole avec une poutre référence et de côtes moulées en ciment dentaire, montrent que malgré la géométrie de la côte, on peut utiliser la RDM pour une poutre droite homogène. Ce point est repris par Kallieris & Coll. [KAL00]. Essentiellement deux distances d'élanement sont utilisées : 60 mm et 100 mm (Tableau 12). Granik & Stein [GRA73] précisent qu'un élanement de 101 mm (4 inches) s'est révélé optimal. Toutefois, ils ont décrit qu'un élanement plus grand introduisait des problèmes de courbures, alors qu'un plus petit engendrait une rupture par cisaillement de la face supérieure (externe) de corticale. Dans l'ensemble des essais, la position de la côte sur les appuis, concave ou convexe, n'est renseignée que par Kallieris & Coll. [KAL00, KAL79] : convexe. Cependant, les photos et schémas présents sur les documents permettent d'anticiper une convexité orientée vers le plongeur. La côte est simplement posée sur les appuis [GRA73, YOG98]. L'essai se faisant de manière verticale, cette dernière est stabilisée par la gravité. Kallieris & Coll. [KAL00], qui ont réalisé leurs essais dynamiques de manière horizontale, ont maintenu la côte avec des élastiques. Granik & Stein [GRA73], comme la plupart de auteurs, indiquent que le chargement est situé au milieu des appuis. Concernant la géométrie des appuis et des impacteurs, elle n'est pas discutée. C'est à nouveau Granik & Stein [GRA73] qui rapportent qu'ils n'ont pas observé de déformations locales à l'endroit du contact côte-plongeur. Le Tableau 12 rappelle l'ensemble des paramètres évoqués et les complète avec la vitesse de chargement. Par contre, aucun auteur ne

précise si le plongeur commence son mouvement avant contact ou si le contact est établi avant le début de l'essai.

Tableau 12 : Paramètres conditions d'essai et chargement.

Auteur	Arc	Elanc ^t	Géométrie		Vitesse	
	mm	mm	appuis	plongeur	mm.min ⁻¹	m.s ⁻¹
Kimpara 03	<i>nc</i>	76,2	Ø 12,7	Ø 12,7	10,14	0,169.10 ⁻³
Kallieris 00 QS flex	<i>nc</i>	100	Ø 20mm	Ø 20mm (présenté sur le schéma, comme pour les appuis)	2,5 ([WAL76])	41,6.10 ⁻⁶
Kalierris 00 Dyn flex	<i>nc</i>	100	Ø 20mm	Ø 20mm (« identiques aux CL quasi-statique ») Orientation horizontale, côte maintenue par des élastiques (information auteur)	120.10 ³ 240.10 ³	2 (4 700 mJ) 4 (18 800 mJ)
Yoganandan 98	152	100	<i>nc</i>	<i>nc</i>	2,5	41,6.10 ⁻⁶
Césari 81	variable	100	Ø 20mm	<i>embout circulaire dessiné sur une tige de largeur 12 mm. (Ø 12mm ?)</i>	~ 1 (vitesse mini de la presse)	16,6.10 ⁻⁶
Kallieris 79	<i>nc</i>	100	Ø 20mm	Ø 20mm (présenté sur le schéma, comme pour les appuis)	2,5	41,6.10 ⁻⁶
Stein 76	152	101	arrondie	<i>nc (probablement Granik 73)</i>	0,5 2,54 12,7	8,3.10 ⁻⁶ 42,3.10 ⁻⁶ 211.10 ⁻⁶
Got 75 - QS	80	60	Ø 15mm	Ø 15mm	<i>nc</i>	<i>nc</i>
Got 75 – dyn	80	60	Ø 15mm	Ø 15mm	186.10 ³	3,1 (1 177mJ)
Granik 73	152	101	<i>nc</i>	triangle de bois recouvert de caoutchouc	Manuel (d'après [STE76])	<i>nc</i>

C.L. : conditions limites ; Arc : longueur de l'arc prélevé ; Elanc^t : élancement.

Stein & Granik [STE76] ont une préférence pour une vitesse de chargement de 2,54 mm.min⁻¹ car cette vitesse permet un contrôle visuel des déplacements parasites de la côte. En dynamique, Got & Coll. [GOT75] accélèrent une masse de 240 g par une chute libre de 0,5 m pour atteindre une vitesse d'environ 3 m.s⁻¹ à l'impact. Pour Kallieris & Coll. [KAL00], comme les masses sont connues (2,35 kg), les énergies d'impact ont pu être indiquées dans le Tableau 12. Kimpara & Coll. [KIM03] présentent les conditions d'essai de Koh en 2000 dont ils reprennent les essais ; le schéma de l'article montre des essais réalisés en concave ; ce qui diffère des autres articles.

2.3 Mesures des sections et inerties :

Afin de mieux comprendre le comportement mécanique de la côte, il est nécessaire de connaître sa section, la proportion de cortical et la densité des minéraux. En 1971, Roberts & Chen [ROB71] montrent des grandes instabilités des caractéristiques géométriques pour l'ensemble des côtes, le long d'une côte et même pour chaque section [Figure 16] en suivant l'évolution de 10 sections coupées le long des côtes 1 à 8 d'une petite femme (âgée de 77 ans).

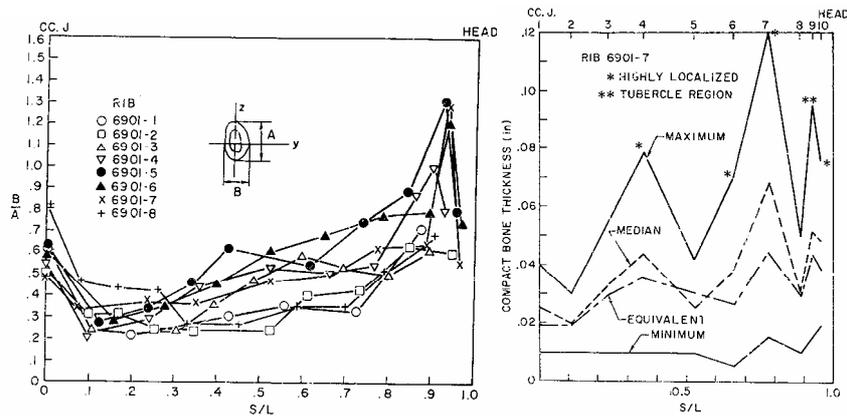


Figure 16 : Rapport épaisseur/hauteur et épaisseur de corticale [ROB71].

Pour obtenir la section de corticale, qui permettra par la suite de calculer l'inertie, la seule technique utilisée dans la bibliographie à notre connaissance est invasive : découpe de sections de côte près de la zone de rupture (lors des essais). Granik & Stein [GRA73] ont photographié les sections (posées à côté d'une règle pour connaître l'échelle) sous éclairage ultraviolet afin d'obtenir le contour de corticale. Ils ont ensuite calculé l'inertie « exacte » de la partie corticale [Figure 17]. En ajoutant la section des travées de l'os spongieux, l'inertie n'augmentait que de 0,25 %, ils considèrent alors que l'inertie de la section de côte est l'inertie de sa section de corticale. En modélisant la section par une ellipse, Granik & Stein [GRA73] ont obtenu une diminution moyenne de 12 % du nouveau module d'Young ; concluant sur la nécessité de calculer l'inertie exacte. Kallieris & Coll. [KAL00] ont travaillé sur une section modélisée : une ellipse. Section également utilisée par Roberts & Chen [ROB70] pour obtenir les caractéristiques géométriques des côtes pour leur modèle en éléments finis. Par ailleurs, en prenant en compte l'évolution de l'inertie le long de la côte, Granik & Stein [GRA73] ont obtenu pour son module d'Young corrigé

$$E' = \frac{\Delta P.L^3}{\Delta \delta.768} \left(\frac{10}{I} + \frac{3}{I_b} + \frac{3}{I_c} \right) - I \text{ inertie au milieu et } I_b \text{ et } I_c \text{ inerties au } \frac{1}{4} \text{ et } \frac{3}{4} \text{ de la portion testée -}$$

une variation de seulement 2 % ; ils concluent qu'une seule inertie suffit (prise au milieu de la portion sollicitée ; sous le plongeur).

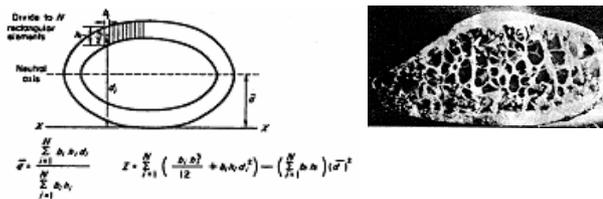


Figure 17 : Sections de côtes photographiées et modélisées par Granik & Coll. [GRA73].

Le Tableau 13 présente les principales valeurs trouvées pour les sections et l'inertie ainsi que les indices paraboliques ; sur la troisième ligne sont données les valeurs extrêmes.

Tableau 13 : Dimensions, surfaces et inertie de sections de côtes :

Auteur	Côte (c)	Section		Surface		PCA	Inertie	Y	K
		Epaisseur	Hauteur	Totale	Corticale				
		mm	mm	mm ²	mm ²				
Kimpara 03 homme (h)	6 et 7	nc	nc	nc	32,6 (6,8 – 21 %)	nc	nc	nc	nc
Kimpara 03 femme (f)	6 et 7	nc	nc	nc	26,3 (6,2 – 24 %)	nc	nc	nc	nc
Kallieris 00 ¹	7	de 7,5 à 6,2	de 13,9 à 12,6	nc	nc	nc	nc	nc	nc
Kallieris 00 ²	7	de 7,75 à 6,08	de 14,80 à 13,84	de 67,6 à 82,3	de 13,9 à 21,9	27,6 – 20,42	de 153 à 72	0,200 – 0,162	0,815 – 0,662
Kallieris 00 ³	6 et/ou 7	nc	nc	nc	nc	nc	134 (52 – 38 %) 66 – 222	nc	nc
Yoganandan 98	7	nc	nc	88 (5 – 6 %)	41 (2 – 5 %)	nc	1 400 (200 – 14 %)	nc	nc
Yoganandan 98	8	nc	nc	71 (4 – 6 %)	33 (1 – 3 %)	nc	1 000 (100 – 10 %)	nc	nc
Césari 81	4 à 6	6,7 (1,6 – 23,8 %) 9,8 – 3,6	12,8 (1,8 – 14 %) 15,7 – 9,1	69,6 (16,3 – 23 %) 92,5 – 36,1	22,4 (6,2 – 27 %) 32,5 – 11,1	32,0 (3,9 – 12,3 %) 39,1 – 24,6	289,3 (124,6 – 43 %) 461,5 – 130,8	0,216 (0,014 – 6,8 %) (0,238 – 0,185)	1,03 (0,083 – 8,1 %) 1,168 – 0,868
Kallieris 79	6	7,1 (1,3 – 18 %) 3,5 – 9,9	12,8 (2,3 – 18 %) 8,6 – 20,3	72,7 (20,5 – 28 %) 27,9 – 118,4	29,3 (9,8 – 33 %) 12,6 – 72,4	41,1 (9,9 – 24 %) 18,0 – 68,2	175,1 (100,8 – 58 %) 19,5 – 507,6	0,232 (0,018 – 8 %) 0,148 – 0,250	1,001 (0,085 – 8 %) 0,667 – 1,181
Kallieris 79	7	7,1 (1,2 – 18 %) 3,8 – 10,4	13,3 (2,1 – 16 %) 8,8 – 19,5	74,4 (19,4 – 26 %) 35,1 – 121,0	30,2 (8,7 – 29 %) 12,3 – 64,7	41,5 (9,6 – 23 %) 17,8 – 65,4	174,8 (95,2 – 54 %) 24,2 – 517,2	0,234 (0,020 – 9 %) 0,146 – 0,250	1,005 (0,089 – 9 %) 0,660 – 1,181
Kallieris 79 homme	6 et 7	7,6 (1,1 – 14 %) 4,3 – 10,4	13,7 (2,0 – 14 %) 8,6 – 19,5	81,6 (16,7 – 20 %) 40,4 – 121,0	32,4 (9,1 – 28 %) 16,6 – 72,4	40,1 (8,8 – 22 %) 17,8 – 63,9	210,4 (94,2 – 45 %) 45,3 – 517,2	0,233 (0,020 – 8 %) 0,146 – 0,250	0,999 (0,088 – 9 %) 0,660 – 1,181
Kallieris 79 femme	6 et 7	6,0 (1,0 – 16 %) 3,5 – 8,0	11,8 (2,1 – 18 %) 8,8 – 20,3	55,8 (14,3 – 25 %) 27,9 – 104,3	23,9 (6,5 – 27 %) 12,3 – 42,0	43,8 (11,1 – 25 %) 20,0 – 68,2	96,8 (47,3 – 49 %) 19,5 – 238,8	0,234 (0,018 – 7 %) 0,160 – 0,250	1,011 (0,083 – 8 %) 0,769 – 1,181
Stein 76	6 et 7	nc	nc	nc	s(60) = 26,2	nc	I(26,2) = 154,5	nc	nc
Got 75	4	5,07 (0,84 – 17 %) 6,47 – 2,86	12,24 (1,87 – 15 %) 15,20 – 7,67	67,7 (15,1 – 23 %) 96,7 – 30,8	21,0 (6,5 – 22 %) 37,4 – 8,8	31,7 (9,7 – 31 %) 64,1 – 16,9	98,4 (53,2 – 54 %) 286 – 13,7	0,21 (0,03 – 14 %) 0,25 – 0,14	0,95 (0,11 – 12 %) 1,12 – 0,70
Granik 73 (ordre de grandeur)	6 et/ou 7	7,36	16,51	nc	nc	nc	nc	nc	nc
Robert 71	*	nc	nc	nc	22,6	nc	83,2	nc	nc
Robert 70	6	nc	nc	nc	33,5	nc	124,9	nc	nc
	8	nc	nc	nc	29,6	nc	91,6	nc	nc
	10	nc	nc	nc	20,6	nc	54,1	nc	nc

1, 2 : mesures (section elliptique) pour un exemple (exp002, femme côte 7 droite), de l'extrémité postérieure vers celle antérieure, tous les 10 mm pour la portion testée (sur 140 mm, centré par rapport à l'impacteur).

1 : mesures à partir d'un pied à coulisse.

2 : mesures avec et à partir du logiciel OPTIMAS.

3 : moyenne calculée à partir de quelques données (7, quasi-statique) de l'étude obtenues.

* : ordres de grandeur de l'article.

Kallieris & Coll. [KAL00] illustrent de fortes variations de la section le long d'une côte. Concernant Kallieris & Coll. [KAL79], les mesures de hauteur et d'épaisseur sont prises pour la section sous l'impacteur. L'épaisseur de corticale « constante » prise pour ces sections elliptiques est de :

- pour la côte 6 : 1,04 mm, (0,28 mm – 27%), 0,5 mm min. et 2,0 mm max. ;
- pour la côte 7 : 1,05 mm, (0,27 mm – 26%), 0,4 mm min. et 1,8 mm max.

De même pour Roberts & Chen [ROB70], l'épaisseur moyenne varie de 1,21 mm pour la côte 6 à 0,98 mm pour la côte 10. Granik & Stein [GRA73] indiquent une épaisseur de corticale sur le tour d'une section pouvant aller de 0,2 à 2,3 mm.

Kallieris & Coll. [KAL00] montrent sur une figure une légère croissance le long de la côte pour la portion testée de la partie postérieure vers la partie antérieure pour les surfaces totales, corticales et spongieuses. Par ailleurs, pour les sections, ils ont très peu de différences entre leur modèle elliptique et leurs mesures (écart inférieur à 10%).

Concernant l'inertie, les valeurs de Yoganandan & coll. [YOG98] semblent aberrantes, en raison de leur ordre de grandeur multiplié par 10. L'ordre de grandeur de l'inertie semble être autour de 100 mm⁴.

Afin de caractériser les sections, différents indicateurs sont créés. Lors de leurs travaux, Walsh & Coll. [WAL77] utilisent :

- Le pourcentage de cortical : $PCA = 100 \times \frac{AireTotale - AireMédulaire}{AireTotale}$;
- L'index parabolique : $PI = (AireTotale - AireMédulaire) \times \frac{AireMédulaire}{AireTotale^2}$;
- Et l'index parabolique corrigé en fonction de l'âge : $K = PI \times \left[4 \times \frac{265 + |\text{âge} - 20|}{265} \right]$.

L'index PI a été développé par Epker & Frost [EPK64] pour indiquer le degré de porosité d'un os ou d'un squelette et ils rapportent que cet index évolue en fonction de l'âge ; K corrige alors l'influence de l'âge. En bonne santé, cet indice parabolique devrait être de l'ordre de 0,24 [EPK64].

Schultz & Coll. [SCH77a] ont pesé l'ensemble côte – cartilage et donnent pour le poids l'intervalle **20 à 50 g**.

L'ensemble des paramètres géométriques diminue des niveaux 6 vers 10 pour Roberts & Chen [ROB70]. Yoganandan & Coll. [YOG98] rapportent comme statistiquement significative cette diminution entre les côte 7 et 8.

Kimpara & Coll. [KIM03] montrent des surfaces de cortical significativement (p=0,02) plus faible pour les femmes par rapport aux hommes. Nous retrouvons cette tendance à partir des données de Kallieris [KAL79] (Tableau 13) et Got & Coll. [GOT75] (Tableau 26). Il en est de même pour l'inertie alors que les indices paraboliques sont équivalents.

Dans ses valeurs, Got & Coll. [GOT75] indiquent des circonférences du thorax de l'ordre de 90 cm pour une épaisseur de 22 cm.

2.4 Le rayon de courbure :

Le rayon de courbure de l'arc latéral de la côte peut être pris comme constant et plan [ROB72]. Deux articles, Granik & Stein [GRA73] et Kallieris & Coll. [KAL00] se sont intéressés à l'influence de cette courbure sur les essais. Granik & Stein [GRA73] ont réalisé des essais de flexion trois points sur douze côtes moulées en ciment dentaire. Ces poutres homogènes ont été comparées à trois poutres droites à section carrée. Il n'y a pas de différence entre ce qui concerne le module d'Young moyen. Ils en concluent que la courbure et la torsion de la côte n'ont pas d'influence sur le module d'Young. Kallieris & Coll. [KAL00], en relevant la hauteur du sommet de la côte (h) [Figure 18] lors de leurs tests statiques et dynamiques, ont relevé un rayon de courbure trop faible pour certaines côtes devant la distance d'élanement. Malgré cela, en s'appuyant sur les travaux de Granik et Stein [GRA73], ils utilisent la théorie des poutres droites. A partir de ces valeurs, une corrélation de 0,49 est obtenue entre la valeur de Δ et la valeur du déplacement à l'effort maximum [Figure 18].

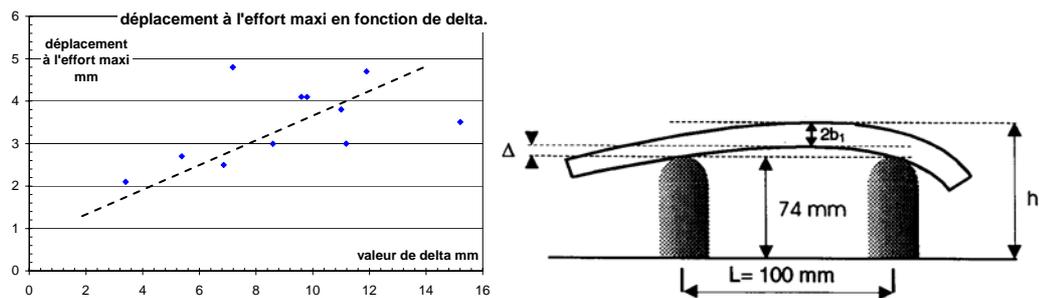


Figure 18 : Déplacement maxi en fonction de la hauteur de corde Δ (d'après [KAL00]).

La hauteur maximum de l'arche du niveau support Δ est de **8,9 mm**. Chez Granik & Stein [GRA73], cette hauteur ne dépasse pas **8,7 mm**. Le Tableau 14 présente les valeurs.

Tableau 14 : Rayon de courbure, en mm, [KAL79] et [KAL00].

Kallieris 00	Kallieris 79, côte 6	Kallieris 79, côte 7
165,6	168,9	170,7
(78,9 – 47%)	(66,7 – 39%)	(71,3 – 41%)
369,0 – 89,8	409 – 64	486 – 50

Pour [KAL79], les valeurs aberrantes ont été supprimées.

2.5 Discussion :

2.5.1. Rôle du spongieux :

Après avoir montré que l'on pouvait négliger l'inertie provenant de l'os spongieux dans la section de côte, Granik & Stein [GRA73] montrent qu'il est mécaniquement négligeable car il a un module d'Young et une contrainte maximum inférieure de deux ordres de grandeur à ceux de l'os cortical.

2.5.2. Minéralisation :

Dans leurs travaux pour déterminer le risque de fractures dans le cas d'ostéoporose (donc à partir d'informations non invasives), Stenström & Coll. [STE00] ont montré que la densité osseuse était un bon indicateur de la résistance de la diaphyse fémorale (par extension, l'os cortical) chez le rat. La densité osseuse est obtenue à partir de DXA (Dual energy X-ray Absorptiometry) et la structure osseuse par micro-tomographie. Toujours sur le fémur du rat (avec ici un essai en flexion trois points), Han & Coll. [HAN98] n'ont pu différencier trois groupes (un groupe contrôle et deux groupes à régime faible en calcium) qu'avec la contrainte maximum (377 MPa pour le groupe contrôle). La densité minérale osseuse, obtenue à partir des coupes scanners, différencie les deux groupes régimes par rapport au groupe contrôle, alors que les ultrasons ne caractérisent que faiblement le régime le plus faible en calcium par rapport au groupe contrôle.

Pour étudier la minéralisation des côtes, Got & Coll. [GOT75] les ont calcinées à 700°C pendant quinze minutes. Les masses de cendres ont ensuite été mesurées. Le Tableau 15 présente les valeurs obtenues. Le coefficient de variation calculé à partir leurs données est deux fois plus petit (15% contre 31%) pour le C/L.s (L : longueur, s : section d'os cortical ; densité de cendre par volume d'os cortical) par rapport au C/L (densité linéique de cendre). Kallieris & Coll. [KAL79] ont d'abord mesuré la masse initiale après avoir séché les côtes dans un four à 180 °C avec une pression de -1 bar pendant 8 heures, puis ont mesuré la masse de cendre après un passage de 8 heures dans un four à 700 °C.

Tableau 15 : Mesures de minéralisation.

	C/M	C/L	C/L.s
	%	g.cm ⁻¹	g.cm ⁻³
Kimpara 03 h	42,2 (9,3 – 22 %)	nc	nc
Kimpara 03 f	45,9 (9,4 – 20 %)		nc
Kallieris 00	51,61 (6,43 – 12 %)	nc	nc
Kallieris 79 côte 6	50,9 (6,4 – 12 %) 66,1 – 38,1	nc	nc
Kallieris 79 côte 7	50,1 (6,1 – 12 %) 65,3 – 38,1	nc	nc
Got 75	26,76 (5,66 – 21 %) 41,3 – 17,20	0,22 (0,07 – 31 %) 0,39 – 0,08	1,08 (0,16 – 15 %) 1,50 – 0,81

Kallieris & Coll. [KAL00] n'ont pas relevé d'influence de l'âge ni de différence homme-femme. Ils notent une grande étendue par tranche d'âge. Ils obtiennent des valeurs supérieures de 100% à celles de Got & Coll. [GOT75]. Avec leur protocole Kallieris & Coll. [KAL00] [KAL79] présentent des résultats très stables. Jurist & Coll. [JUR77] ont montré pour l'ulna, présentant une section relativement régulière, qu'en flexion trois points, l'effort en rupture était corrélé ($r = 0,947$) avec le contenu minéral.

2.5.3. Loi de comportement :

Granik & Stein [GRA73] ont obtenu une relation contrainte - déformation linéaire sur quasiment toute la mesure. Yoganandan & Coll. [YOG98] décrivent la courbe [Figure 19] comme présentant des caractéristiques non linéaires, typiques des structures biologiques. La Figure 19 montre deux courbes issues d'articles de Stein & Granik [STE76] et Yoganandan & Coll. [YOG98].

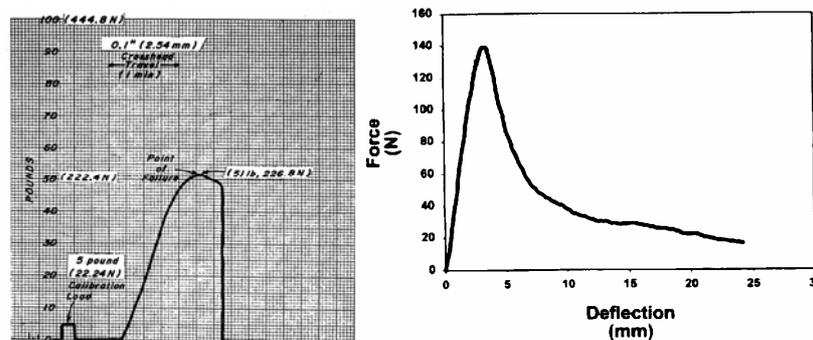


Figure 19 : Courbe effort - déplacement [STE76] et [YOG98].

Après une partie linéaire, nous observons que la courbe atteint un maximum puis redescend.

2.5.4. Résultats mécaniques :

Le Tableau 16 (*qs* : *quasi-statique* ; *dyn* : *dynamique*) présente les caractéristiques mécaniques obtenues à partir de l'essai de flexion trois points. Les distances d'élanement et les niveaux de côte étant différents, il est difficile de comparer les résultats. En considérant en RDM une poutre satisfaisant les conditions de flexion trois points dès 60 mm, les relations entre les efforts et déplacements sont pour les deux élanements : $F_1 \times L_1 = F_2 \times L_2$ (F effort et L élanement) et $f_1 \times L_2^2 = f_2 \times L_1^2$ (f flèche). Soit pour des élanements de 60 et 100 mm : $F_{60} = 1,66 \times F_{100}$ et $f_{60} = 0,36 \times f_{100}$.

Tableau 16 : f pour femme, h pour homme, c pour côte, qs pour quasi-statique, dyn pour dynamique.

Tableau 16 : Caractéristiques mécaniques à partir des essais de flexion trois points.

	Elanc ^t	Effort maxi	Déplacement à Fmax	E	Contrainte maxi	Moment de flexion	Energie	Raideur
	mm	N	mm	MPa	MPa	N.m	mJ	N.mm ⁻¹
Kimpara 03 h - c 6 et 7	72,9	216 (107 – 49 %)	nc	7 210 (5 940 – 82 %)	nc	nc	nc	78,2 (58,7 – 75 %)
Kimpara 03 f - c 6 et 7	72,9	149 (78,7 – 53 %)	nc	7 570 (5 440 – 72 %)	nc	nc	nc	44,3 (27,3 – 61 %)
Kallieris 00 qs - c 6 ou 7	100	184 (110 – 61 %) 45 - 340 (à partir du M de flex)	3,68 (1,20 – 33 %) 1,94 – 6,65	10 110 (4 500 – 45 %) 2 500 – 17 500	110 (59 – 53 %) 42 – 183	4,6 (2,8 – 61 %) 1,13 – 6,49	nc	62 (29 – 47 %) 15 - 104
Kallieris 00 dyn - c 6	100	570 (90 – 16 %) 415 – 690	nc	12 870 (3 420 – 27 %) 7 490 – 18 910	287 (72 – 25 %) 202 – 410	14,23 (2,30 – 16 %) 10,39 – 17,26	nc	nc
Kallieris 00 dyn - c 7	100	460 (110 – 24 %) 284 – 645	nc	9 560 (2 430 – 25 %) 7 110 – 13 270	206 (76 – 37 %) 130 – 326	11,52 (2,75 – 24 %) 7,10 – 16,14	nc	nc
Yogan. 98 c 7	100	153 (9 – 6 %)	3,0 (0,1 – 4 %)	2 318 (364 – 16 %)	nc	nc	nc	nc
Yogan. 98 c 8	100	137 (9 – 7 %)	3,2 (0,1 – 3 %)	1 886 (287 – 15 %)	nc	nc	nc	nc
Sacreste 82	60	nc	nc	6 140 (4 260 – 69 %)	86 (55 – 64 %)	nc	nc	nc
Césari 81	60	210 (134 – 64 %) 12 - 466	3,29 (0,83 – 25 %) 1,95 – 5,75	4 660 (1 710 – 37 %) 2 340 – 7 880	79 (39 – 49 %) 26 – 143	3,16 (2,02 – 64 %) 0,18 – 6,99	nc	153 (115 – 75 %) 7 - 570
Kallieris 79 c 6	100	232 (131 – 56 %) 19 – 883	4,6 (1,9 – 40 %) 1,9 – 12,2	Nc	132 (66 – 50 %) 36 – 482	5,80 (3,27 – 56 %) 0,47 – 22,08	465 (259 – 56 %) 51 – 1 264	nc
Kallieris 79 c 7	100	235 (113 – 48 %) 51 – 638	4,4 (1,6 – 37 %) 1,4 – 11,8	nc	130 (45 – 35 %) 44 – 260	5,88 (2,83 – 48 %) 1,28 – 15,95	489 (308 – 63 %) 77 – 1 767	nc
Kallieris 79 h - c 6 et 7	100	259 (129 – 50 %) 69 – 883	4,1 (1,3 – 31 %) 1,4 – 8,6	nc	125 (59 – 47 %) 36 – 482	6,48 (3,23 – 50 %) 1,73 – 22,08	479 (279 – 58 %) 73 – 1 767	nc
Kallieris 79 f - c 6 et 7	100	176 (77 – 44 %) 19 – 392	5,4 (2,2 – 41 %) 2,2 – 12,2	nc	144 (49 – 34 %) 46 – 272	4,39 (1,93 – 44 %) 0,47 – 9,80	472 (296 – 63 %) 51 – 1 413	nc
Stein 76	101	F(60) = 137	nc	nc	$\sigma(60) = 90$	Nc	nc	nc
Got 75 qs - c 5 ou 6	60	194 (93 – 48 %) 63 - 430	6,0 (2,7 – 45 %) 1,4 – 11,5	7 710 (4 110 – 53 %) 2 676 – 22 604	109 (61 – 56 %) 32 – 355	4,85 (2,33 – 48 %) 1,58 – 10,75	730 (450 – 62 %) 120 – 2 280	147,4 (79,2 – 54 %) 29,6 – 421,4
Got 75 dyn - 5 ou 6	60	118 (59 – 50 %) 42 – 269	4,6 (1,1 – 24 %) 3,0 – 7,8	nc	nc	2,95 (1,46 – 50 %) 1,06 – 6,73	260 (180 – 69 %) 70 – 870	nc
Granik 73 c 6 ou 7	101	nc	< 4	11 506 (2 140 – 19 %)	106 (31 – 29 %) 6 MPa (cas les plus malades)	nc	nc	nc

Pour Kallieris & Coll. [KAL00] en quasi-statique, les valeurs ont été recalculées à partir du tableau du document ; certaines ont été rajoutées à partir de données sources. En dynamique, les valeurs ont été ventilées en 2 et 4 m.s⁻¹ à partir du document.

Les valeurs de module d'Young de Yoganandan & Coll. [YOG98] (calculées à partir du point d'effort maximum) sont équivalentes à celles calculées à partir des données de l'article de Got & Coll. [GOT75] pour le point d'effort maximum. Pour les modules d'Young de Got & Coll.

[GOT75], ils ne seront retenus qu'à titre indicatif car la section a été mesurée sur les côtes niveau 4 alors que les essais mécaniques ont eu lieu sur les côtes niveau 5 et 6.

La côte en général présente des valeurs de module d'Young et de contrainte à la rupture inférieures aux autres os [GRA73]. Les valeurs trouvées pour le module d'Young E et la contrainte maximum σ par Granik & Stein [GRA73] des côtes sont 15 à 50 fois inférieures à ceux des autres os, en citant Yamada (1970).

En dynamique, Kallieris et Coll. [KAL00] ont filtré les efforts avec un CFC600 et les déplacements avec un CFC60. Deux moyennes contradictoires sont présentes dans le document pour les essais de flexion trois points en quasi-statique pour le module d'Young et la contrainte maximum. Celles conservées correspondent à la moyenne des valeurs du tableau.

Pour les essais dynamiques de Got & Coll. [GOT75], qui reprennent la même géométrie que pour son protocole statique, le chargement est appliqué par la chute d'un poussoir (plongeur, impacteur) de 240 g d'une hauteur de 0,5 m, poussoir équipé d'un accéléromètre. Cela représente une vitesse à l'impact de $3,1 \text{ m.s}^{-1}$ et une énergie de $1\ 150 \text{ mJ}$. A l'exception de 6 cas (sur 34), l'effort maximum est en moyenne 100 N plus faible que pour les essais statiques (une côte en statique et une en dynamique sont testées pour chaque sujet).

Kallieris & Coll. [KAL00] ont réalisé des essais en dynamique. Alors que durant les essais quasi-statiques, les côtes sont endommagées mais non cassées ; en dynamique, elles se sont séparées en deux parties. Différents types de fracture ont été observés. Concernant l'âge et le module d'Young, il n'a pas relevé de différences significatives entre les essais dynamiques et quasi-statiques. Par contre, il y a une décroissance significative (à 95 %) avec l'âge, en statique comme en dynamique, pour la contrainte maximum, avec un effet plus élevé pour le chargement dynamique que pour le chargement statique. Pour le moment de flexion maximum, aucune influence de l'âge n'a été montrée, mais une différence significative entre les chargements dynamiques et quasi-statiques. Enfin, toujours avec l'âge, les courbes montrent une tendance globale à décroître.

Dans la population de Césari & Coll. [CES81], un sujet présente des efforts maxima faibles mais avec un déplacement équivalent aux autres sujets (il s'agit d'une petite femme) ; la section est également nettement plus faible.

2.5.5. Influences des paramètres :

Kimpara & Coll. [KIM03] n'ont pas trouvé de corrélation entre les paramètres obtenus à partir des côtes isolées (section de corticale, effort maximum, raideur de flexion, module d'Young et densité minérale osseuse) et les informations sur les sujets (âge, taille et poids, épaisseur et largeur du thorax) pour les hommes comme les femmes ($p > 0,05$ et $r^2 < 0,3$). Par ailleurs aucune information n'est présente sur l'inertie et il n'y a pas de discussion sur les éventuelles interactions entre les paramètres des côtes isolées.

Niveau et latéralité :

Yoganandan & Coll. [YOG98] n’ont pas mis en évidence de différences significatives des paramètres mécaniques entre la 7^{ème} et 8^{ème} côte, ni entre les hémisphères. Par contre, les côtes 7 utilisées ont des sections et inerties significativement supérieures aux côtes 8. (Ce qui est en corrélation avec les descriptions anatomiques de Kamina [KAM97-11].)

Genre :

Sedlin [SED64] a mis en évidence l’influence de l’âge et du sexe sur les caractéristiques et les sections de côte. Kallieris & Coll. [KAL79] n’observent pas de différence homme – femme avec la minéralisation, ni d’effet de l’âge. A partir des valeurs de [KAL79], il ressort une contrainte maximum supérieure de 15 % pour les femmes et avec un écart type nettement plus faible.

Tableau 17 : Contraintes maximums, en MPA, pour Kallieris en 1979 [KAL79]

Côte 6 homme	Côte 6 femme	Côte 7 homme	Côte 7 femme
128	148	122	148
(72 – 56 %)	(48 – 32 %)	(42 – 35%)	(48 – 32 %)
36 – 382	53 – 260	44 – 243	53 – 260

Kimpara et Coll. [KIM03] obtiennent comme significativement supérieurs pour les hommes par rapport aux femmes les paramètres suivants : section de corticale (p=0,002), effort de flexion maximum (p=0,01) et la raideur en flexion (p=0,02).

Age :

Stein & Granik [STE76] donnent des coefficients de corrélation de $r = -0,534$ entre l’effort maximum et l’âge ; $r = -0,327$ entre la contrainte maximum et l’âge et $r = -0,344$ entre la surface et l’âge [Figure 20]. Les coefficients de corrélation présentés par Stein & Granik [STE76] sont cependant faibles pour pouvoir définir une réelle tendance linéaire. Dans sa population, [GOT75] a trouvé comme corrélation avec l’âge, $r = 0,55$ pour la contrainte maximum, $r = -0,55$ pour le ratio s/S (aire d’os compact – corticale+spongieux) par aire totale de la section de côte observée) et $r = -0,67$ pour l’énergie de cisaillement. Ces coefficients sont encore faibles mais globalement supérieurs à ceux de Stein & Granik [STE76].

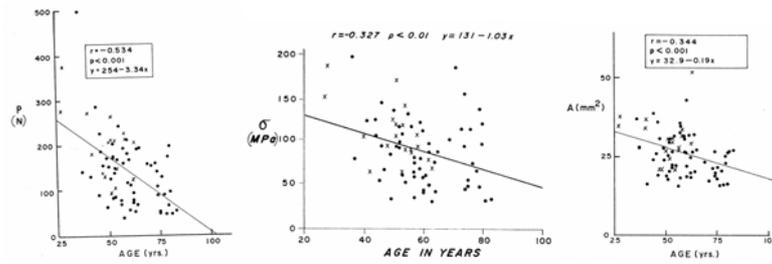


Figure 20 : Influence de l'âge sur l'effort et la contrainte maximum, côtes en flexion trois points [STE76].

Kallieris & Coll. [KAL00] observent une tendance à décroître avec l'âge pour les paramètres *module d'Young* (E), *contrainte maximum* (σ_{\max}) et *moment de flexion maximum* (Mf_{\max}), en statique comme en dynamique (2 et 4 m.s⁻¹). Cette tendance devient même significative (à 95%) pour la contrainte maximum dans les deux cas (statique et dynamique). Pour la flexion en quasi-statique, à partir des données de [KAL00], nous obtenons les tendances (régression linéaire) suivantes (l'âge en années) :

Module d'Young : $E = 19\,047 - 199,28 \times \text{âge}$, $r = 0,42$;

Contraintes max. : $\sigma = 254,58 - 3,21 \times \text{âge}$, $r = 0,65$ (cela donne une corrélation et une pente supérieure aux données de Stein [STE76]).

Par contre, il ne ressort pas d'influence de l'âge de la contrainte maxi des données [KAL79].

Corrélation entre les paramètres :

Got & Coll. [GOT75] donnent une surface s d'os compact (cortical + spongieux) bien corrélée avec le taux de sels minéraux par unité de longueur de côte C/L , $r=0.85$ (C = masse de cendre et L = longueur de la côte calcinée). Le pourcentage de sels calciques dans un volume d'os compact varie peu avec l'âge et le sujet. Les sujets deviennent ostéoporotiques avec l'âge, mais sans ostéomalacie. De même, s/S est corrélée à C/M (M = masse minérale calcinée). Le Tableau 19 donne quelques valeurs de corrélation qu'il a obtenues. Utsumi & coll. [UTS99] vont dans le même sens. Sur des côtes séchées, les mesures par spectrométrie plasmiques n'indiquent pas de dépendance à l'âge pour une décroissance du contenu de calcium et phosphore pour la côte comme la corticale de la côte (on pourra observer les évolutions des concentrations des éléments dans chaque cas). Le Tableau 18 présente les teneurs en mg.g⁻¹.

Tableau 18 : Contenu minérale de la côte et corticale de la côte en mg.g⁻¹.

	calcium	phosphore	magnésium	sulfure	sodium	Zinc
Côte	182,58	98,43	3,11	2,36	0,31	0,19
Corticale de la côte	212,67	94,36	1,89	1,53	0,49	0,14

Le calcium, de loin le plus présent, a un coefficient de variation inférieur à 9% sur la population mesurée (7 femmes et 14 hommes) ; le magnésium est le plus variable (30%).

Tableau 19 : Corrélations avec un paramètre mécanique [GOT75].

1 ^{er} paramètre	2 ^{ème} paramètre	Corrélation
Raideur élastique	C/L	0,64
	S	0,62
	C/L*épaisseur de côte	0,67
Effort maximum en statique	C/L	0,66
	C/L*épaisseur de côte	0,71
Effort maximum dynamique	C/L	0,69
	C/M	0,754
Energie cisaillement	C/L	0,7
	s/S	0,67
	C/L*épaisseur de la côte	0,83
	s/S	0,715
Raideur thorax compression disque x épaisseur thorax	Effort maxi de cisaillement	0,749

Il est intéressant d’observer la corrélation $r = 0,715$ qui existe entre le ratio surface d’os compact/surface totale et la raideur de la cage thoracique (comprimée par un disque) multipliée par son épaisseur ; relation entre une caractéristique géométrique de la section de côte et une caractéristique mécanique du thorax.

Entre la section et l’inertie, Stein & Granik [STE76] ont obtenu une corrélation de $r=0,7306$ [Figure 21].

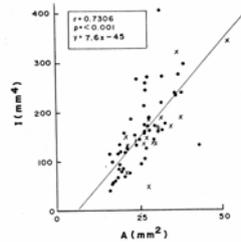


Figure 21 : Corrélation entre la surface totale et l’inertie [STE76]

La vitesse :

Dans son mémoire de DEA, Pithioux [PIT00] cite différents auteurs ayant montré l’influence de la vitesse de déformation sur les propriétés mécaniques relevées. Stein & Granik [STE76], après la correction apportée à la moyenne individuelle, ont montré que la résistance à la rupture augmentait de manière significative avec la vitesse de chargement. Le logarithme népérien en base 10 de la vitesse de flexion est très bien corrélée avec la moyenne des contraintes à la rupture ($r=0,9991$), avec une droite d’équation : $\sigma = 88,3 + 11,3 \times \log_{10}(V)$ [Figure 22]. V est la vitesse de déplacement du plongeur en $\text{mm} \cdot \text{min}^{-1}$.

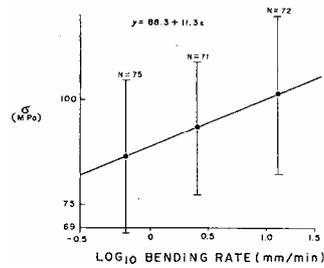


Figure 22 : Influence de la vitesse sur la contrainte maximum.

A partir des données de Kallieris & Coll. [KAL00], nous observons que la contrainte maximum (en plus de sa dépendance avec l'âge) montre une tendance à être dépendante de la vitesse [Figure 23] (comme l'ont observé Stein & Granik [STE76]). Les pentes entre les trois régressions linéaires sont relativement proches (+13% de quasi-statique à 2 m.s⁻¹ et +1% de 2 à 4 m.s⁻¹) et possèdent le même coefficient de corrélation.

Contraintes maxis (quasi-statique) : $\sigma = 254,58 - 3,21 \times \text{âge}$, $r = 0,65$

Contraintes maxis (2 m.s⁻¹) : $\sigma = 439,19 - 3,63 \times \text{âge}$, $r = 0,65$

Contraintes maxis (4 m.s⁻¹) : $\sigma = 359,90 - 3,67 \times \text{âge}$, $r = 0,65$

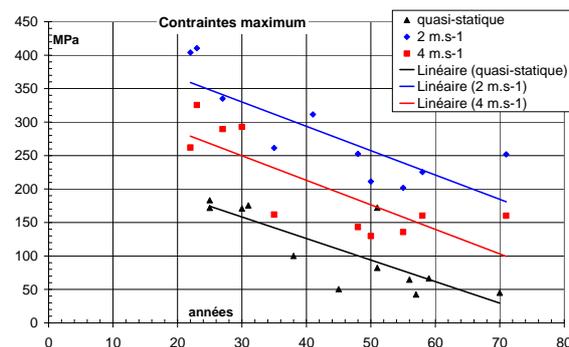


Figure 23 : Contraintes maximum en fonction de la vitesse et de l'âge, à partir de [KAL00].

Kallieris & Coll. [KAL00] donnent un moment de flexion maximum ($M_{f_{max}}$) statistiquement différent entre le chargement quasi-statique et le chargement dynamique (2 et 4 m.s⁻¹ confondus). A partir de leurs mesures, nous obtenons une diminution des paramètres module d'Young, contrainte maximum et moment de flexion maximum en passant de 2 à 4 m.s⁻¹, comme le montre le Tableau 20, respectivement de 26 %, 28 % et 19 %.

Tableau 20 : Différences entre 2 et 4 m.s⁻¹.

Module d'Young		Contrainte maxi		Moment de flexion maxi	
MPa		MPa		N.m	
2 m.s ⁻¹	4 m.s ⁻¹	2 m.s ⁻¹	4 m.s ⁻¹	2 m.s ⁻¹	4 m.s ⁻¹
12 870	9 560	287	206	14,23	11,52
(3 421 – 27 %)	(2 431 – 25 %)	(71 – 25 %)	(76 – 37 %)	(2,30 – 16%)	(2,75 – 24%)
7 490 – 18 910	7 110 – 13 270	202 – 410	130 – 326	10,39 – 17,26	7,10 – 16,14
	- 26%		- 28%		- 19%

Kallieris & Coll. [KAL00] mesurent des paramètres plus élevés en dynamique qu'en statique mais ces derniers décroissent avec l'augmentation de la vitesse (du moins sont plus faible à 4 m.s⁻¹ qu'à 2 m.s⁻¹).

Pour le module d'Young en flexion trois points, Kallieris & Coll. [KAL00] n'ont ni observé d'influence de l'âge (ce qui va dans le sens des observations de Got & Coll. [GOT75] – ostéoporose mais pas ostéomalacie), ni de la vitesse.

2.5.6. Mode de rupture :

Kallieris & Coll. [KAL00] décrivent six types de fractures lors des essais de flexion trois points en dynamique : dislocation, dislocation partiellement avec torsion, fracture oblique, fracture transverse, fracture papillon et fracture comminutive. Granik & Stein [GRA73] indiquent que les côtes ont cassé à la manière d'un bois vert. Walsh & Coll. [WAL77] montrent, lors d'essai de flexion trois points, une fracture qui a lieu sous l'impacteur par arrachement de la corticale interne.

2.5.7. Comparaison avec la clavicule :

Par rapport aux données de Kallieris & Coll. [KAL00] qui ont testé les côtes et les clavicules avec les mêmes conditions limites, les ordres de grandeur du déplacement à l'effort maxi sont les mêmes (4 à 6 mm) ; les moments de flexion maxi (et l'effort maximum : 2 000 N à 4 m.s⁻¹) sont multipliés par 5. Les raideurs semblent également multipliées par 5 ; par contre, elles diminuent avec la vitesse dès le quasi-statique. Les mêmes influences de la vitesse sont observées entre quasi-statique et dynamique puis entre 4 et 6 m.s⁻¹ en dynamique pour le module d'Young, la contrainte maximum et le moment de flexion maximum. Globalement, la clavicule ne montre pas d'influence par rapport à l'âge.

Cette équivalence entre les deux os pour le déplacement à l'effort maxi montre l'intérêt d'étudier en même temps le matériau et sa structure.

3. Les autres essais côtes :

3.1 Compression :

Pour les essais de compression, trois protocoles ont été trouvés [KAL00, RUM87, TAO87], (les deux derniers sont de la même équipe). Le Tableau 21 présente les principaux paramètres. Rumelhart & Coll. [RUM87] motivent la validation de leur méthode par un coefficient de corrélation obtenu proche de 1 entre le module d'Young et la déformation mesurée par des jauges de déformation. Kallieris & Coll. [KAL00] ont dans un premier temps utilisé des morceaux de 10 mm puis, en raison des résultats qui leur semblaient aberrants concernant le module d'Young, sont passés à 30 mm. Ils ont alors remarqué que le module d'Young mesuré augmentait de manière linéaire pour une hauteur de specimen allant de 5 à 30 mm sans pour autant avoir d'influence sur la contrainte maximum. Leurs mesures efforts et déplacements en dynamique (4 m.s^{-1}) ont été filtrées avec un CFC600. Le morceau de côte est fixé horizontalement avec de la plasticine. Les surfaces des sections ont été mesurées de part et d'autre avec le logiciel OPTIMAS[®] en traquant le contour (pas d'approximation elliptique ici). Les mêmes soins que pour la flexion sont apportés aux côtes.

Tableau 21 : Résultats en compression.

	vitesse	Module d'Young	Contrainte maxi	Fmax	déformation	h
		MPa	MPa	N	$\mu\text{déf}$	mm
Kallieris00	2,5 mm.min ⁻¹	1 600 (estimé à partir du graphique)	nc	nc	nc	10
		3 300 (2 000 – 60%)	120,5 (31,3 – 26%)	nc	nc	30
	4 m.s ⁻¹ (2,35kg – 18 800mJ)	2 700 (1 200 – 44%)	105,3 (45,8 – 43%)	nc	nc	30
		3 120 (1 790 – 57%) 500 – 9 000	115,52 (37,10 – 32%) 50 – 210	nc	nc	30
Rumelhart87	0,625.10 ⁻³ s ⁻¹ 0,9 mm.min ⁻¹	29 300 (10 400 – 35 %) 9 300 – 50 600	107 (43 – 40 %) 27 – 197	nc	nc	25
Tao87	0,625.10 ⁻³ s ⁻¹ 0,9 mm.min ⁻¹	14 860 (3 100 – 21 %) 10 220 – 20 570	109,1 (14,2 – 13 %) 87,5 – 137,7	1 870 (495 – 26 %) 1 176 – 3 186	-9 800 (-2 620 – 27 %) -5 614 – -16 300	15 à 27
Cotte74	nc	4 170	(Re) 57	nc	13 100	25

Cotte & Leung [COT74] ont observé une déformation moyenne par côte décroissante des niveaux 1 à 12 (valeur asymptotique 11 500 $\mu\text{déf}$) et une résistance élastique moyenne croissante, comme le module d'Young. Tao & Coll. [TAO87] obtiennent les évolutions montrées en Figure 24, le long de la côte de l'articulation costo-chondrale vers la vertèbre, pour les module d'Young et coefficient de Poisson. Pour Kallieris & Coll. [KAL00], les côtes ne sont pas précisées.

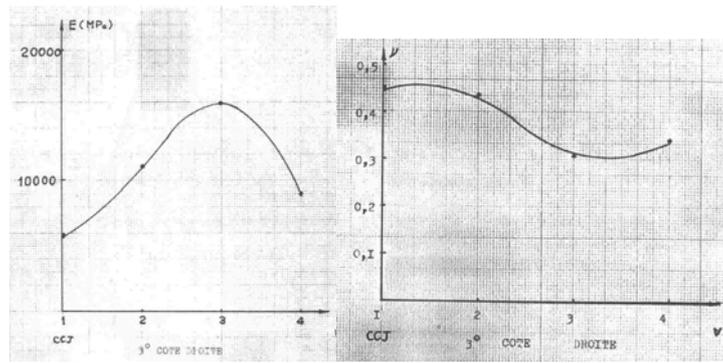


Figure 24 : Tendence de l'évolution de E et ν le long de la côte [TAO87].

En utilisant une masse de 2,35 kg à 4 m.s⁻¹, Kallieris & Coll. [KAL00] ont sollicité le morceau de côte avec une énergie de 18 800 mJ (idem à la flexion). Ils présentent les comparaisons et influences, développées ci-dessous.

Comparaison avec les essais en flexion :

En statique, il n'y a pas de différence entre les contraintes maxima moyennes, bien que celles en flexion soient dépendantes de l'âge alors que cela n'est pas le cas en compression. Pour ce qui est de la dynamique [Figure 25], la contrainte maximum est significativement plus importante en flexion (2 et 4 m.s⁻¹ confondus) qu'en compression, et comme en statique, elle est dépendante de l'âge en flexion mais pas en compression.

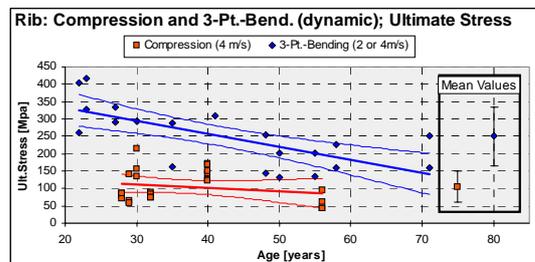


Figure 25 : Contrainte maximum en dynamique, flexion compression [KAL00].

Dans leur discussion, ils rapportent que TNO a déduit de la littérature que les différences entre les modules d'Young de l'os cortical en traction et en compression ne sont pas suffisantes pour expliquer les différences de modules entre les deux protocoles qu'ils présentent en flexion trois points et en compression.

Influence de la vitesse en compression :

Il n'est pas observé de différence significative entre l'essai quasi-statique et dynamique pour le module d'Young mais celui-ci a tendance à être plus faible en dynamique.

Influence de l'âge :

En flexion, la contrainte maximum est dépendante de l'âge (décroît significativement) en statique et en dynamique ; tous les autres paramètres montrent une tendance à décroître.

En compression, il n'y a pas de dépendance, ni même de tendance. Cependant, les graphiques montrent de nombreuses mesures, mais pour quelques valeurs d'âge. S'il s'agit de même sujet comme nous l'imaginons, il n'est alors pas possible de conclure en regard des observations (le long d'une côte) de Tao & Coll. [TAO87].

Cette dépendance de l'âge en flexion est cohérente avec l'accidentologie.

3.2 Cisaillement :

Got & Coll. [GOT75] dans leur protocole sur les essais thorax et côtes, ont sollicité les côtes en cisaillement, avec un couteau parallélépipédique dont les plans de coupe sont distants de 10 mm. L'effort de cisaillement moyen est de $2.Fc = 816 \text{ N}$ (**maximum : 2 840 N**) et l'énergie de cisaillement moyenne est de $2.Wc = 2,56 \text{ J}$ (**maximum : 7,44 J**).

3.3 Côte entière :

Schultz & Coll. [SCH77a] ont sollicité des côtes entières, isolées et dépériostées, avec leur cartilage. La tête de la côte est encastrée et la charge, par adjonction de poids de 2,45 N, est appliquée à l'extrémité antérieure de la côte. Celle-ci est sollicitée dans trois directions définies par rapport à son plan horizontal.

Pour chaque direction de sollicitation, la côte se déplace dans les trois directions. Pour les directions inférieure et supérieure (équivalent à la direction verticale dans le repère anatomique), avec un chargement de 7,35 N ("0,75 kp"), les déplacements sont de l'ordre de 30 mm pour les côtes 2, 4 et 6 et 60 mm pour les côtes 8, 9 et 10. La raideur de l'ensemble côte-cartilage augmente avec le chargement, phénomène plus important pour les côtes 8, 9 et 10. En fait, il y a plus de souplesse pour l'ensemble côte-cartilage des côtes basses, surtout en début de chargement.

Ce protocole a été prolongé [SCH77b] au sternum et aux articulations costo-vertébrales et costo-transverses (CV-CT). Pour CV-CT, la plus grande mobilité (de l'ordre de 20 mm) est obtenue pour un chargement dans la direction verticale pour la côte 2, vient ensuite la côte 12 ; un sujet présente une mobilité nettement supérieure aux autres. Cependant, les deux articles reconnaissent un besoin de progrès dans les conditions limites et la mesure.

3.4 Arc costal :

Rumelhart & Coll. [RHU88], avec le mémoire de DEA de Tao & Coll. [TAO87] ont réalisé des essais sur arc costal complet. Leurs conditions limites sont illustrées dans la Figure 26.

L'ensemble est posé sur un plan horizontal. Pour l'un des arcs testés, la cinématique est observée grâce à la superposition d'une grille. La vitesse de chargement est de 5 mm.s^{-1} (300 mm.min^{-1}).

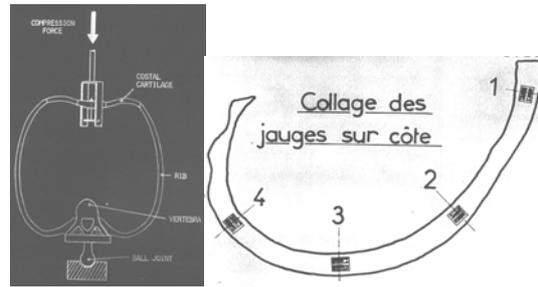


Figure 26 : Essai sur arc costal et position des jauges d'après [TAO87]

Les principales valeurs obtenues sont présentées au Tableau 22.

Tableau 22 : Valeurs de Rumelhart & coll [RUM88].

	Arc(2) sujet1	Arc(4) sujet1	Arc(6) sujet1	Arc(2) sujet2
Fmax	65	35	56	56 (calculé)
fmax (mm)	20(arc2)	45(arc4)	43(arc6)	76
Raideur (N.mm ⁻¹)	3,25	0,91	1,40	1,78
Localisation de la rupture	Jonction costo-chondral (gauche)	Milieu (droite)	Jonction costo-chondral (gauche)	Milieu droite et gauche

Les déformations mesurées avec 2, 3 voire 4 jauges en 4 sections le long de la côte sont systématiquement plus importantes dans la partie antérieure de l'arc milieu (proche de l'angle antérieur). Elles montent jusqu'à **6 100 µdéf** (traction sur la corticale externe). La déformation de la corticale interne (compression) est relativement symétrique (sensiblement inférieur). Le moment de flexion moyen pour l'ensemble des essais est de l'ordre de **Mf : 3 N.m**.

Avec un ordre de grandeur de 50 N pour l'effort maximum, cela fait 500 N pour les 10 arcs costaux (en considérant les fausses côtes comme arc sternal et en négligeant l'évolution de la raideur entre les arcs), soit de capacité de 500 N pour le sternum. Par rapport aux 400 daN du limiteur d'effort en accidentologie (avec l'hypothèse que l'effort résultant sur le thorax de la pression de la ceinture soit du même ordre), cela représente seulement 1/10. La rigidification apportée par les muscles intercostaux et autres semble, par rapport à l'ensemble des hypothèses émises, importante quant à la raideur globale de la paroi thoracique. Il en va de même pour la raideur si nous comparons celle du Tableau 22 aux 130 N.mm⁻¹ de Césari & Bouquet [CES94], 476 N.mm⁻¹ de Kimpana & Coll [KIM03] pour les sujets masculins (267 N.mm⁻¹ pour les femmes)

soumis à un impact en frontale. Les valeurs deviennent respectivement pour les hommes et femmes 186 et 144 N.mm^{-1} en choc latéral (la différence est moins importante qu'en frontal) [Kim03].

Pour un thorax éviscéré de 47 ans, Ecker & Coll. [ECK00], en appuyant sur le milieu du sternum, trouvent une raideur de $5,7 \text{ N.mm}^{-1}$. Par rapport à ces deux articles, il n'y a pas d'addition en parallèle des raideurs la déformation du sternum pourrait influencer sur la répartition des charges sur les côtes). En retirant les intercostaux, la raideur chute de 25%. Pour une déflexion de 40 mm, l'effort est de 200 N avec les intercostaux et 150 N sans, et une déflexion allant jusqu'à 60 mm sans intercostaux sans que la courbe montre de signe de lésion. La présence de la pression intrathoracique, des muscles éleveurs des côtes, des pectoraux et trapèzes (voire même les abdominaux) semble être grandement significative dans la raideur thoracique et de manière plus importante en frontal.

3.5 Essai charpy :

Lewillie [LEW83] a chargé une portion de côte, prélevée des niveaux 4 à 7, arc latéraux droits et gauches (ce qui est équivalent à la flexion) de 40 mm avec un pendule [Figure 27]. Il ne trouve pas de corrélation entre la densité (ou porosité) et l'énergie de rupture de la côte. Par contre, il montre une corrélation pour chaque SHPM entre l'énergie de rupture et l'épaisseur équivalente d'aluminium en radiologie ; corrélation pour laquelle Lewillie [LEW83] souhaiterait plus de données pour affiner la valeur. L'énergie de rupture est ici la différence d'énergie potentielle maximum du pendule avant et après l'impact. D'après la courbe présentée par Lewillie [LEW83], **l'énergie** pour casser une côte est comprise **entre 981 et 2 943 mJ** avec une moyenne à **J = 1 962 mJ**. Ce qui est cohérent avec les 260 mJ en dynamique et 730 mJ en statique mesuré par Got & Coll. [GOT75] pour atteindre l'effort maximum en flexion trois points.

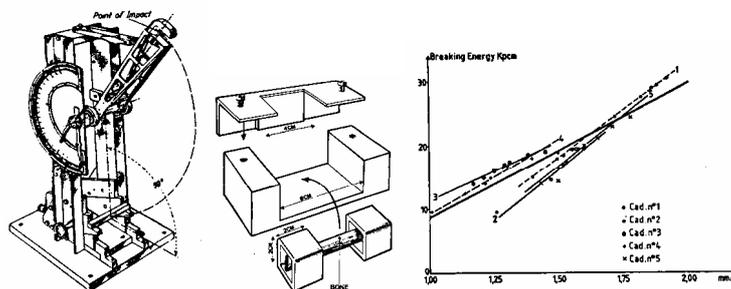


Figure 27 : Pendule utilisé par [LEW83] et un résultat.

3.6 Cartilage costal :

Concernant le cartilage, Kallieris & Coll. [KAL00] montrent dans le Tableau 23 que le module d'Young et la contrainte maximum sont respectivement plus élevés en dynamique de 36 % et 117 %.

Tableau 23 : Caractéristiques mécaniques du cartilage costal, [KAL00].

	Module d'élasticité – Mpa	Contrainte maxi – Mpa
Statique	57,6 (14,6 – 25%)	6,8 (1,9 – 28%)
dynamique	78,4 (24,9 – 31%)	14,8 (3,9 – 26%)

Roberts & Chen [ROB70], dans leur modèle numérique, utilisent 276 MPa pour le module d'Young, 127 MPa pour le module de cisaillement et 3,1 MPa pour la contrainte maxi, pour leur cartilage costal.

3.7 Ensemble sterno-costal :

Sur le même montage qu'en flexion trois points [Figure 28], Kallieris & Coll. [KAL00] ont testé l'ensemble sterno-costal. Ils obtiennent dans trois cas des déflexions élevées pour des raideurs et moment de flexion faible. Ce qui met en avant la souplesse du cartilage et des articulations. Les vitesses sont 2,5 mm.min⁻¹ en quasi-statique et environ 1 m.s⁻¹ en dynamique (masse de 2,35kg, soit 1,175J). Les mesures sont montrées dans Tableau 24 et Tableau 25.

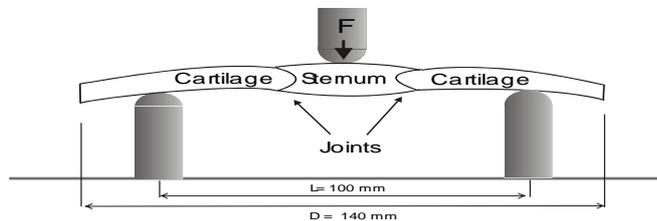


Figure 28 : Essai en flexion trois points de l'ensemble sterno-costal [KAL00].

Tableau 24 : Flexion trois points de la clavicule en statique [KAL00].

Exp.	Age années	Raideur N.mm ⁻¹	Moment de flexion max. N.m	Déflexion max. mm
90	63	18,0	1,72	4,08
91	63	3,0	1,32	10,94
92	nc	nc	0,84	14,4
189	27	4,6	1,02	9,8
190	27	5,6	1,29	9,3

Tableau 25 : Flexion trois points de la clavicule en dynamique [KAL00].

Exp.	Age années	Raideur N.mm ⁻¹	Moment de flexion max. N.m	Déflexion max. mm	Position de la rupture
255	54	8,9	1,82	6,6	joint
256	54	4,4	1,06	10,0	joint
257	24	5,2	1,92	13,7	cartilage
258	24	3,1	1,71	21,2	joint

4. Tableau regroupant les essais côtes :

Le Tableau 26 regroupe des publications sur les essais côtes. Le tableau est scindé sur quatre pages. Il comporte les moyennes, écarts types, coefficients de variation (entre parenthèse) et extréma. Certaines valeurs ne sont pas directement dans les articles ; elles ont été recalculées ou obtenues à partir de documents sources. Pour quelques articles, les résultats ont été présentés en plusieurs catégories. Les pourcentages en fin de cellule, lorsque présents, indiquent l'évolution avec la ligne précédente.

Tableau 26 : Tableau des essais côtes.

Auteurs	Type d'essai	Nombre de cadavres	Age ans	Côtes prélevées	Nombre de spécimens	Zone prélevée	Longueur prélevement	Eclatement mm	Conditions limites	Vitesse de déplacement	Surface de corticale mm ²	Surface médullaire mm ²	Surface totale mm ²	Ratio cortical / surface totale	Indice parabolique Y	Indice parabolique K	Section soumise à la flexion épaisseur	Section soumise à la flexion hauteur
Kimpara 03	Flexion 3 pts	70 hommes 26 femmes	nc	6 ^{ème} et 7 ^{ème}	53 hommes 20 femmes	Entre la ligne axillaire postérieure et la ligne claviculaire médiane	nc	76,2	Concave. Ø 12,7 mm	0,169 mm.s ⁻¹ 10,14 m.min ⁻¹	H (49) : 32,6 ± 6,8 (21%) F (16) : 26,3 ± 6,2 (24%) p = 0,002	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc
Kallieris 00 (Hamm's)	Flexion 3 pts Slat	11 (dont 2 femmes)	45 ± 15 25 - 70	6 ^{ème} et 7 ^{ème} droite et gauche	12 côtes	Entre la ligne axillaire postérieure et la ligne claviculaire médiane	nc	100	Convexe Ø 20 mm	2,5 mm.min ⁻¹	1 côte : de 13,9 à 21,9 20,0 au milieu	1 côte : de 50,1 à 61,4 55,3 au milieu	1 côte : de 67,6 à 82,3 75,3 au milieu	1 côte : 26% au milieu	1 côte : étendue de 0,162 à 0,200	1 côte : étendue de 0,662 à 0,815	1 côte : de 6,08 à 7,75 6,74 au milieu	1 côte : de 13,28 à 14,80 13,59 au milieu
	Flexion 3 pts Dyn	11 (hommes)	42 ± 16 22 - 71	6 ^{ème} et 7 ^{ème} droite et gauche	11 côtes 10 côtes	Entre la ligne axillaire postérieure et la ligne claviculaire médiane	nc	100	M = 2,35 kg M = 2,35 kg	2 m.s ⁻¹ (6 ^{ème} côte) 4 700 mJ 4 m.s ⁻¹ (7 ^{ème} côte) 18 800 mJ	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc
Yoganandan 98	Flexion 3 pts (centre)	19 hommes 11 femmes (côtes prélevées à l'autopsie ; pas de trauma osseux ou maladies)	63,6 ± 10,5 29 - 81	7 ^{ème} et 8 ^{ème} droite et gauche	120 côtes	Entre la ligne axillaire postérieure et la ligne claviculaire médiane	~ 150	100	Simplyment posé sur les appuis Pas de contraintes en rotation aux extrémités de la côte.	2,5 mm.min ⁻¹	41 ± 2 (6%) 8 ^{ème} : 33 ± 1 (6%)	44 ± 3 (7%) 8 ^{ème} : 35 ± 3 (9%)	88 ± 5 (6%) 8 ^{ème} : 71 ± 4 (6%)	44 - 49	nc	nc	nc	nc
		5 hommes 1 femmes 1 femmes (extraits des 8 cadavres pour les essais thorax)	Article : 71,3 ± 8,9 54 - 80 Essais côte : 70,8 ± 10,4 54 - 80	4 ^{ème} et 6 ^{ème} droite et gauche	6 côtes maxi par sujet	Zone la plus rectiligne de l'arc moyen (J. Bloch)	De 65 à 120 (deux prélèvements à 50 et 55 n'ont pas été testés)	60	De 65 à 120 (deux prélèvements à 50 et 55 n'ont pas été testés)	Viessse minimum de la machine estimée à 1mm.min ⁻¹	M : 20,7 N : 28,6 P : 19 R : 27 S : 22 T : 13,2	M : 64,4 N : 85,6 P : 70 R : 78,9 S : 64,8 T : 42	M : 94,4 N : 113,3 P : 127 R : 140 S : 110 T : 105	M : 332 N : 422 P : 393 R : 422 S : 223 T : 215	M : 1,03 N : 1 P : 0,93 R : 1,10 S : 1,10 T : 1,05	nc	nc	nc
Cesari 81	Flexion 3 pts centre (protocole tolérance thoracique)	5 sujets détaillés dans J. Bloch 4 hommes 1 femme	71,4 ± 11,5 54 - 80	idem	28 côtes	idem	idem	idem	D'après une figure : Convexe ; extrémités libres. J. Bloch ; Ø 12 pour les appuis. Ø 20 pour l'impacteur.	idem	22,4 ± 6,2 (28%) 11,1 - 32,5	47,3 ± 11,2 (23%) 24,2 - 65,3	69,6 ± 16,3 (23%) 36,1 - 92,5	32,0 ± 3,9 (8,1%) 0,186 - 0,238	0,216 ± 0,014 (6,8%) 0,868 - 1,168	1,031 ± 0,083 (8,1%) 0,868 - 1,168	6,7 ± 1,6 (24%) 3,6 - 9,8	12,9 ± 1,8 (14%) 9,1 - 15,7
		4 hommes	69,5 54 - 80	idem	23 côtes	idem	idem	idem	idem	24,4 ± 4,7 (19%) 17,3 - 32,5	51,2 ± 7,6 (15%) 38,3 - 65,3	75,7 ± 10,5 (14%) 55,6 - 92,5	32,2 ± 4,0 (12,4%) 0,186 - 0,238	0,217 ± 0,015 (6,9%) 0,87 - 1,17	1,03 ± 0,09 (8,4%) 0,87 - 1,17	7,23 ± 1,18 (16%) 5,6 - 9,8	13,08 ± 1,80 (13,8%) 9,15 - 15,70	
		1 femme	79	idem	5 côtes	idem	idem	idem	idem	13,0 ± 1,7 (13%) 11,1 - 15,9	29,0 ± 4,6 (16%) 24,2 - 34,4	42,0 ± 5,2 (12,7%) 26,1 - 46,9	31,2 ± 4,0 (12,7%) 0,195 - 0,230	1,04 ± 0,07 (6,9%) 0,96 - 1,13	4,27 ± 0,74 (17%) 2,6 - 5,4	11,86 ± 1,51 (12,7%) 10,00 - 14,00	11,86 ± 1,51 (12,7%) 10,00 - 14,00	
		nc	nc	6 ^{ème} et 7 ^{ème} côte côté droit	248 côtes (2 par sujet)	Entre la ligne axillaire postérieure et la ligne claviculaire médiane	nc	100 mm	Convexe. Ø 20 mm	2,5 mm.min ⁻¹	29,7 ± 9,3 (31%) 12,3 - 72,4	43,8 ± 15,4 (35%) 11,8 - 94,4	73,6 ± 19,9 (27%) 27,9 - 121,0	41,3 ± 9,7 (24%) 17,8 - 68,2	0,233 ± 0,019 (8%) 0,146 - 0,250	1,003 ± 0,087 (8%) 0,660 - 1,181	7,1 ± 1,3 (17%) 3,5 - 10,4	13,1 ± 2,2 (18%) 8,6 - 20,3
Kallieris 79	idem	nc	nc	Côte 6	idem	idem	nc	idem	idem	29,3 ± 9,8 (33%) 12,6 - 72,4	43,4 ± 15,2 (35%) 11,8 - 93,8	72,7 ± 20,5 (28%) 27,9 - 118,4	41,1 ± 9,9 (24%) 18,0 - 68,2	0,232 ± 0,018 (8%) 0,148 - 0,250	1,001 ± 0,085 (8%) 0,667 - 1,181	7,1 ± 1,3 (18%) 3,5 - 9,9	12,8 ± 2,3 (18%) 8,6 - 20,3	
		nc	nc	Côte 7	idem	idem	nc	idem	idem	30,2 ± 8,7 (29%) 12,3 - 64,7	44,2 ± 15,8 (36%) 13,8 - 94,4	74,4 ± 19,4 (26%) 35,1 - 121,0	41,5 ± 9,6 (23%) 17,8 - 65,4	0,234 ± 0,020 (9%) 0,146 - 0,250	1,005 ± 0,089 (9%) 0,660 - 1,181	7,1 ± 1,2 (18%) 3,8 - 10,4	13,3 ± 2,1 (16%) 8,8 - 19,5	
		86 hommes	nc	6 ^{ème} et 7 ^{ème} côte côté droit	172	idem	nc	idem	idem	idem	+3,1% 32,4 ± 9,1 (28%) 16,6 - 72,4	+1,9% 49,2 ± 13,7 (28%) 14,6 - 94,4	+2,4% 81,6 ± 16,7 (20%) 40,4 - 121,0	-0,9% 40,1 ± 8,8 (22%) 17,8 - 63,9	-0,5% 0,233 ± 0,020 (8%) 0,146 - 0,250	+0,4% 0,999 ± 0,088 (8%) 0,660 - 1,181	-1,0% 7,6 ± 1,1 (14%) 4,3 - 10,4	+3,8% 13,7 ± 2,0 (14%) 8,6 - 19,5
		38 femmes	nc	6 ^{ème} et 7 ^{ème} côte côté droit	76	idem	nc	idem	idem	idem	23,9 ± 6,5 (27%) 12,3 - 42,0	32,0 ± 12,2 (38%) 11,8 - 78,4	55,8 ± 14,3 (25%) 27,9 - 104,3	43,8 ± 11,1 (25%) 20,0 - 68,2	0,234 ± 0,018 (7%) 0,160 - 0,250	1,011 ± 0,083 (8%) 0,769 - 1,181	6,0 ± 1,0 (18%) 3,5 - 8,0	11,8 ± 2,1 (18%) 8,8 - 20,3
Stein 76	Flexion 3 pts Centree (idem à Granik73)	79 hommes	27 - 83	6 ^{ème} ou 7 ^{ème}	3 côtes par sujet 6 ^{ème} droite ou gauche 7 ^{ème} droite et gauche 218 utilisées au final	Entre la ligne axillaire postérieure et la ligne claviculaire médiane. ~ 150 mm (6 inches) Côtes testées à l'état frais	nc	~ 100 mm (101,6 mm <- 4 inches)	D'après une photo : Convexe ; appuis arrondis. (extrémités arrondies pour éviter une rupture par cisaillement)	0,508 mm.min ⁻¹ (75 côtes) 2,54 mm.min ⁻¹ (71 côtes) 12,7 mm.min ⁻¹ (72 côtes)	s = 37,65 - 0,19.âge p < 0,001 ; r = -0,344 s (60) = 26,25	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc
		28 hommes 6 femmes Sujets non embaumés	60,3 ± 17,2 (28%) 24 - 94 ans	6 ; droite ou gauche (non précise)	32 côtes (1 par sujet)	Zone la plus rectiligne de l'arc moyen.	80 mm	60mm	Concave, convexe ? Ø 15 mm appuis et plongeur	nc	21,0 ± 6,5 (31%) 8,8 - 37,5	46,7 ± 13,4 (22%) 16,3 - 69,3	67,7 ± 15,1 (22%) 30,8 - 96,7	31,7 ± 9,7 (17%) 17,0 - 64,1	0,207 ± 0,028 (14%) 0,141 - 0,249	0,952 ± 0,110 (17%) 0,700 - 1,117	5,07 ± 0,84 (17%) 2,86 - 6,47	12,24 ± 1,87 (17%) 7,67 - 15,20
Got 75	Flexion 3 pts centrée	6 femmes	56,2 ± 15,5 (28%) 37 - 84 ans	idem	idem	idem	idem	idem	idem	nc	19,3 ± 10,8 (56%) 8,8 - 35,9	30,8 ± 12,1 (39%) 16,3 - 50,5	50,1 ± 12,4 (46%) 30,8 - 60,9	0,211 ± 0,044 (21%) 0,141 - 0,249	0,951 ± 0,169 (18%) 0,700 - 1,117	4,43 ± 0,91 (20%) 3,00 - 5,80	10,35 ± 2,35 (22%) 7,67 - 14,20	
		28 hommes	61,2 ± 17,7 (29%) 24 - 94 ans	idem	idem	idem	idem	idem	idem	nc	21,4 ± 5,5 (26%) 9,5 - 37,5	50,1 ± 11,1 (22%) 22,4 - 69,3	71,5 ± 12,9 (18%) 31,8 - 96,7	0,207 ± 0,024 (12%) 0,150 - 0,247	0,952 ± 0,096 (10%) 0,729 - 1,117	5,21 ± 0,78 (15%) 2,86 - 6,47	12,59 ± 1,61 (13%) 9,46 - 15,20	
		34 (6 female)	60,3 ± 17,2 (28%) 24 - 94 ans	Niveau 5 ou 6 ; droite ou gauche (non précise)	32 côtes (1 par sujet)	Zone la plus rectiligne de l'arc moyen.	80 mm	60mm	Concave, convexe ? Ø 15 mm appuis et plongeur	Puit de chute : m = 0,240 kg h = 0,5 m. E = 1,18 J	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc
		6 femmes	56,2 ± 15,5 (28%) 37 - 84 ans	idem	idem	idem	idem	idem	idem	idem	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc
Cisailllement	Flexion 3 pts centrée	34 (6 female)	60,3 ± 17,2 (28%) 24 - 94 ans	Niveau 5 ou 6 ; droite ou gauche (non précise)	32 côtes (1 par sujet)	Zone la plus rectiligne de l'arc moyen.	80 mm	60mm	Couteau parallélépipédique Plans de coupe distant de 10 mm.	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
		6 femmes	56,2 ± 15,5 (28%) 37 - 84 ans	idem	idem	idem	idem	idem	idem	idem	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc
		28 hommes	61,2 ± 17,7 (29%) 24 - 94 ans	idem	idem	idem	idem	idem	idem	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	

Auteurs	Type d'essai	Nombre de cadavres	Age ans	Côtes prélevées	Nombre de spécimens	Zone prélevée	Longueur prélevement	Eclatement mm	Conditions limitées	Vitesse de déplacement	Surface de corticale mm ²	Surface médullaire mm ²	Surface totale mm ²	Ratio cortical / surface totale	Indice parabolique Y	Indice parabolique K	Section soumise à la flexion épaisseur	Section soumise à la flexion hauteur			
Granik 73	Flexion 3 pts centrée	10 sujets « radiologiquement » sains.	nc	6 ^{me} ou 7 ^{me} (plus faible courbure)	nc		nc	~ 100 mm (101,6 mm ≈ 4 inches)	Concave ?	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	Moy. : 7,36 mm	Moy. : 16,51 mm			
		1 sujet myélomes multiples.	nc	idem	nc	Entre la ligne axillaire postérieure et la ligne claviculaire médiane.	nc	nc	∅ ?	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc		
		1 sujet myélomes multiples.	nc	idem	nc		nc	nc	Impacteur : « triangle (calle) en érable enveloppé de caoutchouc. »	Hauteur de courbure maxi	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
		1 sujet arthrose rhumatoïde.	nc	idem	nc	~ 150 mm (6 inches)	nc	nc		relevée sur le montage : 8,89 mm (0,35 inch.)	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
		1 sujet spondylite ankylosée.	nc	idem	nc		nc	nc			nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
Roberts 71	Géométrie	1 femme	nc	6	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc		
				8	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
				10	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
Roberts 70	Géométrie	1 femme	77	1 à 8						22,6 (ordre de grandeur)				40	60 côte 1, décr. stable côte 5 - 8						
Kallieris 00 (Humos [®])	Compression	Quasi-statique	5 cadavres	18 - 59	6 ^{me} et 7 ^{me} droite et gauche	55	Le long de la côte.	10	Deux plans parallèles	2,5 mm.min ⁻¹	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc		
		6 cadavres	23 - 51	Idem	60	Idem	30	Idem	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc		
	dynamique	11 cadavres	18 - 59	Idem	115	Idem	10 et 30	Idem	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
		6 cadavres	28 - 56	Idem	216	Idem	30	Idem	4 m.s ⁻¹	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
Les deux	12 cadavres		Idem	86	Idem	Stat et dyn. (spécimens 30 mm)	nd	Idem	Les deux	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc			
Rumelhart 87	Compression	4 cadavres (2 hommes rapportés seulement ?)	53 et 72	Côtes 3, 5 et 7 droites ; 6 et 8 droites et gauches ; selon corps	~ 30	Le long de la côte	25	nd	Effort de compression appliqué par l'intermédiaire d'un système rotulé.	$\epsilon = 0,625 \cdot 10^{-3} \text{ s}^{-1}$ (- 0,9 mm.min ⁻¹)	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc		
Tao 87	Compression	1 cadavre (homme)	50	3, droite et gauche	8 (4 paires)	Le long de la côte.	15,5 - 17,5	nd	Effort de compression appliqué par l'intermédiaire d'un système rotulé.	$\epsilon = 0,625 \cdot 10^{-3} \text{ s}^{-1}$ (- 0,6 mm.min ⁻¹)	13,83 ± 0,98 (7,1 %)	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc		
				5, droite et gauche	12 (6 paires)	idem	15,0 - 18,0	nd	d'un système rotulé.	(- 0,6 mm.min ⁻¹)	17,38 ± 2,24 (12,9 %)	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
				7, droite et gauche	8 (4 paires)	idem	22,0 - 27,0	nd		(- 0,9 mm.min ⁻¹)	20,80 ± 3,87 (18,6 %)	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc
				Les 3	28 (14 paires)	idem	15,0 - 27,0	nd			17,34 ± 3,65 (21,1 %)	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc
Rumelhart 88	Compression arc costal	2	50 53	Côtes 6 Côtes 2, 4, 6	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc			
Lewillie 83	Essais charpy	nc	nc	4 à 7, droites et gauches	nc	80 mm antérieur au milieu (cartilage inclus)	nc	40mm	Extrémités encastrées dans deux cubes en métal à l'aide d'un plâtre renforcé à la fibre de verre.	Chute	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc			
Schultz 74	Sollicitations multi-directionnelles	5 cadavres frais masculin	29 - 43	2, 4, 6, 8, 9 et 10 ; côte droit	30 côtes	De la tête au joint costosternal (cartilage inclus).	nc	nd	Tête bloquée. Chargement appliqué à l'aide d'une corde placée à 5 mm de l'extrémité sternale.	Statique Charges de 2,35 N à 7,35 N.	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc			
Schultz 74b	Sollicitations multi-directionnelles	5 cadavres frais masculin	16 - 43	Sternum, cartilages 2, 4 et le plus inférieur (côté droit)	5 sternums.	Tissus mous enlevés mais les ligaments et capsule sont conservés. Partie antéro-médiale du cartilage gardée.	nc	nd	Sternum vissé. Masses ajoutées à une corde reliée à une pointe.	Statique Charges de 2,35 N à 7,35 N.	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc		
				Articulations costo-vertébrales 2, 4, 6, 8, 10 et 12 (côté droit)	5 colonnes.	Tissus mous enlevés mais les ligaments et capsule sont conservés. Portion de côte postéro-médiale. (-6cm).	nc	nd	L'autre côté de la vertèbre est fixé. Masses ajoutées à une corde reliée à une pointe.	Statique Charges de 2,35 N à 7,35 N.	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	

Mécanismes de rupture des côtes et critères de tolérance thoracique en choc automobile.

Auteurs	Type d'essai	Age ans	Côtes prélevées	Nombre de spécimens	Etlacement mm	Conditions limites	Vitesse de déplacement	Déflexion mm	Force N	Energie mJ	Moment de flexion N.m	Contrainte de rupture MPa	Raidleur N.mm ²	Moment d'inertie mm ⁴	Module d'Young Mpa	C/M Ratio masse de cendres sur masse fraîche %	C/L Ratio masse de cendres sur longueur g.cm ³	C/Ls ratio masse de cendres sur volume d'os cortical g.cm ³		
Kimpara 03	Flexion 3 pts	nc	6 ^{ème} et 7 ^{ème}	53 hommes 20 femmes	76,2	Concave. Ø 12,7 mm	0,169 mm.s ⁻¹ 10,14 m.min ⁻¹	nc	H: 216 ± 107 (49%) F: 149 ± 78,7 (53%) p=0,01	nc	nc	nc	H: 78,2 ± 58,7 (75%) F: 44,3 ± 27,3 (61%) p=0,02	nc	H: 7 210 ± 5 940 (82%) F: 7 570 ± 2 730 (36%)	H: 42,2 ± 9,3 (22%) F: 45,9 ± 9,4 (20%)	nc	nc	Travaux repris de Koh 2000. Etude principalement des différences homme/femme. Différences significatives à p.	
Kallieris 00 (Humos [®])	Flexion 3 pts Stat	45 ± 15 25 - 70	6 ^{ème} et 7 ^{ème} droite et gauche	12 côtes	100	Convexe Ø 20 mm	2,5 mm.min ⁻¹	3,68 ± 1,20 (33%) 1,94 - 6,65	184 ± 110 (61%) 45 - 340	nc	4,6 ± 2,8 (61%) 1,13 - 8,49	110 ± 59 (53%) 42 - 183	62 ± 29 (7 côtes) (47%) 15 - 104	135 ± 52 (7 côtes) (39%) 66 - 222	10 110 ± 4 500 (45%) 2 500 - 17 500	nc	nc	nc	Illustration des évolution surfaces et inertie le long de la côte. Les tailles et poids des corps sont connus. 1 côte : exp 002 femmes 25 ans côte 7 droite.	
	Flexion 3 pts Dyn	42 ± 16 22 - 71	6 ^{ème} et 7 ^{ème} droite et gauche	11 côtes	100	M = 2,35 kg	2 m.s ⁻¹ (6 ^{ème} côte) 4 700 mJ	nc	570 ± 90 (16%) 415 - 690	nc	14,2 ± 2,3 (16%) 10,4 - 17,3	287 ± 72 (25%) 202 - 410	nc	12 870 ± 3 420 (27%) 7 490 - 18 910	nc	nc	nc			
Yoganandan 98	Flexion 3 pts (centré)	63,6 ± 10,5 29 - 81	7 ^{ème} et 8 ^{ème} droite et gauche	120 côtes	100	Simplement posé sur les appuis. Pas de contraintes en rotation aux extrémités de la côte.	2,5 mm.min ⁻¹	3,0 ± 0,1 (4%)	153 ± 9 (6%)	nc	nc	nc	nc	1 400 ± 200 (14%)	2 318 ± 364 (16%)	nc	nc	nc	Pas de différence droite gauche. La côte 8 est significativement plus petite ; pas de différence concernant les propriétés mécaniques. Les paramètres ont tendance à décroître avec l'âge. RDM	
							γ ^{ème}	3,2 ± 0,1 (3%)	137 ± 9 (7%)	nc	nc	nc	nc	1 000 ± 100 (10%)	1 886 ± 287 (15%)	nc	nc	nc		
Cesari 81	Flexion 3 pts centré (protocole tolérance thoracique)	Article : 71,3 ± 8,9 54 - 80 Essais côte : 70,8 ± 10,4 54 - 80	4 ^{ème} et 5 ^{ème} droite et gauche	6 côtes maxi par sujet	60	D'après une figure : Convexe ; extrémités libres. J. Bloch : Ø 12 pour les appuis. Ø 20 pour l'impacteur.	Vitesse minimum de la machine estimée à 1mm.min ⁻¹	M : 2,8 N : 3,4 P : 3,5 R : 3 S : 3 T : 3,5	210 ± 134 (64%) 12 - 466	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	Les informations sur la taille et le poids sont présentes dans l'article. L'article donne les moyennes par sujet. Les valeurs côte ont été complétées à partir des données sources du mémoire de Jean Bloch.
			71,4 ± 11,5 54 - 80	idem	28 côtes		idem	idem	3,29 ± 0,83 (25%) 1,95 - 5,75	210 ± 134 (64%) 12 - 466	nc	(rappel : 60mm) 3,16 ± 2,02 (64%) 0,18 - 6,99	(rappel : 60 mm) 79,0 ± 39,0 (49%) 26,2 - 142,9	153 ± 115 (75%) 7 - 570	131 ± 77 (59%) 35 - 237 (37%) Autre direction : 290 ± 124 (43%) 130 - 460	4 660 ± 1 710 (37%) 2 340 - 7 880	nc	nc	nc	Les valeurs par côtes sont disponibles sur le mémoire de J. Bloch. Il manque le sujet M.
			69,5 54 - 80	idem	23 côtes		idem	idem	3,18 ± 0,72 (22,7%) 1,95 - 4,55	250 ± 114 (46%) 96 - 466	nc	3,75 ± 1,72 (46%) 1,44 - 6,99	89,6 ± 35,8 (40%) 26,2 - 143,0	182,9 ± 105,0 (57%) 74,1 - 571,4	154,0 ± 67,5 (44%) Autre direction : 290 ± 124 (43%) 130 - 460	5 066 ± 1 653 (33%) 2 344 - 7 879	nc	nc	nc	Le sujet féminin est mécaniquement et géométriquement plus faible. Les ratios sont identiques avec les sujets masculins. Le déplacement à l'effort maxi est supérieur pour le sujet féminin par rapport au groupe masculin.
			79	idem	5 côtes		idem	idem	3,83 ± 1,14 (29,7%) 2,00 - 5,75	30 ± 14 (47%) 12 - 50	nc	0,45 ± 0,21 (46%) 0,18 - 0,75	36,6 ± 14,4 (39%) 26,4 - 46,8	17,1 ± 11,4 (66%) 6,6 - 36,0	39,1 ± 5,9 (15,2%) 34,9 - 43,3 (31%) Autre direction : 147,7 ± 23,8 (16,1%)	3 050 ± 936 (31%) 2 388 - 3 712	nc	nc	nc	
Kallieris 79	Flexion 3 pts	nc	6 ^{ème} et 7 ^{ème} côte côté droit	248 côtes (2 par sujet)	100 mm	Convexe Ø 20 mm	2,5 mm.min ⁻¹	4,5 ± 1,7 (39%) 1,4 - 12,2	233,6 ± 122 (52%) 187 - 883,0	477 ± 284 (60%) 51 - 1 767	5,84 ± 3,05 (52%) 0,47 - 22,08	131,1 ± 56,4 (43%) 35,6 - 481,6	nc	nc	nc	nc	nc	nc	Il ne ressort de pas de différences entre les niveaux 6 et niveaux 7 sur les paramètres présentés par rapport au protocole utilisé.	
			idem	Côte 6	idem	idem	idem	4,6 ± 1,9 (40%) 1,9 - 12,2	231,9 ± 130,7 (56%) 187 - 883,0	465 ± 259 (56%) 51 - 1 264	5,80 ± 3,27 (56%) 0,47 - 22,08	132,0 ± 66,0 (50%) 35,6 - 481,6	nc	nc	nc	nc	nc	nc		
			idem	Côte 7	idem	idem	idem	4,4 ± 1,6 (37%) 1,4 - 11,8	235 ± 113,3 (63%) 51,0 - 638,0	489 ± 308 (63%) 77 - 1 767	5,88 ± 2,83 (48%) 1,28 - 15,95	130,1 ± 45,4 (35%) 44,3 - 259,8	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
			idem	nc	6 ^{ème} et 7 ^{ème} côte côté droit	172	idem	idem	idem	-5,8% 4,1 ± 1,3 (31%) 1,4 - 8,6	+1,5% 259,4 ± 129,4 (50%) 69,0 - 883,0	+5,2% 479 ± 279 (58%) 73 - 1 767	+1,5% 6,48 ± 3,23 (50%) 1,73 - 22,08	-1,4% 125,1 ± 58,7 (47%) 35,6 - 481,6	-1,5% 210,4 ± 94,2 (45%) 45,3 - 517,2	nc	nc	nc	nc	nc
Stein 76	Flexion 3 pts Centrée (idem à Granik73)	27 - 83	6 ^{ème} ou 7 ^{ème}	3 côtes par sujet 6 ^{ème} droite ou gauche 7 ^{ème} droite et gauche 218 utilisées au final	~ 100 mm (< 4 inches)	D'après une photo : Convexe ; appuis arrondis. (extrémités arrondies pour éviter une rupture par cisaillement)	2,54 mm.min ⁻¹ (71 côtes)	nc	F = 337,5 - 3,34*âge p < 0,001 ; r = -0,534 F(60) = 137 N	nc	nc	nc	93 ± 16 (17%)	nc	I = 7,6 * A _{ant} - 45 p < 0,001 ; r = 0,7306 I (26,25) = 154,5 mm ⁴	nc	nc	nc	nc	Corrélation linéaire (r=0,991) σ = 88,3 + 11,3*log ₁₀ (mm.min ⁻¹). v1 ≠ v2 et v2 ≠ v3 (p<0,02) et v1 ≠ v3 (p<0,001). (après ajustement de la valeur par côte pour avoir la même moyenne par sujet). Résultat attendu pour un solide visco-élastique polycrystallin (Reilly, Bursstein 1974).
							12,7 mm.min ⁻¹ (72 côtes)	nc	nc	nc	nc	101 ± 19 (19%)	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc

Tableau regroupant les essais côtes

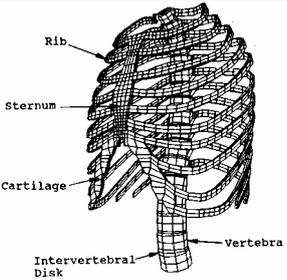
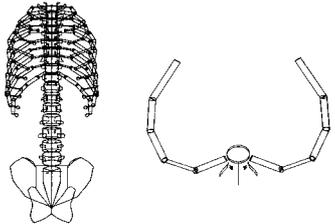
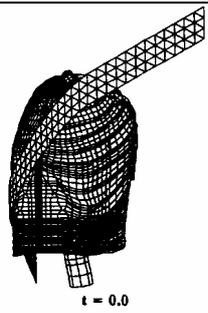
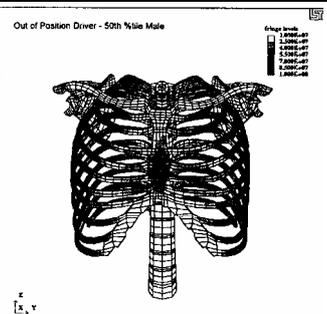
Auteurs	Type d'essai	Age ans	Côtes prélevées	Nombre de spécimens	Etlacement mm	Conditions limites	Vitesse de déplacement	Déflexion mm	Force N	Energie mJ	Moment de flexion Nm	Contrainte de rupture MPa	Raidur N.mm ⁻³	Moment d'inertie mm ⁴	Module d'Young Mpa	CM Ratio masse de cendres sur masse fraîche %	C/L Ratio masse de cendres sur longueur g.cm ⁻¹	C/Ls ratio masse de cendres sur volume d'os cortical g.cm ⁻³	Commentaires	
Flexion 3 pts centrée	nc	60,3 ± 17,2 (28%) 24 – 94 ans	Niveau 5 ou 6, droite ou gauche (non précise)	32 côtes (1 par sujet)	60mm	Concave, convexe ? Ø 15 mm appuis et plongeur	nc	6,0 ± 2,7 (45%) 1,4 – 11,5	194 ± 93 (48%) 63 – 430	730 ± 450 (62%) 120 – 280	4,85 ± 2,33 (48%) 1,58 – 10,75	109,2 ± 61,1 (54%) 32,3 – 355,4	147,4 ± 79,2 (54%) 29,6 – 421,4	98,5 ± 53,2 (54%) 13,7 – 286,0	7 710 ± 4 110 (53%) 2 676 – 22 604	26,7 ± 5,6 (21%) 17,2 – 41,3	0,23 ± 0,07 (31%) 0,08 – 0,39	1,08 ± 0,16 (15%) 0,81 – 1,50	Les sections ont été mesurées par pesées de calques représentant les sections.	
		56,2 ± 15,5 (28%) 37 – 84 ans	idem	idem	idem	idem	nc	5,3 ± 3,4 (64%) 1,7 – 8,6	169 ± 110 (65%) 65 – 367	440 ± 210 (49%) 120 – 790	4,23 ± 2,76 (65%) (50%) 1,63 – 9,18	114,5 ± 57,3 (50%) 39,8 – 189,3	112,2 ± 73,0 (65%) (65%) 47,6 – 230,0	7,901 ± 3 700 (47%) (77%) 3 665 – 13 420	27,8 ± 10,3 (37%) (52%) 17,2 – 41,3	0,19 ± 0,10 (26%) 0,08 – 0,33	1,11 ± 0,16 (15%) 0,90 – 1,50	Les sections sont étudiées sur les côtes 4 alors que les essais sont réalisés sur les côtes 5 et 6. Validité des caractéristiques mécaniques faisant appel aux Sections ?		
		61,2 ± 17,7 (29%) 24 – 94 ans	idem	idem	idem	idem	nc	6,3 ± 2,6 (41%) 1,4 – 11,5	200 ± 90 (45%) 63 – 430	790 ± 470 (59%) 120 – 2 280	4,99 ± 2,25 (45%) (58%) 1,58 – 10,75	108,2 ± 62,8 (58%) 32,3 – 355,4	154,2 ± 79,9 (52%) 29,6 – 421,4	102,5 ± 52,2 (51%) 13,7 – 286,0	7 673 ± 4 253 (55%) 2 676 – 22 604	26,5 ± 4,4 (17%) 17,2 – 41,3	0,24 ± 0,06 (26%) 0,12 – 0,39	1,11 ± 0,16 (15%) 0,90 – 1,50	La plupart des éléments ont été calculés à partir du tableau des mesures présent dans l'article.	
		60,3 ± 17,2 (28%) 37 – 84 ans	Niveau 5 ou 6, droite ou gauche (non précise)	32 côtes (1 par sujet)	60mm	Concave, convexe ? Ø 15 mm appuis et plongeur	nc	4,6 ± 1,1 (24%) 3,0 – 7,8	117,8 ± 58,5 (45%) 42,3 – 269,0	260 ± 180 (50%) 70 – 870	2,95 ± 1,46 (72%) 1,06 – 6,73	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	Comment est strictement l'inertie ? Est-ce que la calculé d'environ 10% pour la section, due au traitements chimiques, est prise en compte pour les informations géométriques.
Cisaillement	nc	61,2 ± 17,7 (29%) 37 – 84 ans	idem	idem	idem	idem	nc	4,7 ± 1,4 (29%) 3,0 – 7,0	82,4 ± 66,1 (80%) 42,3 – 215,3	160 ± 140 (88%) 70 – 430	2,06 ± 1,65 (80%) 1,06 – 5,38	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
		61,2 ± 17,7 (29%) 24 – 94 ans	idem	idem	idem	idem	nc	4,6 ± 1,1 (24%) 3,2 – 7,8	125,4 ± 55,1 (46%) 64,1 – 269,0	280 ± 190 (54%) 100 – 870	3,14 ± 1,38 (44%) 1,60 – 6,73	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
		60,3 ± 17,2 (28%) 24 – 94 ans	Niveau 5 ou 6, droite ou gauche (non précise)	32 côtes (1 par sujet)	60mm	Couteau parallèleépéridique Plans de coupe : 10 mm.	nc	nc	407 ± 256 (63%) 135 – 1 420	1 281 ± 710 (55%) 410 – 3 720	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc
		56,2 ± 15,5 (28%) 37 – 84 ans	idem	idem	idem	idem	nc	nc	596 ± 518 (87%) 135 – 1 420	1 265 ± 865 (68%) 410 – 2 495	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc
Flexion 3 pts centrée	nc	60,3 ± 17,2 (28%) 24 – 94 ans	6 ^{me} ou 7 ^{me} (plus faible courbure)	nc	~100 mm (101,6 mm ~ 4 inches)	Concave ?	nc	<4mm	nc	nc	nc	106 ± 31 (29%)	nc	nc	11 506 ± 2 140 (19%)	nc	nc	nc	Cortical : répartition irrégulière, épaisseur de 0,2 à 2,3 mm ; pas de déformation mesurable sous l'impacteur.	
		56,2 ± 15,5 (28%) 37 – 84 ans	idem	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	Comparaison côtes mouleées – poitrine droite, dans un même matériau homogène : influence négligeable des variations géométriques. E est réduit de 12 % avec une section elliptique -> inutilisable.
		61,2 ± 17,7 (29%) 24 – 94 ans	idem	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	L'os spongieux participe faiblement à la résistance mécanique. Son apport sur le calcul de l'inertie est de 0,25%. Etlacement de 4 inches optimum : plus grand, trop grande influence de la géométrie ; plus petit, rupture par cisaillement de la corticale.
		61,2 ± 17,7 (29%) 24 – 94 ans	idem	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc
Roberts 71	nc	6	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
		8	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
Roberts 70	nc	10	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
		77	1 à 8	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
Kallieris 00 (Humos [®])	nc	18 – 59	6 ^{me} et 7 ^{me} droite et gauche	55	nd	Deux plans parallèles	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	1 600 (moyenne estimée)	nc	nc	nc	
		23 – 51	Idem	60	nd	Idem	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	3 300 ± 2 000 (60%)	nc	nc	nc	
		18 – 59	Idem	115	nd	Idem	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
		28 – 56	Idem	26	nd	Idem	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
Rumelhart 87	nc	53 et 72	Côtes 3, 5 et 7 droites ; 6 et 8 droites et gauches ; selon corps	~ 30	nd	Effort de compression appliqué par l'intermédiaire d'un système rotulé.	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
		50	3, droite et gauche	8 (4 paires)	nd	Effort de compression appliqué par l'intermédiaire	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
		50	5, droite et gauche	12 (6 paires)	nd	d'un système rotulé.	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
		50	7, droite et gauche	8 (4 paires)	nd		nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
Rumelhart 88	nc	50	Côtes 6	nc	nc	Déplacement donné à la partie postérieure de la vertèbre. Partie antérieure de l'arc costal.	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
		53	Côtes 2, 4, 6	nc	nc		nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
		50	4 à 7, droites et gauches	nc	40mm	Extrémités encastées.	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
		53	4 à 7, droites et gauches	nc	40mm	Extrémités encastées.	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
Schultz 74	nc	29 - 43	2, 4, 6, 8, 9 et 10 ; côté droit	30 côtes	nd	Tête bloquée. Charges appliquées à 5 mm de l'extrémité sternale.	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
		16 - 43	Sternum, cartilages 2, 4 et le plus inférieur (côté droit)	5 sternons.	nd	Sternum vissé. Masses ajoutées à une corde reliée à une pointe.	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
Schultz 74b	nc	16 - 43	Articulations costo-vertébrales 2, 4, 6, 8, 10 et 12 (côté droit)	5 colonnes.	nd	L'autre côté de la vertèbre est fixé. Charges appliquées par une corde.	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	
		16 - 43	Articulations costo-vertébrales 2, 4, 6, 8, 10 et 12 (côté droit)	5 colonnes.	nd	L'autre côté de la vertèbre est fixé. Charges appliquées par une corde.	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	

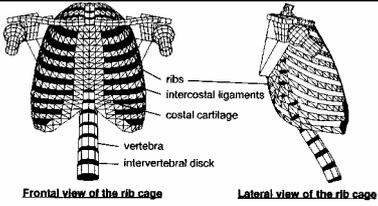
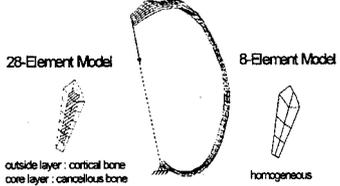
5. Modélisation :

Le Tableau 27 présente différents articles sur la modélisation thoracique.

Tableau 27 : Tableau des modélisations des cages thoraciques.

Auteur	Section	Elément	Loi	Propriétés mécaniques	Image
Roberts & Chen [ROB70] Crash	4 éléments par côte. Une section et inertie par élément (ex. côte 8, élément antérieur : $I=458 \text{ mm}^4$ et $S_{\text{cortical}}=29\text{mm}^2$) De 1 à 3 éléments pour le cartilage.	Poutres	Modèle élasto-statique.	$E = 12\,065 \text{ MPa}$ $G_{\text{(module de cisaillement)}} = 5\,033 \text{ MPa}$ $\sigma_{\text{max}} = 82 \text{ MPa}$ (Evans en 67)	
Andriacchi [AND74] Scoliose	Géométrie : 8 points caractérisent la côte.	Corps rigides	Des raideurs sont données aux articulations CV-CT et costales.		
Sundaram [SUN77] Crash	4 poutres à sections creuses ; moments d'inertie différents.	Poutres	Linéaire élastique	$E = 12\,065$ Yamada 70 Roberts et Chen 1970 $\sigma_{\text{max}} : 124 \text{ MPa.}$	
Chen [CHE78] Crash	Sections : de 12,9 à 25,8 mm^2 Inertie : de 166,5 à 249,4 mm^4 (il se base sur ces travaux avec Roberts [ROB70])	Eléments poutres, 10 à 13 éléments par côtes.	Système linéaire, calcul modal.	$E = 12\,064 \text{ MPa}$ $G = 5\,032 \text{ MPa}$	
Plank [PLA87] Crash	6 côtes modélisent la côte. Hauteur : 25,4 mm, épaisseur : 6,35 puis 12,7 mm.	Solide 8 noeuds	Elastique isotropique	$E = 17\,926 \text{ MPa}$ (d'après Fund en 1981) Densité : $1\,730 \text{ kg.m}^{-3}$ (d'après Nahum en 1985)	
Plank [PLA89] Crash	Non précisée. 7 côtes horizontales, 3 éléments en hauteur et 2 en épaisseur.	Solide 8 noeuds.	Elastique isotropique. 	$E = 12\,065\text{MPa.}$ (Sundaram 1970 et Viano 1986) Coefficient de poisson : 0,3 et masse volumique $1\,730 \text{ kg.m}^{-3}$	

Auteur	section	élément	loi	Propriétés mécaniques	Image
Plank [PLA91] Crash	4 éléments volumiques par section ; 5,3 x 10,6 mm. D'abord 10 puis 12 côtes.	Solide 8 nœuds ; Dyna 3d, code explicite	Elastique	E = 12 065MPa. Coefficient de poisson : 0,3 et masse volumique 1 730 kg.m ⁻³	
Closkey [CLO92] scoliose	Prend la suite de [AND74].	5 éléments solides joints par un élément poutre (Cf raideurs prop. méca.).	Les raideurs sont calculées pour les côtes seules à partir des essais de Schultz ([SCH74a] et [SCH74b]). Pas d'autres informations.	Axial : 10 000 N.mm ⁻¹ Torsion : 30 000 N.mm.rd ⁻¹ Flexion antéro-postérieure : 20 000 N.mm.rd ⁻¹ Flexion inféro-supérieure : 18 500 N.mm.rd ⁻¹ Cisaillement antéro-postérieur et latéral : 10 000N.mm ⁻¹	
Plank [PLA94] Crash	4 éléments volumiques par section ; 5,3 x 10,6 mm. D'abord 10 puis 12 côtes.	Solide 8 nœuds ; Dyna 3d, code explicite	Elastique	E = 12 065MPa. Coefficient de poisson : 0,3 et masse volumique 1 730 kg.m ⁻³	
Huang [HUA94] Crash Choc latéral	Celle des éléments shells. Géométrie empreintée au Transportation Research Institute de l'Université du Michigan (1983)	Elements shell. 20 par côte. Longueur minimum de 7,4mm. Time step de 0,003ms, contrôlé par le plus petit élément.	Logiciel : Pam Crash®.	E = 9 000 MPa (extrait d'essai de flexion de côte) Coefficient de poisson : 0,3 Densité : 4 790 kg.m ⁻³ (en citant Plank, probablement un erreur de conversion d'unités)	
Plank [PLA98] Crash OOP	Même modèle que [PLA94] ; les éléments solides d'Hybrid III sont repris pour compléter le modèle.	Solide 8 noeuds	élastique	E = 12 000MPa. Coefficient de poisson : 0,3 et densité 1 851 kg.m ⁻³	

Auteur	section	élément	loi	Propriétés mécaniques	Image
Lizée [LIZ98a] [LIZ98b] Crash	La côte est représentée par des éléments coques.	Eléments shells 3 et 4 nœuds ; épaisseur 3 mm.	Loi élastique. Logiciel Radioss	$E = 2\,500\text{ MPa}$ Coefficient de poisson : 0,3 Densité : $1,8\text{ g.cm}^{-3}$	
Deng [DEN99] Crash	Source : géométrie prise dans Viewpoint Datalabs, Orem, Utah	Volumique ; Matériau homogène équivalent. Dyna 3D.	Loi élasto-plastique à rupture.	$E = 26\,000\text{ MPa}$ Densité = $1\,530\text{ kg.m}^{-3}$ Seuil de plasticité = 100 MPa $E_{\text{plastique}} = 2\text{ MPa}$ $\sigma_{\text{rupture}} : 125\text{ MPa}$	

OOP : Out Of Position ; lorsque le sujet est situé trop près du sac lors de son déploiement, ce qui fait qu'il devient percuté par le sac.

Plank & Coll. [PLA87-89-91-94-98 ?] justifient leurs valeurs à partir de la littérature. Les informations sur les conditions limites sont vagues. Plank & Coll. [PLA94] ont comparé une ceinture seule à un airbag thorax seul. Le chargement est une rampe de vitesse atteignant $6,7\text{ m.s}^{-1}$ en 100 ms puis cette vitesse est maintenue sur 100ms. Avec ce modèle et les conditions limites attribuées, l'air bag donne des résultats plus favorables en terme de déflexion thoracique. Avec la ceinture, le quart haut droit subit les plus fortes contraintes ($103,2\text{ MPa}$, équivalent à $8\,500\text{ }\mu\text{déf.}$), ce que l'auteur rapporte comme cohérent avec les essais cadavres de la NHTSA. Une figure de l'article, montrant les contraintes principales maximales, permet de voir le trajet de la ceinture, et d'observer que les contraintes maxima y sont situées de part et d'autre, plutôt localisées sur la face antérieure du thorax. Avec l'airbag, nous observons une contrainte maxi plutôt latérale voire postérieure, symétrique et répartie, avec un maximum de $87,3\text{ MPa}$ ($7\,200\text{ }\mu\text{déf.}$). Cela représente une diminution de 15 % par rapport à la retenue avec ceinture seule. Avec une OOP (sac de 42 litres) de 0 mm, Plank & Coll. [PLA98] obtiennent des contraintes allant jusqu'à 160 MPa . Ils utilisent comme contraintes maxima (limite à la rupture) 170 et 124 MPa respectivement en compression et traction ; valeurs données par Yamada en 1970. A partir du critère de plasticité de Mohr-Coulomb, la contrainte maximum effective est alors de $143,4\text{ MPa}$. Durant ces calculs en OOP, et quelque soit la distance d'OOP, la contrainte maxi est obtenue sur l'élément le plus latéral, élément subissant une flexion très sévère. Cependant, les auteurs estiment que les fractures de côte peuvent différer sur les essais cadavres et mettent alors en avant l'influence des sections de côtes (constantes sur l'ensemble du modèle alors qu'elles sont variables sur les cadavres) pour expliquer ces variations.

Pour simplifier leur maillage, Deng & Coll. [DEN99] ont modifié leur section de côte initiale en la passant de 28 éléments volumiques avec deux matériaux (os cortical et spongieux) à 8 éléments et un matériau. En supposant le premier type de section juste, les caractéristiques matériaux de la deuxième section sont obtenues en comparant la réponse des côtes soumises à une déflexion antéro-postérieure, axe extrémité costale – tête costale (comme le montre la figure de l'article dans le Tableau 27), à une vitesse de $4,8 \text{ m.s}^{-1}$. Le premier élément casse pour un effort de 24 N. Nous pouvons estimer la raideur à partir des graphes de l'article : $0,3 \text{ N.mm}^{-1}$. 24 N est cohérent avec les 50 N obtenu par Tao [TAO87] pour l'arc costal complet. Par ailleurs, Deng & Coll. [DEN99] racontent que, comme observé par Schultz & Coll. [SCH77a], les côtes basses ont tendance à fléchir deux fois plus que les côtes hautes.

Les côtes Humos[©], utilisées au chapitre suivant, ont la section médullaire modélisée par des éléments volumiques et la section de corticale par des éléments coques 4 nœuds, avec les nœuds communs aux faces externes de éléments de la médullaire. La géométrie provient du scanner d'un être humain proche du 50^{ème} centile. D'autres modèles, tel le THUMS (Total HUMAN Model for Safety) développé par Toyota, continuent à compléter ces données.

6. Synthèse :

A partir de l'état de l'art, voici les principaux ordres de grandeur concernant les essais côte quasi-statique :

- En flexion, $F_{\max} \sim 150 \text{ N}$, $\sigma_{\max} \sim 110 \text{ MPa}$, d à $F_{\max} \sim 5 \text{ mm}$;
- En compression, $\sigma_{\max} \sim 120 \text{ MPa}$.

Les essais de flexion ont montré une dépendance avec l'âge ([STE76], [KAL00]), avec des caractéristiques qui diminuent, mais pas les essais de compression [KAL00]. Cela pourrait s'expliquer par le remodelage osseux : une section de corticale qui reste relativement constante en terme d'aire, mais dont l'expansion vers l'extérieur diminue l'épaisseur de sa paroi.

Le module d'Young de la côte (module équivalent) est de l'ordre de 10 000 MPa avec de très fortes variations selon les protocoles. Ce module d'Young évolue le long de la côte [TAO87]. La valeur obtenue est de l'ordre de celles présentées pour la corticale [Tableau 2] et les ostéons [Tableau 9]. Cependant, Granik & Stein [GRA73] montrent que le module d'Young diminue jusqu'à un ordre de grandeur (de 10 000 MPa à 1 000 MPa) pour les sujets à pathologie osseuse.

Pour réaliser les essais côtes en flexion trois points, une portion de côte a été systématiquement sciée ($\sim 150 \text{ mm}$) au niveau de l'arc latéral (courbure la plus faible). Cette partie est ensuite posée sur deux appuis ($\varnothing 15 - 20 \text{ mm}$) avec un élanement de 100 mm (parfois 60). La géométrie du plongeur est, lorsqu'elle est précisée, de forme circulaire avec un diamètre de 12 à 20 mm. En compression, ce sont des portions de 30 mm qui sont sollicitées.

Pour la géométrie de la côte, l'épaisseur de corticale fluctue énormément sur le même contour d'une section (0,02 à 0,26 mm [ROB71]). L'inertie évolue également le long de la côte et celle-ci a été mesurée de manière invasive, à l'aide de photos. Seule la corticale est prise en compte. Elle est en général mesurée (avec un planimètre entre autres techniques) mais a également été modélisée par une section elliptique, à ellipses concentriques, d'épaisseur constante (ce qui ne suit pas les travaux de Roberts & Chen [ROB71]). Cela donne pour les valeurs de la géométrie (toujours en terme d'ordre de grandeur) :

- épaisseur = 6 mm, hauteur = 12 mm ;
- section totale = 70 mm^2 , section corticale = 25 mm^2 ; PCA = 30 % ;
- inertie = 100 mm^4 .

Yoganandan & Coll. [YOG98] indiquent une inertie pour la 7^{ème} côte significativement plus grande que pour la 8^{ème}.

Comme pour les autres os, les paramètres géométriques et mécaniques diminuent avec l'âge. Il semble que la concentration minérale de l'os sain ne suive pas cette tendance [GOT75]. Cette diminution avec l'âge reste malgré tout accompagnée d'une grande variabilité [Figure 17, Stein &

Granik (1976)]. La diminution des caractéristiques entre 40 et 70 ans est de l'ordre de 30 % (contrainte maximum en essai de flexion trois points dynamique) [KAL00], valeur retrouvée chez Forêt-Bruno & Coll. [FOR01] concernant la diminution du seuil de risque de lésion thoracique par rapport à l'effort de tension dans la ceinture.

En flexion trois points, la vitesse a une influence. En multipliant par deux fois par cinq la vitesse quasi-statique ($2,54 \text{ mm.min}^{-1}$) Stein & Coll. [STE73] ont montré que la contrainte maximum augmentait. Pour Kallieris & Coll. [KAL00], la contrainte maximum en flexion en dynamique (supérieure à celle en statique) diminuait en multipliant la vitesse par deux (de 2 à 4 m.s^{-1}). Cette influence de la vitesse ne se retrouve pas en dynamique pour les essais de compression [KAL00]. La réponse de la côte serait donc relativement indépendante de la vitesse de chargement, mais selon le type d'essai subirait l'influence de son inertie.

Un autre protocole semble intéressant, celui de Tao & Coll. [TAO87] où est sollicité un arc complet. Ils obtiennent des fractures de côtes pour un chargement antéro-postérieur de 50 N. Cela nous a permis [Pages 53 - 54] d'émettre l'hypothèse que l'ensemble ostéo-articulaire qu'est la cage thoracique ne serait responsable que d'une dizaine de pourcent de la résistance thoracique (en prenant pour seuil arbitraire 4 000 N, tarage des limiteurs d'effort dans le SRP2). Bien qu'intéressant, ce protocole qui est situé dans une configuration frontale ne sera pas retenu par la suite. En effet, il devrait plutôt intervenir après un premier travail de caractérisation de la côte seule.

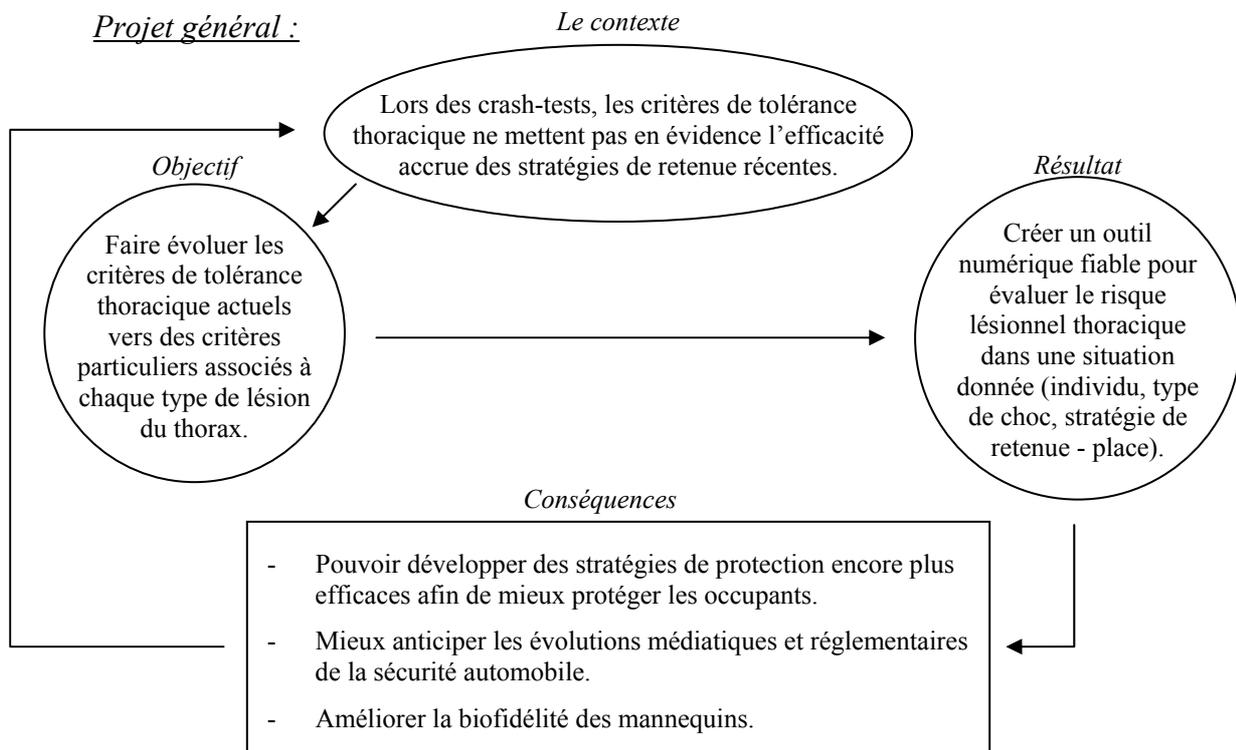
Pour pouvoir prolonger sur une modélisation lésionnelle de la côte, il faut s'appuyer sur un protocole dont le savoir-faire est maîtrisé. Cela passe par la réalisation d'essais simples, pour la caractérisation mécanique de la côte. Nous allons donc reproduire les essais de flexion trois points, les compléter par des essais de compression ; en apportant de nouveaux éléments par rapport à l'état de l'art. Les données de départ pour réaliser le travail de validation sont : un élancement de 100 mm ; et un diamètre de 20 mm pour les trois points de contact. En plus de l'effort et du déplacement, il faudrait mesurer les déformations et la cinématique de la côte durant l'essai. Le protocole devra permettre d'observer les effets du niveau des côtes et de la vitesse. Il faudra anticiper la reconstruction géométrique de la côte avant les essais, par tomographie éventuellement. En fin de protocole les côtes seront calcinées pour en connaître la minéralisation.

N.B. : Le paramètre module d'Young évoqué ici est le module d'Young équivalent ; c'est-à-dire celui qui serait obtenu pour un matériau homogène continu.

CONCLUSION DE LA PREMIERE PARTIE

Cette première partie, contexte, état de l'art et la question initiale de la thèse, permet de répondre à l'objectif premier : acquérir des connaissances sur le contexte et le contenu du sujet. En sont ressortis les points à développer, ce qui a permis de structurer la démarche et le contenu du projet. Après avoir rappelé le cadre et l'objectif de la thèse, il sera développé l'ensemble des étapes intermédiaires réalisées.

Cette conclusion est présentée en s'appuyant le formalisme Oditor[®].



Projet de thèse :

Dans ce contexte, l'objet de la thèse est de *construire un modèle numérique lésionnel personnalisé de la côte en choc automobile*. Le résultat attendu est de *valider un modèle numérique lésionnel personnalisé de la côte en choc*. Cela permettra de *poursuivre des travaux permettant de valider avec fiabilité en simulation et crash test les réelles performances des voitures en termes de sécurité passive*.

La première étape :

Objectif : Connaître les sollicitations mécaniques de la côte en choc automobile.

Résultat : Définir un ordre de grandeur des déformations des côtes en choc automobile.

Conséquences : Appréhender le transfert des résultats entre les essais côte, les modèles côte et les modèles thoraciques.

La deuxième étape :

Objectif : Définir les conditions d'essai.

Résultat : Valider les conditions limites et les conditions de chargement pour les essais.

Conséquence : Définir le cahier des charges des essais.

La troisième étape :

Objectif : Développer des outils informatiques de reconstruction volumique à partir d'imagerie.

Résultat : Créer des maillages éléments-finis.

Conséquence : Transférer les essais en simulation et créer une base de données anthropométrique des côtes.

La quatrième étape :

Objectif : Réaliser des essais références pour le travail de modélisation.

Résultat : Identifier et caractériser le comportement mécanique statique et dynamique de la côte.

Conséquence : Décrire les paramètres qui renseignent sur l'aspect lésionnel.

La cinquième étape :

Objectif : Reproduire chaque essai en éléments finis.

Résultat : Corréler les paramètres numériques aux paramètres expérimentaux.

Conséquence : Valider la faisabilité d'un modèle numérique lésionnel des côtes reproduisant les essais.

Les étapes deux et trois sont présentées dans le chapitre 3 *cahier des charges*. L'étape quatre sur la reconstruction volumique est présentée au chapitre 5 *modélisation géométrique et mécanique*, bien que les résultats sur l'inertie soient utilisés dès le chapitre 4 sur *les essais mécaniques*.

**SECONDE PARTIE :
TRAVAIL PERSONNEL ;
CAHIER DES CHARGES, ESSAIS - SIMULATIONS.**

Cette seconde partie de la thèse présente les travaux réalisés. Le chapitre 3 rappelle les différentes étapes pour maîtriser le sujet et fiabiliser le cahier des charges. Les chapitres 4 et 5 montrent les études, leur originalité et les résultats.

CHAPITRE 3 : CAHIER DES CHARGES

Comme nous venons de voir au chapitre précédent, il s'agit maintenant de définir les conditions limites et les conditions de chargement pour l'essai de flexion trois points ; essai qui sera retranscrit en simulation numérique. Tout d'abord, il a fallu évaluer les sollicitations mécaniques des côtes dans un environnement de choc automobile. Ensuite, après avoir fait le point sur la RDM pour une poutre en flexion trois points, différents modes de chargements ont été étudiés avec différents types de modèles. Enfin, une campagne préliminaire d'essais a permis de se familiariser avec ce type de protocole et d'en évaluer certains points. Finalement, l'ensemble des actions a abouti à la rédaction du cahier des charges pour les essais et leur transfert en simulation.

1. Observations sur la cage thoracique :

Les efforts et déformations concernant les côtes ont été déterminés à partir d'essais avec SHPM et lors de simulations numériques avec HUMOS[®] ainsi qu'avec le modèle numérique de l'être humain, appelé également NUM ou LAB-MAN (co-propriété du LBM et du LAB ; mais non présenté ici).

1.1 Essais SHPM :

Les essais réalisés par Audrey Petitjean (CEESAR) à l'UTAC dans le cadre du projet sur la tolérance thoracique sont les supports utilisés ici.

1.1.1. Présentation :

Après avoir observé une différence entre l'accidentologie et les essais chariots avec le mannequin Hybrid III concernant l'efficacité des stratégies de retenue décrites précédemment, une nouvelle campagne d'essais est réalisée sur des SHPM.

Tableau 28 : Systèmes de retenue et sujets.

	Sexe	Age	Taille	Poids
400 daN+sac	F	78	169	70
600 daN	H	65	170	82

400 daN + sac : limiteur d'effort à 4 000 N associé à un airbag.

600 daN : limiteur d'effort à 6 000 N seul.

Dans les deux cas, les côtes 2 à 6 sont équipées de jauges de déformation. Ensuite, pour les deux essais, la loi de décélération est une loi de type euroNcap choc frontal à 64 km.h⁻¹ relevée pour une Renault Mégane. Cette loi est imposée par l'intermédiaire d'une catapulte inverse.

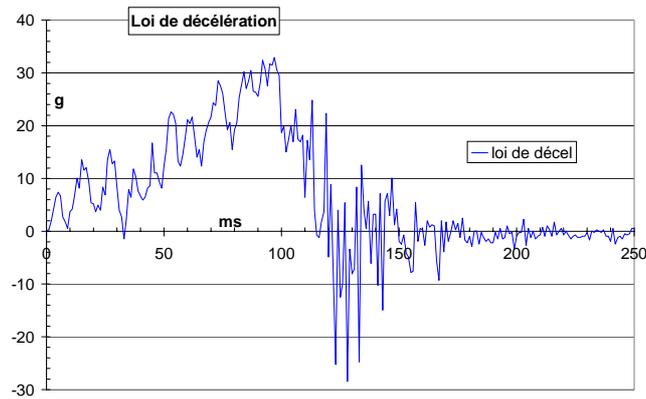


Figure 29 : Loi de décélération imposée au chariot.

1.1.2. Résultats :

1.1.2.1. Exemples de courbes :

Deux courbes sont présentées ci-dessous [Figure 30 et Figure 31]. Une pour le limiteur d'effort à $400 \text{ daN} + \text{sac}$ et l'autre pour le 600 daN . On peut déjà noter que l'échantillonnage pour le tir réalisé avec une retenue à $400 \text{ daN} + \text{sac}$ donne des valeurs par escalier. Par ailleurs, les micro-déformations sont beaucoup plus importantes pour ce dernier par rapport au 600 daN .

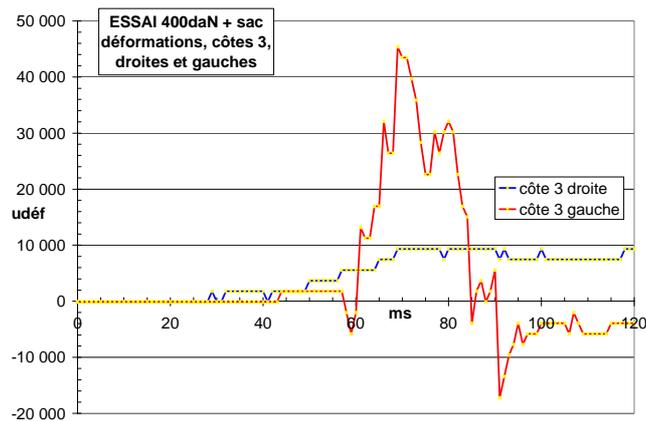


Figure 30 : Retenue $400 \text{ daN} + \text{sac}$, déformations côtes 3.

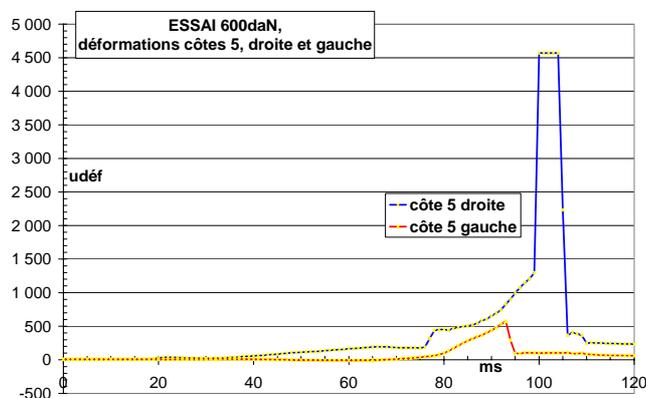


Figure 31 : Retenue 600 daN , déformations côtes 5.

1.1.2.2. Les paramètres :

Les différents paramètres relevés, pouvant aider à la mise en place des essais côte isolée, à partir de ces courbes sont :

- le début du chargement ;
- la durée du chargement (le temps entre le début et la déformation maxi) ;
- la déformation maxi (indication de la rupture de la côte) et
- les vitesses de déformation obtenues à partir de régressions linéaires ($r > 0,90$ pour le 400 daN + sac et $r > 0,95$ pour le 600 daN).

La plupart de ces paramètres sont estimés par l'opérateur.

1.1.3. Conclusion :

Le Tableau 29 présente les ordres de grandeurs observés pour les deux essais.

Tableau 29 : Ordres de grandeurs pour les deux essais.

	Durée	Vitesse	Déf. maxi
400 daN+sac	~ 30 ms	~ 400 $\mu\text{déf.}\text{ms}^{-1}$	~ 8 000 $\mu\text{déf}$
600 daN	60 – 80 ms	40 – 70 $\mu\text{déf.}\text{ms}^{-1}$	~ 1 500 $\mu\text{déf}$

L'essai à 600 daN présente deux phases de déformation. La première phase présente une vitesse de $10 \mu\text{déf.}\text{ms}^{-1}$ durant 30 ms et la seconde de 30 à $60 \mu\text{déf.}\text{ms}^{-1}$ durant 10 ms (parfois, une troisième phase est observée). Avec un limiteur d'effort à 400 daN et un sac gonflable, les côtes subissent plus de déformations (multipliées par quatre), avec une vitesse de chargement plus grande (multipliée par dix), mais pour une durée plus brève (divisée par deux). On peut imaginer compléter ces mesures avec d'autres essais, mais également en plaçant deux jauges par côte pour suivre l'évolution des déformations le long de la côte. La réponse du thorax avec un chargement répartie par le système SRP2 montre une raideur nettement plus élevée. Cette augmentation de la raideur effective avec une charge répartie est également observée par Kent & Coll. [KEN03] sur des SHPM.

Pour se placer dans une configuration EuroNcap, un essai sur les côtes doit durer de 30 à 80 ms ; et présenter une déformation de l'ordre de 1 500 à 8 000 $\mu\text{déf}$.

1.2 Simulations numériques :

Deux simulations numériques, en choc frontal et latéral, sont extraites de leur protocole d'étude pour analyser la cinématique et les déformations des côtes par rapport à l'impact auquel elles sont soumises.

1.2.1. Choc latéral HUMOS :

A partir d'une simulation numérique du modèle Humos[®] sous Radioss[®], un choc latéral avec portière rigide à 7 m.s⁻¹, les déformations et déplacements relatifs des côtes 5 et 6 (niveaux également observés en essai SHPM) sont étudiés. L'impact portière/thorax se fait d'abord par l'intermédiaire du bras et de l'épaule, puis au niveau de la partie antérieure des côtes 6 à 10.

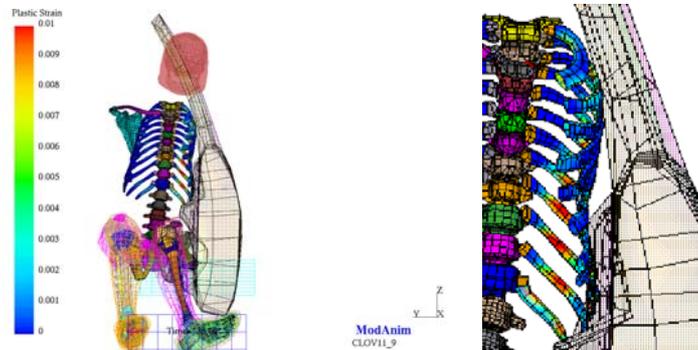


Figure 32 : Hauteur du thorax par rapport à la portière et position côte 6.

Dans cette configuration, la vitesse de chargement relative (d'un point de la côte par rapport à un autre, comparable à des configurations de flexion trois points) est de 2 voire 3 m.s⁻¹. Ces valeurs de chargement sont beaucoup plus élevées que les conclusions pour les essais SHPM (0,1 m.s⁻¹ ; soit 6 mm pendant 60 ms). Le chargement latéral ne pourra pas être pris en compte lors de discussion sur les essais.

1.2.2. Choc frontal :

Cette fois-ci, Humos[®] est sollicité dans la même configuration que pour l'essai SHPM avec limiteur d'effort à 600 daN.

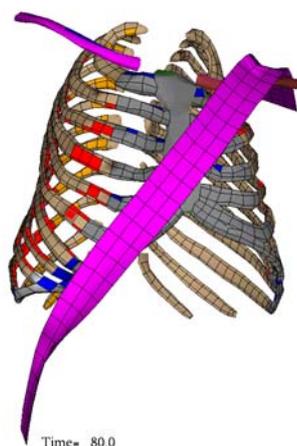


Figure 33 : Superposition de la ceinture avec la cage thoracique déformée.

Le Tableau 30 donne les déformations maxima, qui ont été relevées au niveau de l'angle antérieur, et le

Tableau 31 celles au niveau de la position estimée des jauges pour les côtes 4 et 6.

Tableau 30 : Les déformations maxima, calcul avec Humos[®].

	$\mu\text{déf.s}^{-1}$	$\mu\text{déf}$	$\mu\text{déf}$, éléments en traction	$\mu\text{déf}$, éléments en compression
4 ^{ème} gauche	- 560	13 000	8 000 puis 4 500	-10 000, - 8 000, -4 000, ...
4 ^{ème} droite	400	11 000	9 000 puis 4 000	> -5 000
6 ^{ème} gauche	600	9 000	< 6 500	-8 000, -4 000, ...
6 ^{ème} droite	1 000	35 000	étalé de 31 000 à 1 000	> -9 000

Tableau 31 : Déformations maxima, placement estimé des jauges, calcul Humos[®].

	$\mu\text{déf.s}^{-1}$	$\mu\text{déf}$	commentaires
4 ^{ème} gauche	150	2 600	l'élément adjacent est à $\text{def}_{\text{max}} = -4\,000 \mu\text{déf}$.
4 ^{ème} droite	250	8 500	faible déformation de l'élément adjacent.
6 ^{ème} gauche	-162	-3 200	discontinuité entre 3 éléments adjacents.
6 ^{ème} droite	160	2 800	relativement continu.

Les déformations maxima des côtes du modèle Humos[®] se situent au niveau des angles costaux, lieux de fortes variations de la direction de l'axe de la côte. Les éléments coques de la face externe modélisant la surface externe de la section d'os cortical, passent parfois, d'un élément à l'autre, d'un travail en compression à un travail en traction et réciproquement. La corticale externe de la 6^{ème} côte droite travaille fortement et continûment en traction, sa partie antérieure est proche du passage de la ceinture.

Concernant les déformations maxima, les forts écarts entre la 6^{ème} côte droite et la 6^{ème} côte gauche rappellent ce qui a été mesuré pour la côte 5 [Figure 31]. Le chargement assymétrique de la ceinture pourrait faire partie des voies d'explication. Le Tableau 30 indique des déformations locales nettement plus élevées que les ordres de grandeurs retenus à partir des mesures de déformations des essais SHPM. Le

Tableau 31, qui donne les déformations calculées aux positions estimées des jauges, renvoie des valeurs supérieures aux essais (modèle en éléments finis en général plus raide), mais cohérentes avec ces derniers.

En observant la position de la ceinture, on remarque que dans cette configuration elle ne passe pas sur les côtes. Elle passe par la clavicule et le "plastron costal" (face antérieure de la cage thoracique : cartilages costaux et sternum). Il serait alors intéressant d'observer par la suite ce qu'il en est, du trajet de la ceinture par rapport aux repères anatomiques du thorax, pour la majorité des usagers. Ce serait donc l'enfoncement du plastron qui tirerait sur les côtes et chargerait la corticale externe en traction au niveau de l'angle costal antérieur. Cette observation donne un intérêt supplémentaire au protocole de Tao & Coll. [TAO87].

2. Approche par des modèles de la côte :

La côte va être testée en flexion trois points, en statique et dynamique. Les ordres de grandeurs des déformations et vitesses de déformations ont été précédemment établis. Il reste maintenant à définir comment solliciter ces côtes lors de l'essai. Pour cela, la côte a été observée à l'aide de la RDM, en discutant de la modélisation de ses sections ; du modèle masse-ressort ; du maillage en trois dimensions en éléments finis. Le résultat obtenu est la validation des conditions de chargement pour les essais. Cela a permis de définir le cahier des charges pour les essais.

2.1 Résistance des matériaux :

Une poutre est un solide engendré par le déplacement d'une surface plane S dont le centre de gravité décrit une ligne (appelée ligne moyenne) perpendiculaire en tout point au plan contenant S . La ligne moyenne peut être droite ou courbe. Le rayon de courbure de la courbe devra toujours être grand par rapport aux dimensions transversales de la poutre.

2.1.1. Rappels des hypothèses sur les sections droites :

Navier et Bernoulli :

Les sections droites restent droites, indéformables et perpendiculaires à la ligne moyenne.

2.1.2. Poutre droite :

La Figure 34 présente le schéma d'une poutre droite en flexion trois points, chargement au centre.

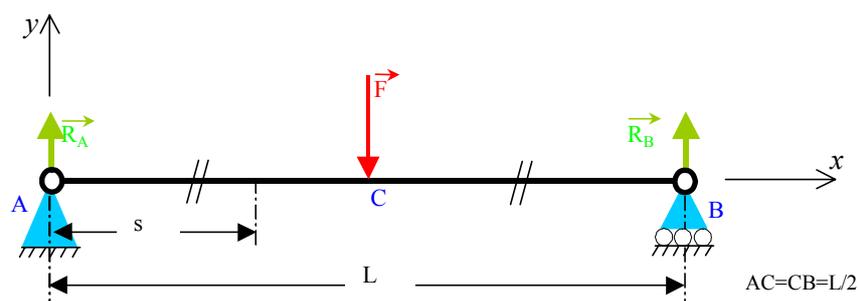


Figure 34 : Poutre droite en flexion trois points.

Les formules, au point C, section où le moment de flexion est maximum et en $y_{\max} = \frac{h}{2}$ (y distance à la fibre neutre du point étudié, fibre neutre étant considérée ici coïncidente avec la

ligne moyenne, h l'épaisseur de la section) sont : $M_{\max.} = \frac{F.L}{4}$ pour le moment de flexion

maximum ; $\sigma_{\max.} = -\frac{F.L.h}{8.I_{Gz}}$ pour la contrainte maximum, et la flèche est donnée par $f = \frac{F.L^3}{48.E.I_{Gz}}$.

A partir des ordres de grandeurs de l'article de Got & Coll. [GOT75], on prend $s = 17,9$ mm², $I = 55$ mm⁴, $h = 5,13$ mm pour une force maxi de 150 N avec un module d'Young choisi à 10 000 MPa. Cela donne pour une poutre droite présentant ces caractéristiques : moment maximum $M_{\max}=3\ 750$ N.mm ; contrainte maximum $\sigma_{\max} = 175$ MPa et $f = 5,7$ mm. Par rapport à la contrainte obtenue, il est probable que les caractéristiques données à cette côte (l'effort maxi) soient avantageuses (équivalent à la limite supérieure de Got & Coll. [GOT75] à l'exception du 375 MPa).

2.1.3. Poutre courbe :

La côte présente un rayon de courbure au niveau de l'arc latéral, partie testée. Afin d'observer l'éventuelle influence de cette courbure dans le traitement des essais, l'étude en RDM d'une poutre courbe, à rayon constant, est réalisée ici.

Le problème étant symétrique, il suffit d'étudier un demi-arc.

La Figure 35 et le Tableau 32 présentent le schéma et la légende d'une poutre courbe en flexion trois en RDM.

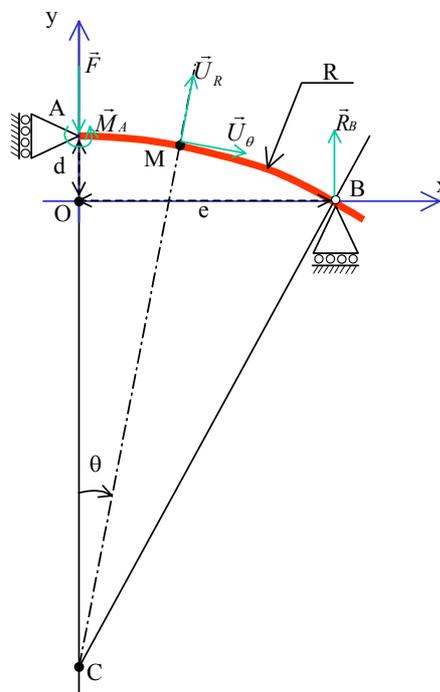


Figure 35 : Schéma poutre courbe en flexion trois points.

Tableau 32 : Légende de la Figure 35.

C	centre du rayon de courbure	M	point de la poutre d'abscisse curviligne s et d'angle $ACM = \theta$.
A	sommet de l'arc	U_0, U_R	repère cylindrique en M
B	appui postérieur	F	charge appliquée sur la demi-courbe
E	distance de demi-élanement	M_A	Réaction en A
0	centre du repère orthonormé tel que $X_a = 0$ et $Y_b = 0$	R_B	réaction en B

Pour la poutre courbe, on obtient concernant la contrainte $\sigma(s,y) = F \cdot \sin(\theta) \cdot \left(\frac{I+R \cdot S \cdot y}{S \cdot I} \right) - F \cdot \frac{e \cdot y}{I}$,

soit pour la contrainte maximum qui est en A $\sigma_{\max} = F \cdot \frac{e \cdot y}{I}$ (on retrouve la même valeur que pour la poutre droite). La formule pour la flèche se trouve quant à elle un peu modifiée :

$$f = \frac{F}{2} \cdot \frac{L^3}{64 \cdot E \cdot I} \cdot \frac{(\mu^2 + 1)^3}{\mu^3} \cdot \left(\frac{2 \cdot \mu}{1 + \mu^2} \cdot (2 \cdot \arctan^2(\mu) + 1) + 64 \cdot \frac{I}{S} \cdot \frac{\mu^2}{L^2 \cdot (1 + \mu^2)^2} \cdot \left(\frac{\mu^3}{1 - \mu^4} \right) - 2 \arctan(\mu) \right)$$

avec $\mu = \frac{d}{e}$.

2.1.4. Comparaison poutre droite – poutre courbe :

Le module d'Young est calculé à partir de la raideur de la zone linéaire des essais côtes en flexion trois points. Quelle sera alors la différence entre les modules d'Young obtenus pour chaque modèle ? A partir de l'égalité des raideurs pour les deux modèles, on obtient (E_c module d'Young poutre courbe et E_d module d'Young poutre droite) :

$$\frac{E_c}{E_d} = \frac{3}{8} \cdot \frac{(\mu^2 + 1)^3}{\mu^3} \cdot \left(\frac{2 \cdot \mu}{1 + \mu^2} \cdot (2 \cdot \arctan^2(\mu) + 1) + 64 \cdot \frac{I}{S} \cdot \frac{\mu^2}{L^2 \cdot (1 + \mu^2)^2} \cdot \left(\frac{\mu^3}{1 - \mu^4} \right) - 2 \cdot \arctan(\mu) \right).$$

Le rapport entre les deux modèles est fonction de l'élanement (L), de la section totale (S), de l'inertie (I) mais qui possèdent les mêmes valeurs pour les deux modèles ; et de la hauteur de corde (d) qui est le nouveau paramètre pris en compte. Pour la côte définie précédemment, cela donne le graphique Figure 36.

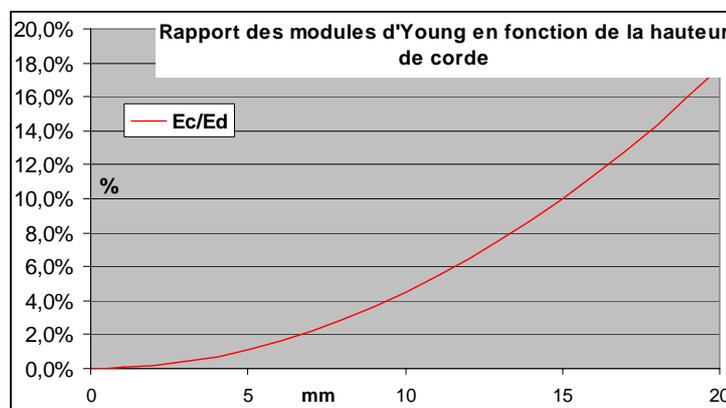


Figure 36 : Comparaison module d'Young poutre droite, poutre courbe pour un essai donné.

Pour une hauteur de corde ne dépassant pas 10 mm, le modèle de la poutre droite semble encore acceptable (erreur inférieure à 4,5%). Au delà, il est nécessaire d'utiliser le modèle poutre courbe, pour un chargement ponctuel. Le cas d'un chargement linéique n'est pas rapporté ici.

2.1.5. Calcul de poutre avec ANSYS®.

Les mêmes caractéristiques de la poutre droite ont été placées dans un modèle à éléments poutres. La côte a été divisée en 10 éléments égaux. La hauteur d'essai est comprise entre 0 et 45 mm [Figure 37].

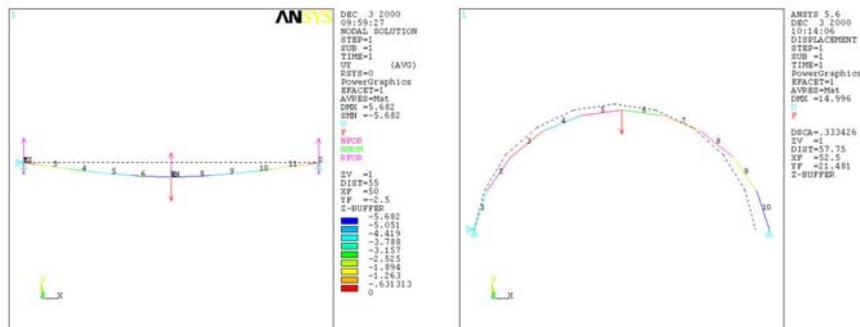


Figure 37 : MEF en poutre avec Ansys®.

Concernant la poutre droite, les mêmes résultats qu'en RDM sont obtenus. La contrainte maximum reste identique indépendamment de la courbure (1/rayon). Par contre, la contrainte moyenne diminue de manière non linéaire avec l'accroissement de la courbure (-0,3 % pour une hauteur de corde de 5 mm, -4,9 % à 20 mm). L'augmentation de la courbure augmente le gradient de contrainte vers les appuis. Ensuite, en se ramenant à des appuis fixes à contacts lisses parfaits, la flèche augmente respectivement de 4,9 %, 15,4 % et 31,7 % pour des hauteurs de courbures de 10, 15 et 20 mm.

Donc pour des mêmes caractéristiques de corticale et de section, une côte avec une courbure plus élevée devrait présenter, par rapport à ce modèle, une flèche plus importante.

2.2 Modélisation de la section :

Pour pouvoir déterminer les propriétés mécaniques de la côte à partir d'essais mécaniques, il est nécessaire d'en connaître l'inertie, et donc sa section. Cette inertie peut être soit mesurée, soit obtenue à partir d'une section modélisée paramétrée. Cette dernière solution rend le traitement plus rapide, avec moins de moyens à mettre en œuvre, et permet de généraliser des modèles informatiques autour de quelques paramètres. Le cas de la section elliptique, en mesurant le grand axe et le petit axe, est développé ci-après. Une autre forme géométrique est également abordée : le rectangle. L'article de Got & Coll. [Got75] sert de base de données à cette étude.

2.2.1. Sections de côtes :

La Figure 38 présente trois sections de côtes pour lesquelles n'est représentée que la section de corticale. Dans l'article de Got & Coll. [GOT75], la hauteur de côte est appelée largeur.

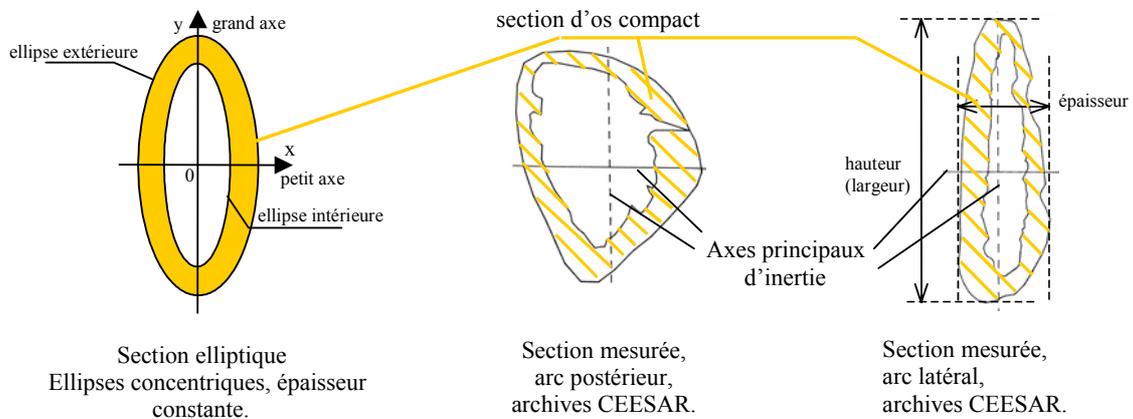


Figure 38 : Sections de côtes, elliptiques et mesurées.

La Figure 38 montre que le modèle elliptique ne représente pas les deux sections mesurées et ne reproduit pas les variations d'épaisseur de corticale.

2.2.2. Le modèle elliptique :

La Figure 39 montre la section de côte modélisée par deux ellipses concentriques. L'épaisseur de corticale est choisie constante sur le grand axe (D) et le petit axe (d).

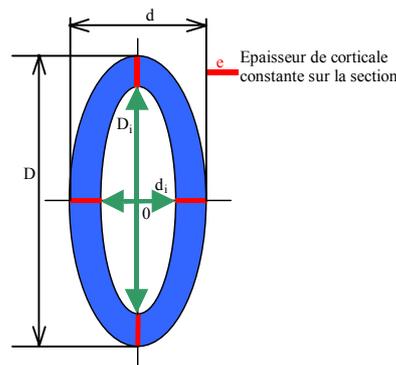


Figure 39 : Section modélisée par une ellipse.

Par rapport aux mesures de Got & Coll. [GOT75], la modélisation du contour extérieur par une ellipse entraîne une réduction de 25 à 30 % de la surface totale. L'épaisseur de corticale équivalente obtenue pour une surface de corticale identique à celles qu'ils ont mesurées est de l'ordre du $\frac{1}{2}$ mm. Ils ne donnent pas d'indication sur les épaisseurs de corticale. Seuls Roberts & Chen [ROB71] renseignent ce point. Concernant l'inertie suivant le grand axe, celle qui intéresse

l'essai de flexion trois points, $I_y = \frac{\pi}{64} (D^3.d - D_i^3.d_i)$, elle est plus faible de l'ordre de 40 % pour le modèle que pour celle mesurée par Got & Coll. [GOT75].

2.2.3. Comparaison avec une section rectangulaire :

La section de côte est maintenant modélisée par deux rectangles centrés. Deux modèles présentés sur la Figure 40 A et B sont, un avec une épaisseur constante (e) tout le long et l'autre avec une demi-épaisseur (e/2) sur les bords.

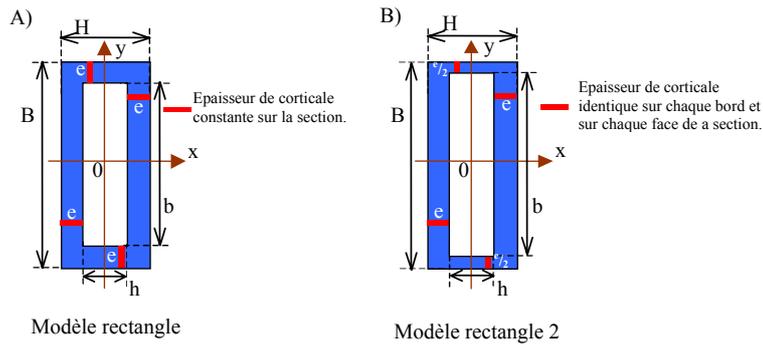


Figure 40 : Section de côte pour les modèles rectangle et rectangle 2.

Les comparaisons avec l'article référence montrent que la section totale du modèle rectangle est plus proche de la section mesurée que le modèle ellipse. Cependant, il minore également la section. Il est à remarquer que l'épaisseur de corticale évaluée pour le modèle rectangle est identique à celle de l'ellipse. L'épaisseur (e) moyenne obtenue en relation avec l'article est de 0,6 pour le modèle rectangle et 0,69 pour le modèle rectangle 2.

Le Tableau 33 présente l'inertie obtenue pour les trois modèles par rapport à l'inertie mesurée.

Tableau 33 : Inerties comparées des trois modèles (ensemble des sujets).

	Inertie mesurée mm ⁴	Inertie des modèles			Erreur des modèles		
		ellipse mm ⁴	rect. mm ⁴	rect. 2 mm ⁴	ellipse %	rect. %	rect. 2 %
Moyenne article	49,28	49,28	83,66	88,64	-44,6%	-6,0%	-0,4%
Ecart type article	22,78	22,78	38,68	41,18	15,9%	27,1%	28,3%
Coef. de variation	0,46	0,46	0,46	0,46	-0,36	-4,55	-77,10
Max article	101,43	101,43	172,19	182,91	11,1%	88,6%	96,2%
Min article	6,48	6,48	11,00	11,50	-68,7%	-46,9%	-45,1%

Par ailleurs, sur l'ensemble des sections, dans dix-neuf cas, c'est l'inertie du rectangle 2 qui est la plus précise contre onze pour le rectangle et seulement deux pour l'ellipse. Concernant les

meilleures précisions de chaque modèle, elle est de 11 % pour l'ellipse, 0,5 % pour le rectangle et 1 % (dans trois cas) pour le rectangle 2.

La meilleure modélisation semble être celle du rectangle 2 qui possède deux fois plus de corticale sur les faces que sur les bords.

Par rapport à l'article et avec le mode de calcul de l'épaisseur constante équivalente adoptée, les modèles rectangulaires sont plus précis que le modèle elliptique. Les résultats montrent une grande dispersion qui met en doute toute possibilité de travailler avec un seul type de section paramétrée.

2.2.4. Stabilité de l'inertie :

A partir d'une section choisie dans le travail de Got & Coll. [GOT75], la stabilité de l'inertie est étudiée en faisant varier dans les trois cas possibles un des trois paramètres suivants : la surface totale, la surface de corticale et l'épaisseur constante de corticale, pour le modèle elliptique. Il en ressort que l'inertie est plus sensible aux variations de l'épaisseur de corticale (l'ordre du double).

En ce qui concerne l'évolution des déformations en fonction de celle de l'inertie (modèle elliptique, variation de α %), elle est du même ordre, mais de signe inverse : $\varepsilon_\alpha \approx \varepsilon \cdot (1 - \alpha)$ (α en %, petit devant 1). Pour augmenter l'exactitude de l'étude des déformations, il faut augmenter la précision de la mesure de l'inertie.

2.2.5. Conclusion :

L'inertie d'une section de côte modélisée par une ellipse, à partir des dimensions extérieures, sous-estime en général celle mesurée et peut avoir des erreurs allant jusqu'à 40 %. Calculer l'inertie du modèle elliptique nécessite de donner une épaisseur de corticale à celui-ci. Elle peut être estimée à partir de la section de corticale mesurée, mais dans ce cas, il faut mettre en œuvre des moyens d'imagerie, qui donnerait finalement la possibilité d'avoir l'inertie réelle. Une section rectangulaire est souvent une meilleure modélisation de la section de la côte que celle elliptique citée dans la bibliographie.

Toute section de côte doit être mesurée, et préférablement de manière non invasive. Cependant, il reste possible d'explorer d'autres modèles géométriques et des moyens, pour estimer l'épaisseur de corticale.

2.3 Modèles masse-ressort :

La côte (considérée ici de masse négligeable, ≈ 20 g) est modélisée par un ressort et la sollicitation par une masse. On s'intéressera à la première demi-période, qui est considérée comme élastique ; sachant que les déformations plastiques apparaissent autour de 3 à 6 mm [GOT75] de déplacement dans le cas de l'essai de flexion trois points quasi-statique.

2.3.1. Masse avec vitesse initiale :

La Figure 41 montre le schéma du système masse-ressort avec vitesse initiale et rappelle la formule de la position en fonction du temps.

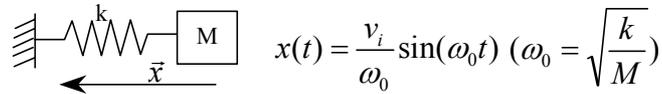


Figure 41 : Schéma masse-ressort avec vitesse initiale.

Avec une raideur du ressort $50\,000 \text{ N.m}^{-1}$ (ordre de grandeur de la raideur des côtes), l'état du système est calculé pour un déplacement de 4 mm ; qui est l'ordre de grandeur pour l'effort maximum. En se plaçant dans les conditions de Kallieris & Coll. [KAL00], $M = 2,35 \text{ kg}$ et $v_i = 4 \text{ m.s}^{-1}$, l'oscillation est trop rapide, 3 ms minimum, ce qui est loin des 60 ms observées lors des essais SHPM. En forçant l'oscillation en période et déplacement maximum, on arrive à une oscillation acceptable pour une vitesse initiale de $0,4 \text{ m.s}^{-1}$ et une masse de 25 kg .

Pour appliquer cette vitesse initiale par puit de chute, il faudrait une hauteur de 8 mm ; $0,5 \text{ mm}$ donnerait une vitesse de $0,1 \text{ m.s}^{-1}$. Le puit de chute est donc difficilement envisageable.

2.3.2. Masse soumise à la gravité :

Les vitesses de chargement étant faibles, on va s'intéresser au comportement de ce modèle en plaçant la masse soumise à la gravité. Ce qui permettra d'avoir une mise en déformation progressive. La Figure 42 montre le schéma du système masse-ressort avec la masse soumise à la gravité et rappelle la formule de la position en fonction du temps.

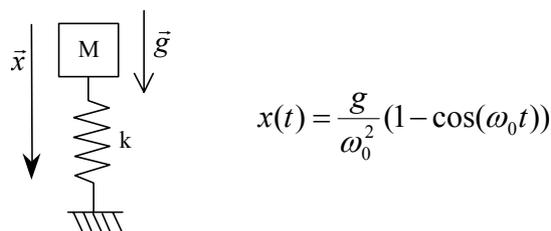


Figure 42 : Schéma masse-ressort soumis à la gravité.

En faisant varier la masse et la raideur, on observe que pour une masse de 40 kg , la raideur de la côte a peu d'influence sur la durée du déplacement à 4 mm (30 ms) et la vitesse atteinte (de l'ordre de $0,2 \text{ m.s}^{-1}$).

2.3.3. Conclusion :

Par rapport au système masse-ressort, il semble intéressant de se diriger vers une sollicitation en libérant une masse de 40 Kg directement sur la côte. Cela permettrait d'avoir une durée pour un déplacement de 4 mm de l'ordre de 30 ms avec une vitesse maximum de $0,25 \text{ m.s}^{-1}$.

2.4 Modélisation sous Radioss[®] :

Le modèle utilisé est un modèle paramétré avec une section elliptique. Le maillage est généré avec Matlab[®].

2.4.1. Le modèle numérique :

La corticale est maillée par des éléments coque mince (shell) à quatre nœuds, tous de même épaisseur. Afin d'essayer d'atténuer les phénomènes d'Hourglass, quelques éléments coque mince à trois nœuds ont été inclus.

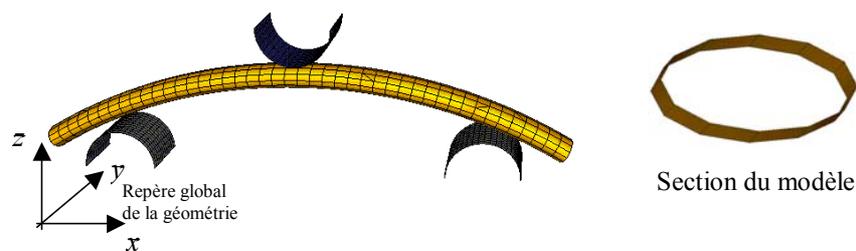


Figure 43 : Maillage de la côte avec les appuis et le plongeur cylindrique, et la section.

Les appuis sont modélisés par un seul corps rigide, formé par deux cylindres de diamètre 20 mm avec un écartement de 100 mm entre les centres, dont leur nœud maître est encastré. Des interfaces type 7, doublées, assurent les différents contacts (Cf. matériels et méthodes chapitre 5). Les dimensions choisies pour la côte sont : épaisseur de cortical 0,77 mm, grand axe de la section 12 mm, petit axe de la section 6 mm et rayon de courbure de 130 mm. Le nombre d'éléments par section est de 12, ce qui donne des tailles allant entre $3 \times 3 \text{ mm}$ et $3 \times 1,5 \text{ mm}$. Le critère de Mindlin, qui stipule que l'épaisseur de l'élément doit être comprise entre $\frac{1}{4}$ et $\frac{1}{20}$ de sa longueur caractéristique, n'est pas toujours respecté.

Par rapport à la structure choisie et la loi élasto-plastique utilisée, les valeurs des paramètres paraissant les plus cohérentes sont de 14 000 MPa pour le module d'Young et de 80 MPa pour la résistance élastique. Ces valeurs sont retenues pour la suite de l'étude.

2.4.2. Conditions d'essai de Kallieris & Coll. [KAL00] :

Les phénomènes de vibration de cette configuration structure-loi-sollicitation sont trop importants pour pouvoir conclure. Ce modèle ne reproduit pas les résultats présentés par Kallieris & Coll. [KAL00]. La sollicitation par impact de 4 m.s^{-1} est abandonnée.

2.4.3. Sollicitation par gravité :

La Figure 44 montre les courbes effort-temps pour quatre masses : 10, 40, 50, 100 Kg.

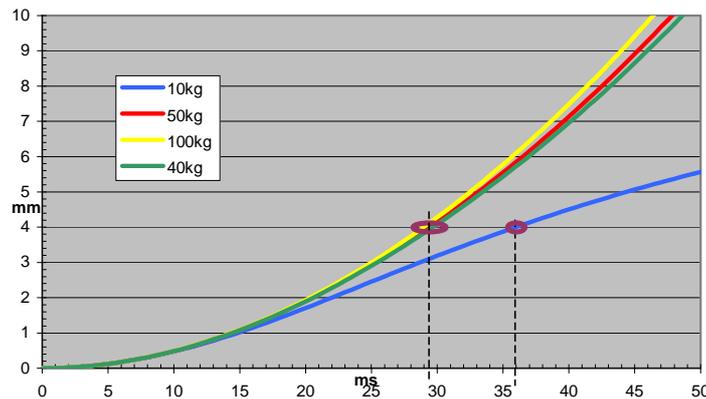


Figure 44 : Courbes de déplacement de l'impacteur dans le temps pour les quatre masses.

Comme le montre le graphique ci-dessus, pour 40-100 kg, le temps pour un déplacement de 4 mm est de 28-30 ms. En ce qui concerne 10 kg, il se situe à 36 ms. Le Tableau 34 donne lui la vitesse du plongeur pour la même valeur de déplacement.

Tableau 34 : Vitesse du plongeur pour un déplacement de 4mm.

	10 kg	50 kg	100 kg	40 kg
Vitesse m.s^{-1}	0,12	0,26	0,27	0,25

Lorsqu'on compare le système masse-ressort avec le modèle éléments finis, pour une sollicitation par gravité avec une masse de 40 kg, les deux modèles donnent des valeurs comparables pour un déplacement de 4 mm en terme de durée et de vitesse [Tableau 35]. Cela malgré les déformations plastiques déjà atteintes par les éléments sous le plongeur.

Tableau 35 : Comparaison de modèles par la durée et les vitesses.

Raideur	Durée à 4 mm	Vitesse à 4 mm
N.m^{-1}	ms	m.s^{-1}
37 000	29,54	0,25
50 000	29,93	0,24
MEF 43 300	29,50	0,25

Toujours pour cette masse de 40 kg, les énergies relevées à 4 mm sont données dans le Tableau 36 (l'énergie d'hourglass complète la somme).

Tableau 36 : Tableau des énergies.

	mJ
Energie de pesanteur	1553
Energie cinétique	1250
Energie de déformation	300

Pour ce modèle éléments finis (MEF), pour un essai avec des appuis cylindriques de diamètre de 20 mm et un élanement de 100 mm, l'énergie de flexion pour endommager la côte (hypothèse d'effort maxi à 4 mm) est de 0,3 J (0,4 pour un ressort de raideur 50 000 N.m⁻¹ et de 0,34 pour k = 43 300 N.m⁻¹).

Il ressort que la structure réagit quasiment de la même manière entre 0 et 8 mm pour les masses supérieures ou égales à 40 kg. Avec la configuration des appuis utilisés, la côte MEF arrive à freiner une masse de 10 kg. La comparaison avec les vitesses de déformations des essais SHPM indique des vitesses de chargement légèrement élevées et une durée un peu courte. Cependant, l'ensemble est relativement acceptable. Eventuellement, un amortisseur pourrait être ajouté au système pour influencer sur la vitesse de chargement.

2.4.4. Impacteur ceinture :

Cette fois-ci la charge n'est plus appliquée par un cylindre, mais par l'intermédiaire d'une ceinture, prise entre deux mors, corps rigides (en rouge, Figure 45) à ces extrémités. La largeur de la ceinture est de 50 mm et elle est centrée entre les appuis. Le chargement est appliqué par l'intermédiaire d'une masse de 40 kg soumise à la gravité, liée aux corps rigides des mors. La ceinture a un module d'élasticité de 2 660 MPa.

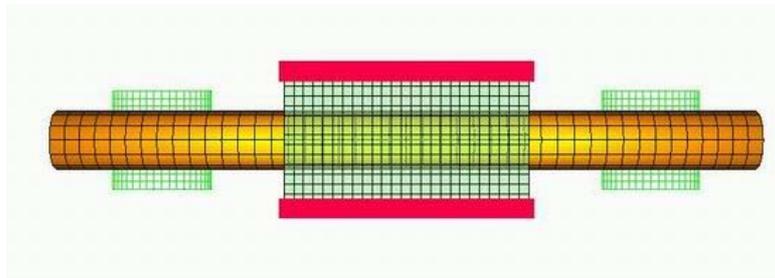


Figure 45 : Conditions limites avec la ceinture.

La courbe effort-déplacement de ce modèle [Figure 46] montre deux raideurs, avec une inclinaison autour de 4 mm. Par rapport à une sollicitation avec impacteur ceinture, l'élément 2 304 (face externe, 15mm du plongeur) montre une déformation identique pour les deux géométries jusqu'à un déplacement de 2,3 mm [Figure 47]. Après, l'élément se trouve moins chargé avec la sollicitation cylindre alors que l'impacteur ceinture continue à le charger.

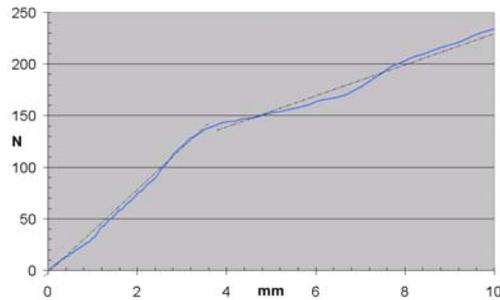


Figure 46 : Courbe effort-déplacement pour l'impacteur ceinture.

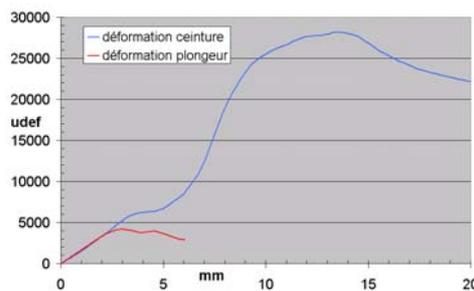


Figure 47 : Courbes de déformation pour les deux impacteurs.

Pour un déplacement de 4 mm, le Tableau 37 montre les valeurs.

Tableau 37 : Comparaison des plongeurs, paramètres déformations.

	μdef	$\mu\text{def.ms}^{-1}$
Ceinture	6250	41
Ceinture max sur 0-4 mm	6250	420 (2,41 mm)
Cylindre	3720	117
Cylindre max sur 0-4 mm	4170 (3,01 mm)	293 (1,85 mm)

La sollicitation avec la ceinture supprime les concentrations de contrainte mais est beaucoup plus sévère avec l'ensemble de la côte et de manière bien plus rapide qu'avec un cylindre. Il est probable que les mécanismes de rupture seront différents. Il semble difficile d'estimer le déplacement de l'apparition des fractures. Il faudra donc prévoir un déplacement supérieur à celui utilisé pour l'impacteur cylindre, 8 mm peut être un bon point de départ.

En ce qui concerne l'énergie, le Tableau 38 présente les valeurs obtenues pour un déplacement à 4 mm avec une masse de 40 kg pour les deux impacteurs.

Tableau 38 : Comparaison des plongeurs, paramètre énergie (mJ).

<i>mJ</i>	Ceinture	Cylindre
Energie de pesanteur	1593	1800
Energie cinétique	1330	1463
Energie de déformation	260	315

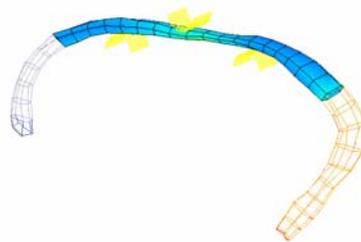
L'énergie de déformation avec l'impacteur ceinture est du même ordre que pour un cylindre, mais légèrement plus faible. Ici le problème de mise en charge évoqué au début rend difficile toute discussion. Il serait intéressant de reprendre le calcul en modifiant la hauteur des gaps et en repositionnant les corps rigides en fonction. Il ne faut pas oublier que l'impacteur ceinture est un corps déformable.

En conclusion, le chargement par gravité semble être la solution à adopter. Il présente une durée et une vitesse de chargement acceptable et permet une mise en mouvement progressive. La masse de 40 kg paraît être le bon compromis. Un plongeur de type ceinture se montre très intéressant parce que le mode de rupture devrait être différent. Le modèle masse-ressort s'est montré très pertinent pour un plongeur cylindrique par rapport aux simulations en éléments finis.

Pour résumer ce paragraphe simulation sous Radioss[®], la mise en mouvement peut être réalisée par gravité (chargement progressif) avec une masse de 40 kg. La géométrie des plongeurs à utiliser est un cylindre dur de diamètre de 20 mm et une ceinture de sécurité automobile. Les mesures estimées sont de 300 – 400 $\mu\text{def.ms}^{-1}$ pour les vitesses de déformation ; autour de 5 000 μdef pour les déformations et 0,25 m.s^{-1} pour la vitesse du plongeur.

2.4.5. La côte Humos[®] :

Une côte Humos[®], la côte 6 gauche, a été sollicitée en flexion trois points avec une vitesse d'impacteur de 0,1 m.s^{-1} et avec les mêmes conditions limites que la côte paramétrée. L'effort maxi relevé est de 145 N avec une plasticité qui survient à 3 mm de déplacement et la rupture du premier élément à 7 mm. Pour la déformation, le maximum relevé est de 4 000 μdef avec une vitesse de 133 $\mu\text{def.ms}^{-1}$.

**Figure 48 : Côte Humos[®] 6 gauche sollicitée en flexion trois points.**

3. Essais préliminaires :

Afin d'anticiper l'établissement du cahier des charges, une campagne d'essais préliminaires en quasi-statique, a été réalisée. Elle a permis d'appréhender les domaines de montage, machine d'essai et les possibilités d'acquisition ainsi que la préparation des côtes et leur comportement mécaniques. Trois types d'essais ont été effectués : des essais de flexion trois points, des essais de compression et des essais d'écrasement de section.

3.1 Flexion trois points :

3.1.1. Conditions d'essai :

L'arc latéral de la côte est posé (côte entière ou sciée), de manière convexe, sur deux appuis de diamètre 20 mm et de longueur 30 mm avec un élanement de 100 mm.



Figure 49 : Bâti et machine pour la flexion trois points (exemple : côte sciée avec jauges).

La vitesse de chargement est de $2,5 \text{ mm}\cdot\text{min}^{-1}$, réalisée avec l'Instron[®] 5500R-1185, l'effort est mesuré avec la cellule de force Instron[®] et le déplacement relevé est celui du bâti, déplacement appliqué aux appuis. La fréquence d'acquisition est de 10 Hz.

Différentes conditions d'essai sont comparées comme le montre la Figure 50.



Figure 50 : photos des différents paramètres observés.

Des côtes sont testées entières, sciées, concaves et convexes. Une côte est équipée de jauges de déformations et une est testée deux fois.

3.1.2. Courbe :

La Figure 51 donne un exemple d'une courbe effort-déplacement. En abscisse est le déplacement en millimètre ; en ordonnée à gauche, l'effort plongeur en N (courbe bleue) ; et à droite, la raideur instantanée (courbe verte) en $N.mm^{-1}$ (dérivée instantanée de la courbe, par la méthode des quantités de variation avec quinze points de part et d'autre de la mesure).

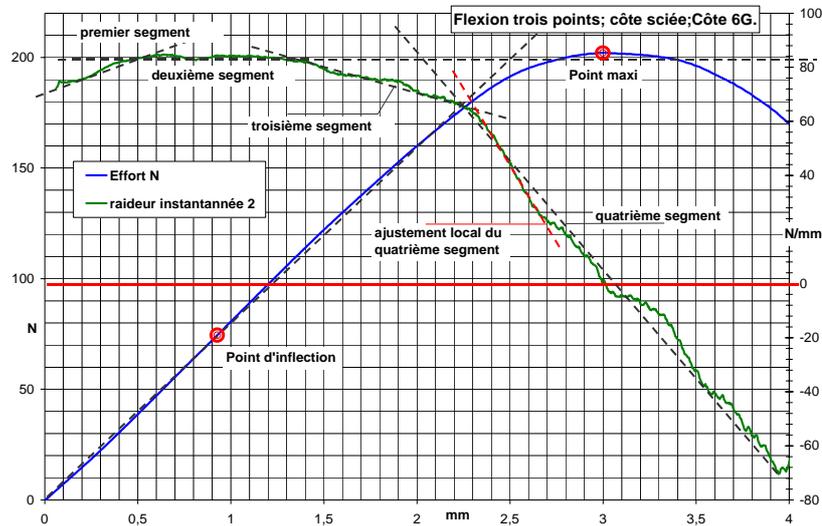


Figure 51 : Exemple de courbe effort-déplacement obtenue.

La courbe montre dans un premier temps une convexité vers les abscisses, puis un point d'inflexion et une concavité croissante jusqu'au point d'effort maximum. Par ailleurs, elle quitte la zone linéaire avant l'effort maximum ; ici à 75 % de la valeur effort maximum. Après la fin de la zone linéaire, on observe que la raideur décroît linéairement.

3.1.3. Caractéristiques mécaniques :

Différents modes de régression linéaire ont été comparés pour identifier le plus pertinent et quantifier la fin de la zone linéaire. Il n'est pas ressorti de résultat de la démarche réalisée ; cependant, la zone linéaire présente des coefficients de linéarité de l'ordre de 0,999... Le tableau suivant résume les essais et caractéristiques des courbes.

Tableau 39 : Caractéristiques mécaniques des côtes des essais préliminaires en flexion.

Côte	Etat	Orientation	F_{max}	D à F_{max}	Raideur	Commentaires
			N	mm	$N.mm^{-1}$	
6 gauche	sciée	Convexe	202	3,01	79	Figure 51
5 gauche	entière	Convexe	(88)	(3,14)	(35)	Rotation durant l'essai.
8 gauche	entière	Convexe	70	1,41	53	1 ^{er} essai
8 gauche	sciée	Convexe	128	3,59	47	2 ^{ème} essai
7 gauche	sciée	Convexe	169	2,50	78	Jauges
4 gauche	sciée	Concave	156	2,84	73	Concave

Le sujet testé, 55 ans (n°122 aux St Pères à Paris), présente un effort maximum moyen, F_{\max} moyen, de 163 N, un déplacement moyen à F_{\max} de 2,98 mm et une raideur moyenne de 70 N.m⁻¹. La côte 8 gauche, testée une première fois entière, voit sa raideur diminuée de 12 % après avoir été sciée. Le facteur observé était l'influence de l'intégrité de la côte par rapport à sa réponse pour l'essai. Cependant il ne faut pas écarter un éventuel endommagement lors du première essai, une légère fluctuation du positionnement et le temps passé à température ambiante et en milieu sec, comme causes possibles des variations de sa raideur. En regardant l'essai de la côte 4 gauche, il ne semble pas a priori y avoir d'influence de positionner la côte en concavité par rapport à la convexité. Cependant les études sur l'influence de la courbure laissent envisager un probable décalage de F_{\max} et d à F_{\max} .

3.1.4. Jauges de déformation :

Des jauges ont été placées de part et d'autre du plongeur à environ une vingtaine de millimètres. Dans la partie antérieure, deux jauges unidirectionnelles sont placées sur les corticales internes et externes et sur la partie postérieure, une rosette de trois jauges à 45°. Les Tableau 40 et Tableau 41 présentent les résultats.

Tableau 40 : Déformations maxi des jauges.

	Déplacement	Déformations
	mm	μdef.
<i>Effort</i>	2,52	168,7 N
Jauge unidirectionnelle interne	2,44	4 406
Jauge unidirectionnelle externe	2,22	-2 920
Rosette direction axiale	2,48	-1 861
Rosette direction 45°	2,48	-1 157
Rosette direction transverse	2,07	154

Il y a un décalage de 25 % entre les valeurs absolues de déformations, entre la corticale externe et interne, à l'avantage de la corticale interne. Egalement un écart de 30 % en faveur de la zone antérieure est observé par rapport à la zone postérieure, ce qui est cohérent avec une section plus solide en postérieure. La déformation transverse est négligeable.

Tableau 41 : Ordre d'apparition des maxima.

	Déplacement à la mesure maximum
	mm
Rosette direction transverse	2,07
Jauge unidirectionnelle externe	2,22
Jauge unidirectionnelle interne	2,44
Rosette directions axiale et 45°	2,48
Effort	2,52

Nous observons que les déformations maxima sont atteintes avant le déplacement maximum.

Le décalage entre la déformation maximum et l'effort maximum est cohérent avec la courbe effort-déplacement présentée. Il serait donc intéressant de renouveler les mesures de déformation, d'autant plus que les ordres de grandeurs obtenus correspondent à ceux des essais SHPM et des simulations numériques. Il n'a pas été relevé de problème particulier concernant le collage (présenté dans le paragraphe Matériels et méthode, chapitre 4 ; Essais mécaniques) et les mesures. Il est à noter que pour cet essai, la corticale externe s'est à nouveau retrouvée chargée après l'effort maximum pour atteindre une déformation de $4\,736\ \mu\text{déf}$.

3.1.5. Effondrement de la section :

Des déformations locales ont été observées au niveau du contact côte – plongeur. La Figure 52 et la Figure 53 illustrent ce point.

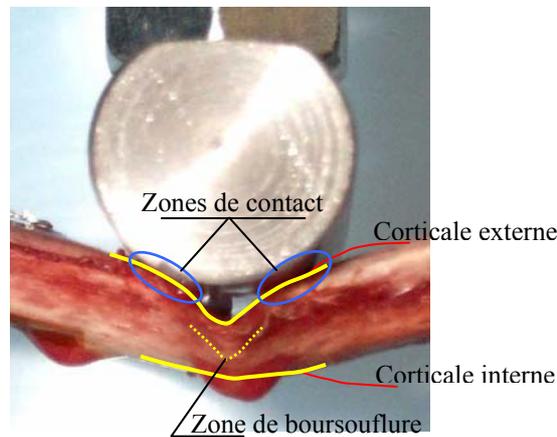


Figure 52 : Effondrement de la section sous l'impacteur.

D'abord, pendant le chargement (probablement peu après la fin de la zone linéaire), la corticale externe s'effondre et le plongeur vient en contact sur la côte en deux points.

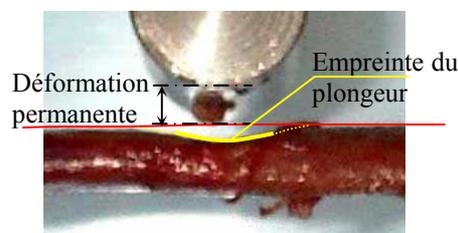


Figure 53 : Déformation permanente et empreinte plongeur après l'essai.

Ensuite, lorsque le plongeur est ramené en position initiale (contact avec la côte au début de l'essai), il reste une déformation résiduelle plus l'empreinte du plongeur dans la corticale externe.

3.2 Compression :

Pour compléter les informations qui seront obtenues à partir d'essais de flexion trois points, il est envisagé de réaliser des essais de compression.

3.2.1. Conditions d'essai :

Des morceaux de côte de 30 mm sont prélevés au niveau de l'arc latéral. Ils sont comprimés à une vitesse de 2,5 mm.min⁻¹.

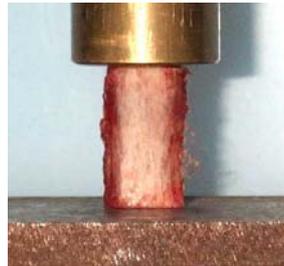


Figure 54 : Morceau de côte en compression.

La Figure 54 présente la côte comprimée entre deux surfaces planes parallèles, sur le bâti de la machine Instron[®].

3.2.2. Résultats :

Le Tableau 42 présente les résultats des essais en compression.

Tableau 42 : Résultats compression des essais préliminaires.

Côte	Longueur arc	Région	Fmax	D à Fmax	Taux de compression	Raideur (k)
	mm		N	mm	%	N.mm ⁻¹
5 gauche	31	Postérieur	702	0,53	1,7 %	1 600
5 gauche	30	Antérieur	633	0,86	2,8 %	909
6 gauche	31	Postérieur	580	1,00	3,2 %	660
6 gauche	30	Antérieur	554	0,73	2,4 %	792

L'effort maximum ($F_{\max \text{ moyen}} = 617 \text{ N}$) est nettement plus élevé qu'en flexion : quatre fois. La raideur ($k_{\text{moyen}} = 900 \text{ N.mm}^{-1}$) est quatorze fois plus élevée. Le taux de compression à l'effort maximum, de l'ordre de 2,5 %, est bien supérieur aux mesures des jauges.

3.2.3. Discussion :

En RDM pour une poutre droite à section carrée, matériau homogène et isotrope, en négligeant le flambement, on obtient une relation entre la raideur en flexion (élançement = 100 mm) et la raideur en compression (h = 30 mm) : $k_{\text{compression}} = 925 k_{\text{flexion}}$. Bien qu'il y ait un ordre de grandeur d'écart entre les essais et cette théorie, la tendance est cohérente. L'os cortical est un matériau anisotrope dont le travail en compression et traction lors de l'essai en flexion est évident.

3.3 Ecrasement de section :

Suite à l'observation de l'effondrement de sections, quelques essais ont été réalisés pour évaluer la résistance de la section.

3.3.1. Conditions d'essai :

Quatre sections ont été écrasées [Figure 55] dans le sens de l'épaisseur (interne – externe). Deux sections, latérale et antérieure, des côtes 4 et 7 gauches. La vitesse de chargement est la même que précédemment, $2,5 \text{ mm.min}^{-1}$.

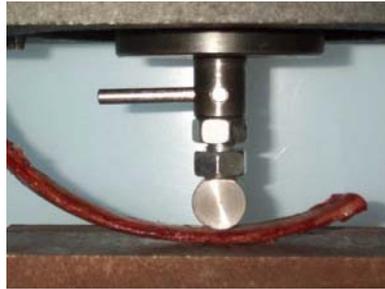


Figure 55 : Conditions d'essai, écrasement de section.

On peut voir que la face externe de la côte est posée sur un plan et que la face interne est sollicitée par le plongeur, au lieu de la face externe en flexion trois points. Nous posons l'hypothèse que cela n'a pas de conséquence, comme l'a montré l'essai concave.

3.3.2. Résultats :

Pour l'écrasement d'une section de l'ordre de 10 % les efforts atteints sont compris entre 200 et 400 N. Concernant la côte 4 gauche, l'effort relevé pour un écrasement de 5 % est de 150 N dans la partie antérieure et 110 N dans la partie latérale. La section seule semble donc capable de supporter un effort de l'ordre de 100 N.

Il semble donc que l'affaissement de la corticale externe en flexion soit dû à un phénomène de flambement.

4. Cahier des charges :

L'ensemble des modèles observés, des essais SHPM et des essais préliminaires convergent pour l'essai de flexion trois points vers une déformation de 4 000 μdef et une vitesse de déformation (pour les chargements dynamiques) de 150 $\mu\text{def}.\text{ms}^{-1}$. Ces modèles et mesures se valident mutuellement. Le calcul avec la côte Humos[©] valide la vitesse de chargement de $v = 0,1 \text{ m}.\text{s}^{-1}$ (après l'abandon d'un chargement par l'action de la gravité avec une masse de 40 kg). Néanmoins, il faut garder à l'esprit que comme observé avec Humos[©] et les essais SHPM, cela ne correspond pas aux zones de déformations les plus défavorables. Mais cela permettra de caractériser et de modéliser les côtes par rapport aux sollicitations observées sur les portions qui seront testées.

La mesure des déformations est réalisable et cohérente. Elle sera conservée. La hauteur de corde est influente sur le résultat, il faudra donc la mesurer. Par ailleurs, cette courbure induit de manière géométrique des efforts axiaux de traction sur la côte, des capteurs d'efforts devront permettre d'évaluer leur influence. Proposée pour suivre la cinématique de la côte lors de l'essai de flexion, la vidéo devrait surtout permettre d'observer l'endommagement de la côte. Ayant nettement modifié les résultats lors des simulations (au moins 30 %), un impacteur ceinture devra être utilisé. De part l'influence d'une section modélisée, la section de la côte devra être suivie tout le long de celle-ci et mesurée. Une première série de scanners observée avec SliceOmatic[®] a montré l'intérêt de développer un outil de reconstruction volumique à partir de coupes tomodensitométriques, domaine dans lequel le LBM possède déjà de nombreuses compétences. La côte sera testée entière pour éviter toute éventuelle influence mécanique due à une rupture de l'intégrité de l'os (- 12 % sur la raideur après découpe).

A partir de ce résumé et des chapitres précédents, voici les points à réaliser pour le protocole :

- Analyser la côte par des moyens d'imagerie médicale pour pouvoir obtenir la surface et l'inertie de la section et reconstruire la géométrie de celle-ci par des développements d'outils informatiques en internes ;
- Pour le montage en flexion trois points, un élancement de 100 mm ; des appuis et plongeur de diamètre 20 mm ; prévoir les dégagements (éviter tout contact de la côte avec le bâti) car les côtes seront testées entières et prévoir les mesures d'efforts trois axes aux appuis ; réaliser un impacteur type ceinture pour observer l'influence des concentrations de contraintes ;
- La vitesse en quasi-statique sera reprise de l'état de l'art et fera $v = 2,5 \text{ mm}.\text{min}^{-1}$, en dynamique, se centrer sur une vitesse de $v = 0,1 \text{ m}.\text{s}^{-1}$ et utiliser deux autres vitesses pour en observer l'influence ;

- Tester les différents niveaux de côte en convexe, à partir du niveau 6 pour des raisons de stabilité, au niveau de l'arc latéral, avec un pré-montage pour localiser la zone de « meilleure » stabilité et l'emplacement des jauges à proximité du point de chargement, celles-ci seront uni-directionnelles et des rosettes (pour une éventuelle direction de déformation principale différente de la direction axiale) ;
- Pour les mesures, prévoir des fréquences d'acquisition de 10 Hz en quasi-statique et de 10 kHz en dynamique, ainsi qu'une caméra à 1 000 images.s⁻¹ en dynamique, un appareil photo programmable en quasi-statique ;
- Mesurer la masse de cendre par calcination.

CHAPITRE 4 : ESSAIS MECANIQUES

1. Matériels et méthodes :

1.1 Pièces anatomiques :

Pour l'ensemble des essais et mesures, trente trois côtes ont été utilisées, les côtes 6, 8 et 10, droites et gauches extraites de six thorax, comme présenté dans le Tableau 43. Les quatre dernières colonnes indiquent les protocoles suivis pour les côtes extraites des thorax correspondants. Le Tableau 44 donne les moyennes et écart types, ainsi que le nombre de thorax et côtes exploitées pour chaque protocole.

Tableau 43 : Données des pièces anatomiques.

Réf. corps		Date de		Genre	Age	Taille	Poids	Imagerie	Statique	Dynamique	Calcination
année	N°	décès	prélèvement								
2001	138	28/02/2001	08/03/2001	F	69				X		X
2001	142	02/03/2001	08/03/2001	F	59				X		X
2001	063-Caen	13/08/2001	13/08/2001	H	77	169	64		X		
2001	592	06/10/2001	16/10/2001	H	55			X		X	X
2001	599	07/10/2001	17/10/2001	H	54			X		X	X
2002	041	13/01/2002	22/01/2002	H	63			X		X	X

Les numéros des corps seront ceux utilisés dans l'étude pour identifier les thorax.

Tableau 44 : Ages moyens des thorax par protocole.

Protocole	Age moyen	Min. – Max.	Nbre de sujets	Nbre de côtes exploitées
Imagerie	57	54 - 63	3	18
Statique	68	59 - 77	3	16
Dynamique	57	54 - 63	3	17
Calcination	60	54 - 69	5	29

1.2 Préparations pour l'essai de flexion :

1.2.1. Evolution entre les protocoles statique et dynamique :

A la suite des essais statiques, le protocole de préparation a été amélioré pour les essais dynamiques. Le Tableau 45 présente les deux déroulements. Les différentes étapes sont développées à la suite. En italique sont indiquées les étapes propres à chaque protocole.

Tableau 45 : Ordre des étapes de protocoles statiques et dynamiques

Protocole statique	Protocole dynamique
Prélèvement	Prélèvement
Conservation	Dépériostage
Décongélation	Repérage pour les appuis
Dépériostage	Mesures morphométriques
Repérage pour les appuis	<i>Marquage repère radio-opaque pour l'imagerie</i>
Mesures morphométriques	Conservation
<i>Scier les côtes</i>	<i>Imagerie avec maintien de température de conservation</i>
Collage des jauges essai	Décongélation <i>Bain salin</i>
	Collage des jauges Essai

Pour le *protocole dynamique*, deux étapes apparaissent en relation avec la partie imagerie. Ensuite, la côte est plongée dans un bain salin (37°C) durant quinze minutes, juste avant l'essai (et le collage des jauges). Par ailleurs, l'ensemble des mesures anthropométriques est réalisé avant l'étape de conservation. Bien que rendue obligatoire par la partie imagerie, cette modification simplifie la phase d'expérimentation.

1.2.2. Dégivrage :

La veille des essais, les côtes sont sorties du congélateur (-20°C) pour être décongelées au réfrigérateur (+4°C), soit un minimum de douze heures. Elles sont ensuite disposées sur un tissu humidifié à l'eau saline sur une paille et préparées pour être repérées. Une gaze, également humidifiée, recouvre l'ensemble.

Pour le *protocole statique*, après avoir été décongelées, les côtes sont ensuite dépériostées à la rugine et au scalpel pour ne conserver que l'élément osseux net. Cette étape est réalisée au moment du prélèvement pour le *protocole dynamique*.

1.2.3. Repérage de la zone testée :

La zone testée est l'arc latéral de la côte. Lors des essais préliminaires pour les côtes sollicitées de manière convexe, des instabilités en flexion trois point ont été relevées. Pour écarter ce problème, un repérage des contacts côte-appuis est réalisé. La côte est placée sur le montage à peu près au milieu de l'arc latéral [Figure 56]. L'impacteur est amené en contact sur la côte et, en exerçant un léger effort manuel sur l'impacteur, la zone de "plus grande stabilité" est recherchée en déplaçant la côte le long de son axe dans les directions antérieure et postérieure.

Les trois points de l'essai de flexion sont ensuite marqués sur la côte à l'aide d'un crayon de papier.

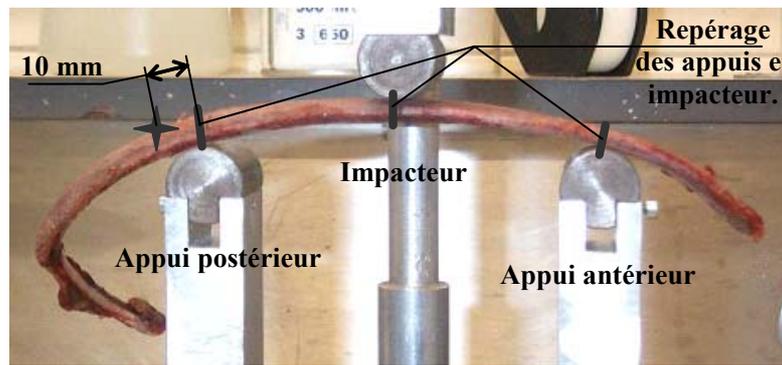


Figure 56 : Mise en place des appuis.

Dans le protocole dynamique, un repère radio-opaque, matériau Range Kutta[®], utilisé en dentaire pour l'obturation des canaux, est placé [Figure 57] 10 mm en arrière de l'appui postérieur (la croix sur la [Figure 56]). Ce repère permettra de repérer les images scanners, et les mesures géométriques et maillages en éléments finis qui en découleront, par rapport au positionnement de la côte en essai.



Figure 57 : Mise en place du matériau radio-opaque Range Kutta[®].

1.2.4. Mesures anthropométriques :

Une fois les appuis repérés sur la côte, celle-ci est mesurée. Les longueurs et sections sont relevées afin d'emmagasiner des informations anthropométriques.

Concernant la longueur de la côte, elle est mesurée à l'aide d'une ficelle [Figure 58]. Les repères de chaque point, listés ci-dessous, sont marqués sur la ficelle à l'aide d'un crayon de papier. Elle est ensuite déroulée sur un plan et les segments sont alors mesurés. La côte est divisée en six segments :

- Tête – col (D1) ;
- Col – angle costal (D2) ;
- Angle costal – appui postérieur (D3) ;
- Appui postérieur – point impacteur (D4) ;
- Point impacteur – appui antérieur (D5) ;
- Appui antérieur – extrémité antérieure (D6).

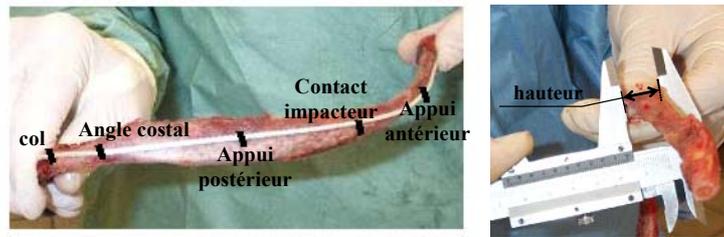


Figure 58 : Mesures des longueurs et sections de la côte.

Trois sections sont mesurées à l'aide d'un pied à coulisse [Figure 58], ce sont les deux sections au niveau des appuis et la section sous l'impacteur. Par rapport au plan anatomique, l'épaisseur (dimension de l'extérieur vers l'intérieur) et la hauteur (dimension verticale) de la section de côte sont relevées.

Pour les côtes ayant été prélevées avec le cartilage costal, celui-ci est ensuite supprimé afin qu'il ne vienne se caler contre les supports d'appui et modifier les conditions limites de la côte en flexion trois points.

1.2.5. Jauges de déformation :

Les déformations de la côte durant l'essai sont mesurées grâce à deux types de jauges dont les caractéristiques et références sont données ci dessous Tableau 46 :

Tableau 46 : Caractéristiques des jauges de déformation.

Type	Longueur	Ohms	Référence
Unidirectionnel	3 mm	120Ω	KYOWA, KFG-3-120-C1-11 L1M2R
Rosette à 45°	3 mm	120Ω	KYOWA, KFG-2-120-D17-11L1M2S

Avant de définir l'emplacement des jauges, la Figure 59 présente le vocabulaire descriptif de la côte en flexion trois points.

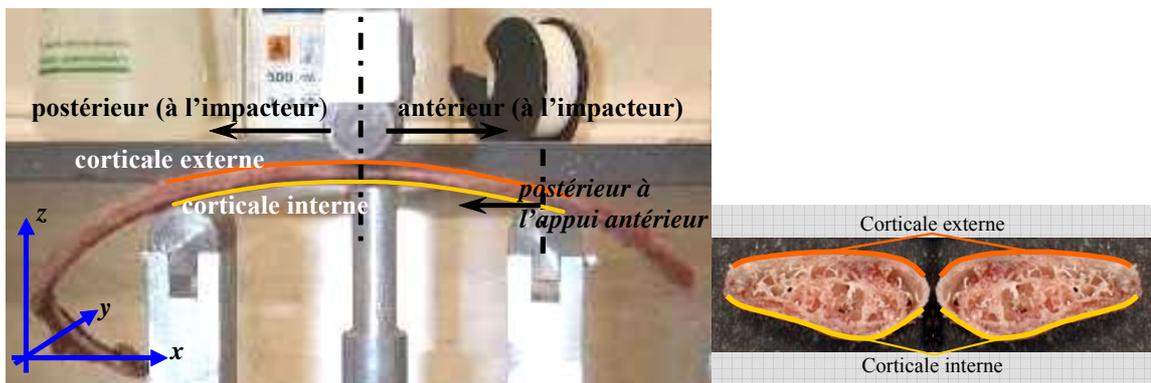


Figure 59 : Vocabulaire descriptif des zones de la côte.

Les points de mesures des déformations sont marqués :

- A 15 mm antérieur et postérieur de l'impacteur pour les jauges unidirectionnelles ;
- A 15 mm postérieur à l'appui antérieur, sur la face externe, pour la rosette.

La distance est mesurée de manière rectiligne, dans l'axe de la côte, à l'aide d'un réglé. Les jauges unidirectionnelles ainsi que la jauge centrale (jauge 5, Cf. Tableau 47 et Figure 60) de la rosette sont parallèles à l'axe de la côte. Le Tableau 47 définit l'emplacement des jauges qu'illustre la Figure 60.

Tableau 47 : Description de l'emplacement des jauges.

N° de jauge	Type	Corticale	Zone	Distance
jauge 0	unidirectionnelle	externe	postérieure	15 mm impacteur
jauge 1	unidirectionnelle	interne	postérieure	15 mm impacteur
jauge 2	unidirectionnelle	externe	antérieure	15 mm impacteur
jauge 3	unidirectionnelle	interne	antérieure	15 mm impacteur
jauge 4	rosette (-45°)	externe	antérieure	15 mm post. à l'appui ant.
jauge 5	rosette (axe)	externe	antérieure	15 mm post. à l'appui ant.
jauge 6	rosette (+45°)	externe	antérieure	15 mm post. à l'appui ant.

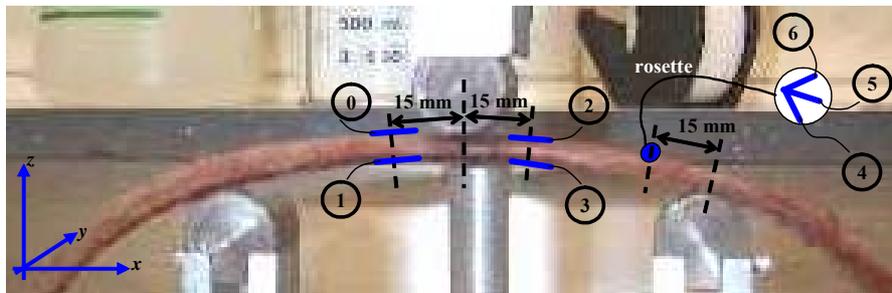


Figure 60 : Positionnement et numéro des jauges.

Les jauges sont assemblées à l'aide d'une colle cyano-acrylate (glue[®]), après que la zone osseuse a été poncée puis frottée à l'acétone, qui présente une action de catalyseur du collage. La jauge est fermement collée en une trentaine de secondes.

Une fois les jauges fixées, la côte est transportée pour être disposée sur le montage de flexion trois points.

1.3 Expérimentation en flexion trois points statique :

1.3.1. Environnement expérimental :

L'appareil utilisé est la machine de traction-compression Instron[®] 5500-R. Le bâti est composé d'une plaque, liée à la partie mobile de l'Instron[®]. Sur cette plaque se déplacent deux T supportant les appuis cylindriques. L'impacteur cylindre est fixé sur la cellule de force Instron[®]. Les deux appuis et l'impacteurs, cylindriques, sont réglés parallèles, avec un entre-axe de 100 mm, l'impacteur étant centré.



Figure 61 : Montage expérimental, mesures et machine d'essai traction-compression.

1.3.2. Les mesures :

1.3.2.1. Courbure de la côte :

Avant chaque test, un premier zéro est réalisé en mettant l'impacteur en contact avec une plaque de 5 mm d'épaisseur posée sur les appuis. Après avoir descendu le plateau mobile et retiré la plaque, la côte est positionnée sur le montage. Le plateau est ensuite remonté jusqu'au contact côte - impacteur, validé pour un effort de 1 N. La position du plateau est alors relevée. En ajoutant les 5 mm de la plaque, cela indique la hauteur de corde de la côte lors de l'essai.

1.3.2.2. Acquisition cinématique :

Afin d'observer le comportement, les réactions de la côte durant l'essai, un appareil photo numérique est utilisé. Le déclenchement est programmé toutes les 10 secondes, ce qui, à la vitesse de $2,5 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$ ($41,6 \cdot 10^{-6} \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$), représente un déplacement de 0,4 mm. Après l'expérience, les images sont transférées sur un PC et montées en film.

1.3.2.3. Effort – déplacement :

L'effort impacteur est mesuré par la cellule de force de la machine Instron[®]. L'effort, ainsi que le déplacement du plateau, sont enregistrés sur le PC commande de la machine.

1.3.2.4. Les déformations :

Les déformations sont mesurées à l'aide de jauges 120 Ohms, montées en quart de pont. Le signal est directement enregistré en micro-déformations avec le logiciel Orion[®].

1.3.3. Déroulement de l'essai :

Après les mesures anthropométriques, la côte est sciée, environ 30 mm en arrière de l'appui postérieur. Elle est ensuite équipée des jauges de déformation avant d'être transférée sur la machine de test où elle est posée en flexion trois points en plaçant correctement les repères sur les appuis. La partie antérieure de la côte est toujours orientée vers les x positifs (vers la droite de l'appareil photo). Les jauges sont ensuite connectées au châssis. Après la mesure de la hauteur de corde, le test est réalisé sur un déplacement de 10 mm. Les trois systèmes d'acquisition sont lancés avant de démarrer l'essai. La côte est ensuite emmenée pour être préparée en compression.

1.4 Expérimentation en flexion trois points dynamique :

1.4.1. Environnement expérimental :

1.4.1.1. Le montage et bâti expérimental :

La machine utilisée est la machine de compression Instron[®] Hydraulique 8501.

La Figure 62 montre le montage d'essai en flexion trois points dont la nomenclature est définie au

Tableau 48. Le montage, la protection de l'environnement et le damier pour le repérage de la vidéo sont présentés à la Figure 62.

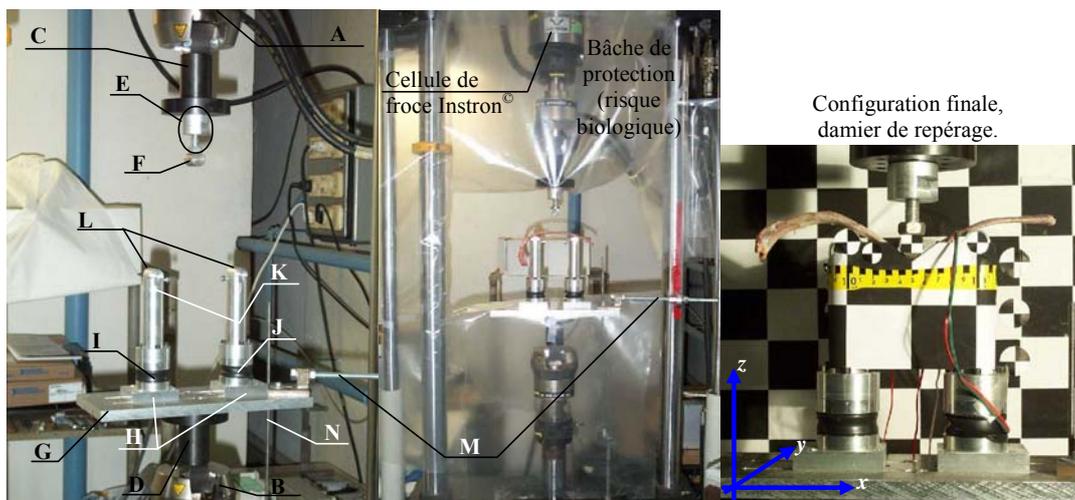


Figure 62 : Machine et bâti de flexion 3 points, protocole dynamique.

Tableau 48 : Nomenclature de la Figure 62.

désignation	Définition
A	mors Instron [®] supérieur
B	mors Instron [®] inférieur
C	pièce intermédiaire supérieure
D	pièce intermédiaire inférieure
E	ensemble interface impacteur cylindre – pièce intermédiaire supérieure
F	impacteur cylindre
G	plateau
H	supports capteur
I	capteur 3 axes postérieur
J	Capteur 3 axes antérieur
K	supports appuis
L	appuis cylindre
M	tige porte - galet (assure le blocage en rotation)
N	Tige filetée contact sec (pour trigger)

Le support appui assure la liaison entre l'appui et le capteur. Il permet de dégager de l'espace pour éviter tout risque de contact entre la côte et le montage. Les bruits (moments,

absorption d'énergie, ...) introduits par cet élément dans la mesure des efforts aux appuis seront considérés comme négligeables. Les supports capteurs permettent le réglage de l'entre axe et le centrage par rapport à l'impacteur.

Les éléments de la machine sont protégés du risque de projection d'éléments biologiques par l'intermédiaire de films plastiques.

Le plateau est bloqué en rotation par une tige et un galet. Cela est suffisant car le vérin, libre en rotation, est toujours sollicité dans le même sens de rotation par ses durites d'alimentation.

Une tige filetée permet de régler la hauteur du bâti à laquelle se déclenche l'acquisition. La Figure 63 montre le dispositif utilisé.

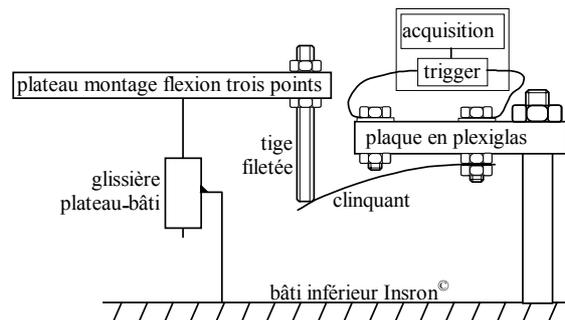


Figure 63 : Trigger.

1.4.1.2. Les mesures :

Cinématique et mode de rupture :

Comme le montre la Figure 62, la machine et le montage, entre les supports appuis, sont équipés de damiers (carrés noirs et blancs de 50 mm de côté). Cela permet de tracer le déplacement du montage par rapport au bâti de la machine, considéré comme le repère laboratoire. Tout risque de vibrations sur ce damier ou sur la caméra est négligé. Des mires permettent de suivre la position des appuis. Enfin, une règle reliant les appuis complète le dispositif.

L'essai est filmé à l'aide d'une caméra rapide Kodak[®] EktaPro CRImager Modèle 2000. Celle-ci est placée en face, centrée sur le plongeur. L'axe de la caméra est soigneusement placé perpendiculairement à l'entre axe et dans un plan horizontal. En raison du temps d'ouverture du diaphragme très faible (<1 ms), il est nécessaire d'avoir un éclairage très puissant. Celui-ci est assuré par un spot de 2 500 W, Rembrandt mod.2520 de la marque Desisti Lighting[®]. Un deuxième projecteur, plus faible, permet d'atténuer les présences d'ombre.

Les efforts :

L'effort impacteur est mesuré par la cellule de force de la machine Instron[®]. Le signal de sortie est récupéré sur la carte d'acquisition. Pour chaque appui, il est utilisé un capteur triaxial spécial (Fx, Fy et Fz), de type FX2.3 (alimentés en 0 +5V), de la société Sixaxes[®]. Les interactions

entre les différentes voies ne sont pas prises en comptes. Ne sont utilisées que les sensibilités ramenées à l'étendue de mesure. Il a été surveillé que l'utilisation des capteurs reste inférieure à la surcharge avant détérioration métrologique, ainsi que de rester dans la zone de tenue aux moments.

Les déformations :

Les déformations sont mesurées à l'aide de jauges 120 Ohms, montées en quart de pont.

1.4.1.3. Le système d'acquisition :

L'acquisition est réalisée à l'aide du logiciel Labview®. Dix-huit voies de mesures sont définies. Voici l'affichage des voies de mesure après essai [Figure 64] :

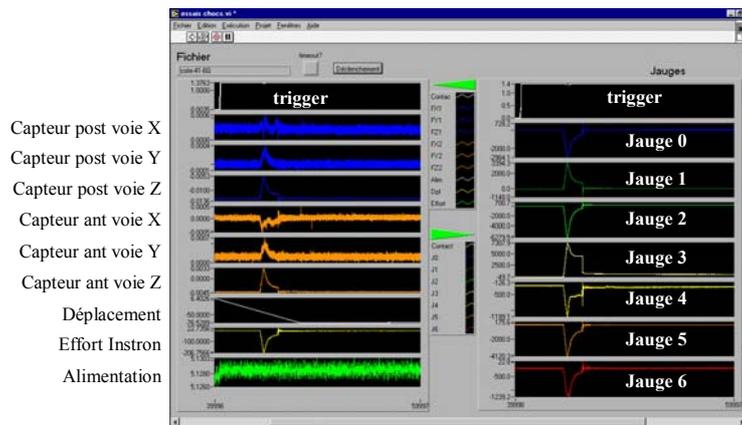


Figure 64 : Interface d'acquisition.

1.4.2. Préparation de l'essai :

1.4.2.1. Matrice d'essai :

Pour l'ensemble des thorax, les côtes ne sont équipées que des jauges 0 et 2 sur la corticale externe. Les côtes du thorax 041 sont elles équipées de l'ensemble des jauges définies au paragraphe 1.2.5.

Les trois vitesses retenues pour les essais sont réparties de la manière suivante :

Tableau 49 : Vitesse par niveau de côte.

Niveau de côte	06	08	10
Vitesse (m.s ⁻¹)	0,10	0,25	0,05

Les deux impacteurs utilisés sont affectés de la manière suivante :

Tableau 50 : Type d'impacteur par côte.

Latéralité	Impacteur
gauche	cylindre
droite	ceinture

1.4.2.2. Mise en place machine d'essai :

A partir du pupitre de l'Instron[®], la machine est configurée sur rampe, elle délivrera alors une rampe de déplacement (i.e. une vitesse constante). Le groupe hydraulique est ensuite enclenché. Sur le PC commande de l'Instron[®], le logiciel Fast Track Control[®] est démarré, puis le programme rampe sous Labview[®] est lancé. C'est cette interface, développée par Joachim Magnier (SERAM – LBM), qui pilote l'essai. Ce programme permet de :

- Définir la vitesse de déplacement (en mm.ms⁻¹) ;
- Définir l'amplitude du déplacement (en mm) ;
- Choisir le sens du déplacement ;
- Régler la hauteur du vérin par curseur.

1.4.2.3. Acquisition des capteurs :

L'ensemble des capteurs (jauges, effort Instron[®], déplacement Instron[®], efforts capteurs aux appuis), est connecté au châssis module SCX1008 (National Instrument[®]) lui-même relié au PC d'Acquisition. L'enregistrement des données se fait avec le programme *Choc*, développé sous Labview[®] (par Joachim Magnier). Le module Measurement Automaton[®] permet de configurer l'acquisition des jauges. Le buffer est de 500 points. L'acquisition sera déclenchée par le trigger.

1.4.2.4. Acquisition de la vidéo :

Le logiciel Control Panel[®], de KODAK[®], permet de configurer la caméra. Le buffer est réglé à 500 images. La fréquence d'acquisition est réglée à 1 000 images.s⁻¹. Les images récupérées sont au format Tiff ; 384 x 512 pixels, 96 dpi, 578 ko. Ainsi paramétrée, la caméra peut enregistrer en tout 2 048 images. Elle est ensuite placée en mode ready, qui lui permettra d'être déclenchée par le trigger. Après l'essai, les images sont transférées et sauvegardées sur le PC dédié à la vidéo.

1.4.2.5. L'essai :

Après avoir été ré-hydratée dans un environnement physiologique pendant 15 minutes (bain d'eau saline à une concentration de chlorure de sodium de 9 g.l⁻¹) à 37°C, la côte est équipée des jauges de déformation. Elle est ensuite amenée sur la machine de test où elle est posée en flexion trois points en plaçant correctement les repères sur les appuis. La partie antérieure de la côte est toujours orientée vers les X positifs. Les jauges sont connectées au châssis, bornes P+ et S+, du premier module.

La hauteur de corde est mesurée à l'aide d'un pied à coulisse monté sur une équerre. La hauteur initiale du montage est réglée à l'aide du PC commande, environ cinquante millimètres au dessus de la côte.

Les jauges sont calibrées ; le nom de l'essai est rentré. La caméra est en mode "ready". On allume alors les projecteurs et l'essai peut être lancé. Le trigger déclenchera l'acquisition. Après

l'essai, la côte est ramenée en salle d'expérimentation in vitro. L'acquisition est contrôlée et le transfert de la caméra au PC est effectué. L'essai suivant peut maintenant être configuré.

Pour les essais avec impacteur ceinture, le montage est tourné de 90° pour que l'axe de la côte soit dans l'axe de la caméra. L'impacteur ceinture ne permet pas de filmer la zone de contact dans la configuration initiale.

1.5 Expérimentation en compression axiale de portions de côtes :

Après l'essai de flexion, des portions de côtes sont prélevées pour être testées en compression en statique.

1.5.1. Préparation des portions :

Après avoir été ramenée à la salle blanche, la côte est d'abord débarrassée de ses jauges. Deux portions de 30 mm chacune, de part et d'autre de l'impacteur, centrées entre l'impacteur et l'appui correspondant, sont prélevées [Figure 65]. En *protocole statique*, un montage scies parallèles a été utilisé. Peu pratique, il a été remplacé, en *protocole dynamique*, par une scie circulaire avec deux disques parallèles, montés entretoise, permettant de réaliser cette découpe (faces parallèles et minimisation des amorces de rupture pour les sections).

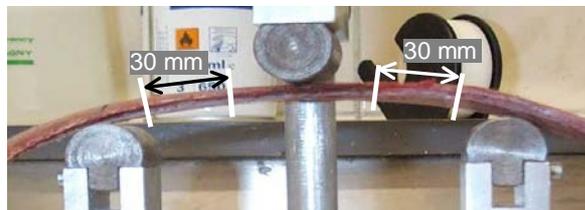


Figure 65 : Portions pour les essais en compression.

Pour le *protocole statique*, des lamelles de côtes (de l'ordre de 1 à 4 mm) sont extraites à partir des morceaux de côte en regard des sections limites des portions testées en compression (Cf. Figure 68). Pour le *protocole dynamique*, les sections sont photographiées directement à partir des morceaux testés en compression (avant essai), bien qu'étant repérés par rapport à l'imagerie. Un papier millimétré, coplanaire à la section, permet de donner l'échelle. L'axe de la côte est parallèle à celui de l'objectif [Figure 66].

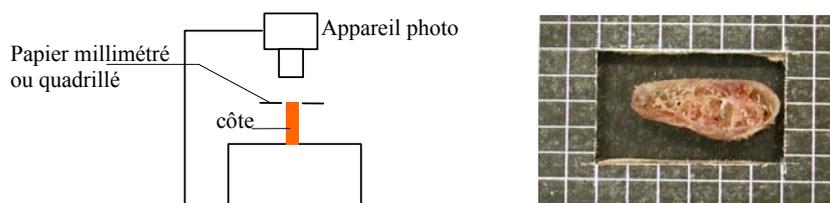


Figure 66 : Montage pour les photos des sections et exemple.

1.5.2. Environnement expérimental :

La machine utilisée est l'Instron[®] statique 5500R 1185.

La compression est réalisée entre deux plateaux parallèles [Figure 67]. L'effort de compression est enregistré avec la cellule de force de la machine. La vitesse de déplacement est de $2,5 \text{ mm}\cdot\text{min}^{-1}$ ($41,6\cdot 10^{-6} \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Certaines côtes ont été équipées de jauges.

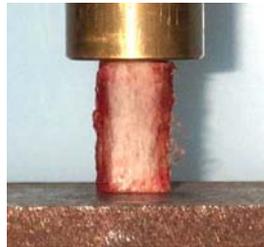


Figure 67 : Morceau de côte en compression

1.5.3. Stockage post-test mécanique :

La côte, coupée en plusieurs portions comme le montre la Figure 68, est ensuite stockée en trois parties pour la calcination. Ces trois parties (qui ne représentent pas une division régulière anatomique de la côte) présentées au Tableau 51, permettent de suivre les variations de densité minérale linéique dans la côte. La Figure 69 illustre la position des éléments calcinés par rapport à la côte et à l'essai.

En raison de fortes détériorations en essai *dynamique*, l'élément côte sous l'impacteur (nommé morceau 2) n'a pu être systématiquement conservé.

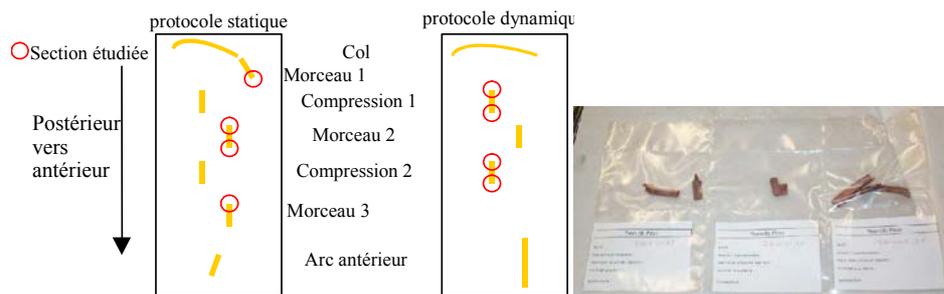


Figure 68 : Identification des différentes parties de la côte.

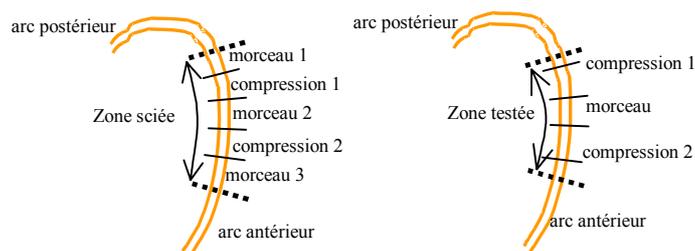


Figure 69 : Position des éléments de la côte pour la définition des parties.

Tableau 51 : Répartition des éléments de côte par parties.

Partie	Essai quasi-statique	Essai dynamique
postérieure	arc postérieur (col) + morceau 1	arc postérieur (col)
latérale	compression 1&2 + morceau 2	compression 1&2 + morceau 2
antérieure	morceau 3 + arc antérieur	arc antérieur

1.6 Calcination :

Les pièces anatomiques sont présentées dans le paragraphe 1.1.

1.6.1. Matériel :

1.6.1.1. Le four :

Le four est un CMT, Construction de Matériaux Thermiques, utilisé à 600°C.

1.6.1.2. La balance :

Il s'agit d'une balance Sartorius BP 310 S. Cette balance possède une capacité maximale de pesée de 310 g, avec une lecture à 0,000 1 g. L'indice de protection est : IP 54 [5.. protection contre les poussières, ..4 protection contre le jet d'eau (non dirigé) ; selon les normes DIN40050, CEI529]. Elle présente un plateau de diamètre 115 mm. L'utilisation d'une cloche permet d'éviter les inconvénients de courants d'air : bruits de mesure et déplacement de bribes de côtes.

1.6.2. Déroulement :

1.6.2.1. Disposition des côtes sur la pailleasse :

Une zone "contaminée" est d'abord délimitée sur la pailleasse, par une ligne matérialisée à l'aide d'un ruban noir [Figure 70].

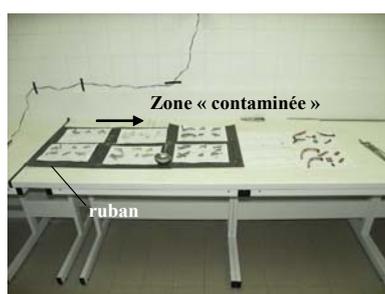


Figure 70 : Disposition des côtes et environnement.

Afin d'identifier les côtes et parties de celles-ci, des feuilles (format A4) quadrillées sont disposées dans la zone "contaminée". Ces feuilles sont disposées par colonnes où chaque colonne correspond à une partie. Ces colonnes sont constituées de quatre côtes (deux par feuille, [Figure 71]) allant de la « côte A » vers le mur à la « côte D » vers la salle.

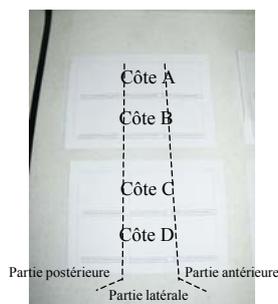


Figure 71 : Disposition d'une colonne, sur la paille, pour calcination.

Les côtes sont ensuite sorties du congélateur et disposées dans leurs zones respectives.

1.6.2.2. Mesure des longueurs de parties de côtes :

Les longueurs des portions de côte sont mesurées à l'aide d'un pied à coulisse ou d'un réglet si elles sont trop courbes. Dans le dernier cas, on fait développer le réglé sur la corticale externe. La précision des mesures est estimée à 1 mm par zone.

1.6.2.3. Mise au four :

Les côtes sont ensuite disposées sur la plaque four à l'aide d'une pince et d'une louche (en effet, les zones sont parfois constituées de plusieurs petits morceaux de côtes). Leur disposition sur la plaque reproduit celle des feuilles pour bien les repérer à la sortie du four [Figure 72].

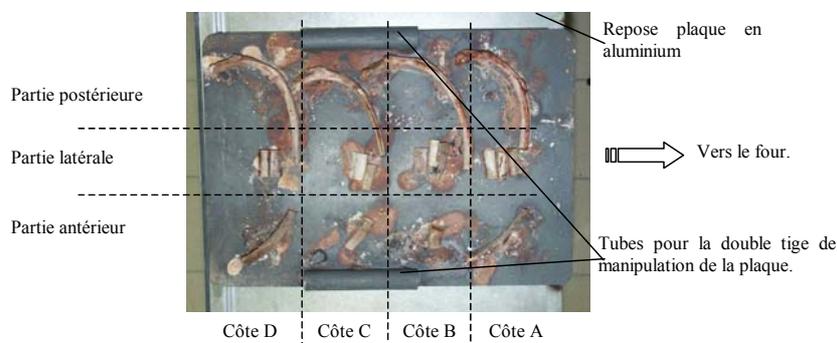


Figure 72 : Disposition des côtes sur la plaque four.

La plaque est ensuite placée dans le four à 600°C pendant 30 minutes [Figure 73]. Des travaux internes ont montré qu'il s'agissait de la durée minimum au delà de laquelle la masse de minéraux ne change plus (au moins de manière significative).



Figure 73 : Côtes incandescentes dans le four.

La plaque, manipulée horizontalement à l'aide de deux tiges, est ensuite posée sur le repose plaque en aluminium, à l'air libre.

Toujours avec la pince et la louche, les différents morceaux de côtes sont déposés sur leurs emplacements respectifs. (Juste avant cette opération, une feuille de papier absorbant est glissée entre la feuille A4 et la paillasse afin d'isoler cette dernière, qui est thermo-déformable, de la chaleur des côtes.)

Pendant la calcination suivante, les morceaux de côtes calcinés sont pesés. La tare est réalisée avant chaque pesée. Les mesures sont reportées au fur et à mesure sur les feuilles au crayon de papier (Figure 74) puis transférées sur un fichier Excel[®] durant le protocole, au moyen d'un PC portable.



Figure 74 : Relevé des mesures masse calcinée et longueur des différentes parties de côte.

Les côtes sont ensuite détruites.

2. Résultats et discussion :

2.1 Mesures anthropométriques et géométriques :

Le paragraphe suivant présente les mesures des longueurs des côtes et les dimensions des sections aux trois points de contacts de l'essai.

2.1.1. Longueurs :

Le Tableau 52 présente les longueurs des côtes en fonction des différents arcs. La Figure 75 rappelle la définition des segments présentés dans le paragraphe matériel et méthode (la tête de la côte est dissimulée par la main de l'opérateur), la discrétisation ayant évolué de la campagne d'essais statiques à la campagne d'essais dynamiques. Pour le thorax 138, la mesure du segment D3 est équivalente à D1+D2+D3 alors que pour les thorax 142 et 063, D2 est équivalent à D1+D2. La discrétisation, réalisée pour la mesure de la longueur de la côte (face externe), permettra éventuellement d'observer des proportions dans la morphométrie ou dans les propriétés mécaniques.

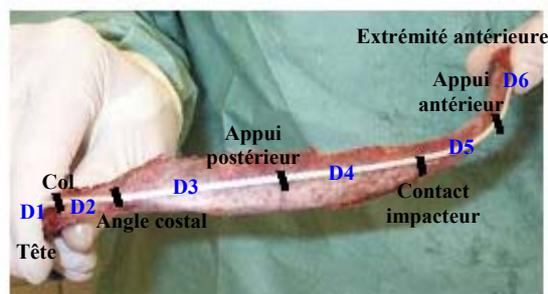


Figure 75 : Rappel des définitions des segments mesurés.

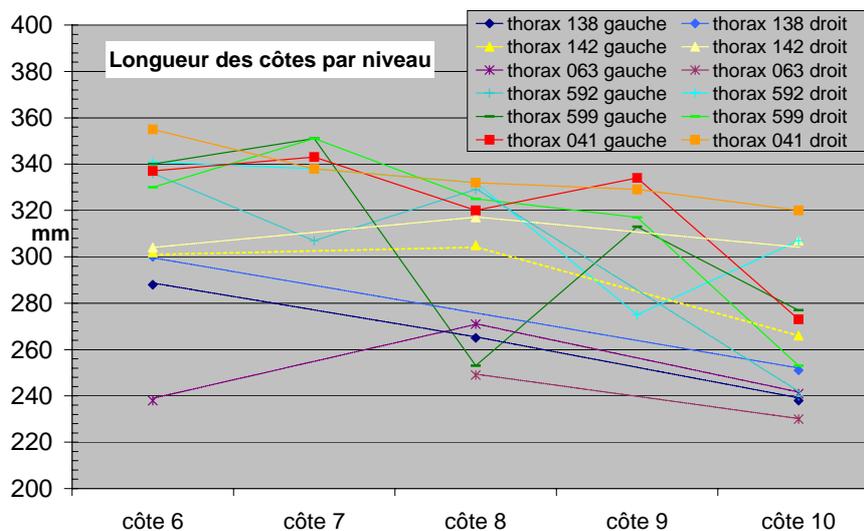


Figure 76 : Graphique de l'évolution de la longueur des côtes par niveau pour chaque hémithorax.

Sur la Figure 76, une décroissance de la longueur des côtes du niveau 6 vers le niveau 10 est observable. Pour les essais dynamiques, les côtes 7 et 9, mesurées, ont été rapportées sur ce graphique.

Tableau 52 : Longueurs des côtes.

		D1	D2	D3	D4	D5	D6	Longueur	Hauteur de corde
Thorax 138	côte 06G			119	54	56	59	288	6,9
	côte 08G			116	50	53	46	265	7,3
	côte 10G			87	55	51	45	238	10,2
	côte 06D			126	56	51	67	300	9,9
	côte 08D			<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>
	côte 10D			99	54	55	43	251	11,7
Thorax 142	côte 06G		161	-	55	51	35	302	12,6
	côte 08G		151	-	51	52	51	305	10,9
	côte 10G		117	-	55	53	41	266	14,8
	côte 06D		107	43	52	53	49	304	12,5
	côte 08D		106	51	50	55	55	317	11,3
	côte 10D		108	48	51	53	47	307	14,4
Thorax 063	côte 06G		78	29	55	54	22	238	3,8
	côte 08G		98	36	53	54	30	271	11,6
	côte 10G		68	23	54	53	43	241	10,4
	côte 06D		<i>nc</i>						
	côte 08D		84	37	54	53	21	249	9,6
	côte 10D		66	27	51	52	34	230	10,0
Thorax 592	côte 06G	31	58	89	55	46	57	336	11,1
	côte 08G	28	60	42	58	46	95	329	12,9
	côte 10G	-	-	85*	56	49	50	240	14,0
	côte 06D	30	49	73	56	51	82	341	13,9
	côte 08D	27	57	77	52	50	69	332	11,0
	côte 10D	22	56	61	53	49	66	307	13,0
Thorax 599	côte 06G	29	48	66	53	52	92	340	14,5
	côte 08G	32	52	14	54	53	48	253	13,7
	côte 10G	26	64	25	54	50	58	277	13,0
	côte 06D	35	49	68	52	51	75	330	22,5
	côte 08D	23	56	60	56	50	80	325	14,5
	côte 10D	-	60*	35	53	50	55	253	13,8
Thorax 041	côte 06G	33	46	87	50	56	65	337	16,7
	côte 08G	34	63	38	48	53	84	320	13,1
	côte 10G	22	63	15	51	54	68	273	12,7
	côte 06D	49	41	95	52	53	65	355	<i>nc</i>
	côte 08D	34	54	68	49	54	73	332	<i>nc</i>
	côte 10D	33	60	41	51	54	81	320	<i>nc</i>

Certaines longueurs d'arc de l'essai de flexion trois points sont inférieures à 50 mm. Cela illustre la difficulté à bien identifier les points de contact avec une poutre courbe. La hauteur de corde, mesurée en condition expérimentale, est incluse dans les tableaux de mesure des longueurs. Les mesures avec * indiquent que les côtes ont eu une rupture de l'extrémité postérieure lors du

prélèvement. « nc » (Non Communiqué) signifie que les côtes n'ont pas été présentes à l'appel lors de la campagne.

2.1.2. Sections :

Le Tableau 53 présente les dimensions des sections au niveau des appuis et de l'impacteur.

Tableau 53 : Hauteurs et largeurs des sections de côte aux appuis.

		Section postérieure		Section milieu		Section antérieure	
		hauteur	épaisseur	hauteur	épaisseur	hauteur	épaisseur
Thorax 138	côte 06G	11,0	5,6	10,0	4,1	10,9	4,2
	côte 08G	13,6	3,9	10,8	3,2	8,7	2,9
	côte 10G	12,4	5,0	11,0	3,0	8,0	2,9
	côte 06D	11,0	4,2	9,0	4,0	10,3	4,9
	côte 08D	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>
	côte 10D	12,1	4,7	13,0	3,1	9,0	4,1
Thorax 142	côte 06G	9,3	5,6	10,8	3,7	12,9	3,2
	côte 08G	12,0	4,2	10,5	3,8	11,1	4,6
	côte 10G	15,9	3,8	12,8	3,8	8,4	5,0
	côte 06D	9,5	5,3	10,1	4,1	11,9	3,1
	côte 08D	7,0	4,4	11,9	3,4	11,0	4,0
	côte 10D	11,0	5,1	11,2	4,5	12,8	4,1
Thorax 063	côte 06G	15,0	6,5	14,2	5,1	11,2	6,0
	côte 08G	16,0	6,1	15,0	5,8	12,0	6,1
	côte 10G	17,1	5,0	11,5	3,3	13,0	5,5
	côte 06D	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>
	côte 08D	16,0	8,8	14,0	7,5	15,0	5,8
	côte 10D	17,0	6,3	17,0	4,0	12,2	4,0
Thorax 592	côte 06G	15,9	8,5	14,7	7,3	15,0	6,2
	côte 08G	17,7	6,3	16,4	5,4	14,0	5,3
	côte 10G	18,1	6,3	16	5,4	11,1	6,2
	côte 06D	14,8	8,3	15,5	7,2	14,7	7,5
	côte 08D	17,4	7,8	16,6	6,5	13,6	6,7
	côte 10D	20	9,8	14,6	5,9	12,8	5,9
Thorax 599	côte 06G	13,7	8,2	12,8	7,3	15,6	6,4
	côte 08G	16,7	6,8	15,0	5,9	15,4	6,1
	côte 10G	16,5	5,0	16,7	4,0	12,6	5,4
	côte 06D	14,0	8,6	11,9	7,8	15,0	7,1
	côte 08D	15,7	6,6	14,9	5,5	14,5	6,0
	côte 10D	15,5	4,4	16,1	3,9	13,3	4,5
Thorax 041	côte 06G	15,4	5,6	12,3	7,2	13,0	7,5
	côte 08G	15,3	5,4	12,6	7,3	13,3	8,5
	côte 10G	14,7	4,7	17,2	5,3	15,8	6,3
	côte 06D	15,3	6,0	12,9	7,4	12,5	8,7
	côte 08D	15,3	4,6	18,3	4,6	17,4	6,6
	côte 10D	16,1	4,2	17,4	4,6	17,6	6,7

L'évolution des sections en hauteur comme en épaisseur (voir de manière combinée), à partir des mesures au pied à coulisse, le long de la côte comme en fonction du niveau, n'a pas été réalisée.

2.2 Flexion trois points :

Les résultats des essais de flexion trois points sont présentés dans ce paragraphe en distinguant les indications de la courbe effort-déplacement, les déformations et les énergies.

2.2.1. Effort - déplacement :

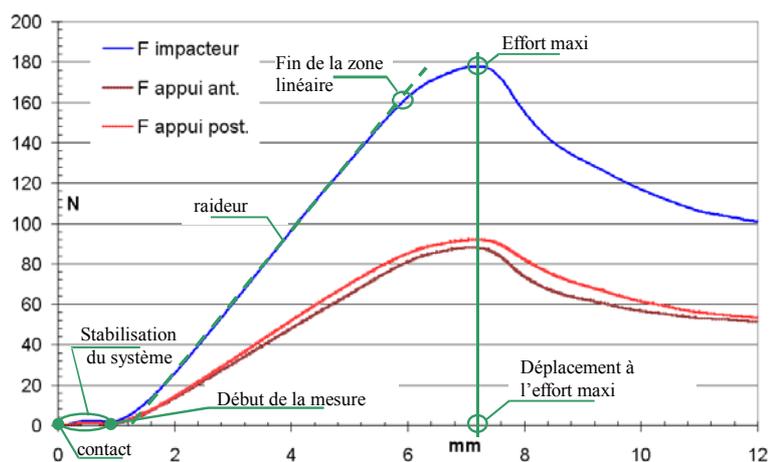


Figure 77 : Exemple de courbe flexion trois points, essai dynamique T041C0G.

2.2.1.1. Valeurs des mesures pour les deux protocoles :

Le Tableau 54, le Tableau 55 et le Tableau 56 présentent respectivement les valeurs des efforts maxima, déplacement à l'effort maximum et raideur pour l'ensemble des côtes des deux protocoles.

Tableau 54 : Valeurs des efforts maxi (N).

			<i>Gauche</i>	<i>Droite</i>	<i>Par thorax</i>	<i>Par latéralité</i>	<i>Par niveau</i>	<i>Par protocole</i>
<i>statique</i>	<i>Thorax 138</i>	<i>côte 06</i>	40,9	38,9	m=51,6 sd = 18,4 (35 %)	<i>Gauche</i> m=66,0 sd = 21,2 (32 %)	<i>06</i>	m=63,8 sd=17,3 (23 %)
		<i>côte 08</i>	38,7	<i>nc</i>			m=54,5 sd = 14,6 (27 %)	
		<i>côte 10</i>	80,9	58,6			<i>08</i>	
	<i>Thorax 142</i>	<i>côte 06</i>	55,7	72,7	m=72,6 sd = 18,6 (25 %)	<i>Droite</i> m=60,9 sd = 11,5 (19 %)	<i>08</i>	
		<i>côte 08</i>	62,7	71,0			m=59,2 sd = 13,0 (22 %)	
		<i>côte 10</i>	108,5	64,9			<i>10</i>	
	<i>Thorax 063</i>	<i>côte 06</i>	64,1	<i>nc</i>	m=65,4 sd = 7,0 (10 %)	m=60,9 sd = 11,5 (19 %)	<i>10</i>	
		<i>côte 08</i>	68,6	55,0			m=75,4 sd = 18 (24 %)	
		<i>côte 10</i>	74,0	65,2				
			<i>cylindre</i>	<i>ceinture</i>				
<i>dynamique</i>	<i>Thorax 592</i>	<i>côte 06</i>	271	264	m=261 sd = 8,9 (3 %)	<i>cylindre</i> m=231 sd = 60 (26 %)	<i>06</i>	m=264 sd = 75 (29%)
		<i>côte 08</i>	272	252			m=290 sd = 69 (24%)	
		<i>côte 10</i>	255	254			<i>08</i>	
	<i>Thorax 599</i>	<i>côte 06</i>	340	402	m=279 sd = 104 (37 %)	<i>ceinture</i> m=301 sd = 76 (25%)	<i>08</i>	
		<i>côte 08</i>	219	363			m=284 sd = 82 (29%)	
		<i>côte 10</i>	135	213			<i>10</i>	
	<i>Thorax 041</i>	<i>côte 06</i>	207	255	m=248 sd = 91 (37 %)	m=301 sd = 76 (25%)	<i>10</i>	
		<i>côte 08</i>	197	403			m=207 sd = 51 (26%)	
		<i>côte 10</i>	179	<i>nc</i>				

Tableau 55 : Valeurs des déplacements à l'effort maxi (mm) :

			<i>Gauche</i>	<i>Droite</i>	<i>Par thorax</i>	<i>Par latéralité</i>	<i>Par niveau</i>	<i>Par protocole</i>
<i>statique</i>	<i>Thorax 138</i>	<i>côte 06</i>	2,8	2,5	m=4,4 sd = 2,3 (52 %)	<i>gauche</i> m=3,8 sd = 1,2 (30 %)	<i>06</i>	m=4,2 sd = 1,4 (34 %)
		<i>côte 08</i>	3,3	<i>nc</i>			m=3,3 sd = 1,0 (31 %)	
		<i>côte 10</i>	5,5	8,0			<i>08</i>	
	<i>Thorax 142</i>	<i>côte 06</i>	3,8	4,9	m=4,3 sd = 0,8 (17 %)	<i>droite</i> m=4,8 sd = 1,7 (35 %)	<i>08</i>	
		<i>côte 08</i>	3,2	4,0			m=3,4 sd = 0,5 (14 %)	
		<i>côte 10</i>	5,0	5,0			<i>10</i>	
	<i>Thorax 063</i>	<i>côte 06</i>	2,5	<i>nc</i>	m=3,9 sd = 1,3 (32 %)	m=4,8 sd = 1,7 (35 %)	<i>10</i>	
		<i>côte 08</i>	2,8	3,9			m=5,6 sd = 1,2 (20 %)	
		<i>côte 10</i>	5,2	5,1				
			<i>cylindre</i>	<i>ceinture</i>				
<i>dynamique</i>	<i>Thorax 592</i>	<i>côte 06</i>	3,4	3,9	m=4,9 sd = 1,1 (28 %)	<i>cylindre</i> m=5,9 sd = 1,9 (32%)	<i>06</i>	m=6,0 sd = 1,9 (31 %)
		<i>côte 08</i>	4,7	5,9			m=4,7 sd = 1,3 (28 %)	
		<i>côte 10</i>	6,1	5,7			<i>08</i>	
	<i>Thorax 599</i>	<i>côte 06</i>	5,2	6,8	m=7,6 sd = 1,9 (25 %)	<i>ceinture</i> m=6,2 sd = 2,0 (32 %)	<i>08</i>	
		<i>côte 08</i>	7,3	6,5			m=6,2 sd = 1,2 (19 %)	
		<i>côte 10</i>	8,9	10,5			<i>10</i>	
	<i>Thorax 041</i>	<i>côte 06</i>	3,5	5,1	m=5,5 sd = 1,6 (29 %)	m=6,2 sd = 2,0 (32 %)	<i>10</i>	
		<i>côte 08</i>	7,8	5,1			m=7,4 sd = 2,2 (29 %)	
		<i>côte 10</i>	5,9	<i>nc</i>				

Tableau 56 : Valeurs des raideurs (N.mm⁻¹).

			<i>Gauche</i>	<i>Droite</i>	<i>Par thorax</i>	<i>Par latéralité</i>	<i>Par niveau</i>	<i>Par protocole</i>
<i>statique</i>	<i>Thorax 138</i>	<i>côte 06</i>	19,3	18,1	m=18,1 sd = 2,4 (13 %)	<i>gauche</i> m=21,7 sd = 6,8 (31 %)	<i>06</i>	m=21,1 sd = 5,7 (27 %)
		<i>côte 08</i>	13,9	<i>nc</i>			m=21,4 sd = 4,6 (21 %)	
		<i>côte 10</i>	19,6	19,6				
	<i>Thorax 142</i>	<i>côte 06</i>	17,8	23,2	m=21,0 sd = 2,2 (10 %)		<i>08</i>	
		<i>côte 08</i>	23,6	19,2			m=24,0 sd = 8,2 (34 %)	
		<i>côte 10</i>	21,1	21,1				
	<i>Thorax 063</i>	<i>côte 06</i>	28,8	<i>nc</i>	m=24,4 sd = 9,2 (37 %)	<i>droite</i> m=20,5 sd = 4,3 (21 %)	<i>10</i>	
		<i>côte 08</i>	35,4	27,9			m=18,5 sd = 3,0 (16 %)	
		<i>côte 10</i>	15,6	14,1				
		<i>cylindre ceinture</i>						
<i>dynamique</i>	<i>Thorax 592</i>	<i>côte 06</i>	90,1	89,6	m=66,9 sd = 18,5 (28 %)	<i>cylindre</i> m=51,8 sd = 24,8 (48 %)	<i>06</i>	m=58,5 sd = 24,0 (31 %)
		<i>côte 08</i>	61,6	59,4			m=78,5 sd = 11,7 (14,9 %)	
		<i>côte 10</i>	46,8	54,0				
	<i>Thorax 599</i>	<i>côte 06</i>	84,4	77,4	m=51,5 sd = 29,2 (57 %)		<i>08</i>	
		<i>côte 08</i>	34,7	70,7			m=57,6 sd = 23,0 (39,9 %)	
		<i>côte 10</i>	20,2	21,6				
	<i>Thorax 041</i>	<i>côte 06</i>	64,8	64,4	m=56,7 sd = 25,1 (44 %)	<i>ceinture</i> m=66,0 sd = 22,3 (34 %)	<i>10</i>	
		<i>côte 08</i>	28,6	90,5			m=35,5 sd = 15,0 (42 %)	
		<i>côte 10</i>	35,0	<i>nc</i>				

2.2.1.2. Discussion des résultats en statique :

Les Figure 78, Figure 79 et Figure 80 présentent les diagrammes pour les mesures de l'effort maximum, le déplacement à l'effort maximum et la raideur pour le protocole statique. Les barres d'erreurs rappellent l'écart type – sd – (+/- sd).

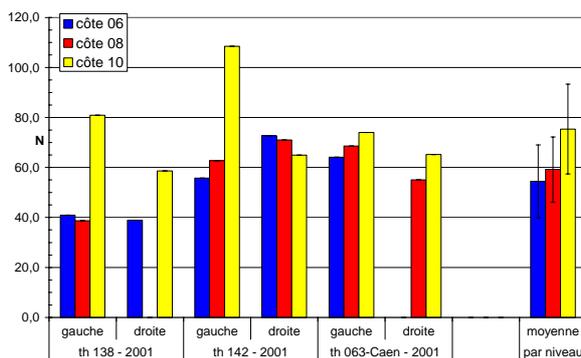


Figure 78 : Diagramme des efforts maxima, protocole statique.

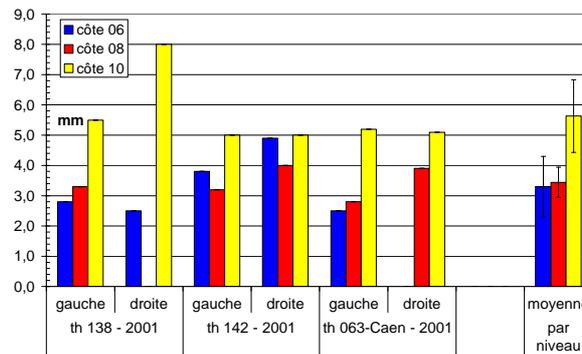


Figure 79 : Diagramme des déplacements à l'effort maximum, protocole statique.

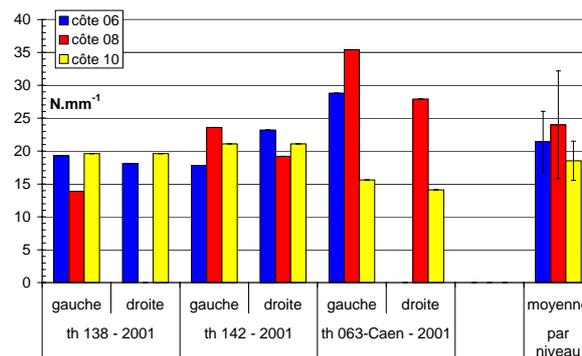


Figure 80 : Diagramme des raideurs en flexion trois points, protocole statique.

A l'exception de l'hémi-thorax droit du sujet n°142, la côte 10 supporte l'effort le plus élevé [Figure 78]. L'effort maximum a tendance à croître des niveaux 6 à 10. La Figure 79 montre que la côte 10 présente un déplacement plus important à l'effort maximum ; ce qui est vérifié pour les six hémi-thorax. Bien que le sujet 142 présente des côtes 8 plus faible que les côtes 6 et 10, nous pouvons supposer que le déplacement à F_{max} croît des côtes 6 à 10.

Les côtes pouvant encaisser l'effort maximum le plus élevé sont celles qui supportent la plus grande déflexion à ce point maximum. Toutefois, aucune tendance ne ressort concernant la raideur.

2.2.1.3. Protocole dynamique :

Les Figure 81, Figure 82 et Figure 83 présentent les diagrammes pour les mesures de l'effort maximum, le déplacement à l'effort maximum et la raideur pour le protocole dynamique. Les barres d'erreurs de la colonne globale (moyenne des trois thorax pour chaque impacteur) rappellent les extrema. (Le résultat de la côte 10D du thorax 041 n'a pu être récupéré en raison d'une panne PC de la chaîne d'acquisition).

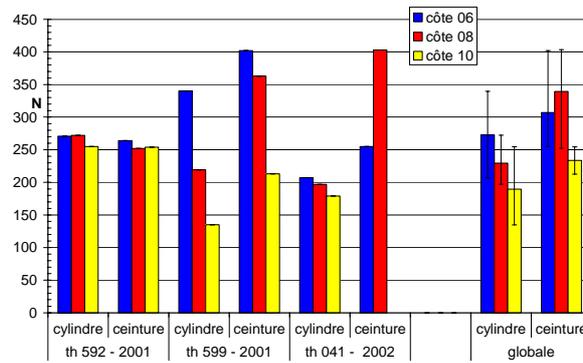


Figure 81 : Diagramme des efforts maxima, protocole dynamique.

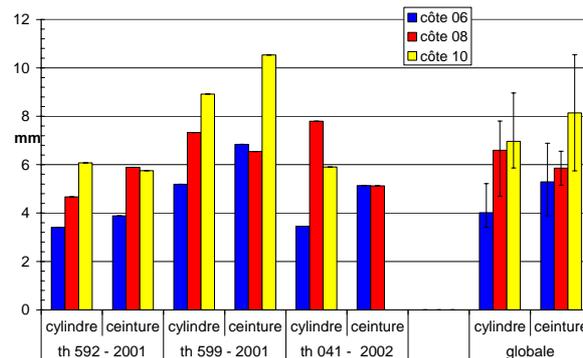


Figure 82 : Diagramme des déplacements à l'effort maximum, protocole dynamique.

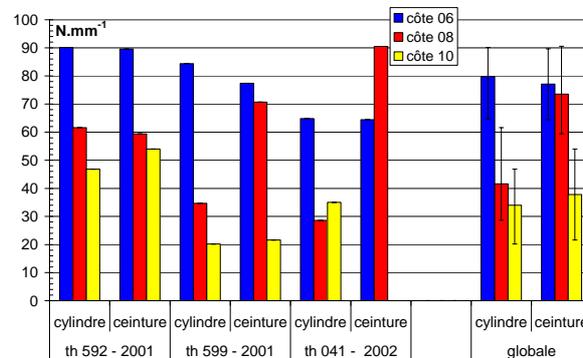


Figure 83 : Diagramme des raideurs, protocole dynamique.

Contrairement aux essais quasi-statiques, l'effort maximum semble diminuer de la côte 6 à la côte 10. Les valeurs obtenues avec l'impacteur ceinture sont supérieures à celles de l'impacteur cylindre. L'augmentation entre l'impacteur cylindre et l'impacteur ceinture est la plus importante pour la côte 8, qui subit la vitesse d'impact la plus grande ($0,25 \text{ m.s}^{-1}$ contre $0,05 \text{ m.s}^{-1}$, soit un rapport de 5 pour la côte 10 et $0,10 \text{ m.s}^{-1}$, soit un rapport de 2,5 pour la côte 6). Si maintenant nous divisons cet effort maximum par la vitesse de chargement [Figure 84], l'ordre entre les niveaux de côte 6 et 10 est retrouvé, mais la côte 8 s'effondre ! Et pour les deux impacteurs.

N.B. : Concernant le sujet 592, le volet thoracique relevé à gauche (présence de cals osseux) a probablement rigidifié cette partie et donc nivelé l'influence de l'impacteur.

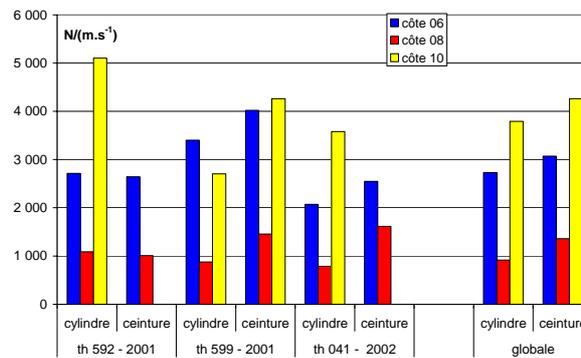


Figure 84 : Diagramme de l'effort maximum divisé par la vitesse de chargement.

En supposant ce phénomène comme linéaire, avec l'augmentation de la vitesse, l'effort maximum augmente dans un premier temps jusqu'à une vitesse optimum puis diminue. Dans le cadre de notre essai, il semble que cette vitesse optimum en terme d'effort maximum soit comprise entre $0,10$ et $0,25 \text{ m.s}^{-1}$. Les articles de Stein & Granik [STE76] et Kallieris & Coll. [KOL00] corroborent cet encadrement de la vitesse optimum en essai de flexion trois points.

Le déplacement à l'effort maximum ainsi que la raideur ne montrent pas de relation à la vitesse de chargement aussi nette. Pour autant, les trois paramètres répondent nettement au couple impacteur – vitesse. En effet, nous observons une très forte augmentation de la raideur, une forte augmentation de l'inertie et une diminution du déplacement à l'effort maximum pour la côte 8 ($v = 0,25 \text{ m.s}^{-1}$) par rapport aux deux autres côtes (avec des vitesses 2,5 et 5 fois plus faible).

Pour résumer, en flexion trois points pour la côte, un impacteur plus large accroît l'effort maximum supporté sur la plage de vitesse utilisée [$0,05 - 0,25 \text{ m.s}^{-1}$]. Cela augmente la raideur à partir d'une vitesse optimum, présentée ci-dessus, mais fait diminuer cette raideur en dessous de ce seuil. Cette tendance est parfaitement inversée concernant le déplacement à l'effort maximum.

2.2.2. Les déformations :

2.2.2.1. Protocole statique :

La voie 4 a été défectueuse dès le deuxième essai. Elle n'est donc rapportée que pour la côte 8 gauche du thorax 138.

Les déformations maxis :

Le Tableau 57 présente les mesures maxima des jauges de déformation pour les quatre essais mesurés. Elles sont indiquées dans l'ordre d'apparition avec le déplacement correspondant. Le trait en pointillé gras indique l'instant de l'effort maxi. Le Tableau 58 classe les jauges par déformation maximum en ordre décroissant.

Tableau 57 : Déformations maxima, triées croissante par ordre d'apparition.

Thorax 138, côte 08G			Thorax 138, côte 06D		
Jauges numéro	Déplacement (mm)	Déformations (μ déf.)	Jauges numéro	Déplacement (mm)	Déformations (μ déf.)
1	3,01	-3 358	1	2,36	-2 569
4	3,12	2 911	3	2,42	-2 987
7	3,30	370	6	2,60	-1 467
3	3,31	-4 695	7	2,61	-691
5	3,35	-945	5	2,81	-400
6	3,38	-912	2	3,14	3 086
2	3,60	3 954	-	-	-

Thorax 142, côte 08G			Thorax 142, côte 08D		
Jauges numéro	Déplacement (mm)	Déformations (μ déf.)	Jauges numéro	Déplacement (mm)	Déformations (μ déf.)
7	2,14	-51	3	3,80	-5 652
6	3,01	-1 641	5	3,90	-1 334
1	3,04	-3 152	1	3,92	-4 123
3	3,07	-4 446	2	3,96	3 778
5	3,16	-935	6	3,98	-2 816
2	3,25	3 043	7	3,98	-841
-	-	-	-	-	-

(La jauge 7 de la côte 8 gauche du thorax 142 donne une valeur aberrante.)

Rappel de la position des jauges : 1 postéro-supérieure, 2 postéro-inférieure, 3 antéro-supérieure, 4 antéro-inférieure et 6 rosette direction axe de la côte.

Tableau 58 : Jauges triées par valeur décroissante absolue des déformations maxima.

Thorax 138		Thorax 142	
côte 08 Gauche	côte 06 Droite	côte 08 Gauche	côte 08 Droite
3 (-4 695 μ déf.)	2 (3 086 μ déf.)	3 (-4 446 μ déf.)	3 (-5 652 μ déf.)
2 (3 954 μ déf.)	3 (-2 987 μ déf.)	1 (-3 152 μ déf.)	1 (-4 123 μ déf.)
1 (-3 358 μ déf.)	1 (-2 569 μ déf.)	2 (3 043 μ déf.)	2 (3 778 μ déf.)
4 (2 911 μ déf.)	(4 ?) (-)	(4 ?) (-)	(4 ?) (-)
5 (-945 μ déf.)	6 (-1 467 μ déf.)	6 (-1 641 μ déf.)	6 (-2 816 μ déf.)
6 (-912 μ déf.)	7 (-691 μ déf.)	5 (-935 μ déf.)	5 (-1 334 μ déf.)
7 (370 μ déf.)	5 (-400 μ déf.)	7 (-51 μ déf.)	7 (-841 μ déf.)

La déformation en valeur absolue la plus élevée a lieu sur la jauge 3 [Tableau 58]. La jauge postéro-supérieure a tendance à être la première à voir sa valeur décroître, et ceci avant Fmax. Inversement, la jauge postéro-inférieure a tendance à être la dernière et ceci après Fmax. La déformation maximum de la jauge postéro-supérieure survient généralement avant celle de la jauge antéro-supérieure et dans le cas où les deux sont présentes, la déformation maximum de la jauge antéro-inférieure a lieu avant celle de la jauge postéro-inférieure. Les jauges postéro-supérieure et antéro-supérieure atteignent leurs déformations maxi avant l'effort maxi. Cela renforce l'idée que la

corticale externe est endommagée avant l'effort maxi. Les faibles déformations (<0,6 %) et la forte similitude avec la courbe effort-déplacement permettent de penser que les points de mesures des déformations ne sont pas endommagés. La côte est endommagée par une concentration de contrainte très localisée.

2.2.2.2. Protocole dynamique :

Les déformations maxima :

Tableau 59 : Micro-déformations maxima sur la corticale externe ; +/- 15 mm du centre de l'appui.

Niveau	Impacteur	Thorax	Antérieur	Postérieur
06	cylindre	592	-5 279	-3 196
		599	-8 714	-6 269
		041	-6 250	-2 952
	Ceinture	592	-3 908	-5 229
		599	-11 443	-10 695
		041	-6 059	-6 376
08	Cylindre	592	-5 146	-3 651
		599	-7 242	-7 152
		041	-9 952	-4 654
	Ceinture	592	-6 045	-6 986
		599	-7 665	-9 750
		041	-6 485	-9 991
10	Cylindre	592	-8 987	-7 014
		599	nc	-10 077
		041	-8 355	-4 482
	Ceinture	592	nc	nc
		599	-14 236	-14 796
		041	nc	nc

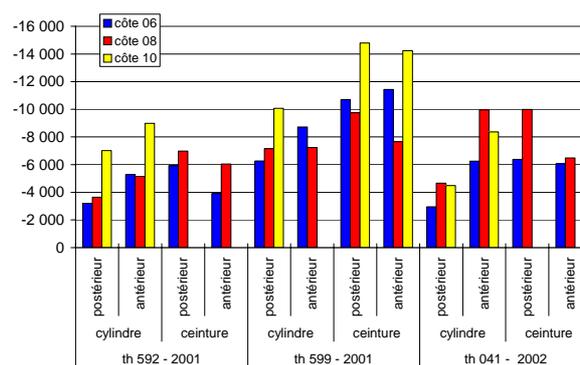


Figure 85 : Déformations corticale externe.

En moyenne et pour chaque thorax, il y a plus de déformations avec l'impacteur ceinture qu'avec l'impacteur cylindre. Les déformations moyennes avec l'impacteur cylindre (antérieur et postérieur confondus) sont -6 433 $\mu\text{déf.}$ et pour l'impacteur cylindre -8 597 $\mu\text{déf.}$, soit une augmentation moyenne sur la population testée de 33 % avec l'impacteur ceinture. Impacteurs

confondus, les déformations des côtes sont globalement croissantes avec le niveau (06 : -6 422 μ déf. ; 08 : -7 059 μ déf. ; 10 : -9 706 μ déf.).

On retrouve les ordres de grandeur du modèle à section elliptique sous Humos[®] (E=14 000 MPa) à 4 mm (ici le déplacement moyen à l'effort maximum est de 5,8 mm.). On est dans les ordres de grandeurs des essais SHPM.

2.2.3. Sections et module d'élasticité :

2.2.3.1. Protocole statique :

Mesure des épaisseurs moyennes de corticale par section :

Tableau 60 : Epaisseur moyenne de corticale, protocole statique.

Sujets	Côtes	Section 1	Section 2	Section 3	Section 4	Moyennes	sd
thorax 138	06G	1,00	0,90	0,70	0,60	0,80	0,16
	08G	1,00	0,40	0,46	0,46	0,58	0,24
	10G	0,95	0,35	0,46	0,46	0,56	0,23
	06D	0,9	0,70	0,60	0,60	0,70	0,12
	08D	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>
	10D	1,00	0,80	0,90	0,80	0,88	0,08
thorax 142	06G	1,01	0,64	0,54	0,45	0,66	0,21
	08G	0,90	0,40	0,61	0,43	0,59	0,20
	10G	1,01	0,59	0,44	0,44	0,62	0,23
	06D	0,93	0,63	0,66	0,44	0,67	0,17
	08D	0,88	0,42	0,60	0,46	0,59	0,18
	10D	1,00	0,47	0,56	0,52	0,64	0,21
thorax 063	06G	1,03	0,94	0,87	1,00	0,96	0,06
	08G	1,20	1,19	0,74	1,26	1,10	0,21
	10G	1,15	1,04	1,17	0,95	1,08	0,09
	06D	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>
	08D	1,10	0,92	1,00	0,96	1,00	0,07
	10D	0,95	0,89	0,86	0,96	0,92	0,04
	moyennes	1,00	0,71	0,70	0,67	0,77	0,13
	sd	0,09	0,25	0,20	0,26	0,18	0,25

Par thorax : moyenne 138 : 0,70mm ; écart type = 0,22 mm.

moyenne 142 : 0,63mm ; écart type = 0,21 mm.

moyenne 063 : 1,01mm ; écart type = 0,13 mm.

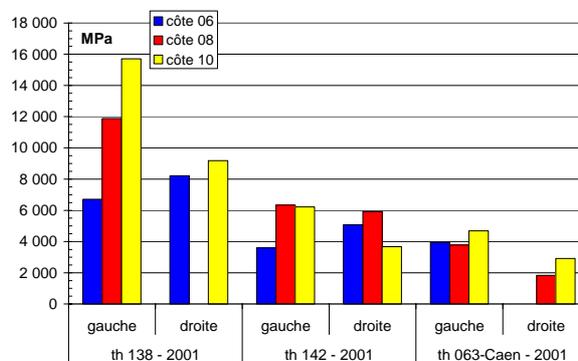
On observe que la moyenne diminue de la section 1 vers section 4 ; de l'ordre de 30 % dès la section 2.

Surface et inertie moyennes par côte :

La surface et l'inertie ont été calculées en considérant la section de cortical elliptique. Les ellipses interne et externe de cette section sont concentriques. Le grand axe et le petit axe de l'ellipse externe sont pris égaux aux dimensions de la section plongeur (§ 2.1.1) mesurées au pied à coulisse.

Tableau 61 : Calculs des valeurs géométriques et modules d'élasticités.

Sujets	Côtes	Surface rectangulaire		Inertie	E
		totale	corticale		
		mm^2	mm^2	mm^4	MPa
thorax 138	06G	47,14	19,1	59,9	6 715
	08G	36,22	14,0	24,4	11 879
	10G	36,84	13,1	26,0	15 709
	06D	42,00	15,8	45,9	8 216
	08D	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>
	10D	44,16	22,4	44,5	9 180
thorax 142	06G	55,20	14,7	103,1	3 598
	08G	53,82	13,7	77,6	6 339
	10G	57,54	16,7	70,7	6 221
	06D	52,07	14,2	95,5	5 059
	08D	48,29	12,8	67,5	5 922
	10D	63,05	15,4	119,7	3 671
thorax 063	06G	77,46	29,8	151,9	3 950
	08G	86,28	35,9	195,4	3 774
	10G	56,75	25,1	69,3	4 688
	06D	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>
	08D	109,15	34,7	316,6	1 836
	10D	72,40	31,5	100,6	2 921
	<i>moyennes</i>	<i>58,6</i>	<i>20,6</i>	<i>98,0</i>	<i>6 230</i>
	<i>sd</i>	<i>19,4</i>	<i>8,2</i>	<i>73,6</i>	<i>3 591</i>
	<i>Coef. de var.</i>	<i>33,1%</i>	<i>40,0%</i>	<i>75,1%</i>	<i>57,6%</i>

**Figure 86 : Diagramme des modules d'Young pour les essais quasi-statique.**

Il existe une grande variabilité des modules d'Young équivalent de la côte intra et inter-individuels [Figure 86 et Tableau 61].

2.2.3.2. Protocole dynamique :

Le Tableau 62 et la Figure 87 présentent les modules d'Young obtenus pour les essais dynamiques à partir du modèle de la théorie des poutres. Malgré une charge répartie, le modèle ponctuel a été utilisé pour l'impacteur ceinture.

Tableau 62 : Valeurs géométriques et module d'Young, protocole dynamique.

Sujets	Côtes	Surface elliptique		Inertie	E
		totale	corticale		
		mm ²	mm ²		
thorax 592	06G	85,9	36,6	272	6 898
	08G	85,0	37,9	227	5 645
	10G	78,5	39,4	210	4 648
	06D	77,7	26,6	179	10 431
	08D	67,2	32,2	164	7 526
	10D	71,5	40,8	197	
thorax 599	06G	82,9	35,2	276	6 369
	08G	46,7	24,3	70	10 281
	10G	67,8	27,5	122	3 437
	06D	79,8	32,8	240	6 728
	08D	76,4	27,8	161	9 158
	10D	55,1	27,4	150	2 994
thorax 041	06G	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>
	08G	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>
	10G	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>
	06D	69,4	30,9	180	7 461
	08D	66,2	30,1	157	11 990
	10D	61,4	30,3	110	
	<i>moyennes</i>	<i>71,4</i>	<i>32,0</i>	<i>181</i>	<i>7 197</i>
	<i>sd</i>	<i>11,2</i>	<i>5,0</i>	<i>58</i>	<i>2 718</i>
	<i>Coef. de var.</i>	<i>15,66%</i>	<i>15,71%</i>	<i>31,97%</i>	<i>37,77%</i>

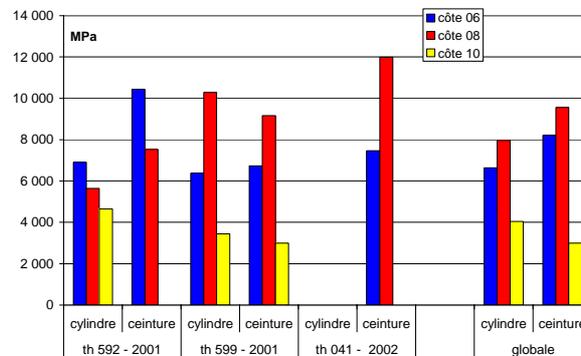


Figure 87 : Diagramme du module d'Young pour les essais dynamiques.

Le module d'Young augmente avec la vitesse (mais pas pour les côtes 8 du sujet 592 – sujet au volet thoracique). Nous pouvons observer qu'une étude de section de haute qualité amène plus de cohérence dans les modules d'Young intra et inter individuels.

2.2.4. Les énergies :

2.2.4.1. Protocole statique :

L'énergie de flexion est donnée par : $J = \frac{1}{2} \cdot F \cdot L$. Elle a été calculée ici par intégration numérique de la courbe jusqu'au point d'effort maxi. Le Tableau 63 et la Figure 88 indiquent les valeurs mesurées.

Tableau 63 : Energie de flexion à l'effort maxi.

	th 138 - 2001		th 142 - 2001		th 063 - Caen - 2001		moyennes	sd
	gauche	droite	gauche	droite	gauche	droite		
côte 06	70,2	56,5	123,7	238,0	91,0		116	73 (63%)
côte 08	72,9		107,0	154,6	117,6	135,0	118	31 (26%)
côte 10	269,2	272,4	308,3	222,3	206,1	181,8	243	48 (20%)
	m=148 ; sd=112 (76 %)		m=192 ; sd=77 (40 %)		m=146 ; sd=47 (32 %)			

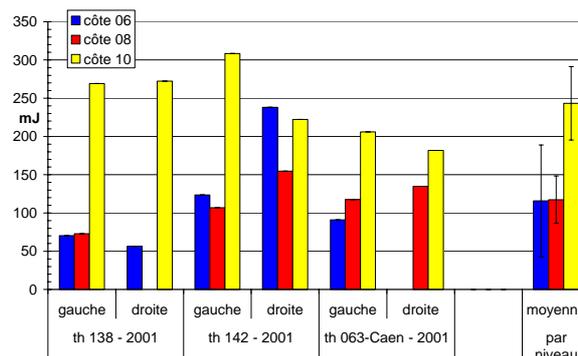


Figure 88 : Diagramme de l'énergie de flexion à F_{max}.

La côte 10 est celle qui absorbe nettement le plus d'énergie. Les côtes 6 et 8 donnent des résultats semblables. S'il existe un gradient d'évolution des propriétés des côtes, il ne semble pas très linéaire.

2.2.4.2. Protocole dynamique :

Le Tableau 64 et la Figure 89 donnent les valeurs d'énergie de flexion à l'effort maximum pour le protocole dynamique.

Tableau 64 : Energie de flexion à l'effort maxi, protocole dynamique.

	th 592 - 2001		th 599 - 2001		th 041 - 2002	
	<i>cylindre</i>	<i>ceinture</i>	<i>cylindre</i>	<i>ceinture</i>	<i>cylindre</i>	<i>ceinture</i>
côte 06	520,6	414,2	1053,2	1302,7	386,5	569,0
côte 08	672,5	597,8	1026,9	999,1	766,8	975,6
côte 10	827,3	<i>nc</i>	670,7	1081,6	585,2	<i>nc</i>

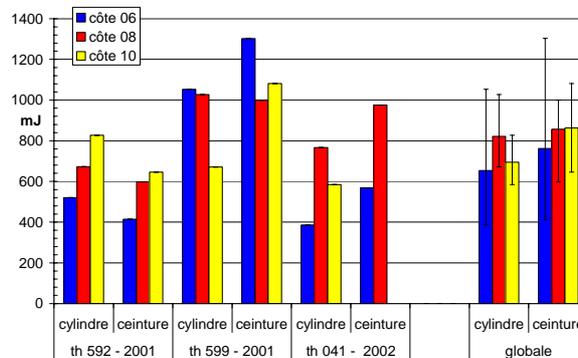


Figure 89 : Diagramme de l'énergie de flexion à F_{max} , protocole dynamique.

Les énergies de déformations sont supérieures en dynamique qu'en statique. Avant d'émettre des hypothèses sur l'influence de la vitesse, il faudrait maîtriser que cette différence ne provienne pas de variables inter individuelles. Il n'y a pas de tendance qui ressorte, que cela soit par rapport au niveau ou à l'impacteur. Toutefois, les valeurs moyennes avec l'impacteur ceinture ont augmenté de 17% par rapport à celles de l'impacteur cylindre (respectivement 850 mJ contre 725 mJ). Cette évolution semble faible par rapport aux modifications observées avec les valeurs de raideur et d'effort maximum.

2.3 Calcination :

Le paramètre étudié est la densité minérale linéique (C/L, $kg.m^{-1}$) exprimée ici en $g.m^{-1}$. Chaque élément de côte, mesuré avant calcination et pesé après (masse de cendre), permet d'obtenir le C/L pour chaque partie de côte (postérieure, latérale et antérieure, comme définit au Tableau 51) et par côte. Pour des raisons de procédure, le sujet 063 n'a pas suivi le protocole de calcination.

2.3.1. Etude exploratoire :

Pour observer l'influence des paramètres partie, latéralité, niveau et sujet, leurs valeurs de C/L sont représentées de deux manières différentes [Figure 90 et Figure 91].

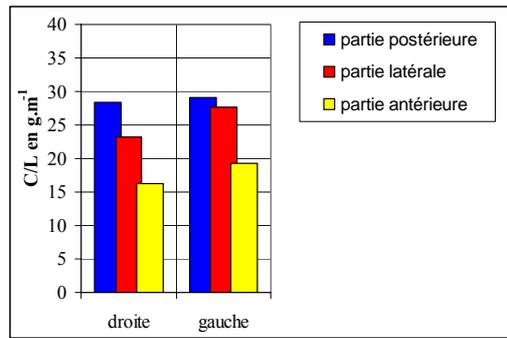


Figure 90 : Densité linéique par partie et par latéralité.

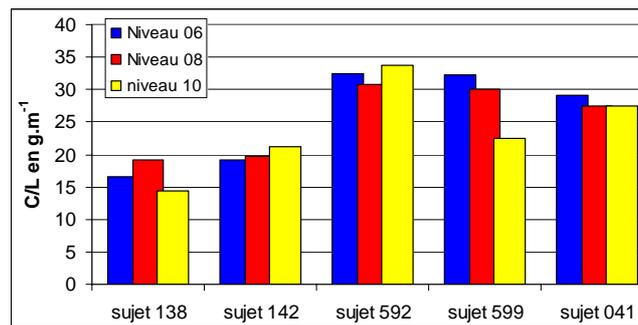


Figure 91 : Densité linéique par niveau pour les cinq sujets.

La Figure 90 montre une tendance à un effet partie mais pas d'effet latéralité. Quant à la Figure 91, elle ne laisse pas prévoir d'effet niveau mais éventuellement un effet sujet, voire même effet genre, les sujets 138 et 142 sont de sexe féminin. Pour vérifier et quantifier ces informations, une étude statistique est réalisée avec le soutien de Sophie Cuny du CEESAR.

2.3.2. Etude statistique :

L'étude statistique utilise la procédure GLM avec interactions sur le logiciel SAS. Cinq classes sont prises en compte [Tableau 65].

Tableau 65 : Classes et valeurs pour l'étude statistique.

Variables	Modalités	
	Nombre de niveau	Valeurs
partie	3	postérieure / latérale / antérieur
niveau de côte	3	niveau 06 / niveau 08 / niveau 10
latéralité	2	droite / gauche
sujet	5	sujet 138 / sujet 142 / sujet 592 / sujet 599 / sujet 041
sexe	2	Masculin / féminin

Un premier résultat indique qu'il n'y a pas d'effet hauteur. Par contre, une interférence entre la classe sujet et la classe sexe ne permet pas de récupérer des informations sur ces deux classes. Deux nouvelles procédures, en supprimant la variable hauteur, sont réalisées, une avec une classe sujet et l'autre avec une classe sexe.

Sur la population testée, un effet latéralité est observé, effet provenant des cals osseux présents sur l'hémi-thorax gauche du sujet 592. Les moyennes sans ce sujet deviennent égales. Nous retiendrons donc qu'il n'y a pas d'effet latéralité mais que la présence de cals osseux sur seulement un hémi-thorax de cinq sujets peut rendre cette variable significative. Il y a bien un effet sexe hautement significatif ($p=0,0001 - 0,01\%$) et un effet partie.

2.3.3. Valeurs et conclusion :

Il ressort de cette étude sur la densité minérale linéique de la côte, pour cette population :

- Pas d'effet niveau ;
- Pas d'effet latéralité ;
- Un effet concernant le sexe (moyenne femme $17,7 \text{ g.m}^{-1}$, moyenne homme $27,8 \text{ g.m}^{-1}$, modèle à interactions, variable sexe – sujet 592 inclus) ;
- Un effet concernant la partie : la densité minérale linéique diminue de manière significative de la partie postérieure vers la partie antérieure (1,4 % entre les parties postérieures et latérales avec la variable sujet et 3,8 % avec la variable sexe).

Tableau 66 : Valeurs des densités minérales osseuses.

	Partie postérieure	Partie latérale	Partie antérieure	Côte entière
Moyenne	28,76	25,53	17,82	25,25
Ecart type – coef.	7,63 – 26%	7,39 – 29%	5,52 – 31%	6,65 – 26%
Max - min	47,6 – 16,6	41,0 – 13,5	31,3 – 9,9	38,0 – 14,3

Coef : coefficient de variation.

Nous retrouvons, concernant la côte entière, des valeurs équivalentes (de l'ordre de 1%) à celles de Got & Coll. [GOT75].

3. Conclusion des essais mécaniques :

La géométrie de l'impacteur et la vitesse de chargement ont une influence sur la réponse de l'essai de flexion trois points avec les côtes. La qualité de l'observation géométrique de la côte est primordiale pour toute étude complémentaire à celle de la courbe effort - déplacement. La densité linéique de minéraux évolue de manière significative le long de la côte mais ne permet pas de différencier les niveaux. Les films des essais dynamiques ont montré l'intérêt de conserver et tester la côte dans son intégrité par la présence de jets de moelle osseuse qui laissent supposer une augmentation de la pression médullaire.

Les déformations mesurées atteignent leur maximum sur la corticale externe avant l'effort maximum. La corticale externe est donc endommagée avant l'effort maximum. Cela converge avec l'observation des films des essais où l'endommagement de la corticale externe, comme présenté lors des essais préliminaires, se passe avant l'effort maximum. La rupture de la corticale externe a lieu par flambement de la paroi sollicitée en compression axiale (par l'action de la flexion trois points) par une perturbation induite par l'impacteur à géométrie cylindrique ; et ce phénomène est d'autant plus important que la vitesse est élevée. Par ailleurs, les déformations sont en générale supérieures vers l'avant (antérieur) que vers l'arrière (postérieur) de la côte, ce qui illustre la non-symétrie du problème, que nous n'avons pas pris en compte avec le modèle RDM.

Les essais en compression du protocole statique sont très aléatoires alors que ceux du protocole dynamique (toujours en vitesse quasi-statique), morceaux extraits avec un plus grand soin apporté à la découpe, donnent de plus grandes raideurs et efforts maxima.

Les ruptures de côtes ont lieu autour de 10 mm de déflexion. Pour l'impacteur ceinture, la fracture est souvent associée avec l'effort maximum ; la côte « explose ». Pour son homologue cylindrique, la côte est pliée jusqu'à rompre la corticale externe, pour un déplacement supérieur au double de celui à l'effort maximum.

Une charge répartie rigidifie le système, lui permet de supporter un effort plus important, mais à partir d'une vitesse seuil, diminue la déflexion possible à cet effort maximum.

CHAPITRE 5 : MODELISATION GEOMETRIQUE ET MECANIQUE

Ce chapitre s'appuie sur les travaux de recherche réalisés par Fabien Berthet et Bernard Schweitz dans le cadre de leur DEA au LBM : « étude géométrique et modélisation en éléments finis de côtes à partir d'images tomodensitométriques ».

1. Matériels et méthodes :

Les 18 côtes utilisées sont présentées dans le chapitre 4, matériel et méthode.

1.1 *Imagerie scanner* :

Afin de recueillir des données morphométriques de la côte et de transférer les essais en simulation, une imagerie a été réalisée sur les côtes. La tomodensitométrie a été retenue ; performante, et pratique, elle permet de voir dans la section de la côte.

1.1.1. Le scanner :

L'appareil utilisé est le scanner de General Electric, GE MEDICAL SYSTEMS CT/e. Il est mis à disposition par le Cabinet d'Imagerie Vétérinaire de Boulogne-Billancourt (92) avec l'aimable participation du Vétérinaire Sandrine Canivet.

1.1.2. Les coupes scanner :

Les côtes sont scannées en deux étapes :

- Un scanner fin, concernant la zone testée :

Fenêtre de 40 mm, coupes millimétriques jointives sur 120 mm (les 100 mm en flexion trois points plus 10 mm de part et d'autre de jeu). Cinq côtes peuvent rentrer dans ce volume.

- Un scanner large, concernant la côte entière :

Fenêtre de 100 mm, coupes millimétriques tous les 3 mm, sur environ 300 mm. 10 côtes peuvent rentrer dans ce volume.

La résolution de l'image est de 512 x 512 pixels. Les informations des coupes tomodensitométriques (images et métadonnées) sont sauvegardées au format *DICOM* (*D*igital *I*maging and *C*ommunications in *M*edecine). Deux formats de reconstruction sont sauvegardés :

- Le format *bone*.
- Le format *edge*.

Les réglages du scanner pour les coupes sont pour la tension du tube : 120 kV et pour le courant du tube 60 mA.

1.1.3. Réalisation :

Après les préparations de la côte présentées au chapitre 4 (§ 1.2.3, §1.2.4), celles-ci peuvent être scannées.

Les côtes scannées par thorax sont les côtes de niveau 06, 07, 08, 09 et 10, droites et gauches. Les côtes d'un hémi-thorax (même sujet et même latéralité) sont placées dans un même montage. Celui-ci, radio-opaque, est constitué d'une base, plateau en bois, sur laquelle sont fixés deux blocs en mousse. Une fois solidarisés au plateau, ces blocs sont entaillés pour recevoir les côtes. Une attention particulière est portée à ce que les côtes ne soient pas en contact entre elles (notamment avec l'utilisation de plaquettes de mousse pour forcer un espace), afin de pouvoir mieux différencier les contours lors de la reconstruction géométrique. Le montage est repéré ainsi que la position des côtes comme le montre la Figure 92.

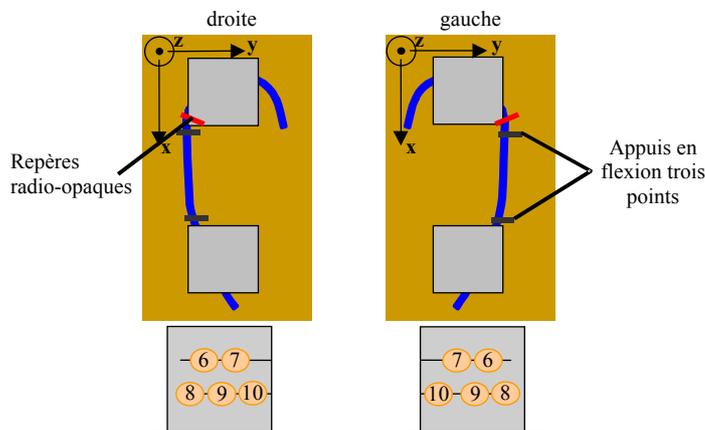


Figure 92 : Montages et repères.

L'ensemble de ces opérations est réalisé en prenant soin de ne pas rompre la chaîne du froid. Les côtes sont ensuite placées dans le scanner, en prenant soin d'aligner la zone testée en flexion avec l'axe du scanner, pour le protocole tomodynamométrie fine. Pour le protocole tomodynamométrie large, les deux montages d'un même thorax sont montés en quinconce. Ils pourront éventuellement être repositionnés pour minimiser la fenêtre du scanner. La Figure 93 présente les deux montages réalisés pour chaque protocole de tomodynamométrie.



Figure 93 : Montages sur la table du scanner.

Le positionnement des repères radio-opaques dans le montage est validé avec les *scouts faces*. L'acquisition d'images avec le scanner peut alors être réalisée.

1.2 Traitement des images :

Une fois obtenues, les coupes tomodensitométriques sont exploitées avec GPHR, programme développé par Fabien Berthet, et validé entre autres par Fabien Berthet et Bernard Schweitz.

Pour reconstruire la côte en volumique et extraire les informations sur les sections (inerties, surfaces, densités, ...), il faut définir la surface de corticale et donc ses contours internes et externes. Pour cela, l'utilisateur est chargé, selon sa propre perception des structures osseuses, de sélectionner un nombre suffisant de points, le long de ce qui lui semble être le bord de la section. Le sens emprunté pour faire le tour de celle-ci doit être conservé au cours de la saisie, afin d'obtenir une liste ordonnée de points. Suite à cette opération, une procédure détermine le contour qui désigne ici les 64 sommets d'un polygone dont les longueurs des arrêtes sont sensiblement égales.

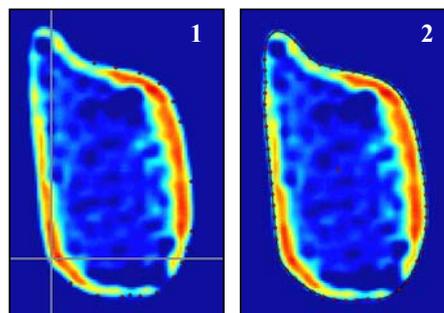


Figure 94 : Réalisation du contour de la section.

Une fois les contours réalisés, il est maintenant possible d'obtenir, à partir de la méthode de triangulation de Delaunay, les caractéristiques géométriques suivantes :

- *Les éléments dimensionnels* : hauteur et largeur de la côte (h et l), l'aire de la section d'os compact (S), l'air de la section complète (S_{tot}), les coordonnées du centre de la section (x_G et y_G).
- *Les éléments d'inertie* : les moments quadratiques ($I(x)$, $I(xy)$, $I(z)$), les moments quadratiques principaux ($I(X)$ et $I(Y)$), orientation des axes principaux d'inertie (α).

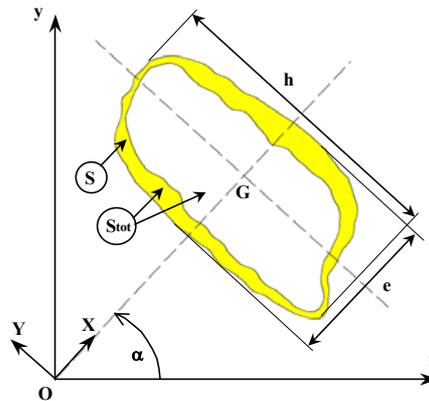


Figure 95 : Références des éléments dimensionnels et d'inertie.

1.3 Modélisation en éléments finis :

Au vu des épaisseurs d'os compact relativement faible par rapport aux dimensions de la section, la section de corticale est modélisée en éléments coques (shell à quatre nœuds sous Radioss®). Pour cette modélisation, il a été choisi de ne tenir compte ni de l'os spongieux, ni de la moelle osseuse. Granik & Stein [GRA73] décrivent que l'os spongieux de la côte a peu d'influence sur les propriétés mécaniques.

Chaque côte sera maillée à partir des reconstructions géométriques de son contour. Il reste maintenant à définir les coordonnées des éléments, les conditions limites et de chargement ainsi que les lois de comportement.

1.3.1. Le maillage :

Les contours externes et internes de la section de corticale ont été au préalable définis. A partir de ceux-ci, un contour moyen de 64 points est généré. Ce contour moyen est ensuite ramené à 16 points, qui constitueront les nœuds du maillage en éléments finis. En conservant les contours moyens à 16 nœuds d'une section sur deux, on a ainsi généré la liste des nœuds.

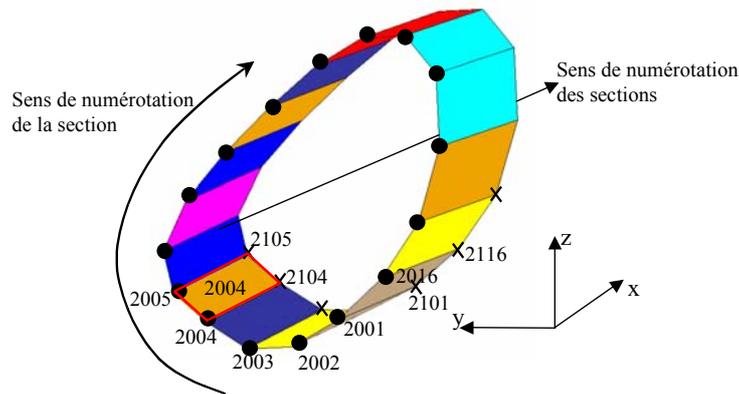


Figure 96 : Une section du modèle côte, éléments et noeuds.

Dans cette liste, chaque nœud comporte une épaisseur, une densité, des coordonnées géométriques et un numéro qui permet d'identifier sa section et sa position dans la section.

Les éléments shell à quatre nœuds peuvent maintenant être générés en reliant quatre nœuds de deux sections jointives. A chaque élément sont affectées une épaisseur et une densité, respectivement moyenne des épaisseurs des quatre nœuds et moyenne des densités des quatre nœuds. Afin de simplifier la constitution du fichier maillage, ses épaisseurs sont ensuite réparties dans dix groupes. Ces dix groupes sont d'étendues égales, valant $1/10^e$ de l'étendue globale (définie pour chaque côte par les épaisseurs minimum et maximum de ces éléments) et la valeur retenue est le milieu de chaque intervalle.

L'interface GPHR génère un fichier *nomDOA.rad* au format Radioss[®], contenant les numéros et coordonnées des nœuds, la numérotation des éléments, avec les définitions de groupes et les propriétés des groupes d'éléments.

Afin de diminuer les phénomènes d'Hourglass, des éléments shell à quatre nœuds sont scindés en éléments à trois nœuds.

1.3.2. Les conditions limites :

Les appuis, ainsi que l'impacteur cylindre, sont modélisés par des corps rigides. Les maillages, en éléments coques, sont générés avec Matlab[®]. Ils sont constitués d'éléments très petits, afin de mieux gérer les interfaces de contact par la suite.

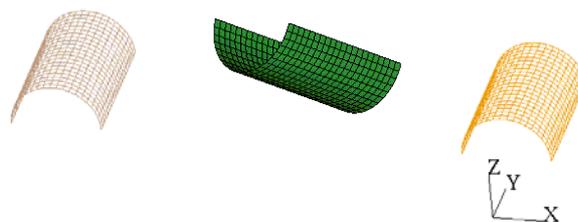


Figure 97 : Appuis et impacteur cylindre (au milieu, direction ici inversée).

L'impacteur ceinture reprend la géométrie de la ceinture utilisée en essai alors qu'elle était simplifiée par une géométrie plane pour les calculs lors de la constitution du cahier des charges. Elle est réalisée par deux plans qui viennent tangenter sur la partie centrale, elliptique. Les extrémités des plans sont en éléments rigides pour modéliser les mâchoires du montage expérimental.

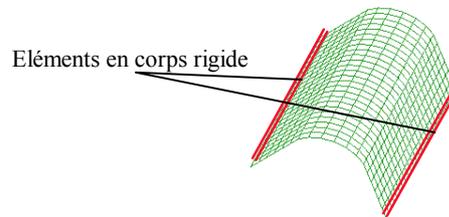


Figure 98 : Maillage ceinture.

L'impacteur ceinture reçoit une loi de comportement *Elastic Plastic Brittle*, de la forme $\sigma = (a + b \cdot \varepsilon_p^n) \cdot \left(1 + c \cdot \ln \frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0}\right)$, utilisée lors des simulations numériques sur mannequins et modèles numériques de l'être humain. Le Module d'Young est de 2 666,5 Mpa avec un coefficient de Poisson de 0,2.

Afin de réaliser le contact entre les différents éléments, sept interfaces de contact (interfaces type 7 sur Radioss[®]), comprenant une surface maître et une surface esclave, sont définies. Certaines interfaces sont doublées (avec une inversion des surfaces maître et esclave) afin d'améliorer la continuité des contacts, ce sont les interfaces appuis/côte et impacteur/côte. Une interface côte/côte est également créée pour éviter que les faces de la côte « se traversent ». Le gap défini est de 1 mm. Le coefficient de Coulomb est de 0,2 (valeur arbitraire).

Le maillage côte est calé sur le maillage appui pour avoir un gap, compris entre 1 et 1,1 mm, afin de simuler un contact dès le début de l'essai et d'éviter tout rebond et vibration. La côte est également ajustée pour respecter le positionnement du repère radio-opaque par rapport au montage. Le maillage de l'impacteur est enfin calé par rapport à la côte, également avec un gap compris entre 1,0 et 1,1 mm.

1.3.3. Le chargement :

La consigne de chargement est une consigne de déplacement donnée au nœud maître du corps rigide des appuis. Dans le cadre de cette modélisation, la visco-élasticité n'est pas prise en compte, donc la même vitesse est affectée pour l'ensemble des essais. Pour reproduire le contact côte-appuis lors des essais, en plus des conditions de gap, une vitesse initiale est donnée à la côte. Le temps de calcul défini permet un déplacement de 15 mm (supérieure au 12 mm maxi pour la rupture franche observée durant les essais dynamiques).

1.3.4. Lois de comportement et matériaux :

La loi de comportement choisie pour cette modélisation est une loi élasto-plastique selon les paramètres présentés dans la Figure 99.

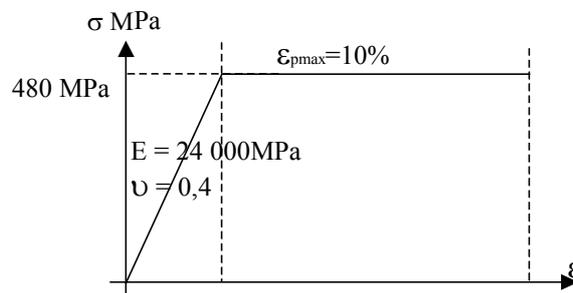


Figure 99 : Paramètres de la loi de comportement.

Ces paramètres ont été retenus après une première série de calculs, réalisés avec le maillage d'une côte testée, présentée ci-dessous.

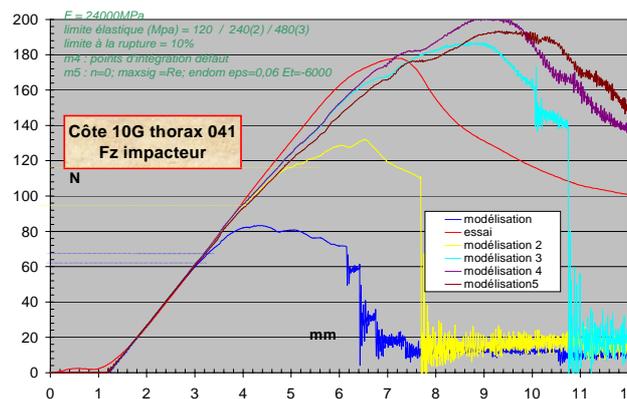


Figure 100 : Réglages des paramètres loi de comportement côte.

Le premier module d'Young, pris à 24 000 Mpa, d'après les travaux de Bernstein (Cf. [NIG95]), permet d'obtenir la bonne raideur. La densité est de $0,008\text{ g}\cdot\text{mm}^{-3}$. La simulation n°5, avec un nouveau module d'Young après endommagement, n'apporte pas plus de précision. Cette loi ne sera pas explorée. Le nombre de points d'intégration est pris à cinq.

La première série de calculs est lancée avec le même module d'Young. Une deuxième série de calculs ajuste le Module d'Young avec celui obtenu à partir des essais et de l'interprétation en RDM.

1.3.5. Les données de sortie :

La fréquence des données de sortie est de 10 kHz, identique à la fréquence d'acquisition des essais.

L'effort côte-impacteur et les efforts côte-appuis sont obtenus en récupérant les valeurs des interfaces correspondantes. Comme elles sont doublées, l'effort de contact est la somme des valeurs absolues.

Les déformations sont relevées aux nœuds correspondants à l'emplacement des jauges unidirectionnelles (15 mm de part et d'autre de l'impacteur, faces internes et externes). La valeur de déformation du nœud est la moyenne des déformations des quatre éléments ayant ce nœud en commun.

Les déformations sous l'impacteur (trois sections complètes), sont conservées pour observer les évolutions des contraintes numériques dans cette zone de concentration de contraintes, surtout par rapport aux mécanismes lésionnels.

Le déplacement du nœud maître des appuis est vérifié pour chaque simulation.

1.3.6. Exemple de maillage :

La côte 10D, du thorax 592 est montrée ici en exemple, une fois le fichier Radioss[®] près pour le calcul [Figure 101]. Les flèches indiquent les différentes translations et rotations (calage suivant les six degrés de liberté) à réaliser pour positionner comme en essai la côte sur les appuis (la référence étant le repère radio-opaque).

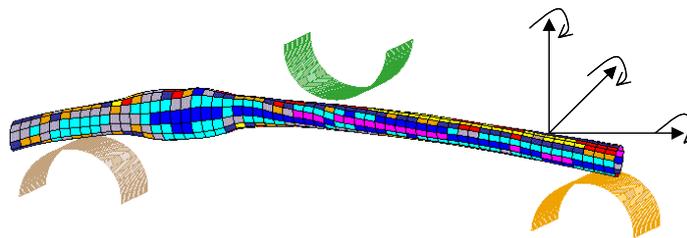


Figure 101 : Conditions limites de la côte TH592C10D en simulation flexion trois points.

2. Résultats et discussion :

Ce paragraphe présente les résultats des trois thorax testés en dynamique pour les relevés géométriques (imagerie scanner plus traitement) ainsi que les réponses d'une première modélisation en éléments finis, avec Radioss[®].

2.1 Etudes géométriques :

Ces mesures sont effectuées sur la portion latérale de la côte, de 120 mm, testée en flexion trois points.

2.1.1. Dimensions extérieures et inerties :

Tout d'abord, concernant les dimensions extérieures de la côte [Figure 102], celles-ci ont tendance à augmenter du niveau 6 vers le niveau 10 (~ 9 % pour deux niveaux) dans la direction verticale (hauteur) et diminuer (~ 15 % pour deux niveaux) dans la direction externe-interne (épaisseur). Bien qu'ayant des conclusions quasi-identiques, la section médullaire (non rapportée ici) donne de manière perceptible un écart entre les niveaux encore plus prononcé.

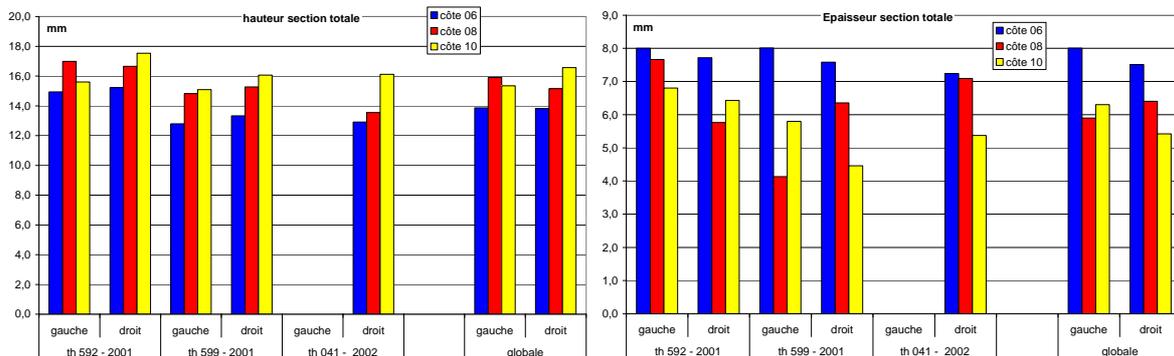


Figure 102 : Hauteur et épaisseur de la section de corticale.

Sur la section mesurée, la hauteur moyenne est de 15,1 (sd : 1,5) mm et l'épaisseur de 6,6 (sd : 1,2) mm.

Ces tendances sont fortement reprises par les inerties [Figure 103]. Une régression linéaire, pour l'ensemble des côtes, entre les deux paramètres donne $I_{\text{verticale}} = 67 \times h_{\text{totale}} - 528$ ($r = 0,53$) et $I_{\text{interne-externe}} = 39 \times e_{\text{totale}} - 77$ ($r = 0,71$).

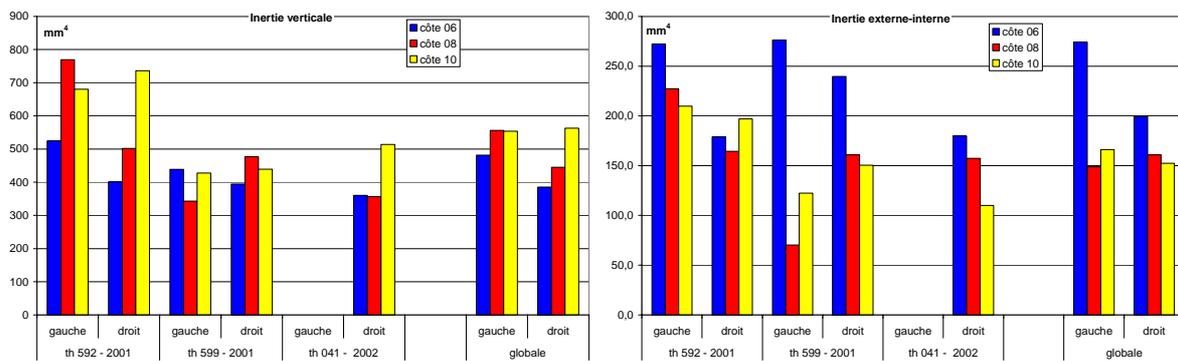


Figure 103 : Inertie verticale et interne-externe des côtes.

L'inertie verticale (hauteur de section) moyenne relevée est de 491 (sd : 136) mm⁴, et l'inertie interne-externe (épaisseur de section) de 181 (sd : 58) mm⁴.

2.1.2. Sections et volumes :

La Figure 104 montre les surfaces totales et de corticales des sections de côtes.

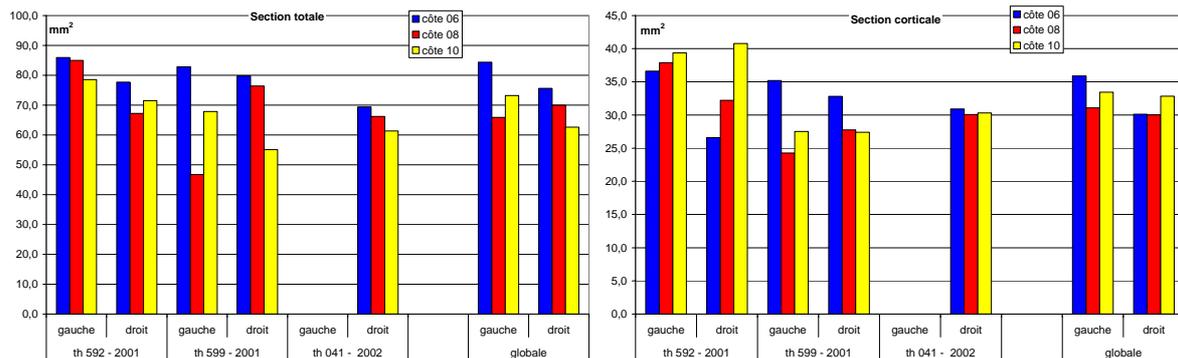


Figure 104 : Surfaces totales et corticales de la section de côte.

Concernant la surface totale, de moyenne globale 71,4 (11,2) mm², elle semble diminuer des niveaux 6 à 10. Elle est surtout plus importante pour le niveau 6. Par contre, la surface de corticale, de moyenne globale 32,0 (5,0) mm², semble plus aléatoire avec une valeur globale qui indiquerait qu'elle est indépendante du niveau. Le volume de corticale, de moyenne globale 3 838 (603) mm³, disponible serait le même pour les niveaux 6 à 10, mais réparti de manière différente. Ce qui donne un pourcentage de section corticale (PCA) [Figure 105] qui a tendance à augmenter en allant vers le bas. La moyenne globale du volume totale de côte est de 8 570 (1 342) mm³ ; les évolutions des volumes sont bien sur identiques à celles des sections.

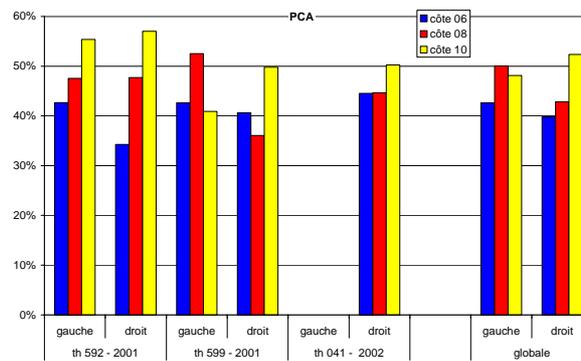


Figure 105 : Pourcentage de section corticale par rapport à la section totale.

La moyenne globale de pourcentage de section corticale par rapport à la section totale est de 46 % (0,07 %).

2.1.3. Indice parabolique :

L'indice parabolique (et l'indice K) semble aléatoire. Les valeurs moyennes globales sont réciproquement de 0,225 (0,011) et 1,018 (0,052). Ces valeurs (liées entre elles par un coefficient en relation avec l'âge) présentent un coefficient de variation faible : 5%.

2.1.4. Conclusion de l'étude géométrique :

Dans un premier temps, deux éléments sont à prendre en compte : seulement trois thorax sont présents, dont un héli-thorax qui a souffert d'un volet thoracique ; et l'influence du rayon de courbure par rapport aux plans de coupes du scanner (dans les mesures de direction interne-externe) n'est pas encore exploité par le logiciel. Dans un second temps, les diagrammes présentés permettent d'émettre quelques hypothèses, à vérifier donc après correction du rayon de courbure et ajout d'au moins trois thorax. Les côtes 6, 8 et 10 semblent adaptées à la respiration et à la gravité, en présentant une inertie verticale nettement supérieure à l'inertie interne-externe. Ensuite, dans la partie latérale, elles disposeraient du même volume de corticale utilisé différemment. Cette notion de même volume s'accorde bien avec le fait qu'il n'a pas été observé d'effet de niveau concernant la densité linéique de cendres.

Pour pouvoir comprendre le thorax complet, il faudrait maintenant réaliser cette étude sur les côtes 1 à 10, à superposer avec les mobilités physiologiques des éléments de la cage thoracique. Il est envisageable que les côtes hautes (1 – 5), qui travaillent avec les épaules, soient plus denses et travaillent plus en externe-interne.

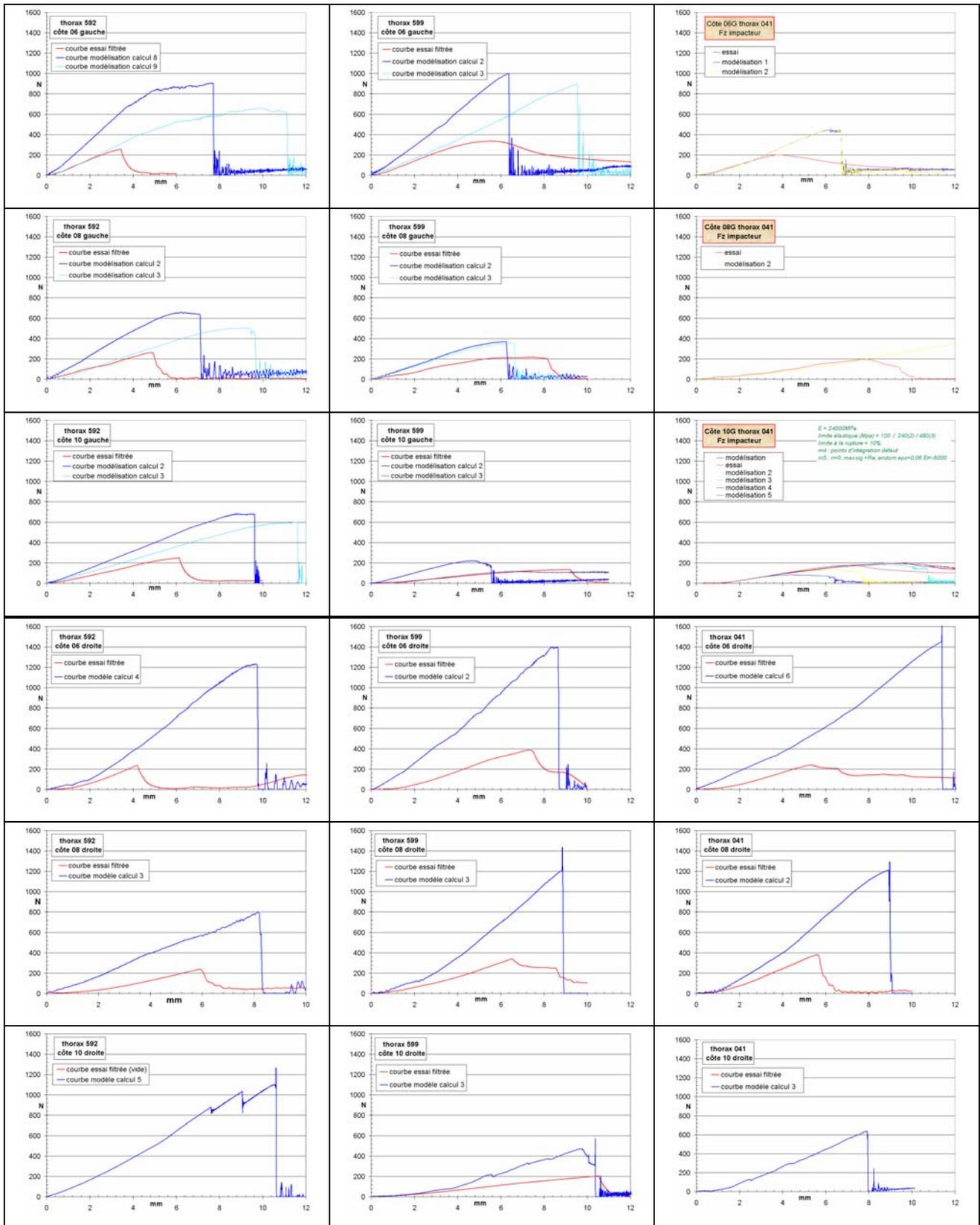
2.2 Modélisation :

La modélisation a été réalisée pour les côtes scannées, donc les côtes ayant participé au protocole dynamique.

2.2.1. Courbes essais et simulation :

Le Tableau 67 présente les dix-huit courbes de simulation superposées aux courbes d'essais. Les trois premières lignes sont les côtes sollicitées par l'impacteur cylindre (hemi-thorax gauche) et les trois dernières par l'impacteur ceinture (hemi-thorax droit) ; en colonne les sujets.

Tableau 67 : Graphes effort-déplacement pour chaque côte, essais et simulations ; impacteur cylindre.



2.2.2. Comparaison des raideurs et module d'Young :

Les graphiques du Tableau 67 montrent, de manière encore plus flagrante que durant les essais, la géométrie de l'impacteur a une influence énorme sur la réponse du modèle. Pour les essais avec cylindre, un deuxième calcul a été réalisé en prenant comme nouveau module d'Young le module d'Young initial (24 000 MPa) multiplié par le rapport des raideurs essais par simulation.

Impacteur cylindre, côté gauche :

Tableau 68 : Comparaisons des raideurs, essais et simulations, en $N.mm^{-1}$, impacteur cylindre.

		Essai	E initial : 24 000 MPa		Autre module d'Young		
			Simulation	Ecart	E2	Simulation	Ecart
		$N.mm^{-1}$	$N.mm^{-1}$	%	MPa	$N.mm^{-1}$	%
Thorax 592	Côte 06	90,1	191,5	113%	12 750	103,8	15%
	Côte 08	61,6	123,0	100%	14 117	71,7	16%
	Côte 10	46,8	83,9	79%	17 620	62,0	32%
Thorax 599	Côte 06	84,4	155,7	84%	13 255	91,0	8%
	Côte 08	34,7	72,2	108%	21 942	66,1	90%
	Côte 10	20,2	55,5	175%	12 750	26,0	29%
Thorax 041	Côte 06	64,8	84,0	30%	nc	nc	nc
	Côte 08	28,6	31,2	9%	nc	nc	nc
	Côte 10	35,0	31,5	-10%	nc	nc	nc

Nous pouvons déjà observer l'intérêt de la géométrie : bien qu'ayant le même module d'Young, une géométrie et une épaisseur différentes génèrent des écarts considérables sur la raideur du modèle en éléments finis.

A partir du modèle de la poutre en flexion trois points en RDM, il y a proportionnalité entre le module d'Young et la raideur. C'est à partir de cette hypothèse de RDM qu'a été recalculé le module d'Young à partir de la raideur mesurée avec le premier module d'Young. Un affinage du calcul de la raideur des essais a décalé leur valeur. Cela explique la différence entre le module d'Young E2 [Tableau 68] et le module d'Young moyen des simulations [Tableau 69]. Cependant le faible écart entre les deux modules d'Young indique une bonne linéarité de la réponse du modèle concernant la raideur aux variations du module d'Young [Tableau 70].

Le Tableau 69 tient compte du calcul plus précis de la raideur mesurée en essais, ce qui explique l'écart.

Tableau 69 : Ecart entre les modules d'Young essai et simulation, impacteur cylindre.

Sujet	côte	Essai	E recalculé après le 1 ^{er} calcul (E = 24 000 MPa)	Ecart	E recalculé après le 2 ^{ème} calcul	Ecart	E moyen	Ecart
		MPa	MPa	%	MPa	%	MPa	%
592	06	6 898	10 891	57,9 %	10 674	54,7 %	10 782	56,3 %
	08	5 645	10 946	93,9 %	11 046	95,7 %	10 996	94,8 %
	10	4 648	13 473	189,9 %	13 386	188,0 %	13 429	188,9 %
599	06	6 369	12 701	99,4 %	12 002	88,4 %	12 352	93,9 %
	08	10 281	13 795	34,2 %	13 776	34,0 %	13 786	34,1 %
	10	3 437	8 822	156,7 %	10 004	191,1 %	9 413	173,9 %
041	06	<i>nc</i>	18 114	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	18 114	<i>nc</i>
	08	<i>nc</i>	21 308	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	21 308	<i>nc</i>
	10	<i>nc</i>	26 438	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>	26 438	<i>nc</i>

A partir de la RDM, l'inertie équivalente du modèle éléments finis (MEF) a été calculée avec le rapport du module d'Young sur la raideur (E/k).

Tableau 70 : Inertie équivalente pour l'impacteur cylindre et comparaison avec l'imagerie.

Sujet	Côte	Module d'Young / raideur				Inertie		Ecart
		Cas 1	Cas 2	évolution	moyenne	équivalente	imagerie	
		MPa / N.mm ⁻¹	MPa / N.mm ⁻¹	%	MPa / N.mm ⁻¹	mm ⁴	mm ⁴	
592	06	125,3	122,8	2,0 %	124,1	167,9	272,1	38,3 %
	08	195,1	196,9	-0,9 %	196,0	106,3	227,3	53,2 %
	10	286,1	284,2	0,7 %	285,1	73,1	209,8	65,2 %
599	06	154,1	145,7	5,7 %	149,9	139,0	276,1	49,7 %
	08	332,4	332,0	0,1 %	332,2	62,7	70,3	10,8 %
	10	432,4	490,4	-12,6 %	461,4	45,2	122,5	63,1 %
041	06	285,7	<i>nc</i>	<i>nc</i>	285,7	72,9	<i>nc</i>	<i>nc</i>
	08	769,2	<i>nc</i>	<i>nc</i>	769,2	27,1	<i>nc</i>	<i>nc</i>
	10	761,9	<i>nc</i>	<i>nc</i>	761,9	27,3	<i>nc</i>	<i>nc</i>

Pour les trois sujets, l'inertie équivalente décroît de manière visible (>30% par niveau) des niveaux 6 vers les niveaux 10 avec une nuance pour le sujet 041 qui présente une inertie semblable pour les côtes 8 et 10. L'inertie est minorée de 10 à 60 % selon les cas par rapport aux résultats de l'imagerie ; le scanner ne prenant pas en compte la courbure de la côte qui pourrait expliquer une partie de cet écart.

Toujours concernant ce sujet 041, la raideur rapportée dans le Tableau 70 pour les trois courbes est une moyenne des deux raideurs présentes par courbe ; augmentation de la raideur pour les côte 6 et 8 et diminution pour la côte 10.

Impacteur ceinture, côté droit :**Tableau 71 : Comparaison des raideurs, essais et simulations, en $N.mm^{-1}$, impacteur ceinture.**

		Essai	E initiale : 24 000 MPa	
			simulation	écart
		$N.mm^{-1}$	$N.mm^{-1}$	%
Thorax 592	Côte 06	89,6	159,0	77 %
	Côte 08	59,4	103,1	74 %
	Côte 10	<i>nc</i>	117,5	<i>nc</i>
Thorax 599	Côte 06	77,4	173,0	124 %
	Côte 08	70,7	177,0	150 %
	Côte 10	21,6	65,9	205 %
Thorax 041	Côte 06	64,4	129,6	101 %
	Côte 08	90,5	158,9	76 %
	Côte 10	<i>nc</i>	91,3	<i>nc</i>

Comme pour l'impacteur cylindre, un même module d'Young avec une géométrie et une épaisseur différentes génèrent des écarts considérables dans la raideur [Tableau 71].

Le module d'Young est recalculé [Tableau 72] à partir du modèle RDM à chargement ponctuel.

Tableau 72 : Ecart entre les modules d'Young essais et simulations, impacteur ceinture.

		Essai	E recalculé après le 1 ^{er} calcul (E = 24 000 MPa)	Ecart
Sujet 592	Côte 06	10 431	13 525	29,7 %
	Côte 08	7 526	13 711	82,2 %
	Côte 10	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>
Sujet 599	Côte 06	6 728	10 432	55,1 %
	Côte 08	9 158	9 736	6,3 %
	Côte 10	2 994	8 085	170,1 %
Sujet 041	Côte 06	7 461	11 556	54,9 %
	Côte 08	11 990	13 503	12,6 %
	Côte 10	<i>nc</i>	<i>nc</i>	<i>nc</i>

Les modules d'Young du côté gauche sont supérieurs à ceux du côté droit (sauf les côte 6 et 8 sujet 592).

Tableau 73 : Inertie équivalente pour l'impacteur ceinture et comparaison avec l'imagerie.

		Rapport de proportionnalité entre E et K	Inertie équivalente	Inertie imagerie	Ecart
Sujet	Côte	$MPa / N.mm^{-1}$	mm^4	mm^4	%
592	06	150,9	138,0	178,9	22,9 %
	08	232,8	89,5	164,4	45,6 %
	10	204,3	102,0	196,8	48,2 %
599	06	138,7	150,2	239,7	37,3 %
	08	135,6	153,6	160,8	4,5 %
	10	364,2	57,2	150,3	61,9 %
041	06	185,2	112,5	179,8	37,4 %
	08	151,0	137,9	157,3	12,3 %
	10	262,9	79,3	110,0	28,0 %

L'évolution des inerties équivalentes avec l'impacteur cylindre ne se retrouve pas. Par contre, elle n'est pas vraiment contredite. Celles du côté droit sont nettement supérieures à celles du côté gauche (sauf les côte 6 et 8 sujet 592) ; pourtant les écarts simulation – imagerie sont du même ordre.

2.2.3. Conclusion :

Pour modéliser la rupture par flambage, il faudrait mettre en place un deuxième module d'Young en compression de l'ordre de 1. Seulement, ce modèle correspondrait surtout à l'essai de flexion trois points. Pour pouvoir transférer ces essais sur un modèle thorax, il faut s'intéresser à faire correspondre la raideur et les déformations. Par ailleurs, il faudrait explorer d'autres modèles que celui d'une section de corticale modélisée par des éléments coques : une section corticale modélisée par plusieurs couches d'éléments volumiques ou surtout des éléments coques représentant la corticale recouvrant des éléments volumiques représentant l'ensemble médullaire (os spongieux et moelle osseuse). Il serait intéressant d'inverser les deux impacteurs sur le modèle, d'utiliser une épaisseur d'élément unique et d'observer l'influence de la courbure.

Pour ce modèle, pour correspondre à la raideur des essais de flexion trois points, le module d'Young doit être bien supérieur au module d'Young d'homogénéisation de la côte. Toutefois, les modules d'Young obtenus pour l'os cortical du modèle se rapprochent du module d'Young moyen, de la partie latérale de la côte, trouvé par Stitzel & Coll. [STI03] pour la corticale externe de la côte.

3. Conclusions du chapitre modélisation :

Les travaux sur la simulation ont montré sa faisabilité et validé son intérêt. Il faut maintenant faire converger la raideur, puis le point d'effort maxi avec ce modèle dans un premier temps, puis avec un modèle remplissant la médullaire en volumique, comme pour Humos[®]. Cette modélisation met également en évidence les notions de module d'homogénéisation et du module d'Young matériaux dans un modèle.

L'imagerie s'est montrée indispensable dans ce travail et s'impose comme une démarche obligatoire dans les travaux sur la cage thoracique. Le logiciel de traitement doit évoluer pour prendre en compte l'inclinaison de la coupe par rapport à l'axe de la côte. Une évolution pourrait être de réaliser un montage pour optimiser l'inclinaison des coupes lors du scanner (pour être perpendiculaire à la ligne moyenne). Pour ce qui est des côtes 6, 8 et 10, il y a une influence du niveau sur les caractéristiques géométriques. Il faut maintenant augmenter le nombre de thorax mesuré pour réaliser une observation géométrique (avec son étude statistique) plus globale.

CONCLUSION GENERALE

Les modélisations, Humos[®], côte Humos[®], côte paramétrée se sont révélées pertinentes par rapport aux essais réalisés (essais SHPM et protocole flexion trois points) en terme de prévision des efforts et des déformations.

Les essais de flexion ont montré l'influence de la vitesse, avec une vitesse optimum, en terme d'effort maximum, comprise entre $0,10 \text{ m.s}^{-1}$ et $0,25 \text{ m.s}^{-1}$. L'impacteur ceinture a montré qu'avec une charge répartie, la côte pouvait encaisser des efforts plus importants. Cela va dans le sens d'une réduction du risque lésionnel pour un airbag associé à une ceinture avec limiteur d'effort.

Le protocole flexion trois points réalisé est le premier à conserver une côte entière. Les jets de moelle osseuse observés sur les films en dynamique permettent de penser que la pression interne offre une résistance non-négligeable. Il ne faut donc pas perdre le contrôle de ce paramètre lors du choix d'une modélisation par un cylindre creux comme c'est le cas dans ce travail. Les travaux de modélisation ont montré la faisabilité de retranscrire les essais en simulation. Pour le modèle, il reste maintenant à caler la raideur, puis à modéliser l'endommagement (ou la ruine du matériau) alors qu'aucune fracture n'est encore observable. L'endommagement se situe pour un déplacement de l'impacteur autour de 4 mm et la fracture 10 mm.

Les déformations les plus élevées (côte 10) ont été atteintes avec la vitesse de chargement la plus faible et ont supporté l'effort maximum le plus faible (alors que celui-ci y est maximum en quasi statique). Ce qui converge avec l'avantage observé dans la réalité pour un limiteur d'effort à 400 daN (effort plus faible, déclenchement avec une vitesse de déflexion antéro-postérieur moindre, ainsi que le déplacement) associé à l'airbag (répartition de la charge sur l'ensemble des côtes dont les côtes inférieures). Le mannequin Hybrid III a une longueur (et donc surface) de répartition de la charge thoracique trop faible par rapport à l'humain qu'il est sensé représenter ; ce qui augmente la pression. Il ne faut pas oublier qu'il a été validé biofidèle par un chargement avec un cylindre de 23 kg lancé à $4,3 \text{ m.s}^{-1}$ et $6,7 \text{ m.s}^{-1}$. Cela a donné des efforts sternaux respectifs de 2 500 et 5 000 daN et des déplacements de 50 et 70 mm. Cela représente 516 joules de manière locale ; favorisant une déflexion antéro-postérieure « ponctuelle ». Par rapport aux écarts de mesure du mannequin Hybrid III avec la réalité entre le SRP et le SRP2, peut-être qu'une charge répartie lui est plus défavorable ; ou qu'interviennent des phénomènes de bande passante, de résonance.

L'essai de flexion trois points est maintenant maîtrisé. Il reste à réaliser une campagne de masse sur le protocole existant pour consolider l'étude statistique et remplir une base de données. Pour ce qui est de cette campagne, il sera très important de recueillir un grand nombre d'informations sur le thorax afin de pouvoir remonter les caractéristiques évaluées vers un individu.

Il sera même possible par la suite d'imaginer un protocole d'essai de flexion trois points, en concave (ce qui permettra d'inclure au moins les côtes 4 et 5) pour mesurer la tonicité osseuse des sujets SHPM utilisés pour les tirs chariots.

La géométrie est un paramètre prépondérant. Cela a été observé avec le modèle Humos[©] comme avec le protocole de Tao & Coll. [TAO87]. Ils ont montré que la courbure générait des concentrations de contrainte. Alors que la côte supporte une charge maximum de 150 – 200 N en flexion trois points, supérieure à 1 000 N en compression, Tao & Coll. [TAO87] ont des ruptures de l'arc costal autour de 50 N ; et Deng & Coll. [DEN99] cassent un modèle numérique de la côte pour un chargement dans la direction extrémité sternal – tête costale de 25 N. Les prochains protocoles devront tester des arcs costaux complets. Par rapport à ce paramètre, il serait intéressant de réaliser une reconstruction géométrique de la cage thoracique, à partir d'imagerie EOS[©] par exemple, pour voir l'influence de cette dernière sur la tolérance de la cage thoracique en choc, la localisation d'éventuelles fractures.

Horsch & Coll. [HOR91] rappellent que le thorax d'Hybrid III est plus raide pour un chargement par ceinture en géométrie trois points que pour une charge localisée sur le thorax. Il est donc cohérent qu'avec une ceinture souple et un « impact » air bag, Hybrid III soit défavorable au SRP2 par rapport au SRP. L'épaule d'Hybrid III présente une forte interaction avec la ceinture [Figure 106]. Ils obtiennent 40 mm de déflexion d'Hybrid III pour un risque thoracique AIS3+ de 25 %.

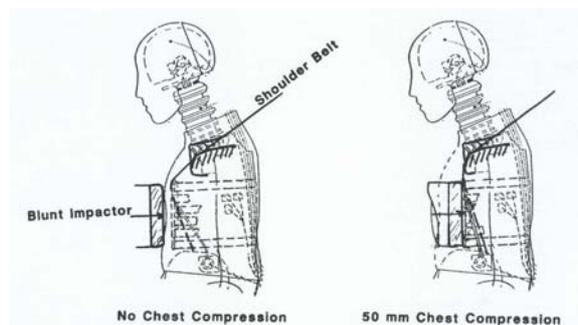


Figure 106 : Compression thoracique de Hybrid III, [HOR91].

Une action concernant la bio-fidélité d'Hybrid III serait de faire progresser l'ensemble ceinture scapulaire – thorax pour favoriser le chargement du thorax par la ceinture.

Enfin, la validation d'un modèle numérique lésionnel personnalisable de l'être humain en choc automobile semble réalisable et pourrait succéder à NUM – bureau d'étude Renault – ,(alias LABMan, alias Modèle Numérique de l'être Humain LAB – LBM).

BIBLIOGRAPHIE

A/ Livres :

- [BRI89] BRIZON J, CASTAING J. *Les feuillets d'anatomie, Fascicule XI, Ostéologie de la tête, Ostéologie du tronc*. Paris : Edition Maloine, 1989, 71p + planches anatomiques.
- [CAB80] CABROL C. *Anatomie, Tome 1, Appareil Locomoteur*. 2^{ème} édition (1980) - 8^{ème} tirage (1990). Paris : Edition Flammarion, collection Médecine-Sciences, 1980, 334p.
- [KAM97-1] KAMINA P. *Anatomie introduction à la clinique, volume 1, Anatomie générale*. 2^{ème} édition. Paris : Edition Maloine, 1997, 256p.
- [KAM97-11] KAMINA P. *Anatomie introduction à la clinique, volume 11, Dos et thorax*. Paris : Edition Maloine, 1997, 288p.
- [KOR88] KORITKE JG, MAILLOT C. *Atlas d'Ostéologie Humaine*. 2^{ème} édition. München : Edition J.F. Bergmann Verlag, 1988, 172p.
- [NIG95] NIGG B, Herzog W. *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. Reprinted with corrections. Chichester (Angleterre) : Edition John Wiley & Sons, 1995, 578p.
- [ROU92] ROUVIERE H, DELMAS A. *Anatomie Humaine ; Descriptive, Topographique et Fonctionnelle. TOME 2 : Tronc*. 13^{ème} édition. Paris : Edition Masson, 1992, 684p.

B/ Publications scientifiques et thèses :

- [AND74] Andriacchi T., Schultz A., Belytschko T. and Galante J. ; A Model for Studies of Mechanical Interactions Between the Human Spine and th Rib Cage. *J. Biomechanics*. 1974 ; Vol. 7 ; pp. 497 – 507.
- [BLA04] Black C. J., Busuttill A., Robertson C. ; Chest wall injuries following cardiopulmonary resuscitation. *Resuscitation*. 2004 ; Vol. 63 ; n°3 ; pp.339 - 343.
- [CAR76] Carter D. R., Hayes W. C. ; Bone compressive strength : the influence of density and strain rate. *Science*. 1976 ; Vol. 194 ; pp. 1174 – 1176.
- [CES81] Césari D., Ramet M., Bloch J. ; Influence of arm position on thoracic injuries in side impact. 25th Stapp Car Crash Conference. 1981 ; SAE : 811007 ; pp. 271 – 297.
- [CES94] Césari D., Bouquet R. ; Comparaison of hybrid III and human cadaver thorax deformations loaded by a thoracic belt. Stapp Car Crash Conference. 1994 ; SAE : 942209 ; pp. 65 – 76.
- [CHE78] Chen P. H. ; Finite element dynamic structural model of the human thorax for chest impact response and injury studies. *Aviation Space and Environmental Medicine*. 1978 ; Vol. 49 ; No. 1, pp. 143 – 149.

- [CLO92] Closkey R. F., Schultz A. B., Luchies C. W. ; A model for studies of the deformable rib cage. *J. Biomechanics*. 1992 ; Vol. 25, N° 5, pp. 529 – 539.
- [COT74] Cotte J-P., Leug Y. C. ; Analyse des caractéristiques mécaniques des côtes humaines ; Convention d'étude SETRA-ONSER 1974, objectif 30, modèle déformable de corps humains, 3^{ème} phase. 1974.
- [DEN99] Deng Y-C, Kong W., Ho H. ; Development of a finite element human thorax model for impact injuries studies. *SAE*. 1999 ; 1999-01-0715, pp. 165 – 172.
- [ECK00] Eckert M., Fayet M., Cheze L., Bouquet R., Voïglie E., Verriest J-P. : Costovertebral joint behaviour during frontal loading of the thoracic cage. *IRCOBI Conférence*. 2002 ; pp. 195 – 206.
- [EPK64] Epker B. N., Frost H. ; The parabolic index: a proposed index of the degree of osteoporosis in ribs. *Journal of gerontology*. 1964 ; Vol. 19, pp. 469 – 473.
- [FOR98] Foret-Bruno J.-Y., Trosseille X., Le Coz J.-Y., Bendjellal F., Steyer C., Phalempin T., Villeforceix D., Dandres P., Got C. ; Thoracic injury risk in frontal car crashes with occupant restrained with belt load limiter. *Stapp 1998 ; SAE : 983166*, pp. 331 – 352.
- [FOR99] FORET-BRUNO JY. Livre Blanc de l'Accidentologie. Document interne LAB, Nanterre.
- [FOR01] Foret-Bruno J.-Y., Trosseille X., Page Y., Huère J-F., Le Coz J.-Y., Bendjellal F., Diboine A., Phalempin T., Villeforceix D., Baudrit P., Guillemot H., Coltat J-C. ; Comparison of thoracic injury risk in frontal car crashes for occupant restrained without belt load limiters and those restrained with 6kN et 4kN belt load limiters. *Stapp Car Crash Journal*. 2001 ; Vol. 45 ; 01S – 16 ; 20 pages.
- [GOT75] Got C., Walfisch G., Fayon A., Faverjon G. ; Les caractéristiques morphologiques, chimiques et physiques des côtes et leurs relations avec la déflexion provoquées du thorax. *2nd IRCOBI ; 1975 ; pp. 220 – 228*.
- [GRA73] Granik G., Stein I. ; Human ribs : static testing as a promising medical application. *Journal of Biomechanics*. 1973 ; Vol. 6 ; No. 3 ; pp.237 – 240.
- [HOR91] Horsch J., Melvin J., Viano D., Mertz H. ; Thoracic injury assessment of belt restraint systems based on hybrid III chest compression. *STAPP Car Crash Conference*. 1991 ; Vol. 35 ; SAE : 912895 ; pp. 783 – 806.
- [HUA94] Huang Y., King A. I., Cavanaugh ; Finite element modeling of gross motion of human cadavers in side impact. *SAE : 942207 ; pp 35 – 53*.
- [JUR77] Jurist J. M., Foltz A. S. ; Human ulnar bending stiffness, mineral content, geometry and strength. *Journal of Biomechanics*. 1977 ; Vol. 10 ; No. 8 ; pp. 455 – 459.

- [KAL76] Kallieris D., Schmidt Gg., Schultz F., Theis M. ; Bending and hardness tests of human ribs. Human subject. 1976 ; Vol. 4 ; pp. 124 – 129.
- [KAL79] Document du Comité des Constructeurs d'Automobiles du Marché Commun (CCMC) ; Final Heidelberg Report (dirigé par Kallieris), 18 december 1979, ref. BM/65/79.
- [KAL98] Kallieris D., Del Conte-Zerial P., Rizzetti A., Mattern R. ; Prediction of thoracic injuries in frontal collisions. ESV 98-s7-o-04. 1998 ; pp. 1550 – 1563.
- [KAL00] Kallieris D., Riedl H. ; Humos, Task 3.2 : Experimental Activity, Mechanical Tests on Bone and Cartilage, Technical Document. Consortium HUMOS. 2000 ; Rev. G, 5 december 2000.
- [KAR98] Karlson KA. ; Rib stress fracture in elite rowers. A case series and proposed mechanism. American Journal of Sports and Medecine. 1998 ; Vol. 26, n°4 ; pp. 516 – 519.
- [KIM03] Kimpara H., Iwamoto M., Miki K. Lee J. B., Begeman P. C., Yang K. H., King A. I. ; Biomechanical properties of the male and female chest subjected to frontal and lateral Impact. IRCOBI Conference. September 2003 ; pp. 235 – 247.
- [KEN03] Kent R., Sherwood C., Lessley D., Overby B., Bolton J. ; Age-dependant structural characterization of the thorax for four loading conditions. IRCOBI. September 2003.
- [LED04] Lederer W. ; Mair D., Rabl W. ; Baubin M. ; Frequency of rib and sternum fractures associated with out-of-hospital cardiopulmonary resuscitation is underestimated by conventional chest X-ray. Resuscitation. 2004 ; Vol. 60 ; n°2 ; pp. 157 – 162.
- [LEW83] Lewillie L. ; Characterization of individual bone strength. Seminar on biomechanics of impacts in road accidents. 1983 ; 235 - 245.
- [LIZ98a] Lizée E., Song E., Robin S., Le Coz J-Y. ; Finite element model of the human thorax validated in frontal, oblique and lateral impacts : a tool to evaluate new restraint systems. IRCOBI. 1998 ; pp. 527 – 543.
- [LIZ98b] Lizée E., Robin S., Song E., Bertholon N., Le Coz J-Y., Besnault B. et Lavaste F. ; Development of a 3D finite element model of the human body. 983152 ; pp. 115 - 138.
- [LOR96] Lord M. J., HA K. I., Song K. S. ; Stress fractures of the ribs in golfers. American Journal of Sports and Medecine. 1996 ; Vol. 24, n°1 ; pp. 118 – 122.
- [NAH70] Nahum A. M., Gadd C. W., Schneider D. C., Kroell C. K. ; Deflection of the human thorax under sternal impact. PT45. 1970 ; SAE : 700400, pp. 93 – 103.
- [PET02] Petitjean A., Lebarbe M., Potier P., Trosseille X., Lassau J-P. ; Laboratory reconstructions of real world frontal crash configurations using the Hybrid III and THOR dummies and PMHS. Stapp Car Crash Journal. Vol. 46 ; 2002 ; 02S-010 ; 28 pages.

- [PLA87] Plank G. R., Gould H. H., Eppinger R. H. ; On the relationship between kinematic variables and structure failure in a viscoelastic medium under impact. *ESV*. 1987 ; Vol. 11, pp. 284 – 288.
- [PLA89] Plank G. R., Eppinger R. H. ; Computed dynamic response of the human thorax from a finite element model. *ESV*. 1989 ; Vol. 12, pp. 665 – 672.
- [PLA91] Plank G. R., Eppinger R. H. ; An improved finite element model of the human thorax. *ESV*. 1991 ; Vol. 13, S8-O-09, pp. 902 – 907.
- [PLA94] Plank G. R., Kleinberger M., Eppinger R. H. ; Finite element modelling and analysis of thorax/restraint system interaction. *ESV*. 1994 ; Vol. 14, 94-S1-O-16, pp 210 – 219.
- [PLA98] Plank G. R., Kleinberger M., Eppinger R. H. ; Analytical investigation of driver thoracic response to out of position airbag deployment. *Stapp*. 1998 ; SAE : 983165, pp 317 – 329.
- [ROB70] Roberts S. B., Chen P. H. ; Elastostatic analysis of the human thoracic skeleton. *J. Biomechanics*. 1970 ; Vol. 3 ; pp. 527 – 545.
- [ROB71] Roberts S. B., Chen P. H. ; On some geometrics properties of human ribs-I. *Proceedings of the symposium on biodynamic models and their applications*. 1971 ; pp. 403 – 427.
- [ROB72] Roberts S. B., Chen P. H. ; Global geometric characteristics of typical human ribs. *Journal of Biomechanics*. 1972 ; Vol. 5 ; pp. 191 – 201.
- [RUM87] Rumelhart C., Cartier S., Verriest J. P., Tao X. ; Caractérisation mécanique in-vitro des côtes humaines. *Journal de Biophysique et de Biomécanique*. 1987 ; Vol. 11 ; Suppl. 1, pp. 39 – 40.
- [RUM88] Rumelhart C., Cartier S., Verriest J. P., Tao X. ; Résistance "in vitro" d'étages costaux humains en compression statique antéro-postérieure. *Archives internationales de Physiologie et de Biochimie*. 1988 ; Vol. 96 ; Suppl. 6, pp. 66 – 67.
- [SAC81] Sacreste J., Fayon A., Walfisch G., Tarrière C., Got C., Patel A. ; Rib characterization of human subjects. *Human Subject*. 1981 ; Vol. 9 ; pp. 19 – 50.
- [SCH74a] Schultz A. B., Benson D. R., Hirsch C. ; Force-deformation properties of human costosternal and costo-vertebral articulations. *Journal of Biomechanics*. 1974 ; Vol. 7 ; pp. 311 – 318.
- [SCH74b] Schultz A. B., Benson D. R., Hirsch C. ; Force-deformation properties of human ribs. *Journal of Biomechanics*. 1974 ; Vol. 7, No. 3 ; pp. 303 – 309.
- [SON93] Song D., Mack P., Tarrière C., Brun-Cassan F., Le Coz J-Y., Lavaste F. ; Element simulation of the occupant/belt interaction : chest and pelvis deformation, belt sliding and submarining. *Stapp*. 1993 ; Vol. 37 ; SAE : 933108.

- [STE76] Stein I., Granik G. ; Rib structure and bending strength : an autopsy study. *Calcified Tissue Research*. 1976 ; Vol. 20 ; pp. 61-73.
- [STE00] Stenstrom M, Olander B, Letho-Axtelius D, Madsen JE, Nordsletten L, Carlson GA. Bone mineral density and bone structure parameters as predictors of bone strength : an analysis using computerized microtomography and gastrectomy-induced osteopenia in the rat. *J. Biomech.*, 2000, **33**, 289-297.
- [STI03] Stitzel J. D., Cormier J. M., Baretta J. T., Kennedy E. A., Smith E. P., Rath A. L., and Duma S. M. ; Defining Regional Variation in the Material Properties of Human Rib Cortical Bone and Its Effect on Fracture Prediction. *Stapp*. 2003 ; Vol. 47 (october 2003), pp 243 – 265.
- [SUN77] Sundaram S. H., Feng C. C. ; Finite Element Analysis of the Human Thorax. *J. Biomechanics*. 1977 ; Vol. 10, n° 8 ; pp. 505 – 516.
- [TAO92] Tao X. T., Césari D., Rumelhart C., Boivin M. ; Biomechanical response of the thorax and estimation of injury risk in side impact. *IRCOBI*. 1992.
- [UTS99] Utsumi M., Tohno S., Minami T., Okazaki Y., Moriwake Y., Yamada M-O., Tohno Y. ; Age-independent constancy of mineral contents in human ribs. *Biological Trace Element Research*. 1999 ; Vol. 67 ; pp. 165 – 171.
- [WAL77] Walsh M. J., Kelleher B. J., Levan W. E. ; Osteologic studies for determining the skeletal quality of cadavers used in crash testing. *Human Subject*. 1977 ; Vol. 5 ; pp. 110 – 150.
- [YOG98] Yoganandan N., Pintar F.A. ; Biomechanics of human thoracic ribs. *Journal of Biomechanical Engineering*. 1998 ; Vol. 120 ; No. 1, february 1998, pp. 100 – 104.

C/ Documents internes et autres :

- [AIS90] Association for the Advancement of Automotive Medecine. Révision 1990. 74 pages.
- [DOR02] Dorès B. Rapport de travail complémentaire ; Module thématique M'2, Biomécanique. ENSAM – LBM, DEA Génie Biomédical. Juin 2002 ; 13 pages.
- [PIT00] Pithioux M. ; Analyse du comportement des os sous sollicitations dynamiques. DEA de Mécanique ; Laboratoire de Mécanique et d'Acoustique, Marseille.
- [TRO98] Trosseille X., Bendjellal F., Walfisch G., Forêt-Bruno J.Y., Le Coz J.Y., Berthevas F., Potier P., Lassau J.P. ; Evaluation of secondary risk with a new programmed restraining system (PRS2). Communication interne. 1998.

TABLE DES FIGURES

<i>Figure 1 : Définition des plans anatomiques.</i>	11
<i>Figure 2 : La cage thoracique, par rapport au squelette [KAM97-1] (p° 54), en vue postérieure [KOR88] (p° 95) et antérieure [KAM97-11] (p° 92).</i>	12
<i>Figure 3 : Les côtes [CAB80] (p° 65) et leurs catégories [ROU92] (p° 34).</i>	13
<i>Figure 4 : Courbures de la côte, suivant les faces [BRI89], les bords [ROU92] (p° 30) et l'axe [BRI89] (planches anatomiques).</i>	14
<i>Figure 5 : Extrémité postérieure de la côte (en pointillé, les surfaces articulaires) [BRI89] (planches anatomiques).</i>	15
<i>Figure 6 : Section de côte dans la partie postérieure du corps [photo François Menguy].</i>	16
<i>Figure 7 : Structure de l'os, a) coupe, b) niveau interstitiel et c) ostéon et canal haversien [KAM97-1] (p° 63).</i>	18
<i>Figure 8 : Structure microscopique et grossière de l'os, d'après White 91 [NIG95] (p° 56).</i>	18
<i>Figure 9 : Seuil de risque lésionnel thoracique AIS3+ en fonction de l'âge [FOR98].</i>	29
<i>Figure 10 : Capteurs sur Hybrid III et comparaison Hybrid III THOR avec une cage anatomique.</i>	31
<i>Figure 11 : Ordres de grandeurs de contrainte à la rupture, [NIG95] (p°64).</i>	36
<i>Figure 12 : Effet de l'âge sur les propriétés mécaniques de l'os [NIG95] (p° 75).</i>	36
<i>Figure 13 : Evolution, par genre, de l'effort de compression à rupture pour la diaphyse fémorale [NIG95] (p°76).</i>	37
<i>Figure 14 : Evolution du module d'Young en fonction de la densité apparente (à partir de [DOR02]).</i>	38
<i>Figure 15 : Schéma flexion trois points [KAL00].</i>	39
<i>Figure 16 : Rapport épaisseur/hauteur et épaisseur de corticale [ROB71].</i>	42
<i>Figure 17 : Sections de côtes photographiées et modélisées par Granik & Coll. [GRA73].</i>	42
<i>Figure 18 : Déplacement maxi en fonction de la hauteur de corde Δ (d'après [KAL00]).</i>	45
<i>Figure 19 : Courbe effort - déplacement [STE76] et [YOG98].</i>	47
<i>Figure 20 : Influence de l'âge sur l'effort et la contrainte maximum, côtes en flexion trois points [STE76].</i>	51
<i>Figure 21 : Corrélation entre la surface totale et l'inertie [STE76]</i>	52
<i>Figure 22 : Influence de la vitesse sur la contrainte maximum.</i>	53
<i>Figure 23 : Contraintes maximum en fonction de la vitesse et de l'âge, à partir de [KAL00].</i>	53
<i>Figure 24 : Tendance de l'évolution de E et ν le long de la côte [TAO87].</i>	56
<i>Figure 25 : Contrainte maximum en dynamique, flexion compression [KAL00].</i>	56
<i>Figure 26 : Essai sur arc costal et position des jauges d'après [TAO87]</i>	58
<i>Figure 27 : Pendule utilisé par [LEW83] et un résultat.</i>	59
<i>Figure 28 : Essai en flexion trois points de l'ensemble sterno-costal [KAL00].</i>	60
<i>Figure 29 : Loi de décélération imposée au chariot.</i>	78
<i>Figure 30 : Retenue 400 daN + sac, déformations côtes 3.</i>	78
<i>Figure 31 : Retenue 600 daN, déformations côtes 5.</i>	78
<i>Figure 32 : Hauteur du thorax par rapport à la portière et position côte 6.</i>	80
<i>Figure 33 : Superposition de la ceinture avec la cage thoracique déformée.</i>	80
<i>Figure 34 : Poutre droite en flexion trois points.</i>	83
<i>Figure 35 : Schéma poutre courbe en flexion trois points.</i>	84
<i>Figure 36 : Comparaison module d'Young poutre droite, poutre courbe pour un essai donné.</i>	85
<i>Figure 37 : MEF en poutre avec Ansys®.</i>	86

<i>Figure 38 : Sections de côtes, elliptiques et mesurées.</i>	87
<i>Figure 39 : Section modélisée par une ellipse.</i>	87
<i>Figure 40 : Section de côte pour les modèles rectangle et rectangle 2.</i>	88
<i>Figure 41 : Schéma masse-ressort avec vitesse initiale.</i>	90
<i>Figure 42 : Schéma masse-ressort soumis à la gravité.</i>	90
<i>Figure 43 : Maillage de la côte avec les appuis et le plongeur cylindrique, et la section.</i>	91
<i>Figure 44 : Courbes de déplacement de l'impacteur dans le temps pour les quatre masses.</i>	92
<i>Figure 45 : Conditions limites avec la ceinture.</i>	93
<i>Figure 46 : Courbe effort-déplacement pour l'impacteur ceinture.</i>	94
<i>Figure 47 : Courbes de déformation pour les deux impacteurs.</i>	94
<i>Figure 48 : Côte Humos[®] 6 gauche sollicitée en flexion trois points.</i>	95
<i>Figure 49 : Bâti et machine pour la flexion trois points (exemple : côte sciée avec jauges).</i>	97
<i>Figure 50 : photos des différents paramètres observés.</i>	97
<i>Figure 51 : Exemple de courbe effort-déplacement obtenue.</i>	98
<i>Figure 52 : Effondrement de la section sous l'impacteur.</i>	100
<i>Figure 53 : Déformation permanente et empreinte plongeur après l'essai.</i>	100
<i>Figure 54 : Morceau de côte en compression.</i>	101
<i>Figure 55 : Conditions d'essai, écrasement de section.</i>	102
<i>Figure 56 : Mise en place des appuis.</i>	107
<i>Figure 57 : Mise en place du matériau radio-opaque Range Kutta[®].</i>	107
<i>Figure 58 : Mesures des longueurs et sections de la côte.</i>	108
<i>Figure 59 : Vocabulaire descriptif des zones de la côte.</i>	108
<i>Figure 60 : Positionnement et numéro des jauges.</i>	109
<i>Figure 61 : Montage expérimental, mesures et machine d'essai traction-compression.</i>	110
<i>Figure 62 : Machine et bâti de flexion 3 points, protocole dynamique.</i>	111
<i>Figure 63 : Trigger.</i>	112
<i>Figure 64 : Interface d'acquisition.</i>	113
<i>Figure 65 : Portions pour les essais en compression.</i>	115
<i>Figure 66 : Montage pour les photos des sections et exemple.</i>	115
<i>Figure 67 : Morceau de côte en compression</i>	116
<i>Figure 68 : Identification des différentes parties de la côte.</i>	116
<i>Figure 69 : Position des éléments de la côte pour la définition des parties.</i>	116
<i>Figure 70 : Disposition des côtes et environnement.</i>	117
<i>Figure 71 : Disposition d'une colonne, sur la paillasse, pour calcination.</i>	118
<i>Figure 72 : Disposition des côtes sur la plaque four.</i>	118
<i>Figure 73 : Côtes incandescentes dans le four.</i>	118
<i>Figure 74 : Relevé des mesures masse calcinée et longueur des différentes parties de côte.</i>	119
<i>Figure 75 : Rappel des définitions des segments mesurés.</i>	121
<i>Figure 76 : Graphique de l'évolution de la longueur des côtes par niveau pour chaque héli-thorax.</i>	121
<i>Figure 77 : Exemple de courbe flexion trois points, essai dynamique T041C0G.</i>	124
<i>Figure 78 : Diagramme des efforts maxima, protocole statique.</i>	126
<i>Figure 79 : Diagramme des déplacements à l'effort maximum, protocole statique.</i>	127

Figure 80 : Diagramme des raideurs en flexion trois points, protocole statique. _____	127
Figure 81 : Diagramme des efforts maxima, protocole dynamique. _____	128
Figure 82 : Diagramme des déplacements à l'effort maximum, protocole dynamique. _____	128
Figure 83 : Diagramme des raideurs, protocole dynamique. _____	128
Figure 84 : Diagramme de l'effort maximum divisé par la vitesse de chargement. _____	129
Figure 85 : Déformations corticale externe. _____	131
Figure 86 : Diagramme des modules d'Young pour les essais quasi-statique. _____	133
Figure 87 : Diagramme du module d'Young pour les essais dynamiques. _____	134
Figure 88 : Diagramme de l'énergie de flexion à F_{max} . _____	135
Figure 89 : Diagramme de l'énergie de flexion à F_{max} protocole dynamique. _____	136
Figure 90 : Densité linéique par partie et par latéralité. _____	137
Figure 91 : Densité linéique par niveau pour les cinq sujets. _____	137
Figure 92 : Montages et repères. _____	142
Figure 93 : Montages sur la table du scanner. _____	143
Figure 94 : Réalisation du contour de la section. _____	143
Figure 95 : Références des éléments dimensionnels et d'inertie. _____	144
Figure 96 : Une section du modèle côte, éléments et noeuds. _____	145
Figure 97 : Appuis et impacteur cylindre (au milieu, direction ici inversée). _____	145
Figure 98 : Maillage ceinture. _____	146
Figure 99 : Paramètres de la loi de comportement. _____	147
Figure 100 : Réglages des paramètres loi de comportement côte. _____	147
Figure 101 : Conditions limites de la côte TH592C10D en simulation flexion trois points. _____	148
Figure 102 : Hauteur et épaisseur de la section de corticale. _____	149
Figure 103 : Inertie verticale et interne-externe des côtes. _____	150
Figure 104 : Surfaces totales et corticales de la section de côte. _____	150
Figure 105 : Pourcentage de section corticale par rapport à la section totale. _____	151
Figure 106 : Compression thoracique de Hybrid III, [HOR91]. _____	160

TABLE DES TABLEAUX

<i>Tableau 1 : Légende de la Figure 7.</i>	18
<i>Tableau 2 : Propriétés physiques (sélectionnées par Nigg et Herzog [NIG95] - p°62 -).</i>	21
<i>Tableau 3 : Tableau de présentation de l'accidentologie.</i>	23
<i>Tableau 4 : Décryptage du code AIS.</i>	26
<i>Tableau 5 : Territoires du code AIS.</i>	26
<i>Tableau 6 : Echelle de gravité du code AIS.</i>	26
<i>Tableau 7 : Description d'AIS thorax.</i>	27
<i>Tableau 8 : Déflexion thoracique d'HIII, deux essais par système de retenue [PET02].</i>	32
<i>Tableau 9 : Propriétés mécaniques de différents types d'ostéons [NIG95] (p° 65).</i>	35
<i>Tableau 10 : Evolution des propriétés mécaniques dans le temps selon Mc Colden (1993) [NIG95] (p° 75).</i>	37
<i>Tableau 11 : Arcs testés, niveaux et longueurs prélevés.</i>	39
<i>Tableau 12 : Paramètres conditions d'essai et chargement.</i>	41
<i>Tableau 13 : Dimensions, surfaces et inertie de sections de côtes :</i>	43
<i>Tableau 14 : Rayon de courbure, en mm, [KAL79] et [KAL00].</i>	45
<i>Tableau 15 : Mesures de minéralisation.</i>	46
<i>Tableau 16 : Caractéristiques mécaniques à partir des essais de flexion trois points.</i>	48
<i>Tableau 17 : Contraintes maximums, en MPA, pour Kallieris en 1979 [KAL79]</i>	50
<i>Tableau 18 : Contenu minérale de la côte et corticale de la côte en mg.g⁻¹.</i>	51
<i>Tableau 19 : Corrélations avec un paramètre mécanique [GOT75].</i>	52
<i>Tableau 20 : Différences entre 2 et 4 m.s⁻¹.</i>	54
<i>Tableau 21 : Résultats en compression.</i>	55
<i>Tableau 22 : Valeurs de Rumelhart & coll [RUM88].</i>	58
<i>Tableau 23 : Caractéristiques mécaniques du cartilage costal, [KAL00].</i>	60
<i>Tableau 24 : Flexion trois points de la clavicule en statique [KAL00].</i>	60
<i>Tableau 25 : Flexion trois points de la clavicule en dynamique [KAL00].</i>	60
<i>Tableau 26 : Tableau des essais côtes.</i>	62
<i>Tableau 27 : Tableau des modélisations des cages thoraciques.</i>	67
<i>Tableau 28 : Systèmes de retenue et sujets.</i>	77
<i>Tableau 29 : Ordres de grandeurs pour les deux essais.</i>	79
<i>Tableau 30 : Les déformations maxima, calcul avec Humos[®].</i>	81
<i>Tableau 31 : Déformations maxima, placement estimé des jauges, calcul Humos[®].</i>	81
<i>Tableau 32 : Légende de la Figure 35.</i>	85
<i>Tableau 33 : Inerties comparées des trois modèles (ensemble des sujets).</i>	88
<i>Tableau 34 : Vitesse du plongeur pour un déplacement de 4mm.</i>	92
<i>Tableau 35 : Comparaison de modèles par la durée et les vitesses.</i>	92
<i>Tableau 36 : Tableau des énergies.</i>	93
<i>Tableau 37 : Comparaison des plongeurs, paramètres déformations.</i>	94
<i>Tableau 38 : Comparaison des plongeurs, paramètre énergie (mJ).</i>	95
<i>Tableau 39 : Caractéristiques mécaniques des côtes des essais préliminaires en flexion.</i>	98

<i>Tableau 40 : Déformations maxi des jauges.</i>	99
<i>Tableau 41 : Ordre d'apparition des maxima.</i>	99
<i>Tableau 42 : Résultats compression des essais préliminaires.</i>	101
<i>Tableau 43 : Données des pièces anatomiques.</i>	105
<i>Tableau 44 : Ages moyens des thorax par protocole.</i>	105
<i>Tableau 45 : Ordre des étapes de protocoles statiques et dynamiques</i>	106
<i>Tableau 46 : Caractéristiques des jauges de déformation.</i>	108
<i>Tableau 47 : Description de l'emplacement des jauges.</i>	109
<i>Tableau 48 : Nomenclature de la Figure 62.</i>	111
<i>Tableau 49 : Vitesse par niveau de côte.</i>	113
<i>Tableau 50 : Type d'impacteur par côte.</i>	113
<i>Tableau 51 : Répartition des éléments de côte par parties.</i>	117
<i>Tableau 52 : Longueurs des côtes.</i>	122
<i>Tableau 53 : Hauteurs et largeurs des sections de côte aux appuis.</i>	123
<i>Tableau 54 : Valeurs des efforts maxi (N).</i>	125
<i>Tableau 55 : Valeurs des déplacements à l'effort maxi (mm) :</i>	125
<i>Tableau 56 : Valeurs des raideurs (N.mm⁻¹).</i>	126
<i>Tableau 57 : Déformations maxima, triées croissante par ordre d'apparition.</i>	130
<i>Tableau 58 : Jauges triées par valeur décroissante absolue des déformations maxima.</i>	130
<i>Tableau 59 : Micro-déformations maxima sur la corticale externe ; -/+ 15 mm du centre de l'appui.</i>	131
<i>Tableau 60 : Epaisseur moyenne de corticale, protocole statique.</i>	132
<i>Tableau 61 : Calculs des valeurs géométriques et modules d'élasticités.</i>	133
<i>Tableau 62 : Valeurs géométriques et module d'Young, protocole dynamique.</i>	134
<i>Tableau 63 : Energie de flexion à l'effort maxi.</i>	135
<i>Tableau 64 : Energie de flexion à l'effort maxi, protocole dynamique.</i>	136
<i>Tableau 65 : Classes et valeurs pour l'étude statistique.</i>	137
<i>Tableau 66 : Valeurs des densités minérales osseuses.</i>	138
<i>Tableau 67 : Graphes effort-déplacement pour chaque côte, essais et simulations ; impacteur cylindre.</i>	152
<i>Tableau 68 : Comparaisons des raideurs, essais et simulations, en N.mm⁻¹, impacteur cylindre.</i>	153
<i>Tableau 69 : Ecart entre les modules d'Young essai et simulation, impacteur cylindre.</i>	154
<i>Tableau 70 : Inertie équivalente pour l'impacteur cylindre et comparaison avec l'imagerie.</i>	154
<i>Tableau 71 : Comparaison des raideurs, essais et simulations, en N.mm⁻¹, impacteur ceinture.</i>	155
<i>Tableau 72 : Ecart entre les modules d'Young essais et simulations, impacteur ceinture.</i>	155
<i>Tableau 73 : Inertie équivalente pour l'impacteur ceinture et comparaison avec l'imagerie.</i>	156

RESUME

La mise en évidence d'une divergence entre l'accidentologie et les crash tests demande de revisiter les critères de tolérance thoracique. En parallèle, l'émergence des mannequins numériques de crash permet d'appréhender des lésions particulières ; ce que ne permet pas le mannequin physique Hybrid III. Parmi ces lésions, il y a la fracture de côte. Dans ce contexte, ce travail s'est centré sur la réalisation et la validation d'un modèle numérique lésionnel personnalisé des côtes en choc automobile. Se référant à la bibliographie, il a été choisi de faire des essais de flexion trois points, en incluant des mesures de déformations par jauges et un suivi cinématique par vidéo. Les conditions d'essais ont été définies à partir de plusieurs modèles : système masse-ressort ; RDM ; calculs en éléments finis ; et des mesures réalisées sur SHPM. En amont des essais, chaque côte a été scannée pour étudier la géométrie et pouvoir générer son maillage personnalisé en éléments finis. Les essais statiques, utilisant les côtes 6, 8 et 10, montrent un effort maxi croissant des côtes 6 vers 10 et un déplacement à l'effort maxi nettement supérieur pour la côte 10. Les essais dynamiques, avec une vitesse par niveau de côte et un impacteur différent par côté (impacteurs cylindrique et type ceinture) donnent une influence très nette de la vitesse ainsi que de la géométrie de l'impacteur. Il existe une vitesse optimum concernant cet essai, en terme d'effort maxi, comprise entre 0,10 et 0,25 m.s⁻¹. Alors que la ruine de la côte a lieu pour un même déplacement, l'impacteur ceinture permet de supporter un effort maximum supérieur de 30% ; ce qui est cohérent avec les observations en accidentologie. L'étude géométrique montre que les caractéristiques de la côte évoluent avec le niveau, mais pas la concentration linéique de minéraux. Enfin, les premiers modèles numériques lésionnels personnalisés, visant dans un premier temps à reproduire les essais, valident la faisabilité de la démarche et ouvrent des perspectives de développement.

Mots clefs : côtes, biomécanique du choc, crash test, flexion trois points, calcination

ABSTRACT

The clear evidence of a divergence between the study of actual road accidents and crash-tests requires a revisit of thoracic injury criteria. On the other hand, the rise of new numerical dummies allows the simulation of localised injuries which could not be accomplished using physical dummies such as Hybrid III. One of the main examples of localised injuries is the rib fracture. In this context, the present work has been articulated around the development and validation of a personalised numerical model of lesions of ribs under impact. After a careful review of the pertinent literature, three-point bending tests were chosen, including measures of deformation with strain gauges and kinematic observations using video. Testing conditions were defined and validated by means of a variety of mathematical and physical models: HSPM tests, mass-spring systems, strength of materials theory and finite elements analysis. Prior to testing, each rib has been scanned to study its geometry and generate its personalised mesh in finite elements. Static tests, using ribs 6, 8 and 10, right and left, show an increasing ultimate force from rib 6 to 10 and a displacement at the ultimate force much higher for rib 10. Dynamic tests, with a different speed for each rib level and a different impactor shape (cylindrical and seat-belt like impactors) for each side, show a strong influence of speed and impactor geometry. We can point out an optimal speed, in terms of ultimate force, between 0,10 and 0,25 m.s⁻¹. It is also worthy of notice that when the cylindrical impactor is replaced by a seat belt impactor, while the rib reaches failure for the same displacement, it can bear a force higher by 30%. This conclusion is consistent with observations carried out in accidentology. The geometrical study shows that rib characteristics change with level, but not so the linear concentration of minerals. Finally, preliminary finite elements analyses, aiming at reproducing those tests, seem to validate the feasibility of the model, thus opening the door for new development perspectives.

Key Words: ribs, impact biomechanics, crash testing, three-point bending, mineralization.