



HAL
open science

Mechanical behavior analysis of human ribs in dynamics

Estelle Charpail

► **To cite this version:**

Estelle Charpail. Mechanical behavior analysis of human ribs in dynamics. Engineering Sciences [physics]. Arts et Métiers ParisTech, 2006. English. NNT : 2006ENAM0036 . pastel-00002983

HAL Id: pastel-00002983

<https://pastel.hal.science/pastel-00002983>

Submitted on 4 Oct 2007

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*

Estelle CHARPAIL

le 27 octobre 2006

ANALYSE DU COMPORTEMENT MECANIQUE DES COTES HUMAINES EN DYNAMIQUE

Directeur de thèse : François LAVASTE

Codirecteur de thèse : Sébastien LAPORTE

Jury :

M. Richard KENT, Assistant Professor, CABMAE, University of Virginia Charlottesville (USA)..... Examineur
M. Sébastien LAPORTE, Maître de Conférence, LBM, ENSAM, Paris..... Examineur
M. François LAVASTE, Professeur des Universités, Directeur de Recherche LBM, ENSAM, Paris..... Examineur
M. Lalaonirina RAKOTOMANANA, Professeur des Universités, Université de Rennes 1 Rapporteur
M. Xavier TROSSELLE, Docteur en Mécanique, LAB PSA Peugeot-Citroën Renault, Nanterre Examineur
M. Jean-Pierre VERRIEST, Directeur de Recherche LBMH, INRETS-UCBL, Bron Président

Laboratoire de Biomécanique
ENSAM, CER de Paris

*à mon grand-père,
à mes parents et à ma sœur,
à Pascal,*

« On ne fait jamais attention a ce qui a été fait, on ne voit que ce qui reste à faire »

Marie Curie

REMERCIEMENTS

Si le travail réalisé au cours d'une thèse de doctorat est un travail personnel, il est aussi un travail d'équipe et un échange constant d'idées. C'est pourquoi je souhaite remercier :

Le Pr. François LAVASTE, directeur du LBM, directeur de cette thèse, pour la liberté d'action qu'il m'a laissée ainsi que pour ses conseils.

Sébastien LAPORTE, maître de conférences au LBM, codirecteur de cette thèse, pour sa disponibilité, sa gentillesse et la pertinence de ses remarques.

Le Pr. Jean-Yves LE COZ, directeur du LAB lors de mon arrivée, pour m'avoir accueilli dans son laboratoire.

Xavier TROSSEILLE, pour son accueil chaleureux au sein de l'équipe Biomécanique du LAB, pour sa confiance, pour son aide précieuse sur toutes les étapes de ce travail, pour sa gentillesse et sa disponibilité.

Philippe PETIT, pour son expertise et son aide lors de la fin de ce travail.

Hervé GUILLEMOT, directeur actuel du LAB, pour sa gentillesse et le soutien apporté.

Pascal POTIER, responsable du Laboratoire d'Anapathologie du CEESAR, pour son expertise lors de la mise en place des expérimentations sur pièces anatomiques, le prêt de matériel, ses conseils avisés et sa bonne humeur, mais aussi pour sa confiance lorsque je travaillais « en-bas ».

Denis DUBOIS et Gilles CORBIN, techniciens au LAB, pour leur aide précieuse et leur disponibilité dans la mise en place des essais, ils n'ont jamais compté le temps passé pour m'aider, et pour leur bonne humeur.

Joachim MAGNIER, sans qui toute expérimentation au LBM est impossible.

Les étudiants en Projet de fin d'étude et en Master au LBM : Hicham MADANI, Matthieu LEVEDER et Baptiste SANDOZ, qui, par leurs travaux et leurs remarques, ont contribué à développer les outils de reconstruction des côtes.

Les membres du LBM et plus particulièrement Elisabeth PROUTEAU, Mohamed MARHOUM et Christophe CANUT, pour leur accueil, leur disponibilité et leur gentillesse.

Les membres du LAB, pour leur accueil, leur sympathie et leurs conseils et plus particulièrement Pascal BAUDRIT, Eric SONG, Yari MONGEY, Laurent FONTAINE, Audrey PETITJEAN et Mathieu LEBARDE.

Le Centre d'Imagerie Médicale pour animaux et, surtout, le Dr Sandrine CANIVET, qui a réalisé tous les coupes scanner de nos pièces anatomiques, avec une grande efficacité.

Le service de don des corps et son Directeur le Pr. Guy VALLANCIEN, pour le prêt des pièces anatomiques sans lesquelles nous n'aurions pu effectuer ce travail ainsi que tous les donateurs, qui par leur générosité, permettent à la recherche de progresser.

Toutes les personnes ayant participées de près ou de loin à cette étude et que je n'aurais pas encore cité ici.

Enfin, mes parents, ma sœur, mes grands-parents et Pascal pour leur soutien moral, leurs preuves d'amour au cours de ces trois dernières années ainsi que pour m'avoir aidé à surmonter mes doutes, encore mille mercis...

REMERCIEMENTS	7
INTRODUCTION GENERALE	13
PREMIERE PARTIE : ANALYSE BIBLIOGRAPHIQUE	15
RAPPELS ANATOMIQUES	17
1 <i>Le thorax osseux</i>	17
2 <i>Le revêtement musculo-cutané</i>	19
3 <i>Les viscères thoraciques</i>	20
BIOMECHANIQUE DU THORAX : CONTEXTE GENERAL	21
1 <i>Accidentologie</i>	21
1.1 L'échelle AIS (Abbreviated Injury Scale).....	21
1.2 Les lésions thoraciques : les causes.....	22
2 <i>Biomécanique expérimentale</i>	23
2.1 Mécanismes lésionnels des blessures thoraciques.....	23
2.2 Réponses mécaniques du thorax en choc.....	23
2.2.1 En choc frontal.....	24
2.2.2 En choc latéral.....	24
2.3 Critères de tolérance.....	24
2.3.1 En choc frontal.....	25
2.3.2 En choc latéral.....	25
2.4 Conclusion.....	25
3 <i>Les mannequins de choc</i>	30
4 <i>Les modèles numériques de l'être humain</i>	31
5 <i>Conclusion</i>	33
CARACTERISATION MECANIQUE ET GEOMETRIQUE DES COTES	35
1 <i>L'os en général</i>	35
1.1 La structure	35
1.1.1 L'os cortical.....	35
1.1.2 L'os spongieux.....	35
1.2 Le comportement mécanique de l'os	36
1.2.1 L'os compact.....	36
1.2.2 L'os spongieux.....	39
2 <i>Morphométrie des côtes</i>	40
2.1 Caractéristiques des sections	40
2.2 Géométrie globale	40
3 <i>Les essais menés sur les côtes</i>	45
3.1 La flexion trois points	45
3.1.1 Les côtes testées.....	45
3.1.2 Conditions limites et chargement.....	46
3.1.3 Mesures des sections et des inerties.....	46
3.1.4 Les résultats.....	47
3.2 La compression et la traction	49

3.3	Le cisaillement.....	51
3.4	La sollicitation multidirectionnelle	51
3.5	La compression de l'anneau costal.....	52
4	<i>Influence des paramètres sur le comportement</i>	57
4.1	Le niveau costal.....	57
4.2	Le sexe.....	57
4.3	L'âge.....	57
4.4	La vitesse de sollicitation.....	58
4.5	Conclusion	58
5	<i>Densité minérale osseuse (DMO) et minéralisation</i>	59
6	<i>Synthèse et conclusion</i>	61

DEUXIEME PARTIE : CONTRIBUTION A LA CARACTERISATION MECANIQUE DES COTES.....65

ESSAIS « MATERIAU »..... 67

1 Matériels et méthodes..... 67

1.1 Pièces anatomiques 67

1.2 Imagerie et morphométrie 67

1.2.1 Montage des côtes 68

1.2.2 Traitement des images..... 68

1.3 Compression axiale..... 70

1.3.1 Segments d'os..... 70

1.3.1.1 Préparation des segments..... 70

1.3.1.2 Géométrie des segments..... 71

1.3.2 Banc d'essai et voies de mesure 71

1.3.3 Analyse des courbes 72

1.4 Calcination..... 73

1.4.1 Préparation des fragments 73

1.4.2 Minéralisation..... 74

1.4.3 Paramètres calculés 75

1.5 Analyse des données..... 75

2 Résultats et discussion..... 76

2.1 Compression 76

2.1.1 Caractérisation géométrique des segments 76

2.1.2 Paramètres mécaniques 76

2.1.3 Propriétés de matériau 78

2.2 Calcination..... 81

2.2.1 Minéralisation des segments..... 81

2.2.2 Minéralisation par thorax 82

2.3 Conclusion : variations selon la localisation..... 84

ESSAIS « STRUCTURE »..... 87

1 Flexion trois points..... 87

1.1 Matériels et méthodes..... 87

1.1.1 Pièces anatomiques et géométrie..... 87

1.1.2	Essais.....	87
1.1.2.1	Banc d'essai.....	87
1.1.2.2	Voies de mesure.....	88
1.1.2.3	Analyse des mesures.....	88
1.1.3	Calcination.....	90
1.2	Résultats et discussion.....	90
1.2.1	Analyse de la géométrie.....	90
1.2.1.1	Synthèse.....	91
1.2.1.2	Relations entre les données géométriques.....	93
1.2.1.3	Epaisseur d'os compact et densité HU.....	94
1.2.2	Analyse des essais.....	95
1.2.2.1	Mécanisme de rupture.....	95
1.2.2.2	Paramètres mécaniques.....	96
1.2.2.3	Propriétés de matériau.....	98
1.2.3	Corrélations : géométrie/données mécaniques.....	101
1.2.4	Analyse des calcinations.....	104
1.2.5	Conclusions.....	105
1.2.5.1	Variations inter-sujet.....	105
1.2.5.2	Flexion trois points et compression axiale.....	105
1.2.5.3	Flexion trois points et plasticité.....	106
1.2.5.4	Flexion trois points et géométrie.....	107
2	Compression antéropostérieure.....	108
2.1	Matériels et méthodes.....	108
2.1.1	Pièces anatomiques.....	108
2.1.2	Imagerie et morphométrie.....	108
2.1.3	Essais.....	110
2.1.3.1	Gamme de sollicitation.....	110
2.1.3.2	Banc d'essai et voies de mesures.....	111
2.1.4	Calcination.....	114
2.1.4.1	Préparation des côtes.....	114
2.1.4.2	Minéralisation.....	114
2.1.4.3	Paramètres calculés.....	115
2.2	Résultats et discussion.....	115
2.2.1	Analyse de la géométrie.....	115
2.2.1.1	Evolution des paramètres géométriques.....	115
2.2.1.2	Evolution de l'épaisseur d'os compact et de la densité HU.....	117
2.2.2	Analyse des essais.....	119
2.2.2.1	Mécanisme de rupture.....	119
2.2.2.2	Voies de mesure.....	119
2.2.2.3	Paramètres mécaniques.....	121
2.2.3	Analyse de la calcination.....	125
2.2.4	Corrélations : paramètres mécaniques/calcination.....	126
2.2.5	Conclusion.....	127
	MODELISATION EN ELEMENTS FINIS.....	129
1	Matériels et méthodes.....	129
1.1	Géométrie des modèles.....	129
1.1.1	Flexion trois points.....	130
1.1.2	Sollicitation antéropostérieure.....	130
1.2	Lois de matériaux.....	130
1.3	Conditions initiales et mesures.....	131
1.3.1	Flexion trois points.....	131
1.3.2	Sollicitation antéropostérieure.....	132
2	Résultats et discussion.....	133
2.1	Flexion trois points.....	133

2.1.1	Modèle creux.....	133
2.1.2	Influence du gauchissement.....	134
2.1.3	Influence du spongieux.....	134
2.2	Sollicitation antéropostérieure	136
2.3	Conclusion	138
	<i>CONCLUSION GENERALE</i>	<i>141</i>
	<i>RÉFÉRENCES</i>	<i>143</i>
	<i>LISTE DES TABLEAUX.....</i>	<i>150</i>
	<i>LISTE DES FIGURES</i>	<i>152</i>
	<i>LISTE DES EQUATIONS.....</i>	<i>155</i>
	<i>LISTE DES PHOTOS.....</i>	<i>156</i>
	<i>CONFÉRENCES ET PUBLICATIONS.....</i>	<i>157</i>

INTRODUCTION GENERALE

Le bilan des accidents de la route en 2005 s'élève à 84525 accidents corporels, 4975 personnes décédées à 6 jours et 5318 à 30 jours, et 108076 blessés dont 39811 blessés graves. L'importance de ce problème n'est plus à démontrer. Il est évident pour tout le monde, et notamment les constructeurs d'automobiles et les pouvoirs publics, qu'il faut tout mettre en œuvre pour supprimer cette hécatombe.

En partant du constat qu'il est pour l'instant impossible de supprimer tous les accidents, il est apparu primordial d'en diminuer les conséquences. Les connaissances à mobiliser et les technologies à mettre en œuvre pour développer une protection efficace sont nombreuses. Parmi celles-ci figure le développement d'outils d'évaluation du risque encouru par un occupant d'automobile qui permet aux concepteurs de produire des véhicules et des équipements plus sûrs. Les deux principaux outils utilisés à ce jour sont les mannequins de choc et les modèles numériques de l'être humain. Les mannequins sont des modèles mécaniques dont le comportement au choc doit être aussi proche que possible de celui de l'être humain et dont les capteurs qui l'équipent doivent permettre d'estimer le risque de blessure pour l'usager qu'il simule. Les modèles numériques sont des modèles mathématiques reproduisant le comportement mécanique du corps humain. La simulation numérique est aujourd'hui largement utilisée dans l'industrie des transports. Dans le domaine de la sécurité, l'objectif, à terme, est de remplacer les essais impliquant les mannequins de crash ou les sujets anatomiques.

Même si, les modèles numériques actuels sont validés à partir d'essais cadavres et reproduisent la cinématique générale des occupants d'un véhicule, il reste des progrès à faire au niveau de la modélisation des mécanismes lésionnels, tels que les fractures costales. La recherche actuelle a donc pour but d'affiner les modèles existants et surtout de les valider par des mesures expérimentales.

Suite à ce constat, le but de cette étude est d'apporter une contribution à la compréhension des mécanismes lésionnels des côtes pour améliorer la biofidélité d'un modèle numérique par éléments finis de thorax. Ce travail de thèse comprend deux parties complémentaires : une expérimentale et une autre consacrée à la modélisation. La partie expérimentale, réalisée sur pièces anatomiques, a eu comme objectif d'obtenir, lors de différents essais, des informations sur les propriétés de matériau de l'os costal et le comportement mécanique de la structure côte

lorsqu'elle est sollicitée en dynamique. La partie modélisation a consisté à utiliser les résultats expérimentaux obtenus pour simuler les essais. Les modèles utilisés sont personnalisés : ils ont été obtenus à partir de coupes scanner des côtes.

Ce document commencera par le rappel des notions anatomiques et par un bilan des connaissances sur la biomécanique du thorax en général. Puis, une étude sur les essais réalisés pour caractériser le comportement mécanique des côtes sera effectuée. Ensuite, seront exposées la partie expérimentale avec les essais de type « matériau » et de type « structure », et la partie modélisation avec leurs résultats respectifs. Les résultats seront discutés au fur et à mesure. Enfin, une conclusion avec les perspectives sera développée.

PREMIERE PARTIE : ANALYSE BIBLIOGRAPHIQUE

Cette première partie présente l'état de l'art des connaissances sur l'anatomie du thorax, la biomécanique du thorax et la caractérisation mécanique des côtes.

RAPPELS ANATOMIQUES

Ce chapitre présente les notions anatomiques indispensables à la compréhension de la suite du document, afin d'en faciliter la lecture aux personnes pour lesquelles le thorax n'est pas familier. Il s'agit de description très simples concernant les principaux éléments constituant la cage thoracique.

La région thoracique correspond à la partie supérieure du tronc. Elle s'étend de la base du cou aux côtes inférieures, au-dessus de la partie abdominale. Le segment thoracique se compose :

- du thorax osseux ou gril costal qui contient l'ensemble des viscères intra-thoraciques,
- de la musculature et de la peau qui constituent l'enveloppe extérieur de ce segment,
- des viscères intra-thoraciques (cœur, poumons, vaisseaux ...).

1 Le thorax osseux

Les 12 vertèbres dorsales, les 12 paires de côtes avec leur cartilage et le sternum constituent la cage thoracique (Figure 1).

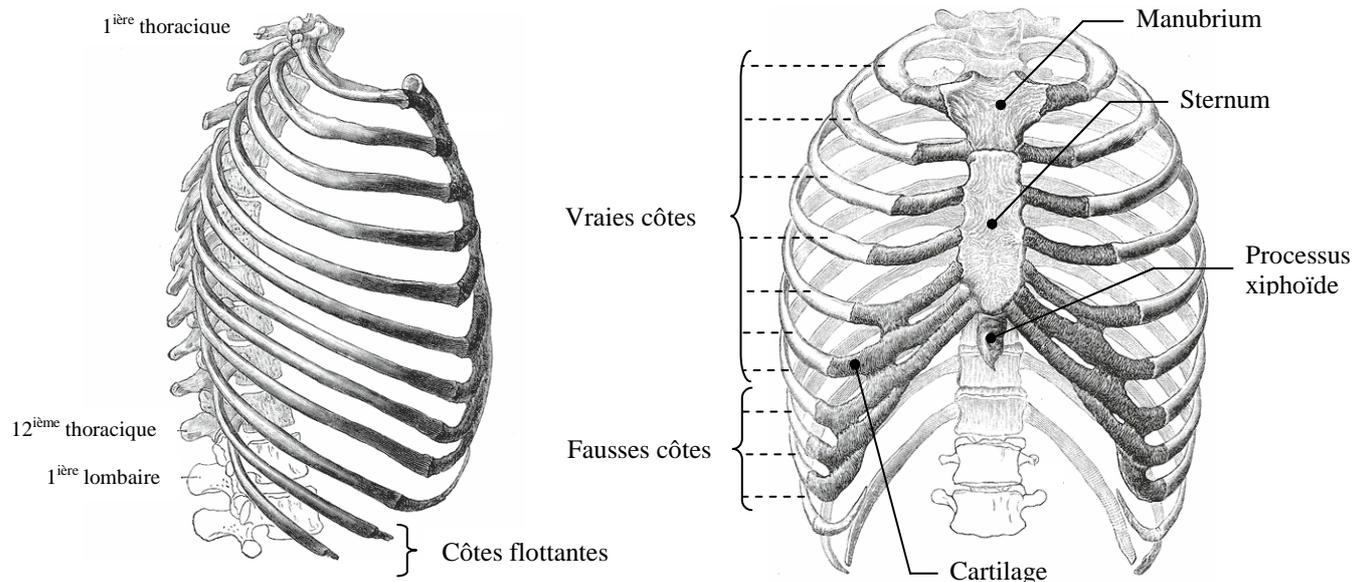


Figure 1. Cage thoracique d'après H. GRAY (1918).

Le sternum est un os plat allongé verticalement ; il est situé directement sous la peau, dans le plan sagittal. Il est formé par trois pièces : le manubrium, le corps et le processus xiphoïde.

Les côtes sont des bandes étroites d'os courbes. Elles sont au nombre de 12 paires : les 7 premières sont reliées directement au sternum par les cartilages costaux ; les 3 suivantes sont reliées au même 8^{ième} cartilage costal ; les 11 et 12^{èmes} paires de côtes sont libres.

La description de l'anatomie costale permet de se rendre compte de la complexité de cet os. Les côtes sont décrites par les anatomistes (Figure 2) comme des os plats et longs qui possèdent 2 faces (interne/externe) et 2 bords (supérieur/inférieur), et présentent 3 courbures dans l'espace :

- La courbure d'enroulement : la côte décrit une courbe concave médialement avec 2 coudes qui sont appelés *angle postérieur* et *angle antérieur* (peu usité). Certains anatomistes (Kamina, Gray) parlent seulement d'*angle costal* (angle postérieur).
- La courbure suivant les bords : elle donne à la côte l'aspect d'un S avec une extrémité dorsale relevée et une extrémité ventrale plongeante.
- La courbure selon l'axe : elle correspond à la torsion de la côte ; elle explique que la face latérale du segment dorsal de la côte est dirigée en bas et en arrière alors que celle de son segment ventral est orientée en haut et en avant.

Sur une côte, 3 zones sont remarquables :

- L'extrémité dorsale ou postérieure : elle est constituée d'une tête, d'un col et d'une tubérosité. La tête costale est composée de 2 *facettes articulaires* qui viennent s'articuler avec les vertèbres thoraciques. Le tubercule costal est saillant en arrière ; sa *face articulaire* répond à la surface articulaire du processus transverse de la vertèbre thoracique de même numéro. Le col est aplati d'avant en arrière et unit la tête à la tubérosité.
- Le corps : c'est la partie principale de la côte qui prend origine dans le tubercule, suit la direction du col sur un court trajet, puis s'infléchit en formant l'angle costal. Le corps est aplati de dehors en dedans et présente 2 faces et 2 bords.
- L'extrémité ventrale ou antérieure : elle est formée d'une excavation qui reçoit l'extrémité externe du cartilage costal (jonction costo-chondrale).

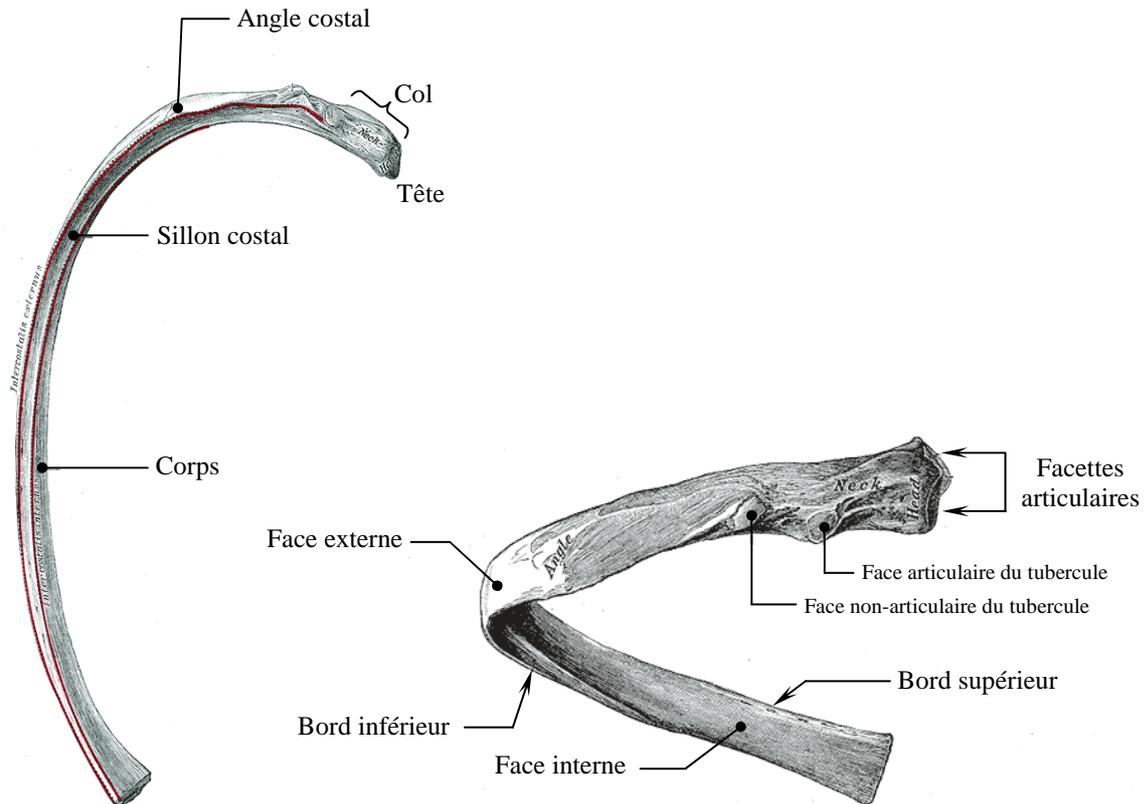


Figure 2. Côte d'après H. GRAY (1918).

2 Le revêtement musculo-cutané

Les muscles thoraciques (Figure 3) sont :

- les muscles intercostaux externes et internes disposés obliquement entre les côtes adjacentes qu'ils relient. Ils ont une fonction respiratoire : expiratrice pour les muscles internes et inspiratrice pour les muscles externes. Les muscles intercostaux forment une barrière musculaire résistante mais flexible entre les côtes ;
- les muscles externes du grill costal qui sont attachés aux omoplates, à la clavicule et aux côtes. Ils ont une fonction locomotrice.

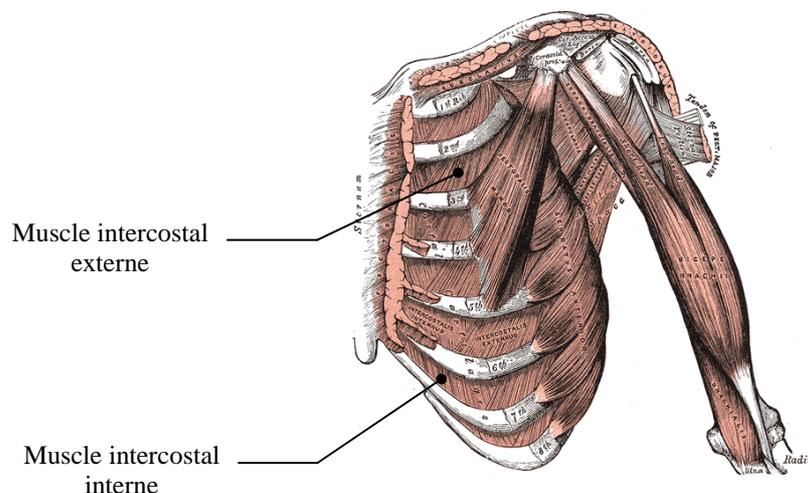


Figure 3. Muscles intercostaux d'après H. GRAY (1918).

3 Les viscères thoraciques

L'intérieur de la cage thoracique est divisé en 3 parties : les cavités pleurales droite et gauche, espaces qui contiennent les poumons et, au centre le médiastin où sont groupés, entre le sternum et la colonne vertébrale thoracique, l'œsophage, la trachée, le cœur et les gros vaisseaux venant de ou allant au cœur. Le médiastin forme une séparation complète entre les cavités pleurales droite et gauche.

La plèvre est une membrane fine composée de 2 feuillets délimitant l'espace pleural. Le feuillet pariétal tapisse toute la surface interne de la cage thoracique et du diaphragme ; le feuillet viscéral recouvre la face externe des poumons.

L'espace thoracique est limité en bas par le diaphragme, muscle fin et très résistant inséré sur les côtes, la pointe du sternum et en arrière sur le corps vertébral des 1^{ère}, 2^{ième}, 3^{ième}, 4^{ième} vertèbres lombaires (piliers diaphragmatiques) : ce muscle présente plusieurs ouvertures qui permettent la continuité entre l'étage thoracique et la cavité abdominale, des gros vaisseaux et du tube digestif.

BIOMECHANIQUE DU THORAX : CONTEXTE GENERAL

La prévention des blessures (en terme de diminution en fréquence et en gravité) survenant au cours des accidents de la voie publique s'appuie sur une connaissance de la tolérance de l'être humain aux chocs. Cette connaissance se construit en deux étapes.

La première étape consiste à décrire les lésions constatées lors d'accidents réels, corrélées avec les circonstances de l'accident. Il s'agit dans cette démarche d'identifier en premier lieu quelles sont les zones corporelles qui présentent une exposition et un risque lésionnel majeurs. C'est l'accidentologie secondaire.

Dans une seconde étape, il est nécessaire de déterminer et de quantifier les critères témoignant de la tolérance humaine aux impacts. C'est le domaine de la biomécanique des chocs qui a pour objectifs de connaître la tolérance propre de chaque région corporelle, d'un organe ou d'une structure anatomique particulière. Cette tolérance nécessite de déterminer le mécanisme lésionnel, d'établir des critères de tolérance et des courbes de risque, puis de définir un seuil, une limite acceptable à ne pas dépasser pour protéger le maximum d'usagers. Cette tolérance peut s'exprimer par un effort maximum, une déflexion ou une accélération. Ces données, transférées vers les mannequins de choc ou les modèles numériques d'être humain, permettent alors d'évaluer et de comparer les différentes solutions envisagées (rigidification des structures, améliorations des systèmes de retenue : ceinture et airbag) pour mieux protéger l'occupant.

1 Accidentologie

1.1 L'échelle AIS (*Abbreviated Injury Scale*)

La méthode standard pour évaluer la gravité des blessures d'un segment corporel ou d'un organe est l'échelle AIS. Cette échelle a été mise au point par l'AAM (*Association for the Advancement of Automotive Medicine*). Le score AIS varie entre 0 et 6. Plus le niveau est élevé, plus les lésions sont graves et risquent d'entraîner la mort. L'échelle ne rend pas compte de l'évolution des blessures dans le temps, ni du coût sociétal et médical de celles-ci. Le Tableau 1 nous renseigne sur les scores AIS des blessures thoraciques.

Tableau 1. Echelle AIS pour le thorax.

AIS pour le squelette	AIS pour les tissus mous
1 1 fracture de côte	1 contusion des bronches
2 2-3 fractures de côte ; fracture du sternum	2 plaie des bronches sans perforation ; atteinte sur une partie de l'épaisseur
3 4 ou plus fractures de côte sur un même hémithorax ¹ ; 2-3 fractures de côte avec un hémithorax ² ou un pneumothorax ³	3 contusion du poumon ; contusion mineure du coeur
4 volet costal ; 4 ou plus fractures de côte sur chaque hémithorax ; 4 ou plus fractures avec hémithorax ou pneumothorax	4 lacération bilatérale des poumons ; lacération mineure de l'aorte ; contusion majeure du coeur
5 volet costal ⁴ bilatéral	5 lacération majeure de l'aorte ; lacération du poumon avec pneumothorax
6	6 lacération de l'aorte avec hémorragie pas confinée au médiastin

1.2 Les lésions thoraciques : les causes

Lors d'un choc automobile, le thorax peut rentrer en contact avec différents éléments de l'intérieur du véhicule (le volant, le tableau de bord...) ainsi qu'avec le système de retenue (ceinture, airbag). A partir d'une base de données américaine, le fichier NASS (*National Accident Sampling System*), **Haffner** (1987) et **Schneider et coll.** (1989) ont montré que les conducteurs et passagers avant non retenus présentent le plus grand pourcentage de blessures d'AIS 3 ou plus au thorax. Ces blessures sont également associées à des lésions des poumons, du foie et du cœur.

Les blessures thoraciques sont communément observées lors de chocs frontaux et latéraux. Elles sont classées deuxièmes, après les blessures à la tête, pour le nombre de tués et les blessures graves, mais aussi, pour le coût économique (**Malliaris et coll.**, 1982 et 1985). Les blessures les plus communes sont les fractures de côte qui peuvent générer, selon la violence du choc, des lacérations des tissus mous.

Le choc latéral est la situation la plus critique au niveau lésionnel. Dans une revue de données américaines faite par **Viano et coll.** (1989), 31.8% des passagers tués le sont lors d'un choc latéral. Les 2/3 des décès sont causés lors d'accidents impliquant plusieurs véhicules et le reste pour des véhicules seuls heurtant des objets fixes.

¹ Un hémithorax est une moitié latérale droite ou gauche du thorax.

² Un hémithorax est un épanchement de sang dans la plèvre, d'origine traumatique.

³ Un pneumothorax est une irruption d'air des poumons dans la plèvre, comprimant le poumon sous-jacent.

⁴ Un volet costal se définit comme un segment de la paroi, désolidarisé du reste de la cage thoracique par plusieurs rangées de traits de fracture, intéressant le même arc costal et s'étendant sur plusieurs côtes voisines. Un volet costal entraîne une détresse respiratoire (« ventilation paradoxale »).

2 Biomécanique expérimentale

2.1 Mécanismes lésionnels des blessures thoraciques

La fracture de côte et le volet costal se produisent pour des impacts contondants de la cage thoracique. **Stalnaker et Mohan** (1974) et **Melvin et coll.** (1975) ont conclu, à partir d'essais sur cadavres, que la compression maximale du tronc est le facteur déterminant de la fracture de côte. Pour une déflexion inférieure à 58 mm, aucune fracture ne se produit et pour des déflexions supérieures à 76 mm, le nombre de fractures est de plus en plus grand : le nombre de côtes fracturées dépend de l'amplitude de la déflexion du thorax, plutôt que de la vitesse de déflexion.

Contrairement aux fractures costales, les contusions au niveau des poumons sont dépendantes de la vitesse de sollicitation (**Fung et Yen**, 1984). A grande vitesse, une onde de compression ou de pression est transmise à travers le thorax aux tissus pulmonaires endommageant les capillaires et les alvéoles. Des lacérations des poumons peuvent aussi se produire près des côtes cassées.

Lors d'un impact thoracique à grande vitesse, le cœur peut subir des contusions, lacérations ou s'arrêter de battre (**Lasky et coll.**, 1968). En effet, des vitesses d'impact de 15-20 m.s⁻¹ peuvent interrompre l'activité électromécanique du cœur et des lacérations causées par le sternum peuvent se produire. Cela a été vérifié par **Cooper et coll.** (1982) et **Kroell et coll.** (1986), en impactant le milieu du sternum de cochons anesthésiés.

Plusieurs études ont montré que la rupture de l'aorte intrathoracique représente 10 à 25 % des décès par accidents de la route (**Hurley**, 1986 ; **Ochsner et coll.**, 1989). Trois hypothèses sont faites sur le mécanisme de rupture : (1) traction ou cisaillement générés entre les parties mobiles et les attaches, (2) compression directe sur la colonne vertébrale, et (3) augmentation soudaine et excessive de la pression intracavitaire (**Creasy et coll.**, 1997).

Pour des vitesses d'impact inférieures à 3 m.s⁻¹, le contenu du thorax est lésé par l'écrasement de la cage thoracique. L'écrasement nécessaire pour observer des lésions est d'environ 35 % de l'épaisseur antéropostérieure du thorax (**Viano et King**, 1997). Le mécanisme lésionnel est donc la compression des organes.

2.2 Réponses mécaniques du thorax en choc

De nombreux essais avec impacteur ou avec chariot en laboratoire ont été réalisés sur cadavres afin de mesurer la réponse biomécanique (efforts, accélérations, déformations, pressions) du thorax en chocs frontal et latéral, et d'obtenir des bilans lésionnels détaillés par autopsie.

2.2.1 En choc frontal

Le Tableau 2 résume les essais avec impacteur, réalisés en configuration de choc frontal. Les conditions d'essais sont celles présentées sur la Photo 1. L'impacteur est centré sur le milieu du sternum (espace intercostal entre les côtes 4 et 5) et le dos du sujet est libre.

Depuis la généralisation des ceintures trois points et, plus récemment, des airbags dans les automobiles, les vitesses de chargement du thorax sont devenues plus faibles en choc frontal. Des essais en quasi-statique ont été réalisés et leurs résultats sont présentés dans le Tableau 3. De plus, le chargement d'une ceinture produit un résultat différent du chargement d'un impacteur cylindrique, au niveau du bilan lésionnel. En effet, les fractures avec une ceinture suivent le trajet de celle-ci, la répartition des fractures est asymétrique, alors qu'avec un impacteur centré sur le sternum, les fractures se localisent au niveau du sternum et des côtes adjacentes.

Melvin *et coll.* (1985), après une revue des courbes effort-déflexion en quasi-statique de la littérature, ont conclu que pour des déflexions allant jusqu'à 41 mm, le thorax a une raideur linéaire de 26.2 N.mm^{-1} et pour des déflexions supérieures à 76 mm, de 120 N.mm^{-1} .

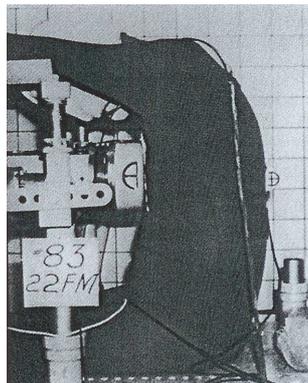


Photo 1. Photographie montrant un impact frontal appliqué sur le sternum (Kroell *et coll.*, 1971).

2.2.2 En choc latéral

Le Tableau 4 récapitule les réponses du thorax en choc latéral pour différentes configurations : l'impacteur, le puits de chute et le pendule.

2.3 Critères de tolérance

L'étude de la tolérance humaine du thorax à l'impact a été initiée, dans un premier temps, pour protéger les usagers non-ceinturés en choc frontal. Les informations étaient utilisées pour dimensionner des contre-mesures permettant de dissiper de l'énergie au niveau de la colonne de direction et du volant. Ensuite, les études se sont intéressées à l'interaction du thorax avec la ceinture et/ou l'airbag, mais aussi, elles se sont concentrées sur la tolérance en choc latéral.

2.3.1 En choc frontal

Les critères de tolérance sont : l'accélération, l'effort, la compression et le critère visqueux (Tableau 5). La compression se calcule en divisant la déformation du thorax lors du choc avec la profondeur antéropostérieure mesurée préalablement. **Lau et Viano** (1986) ont montré que les lésions des tissus mous sont dépendantes de la vitesse et de l'amplitude de la compression. 123 chocs frontaux réalisés sur des lapins anesthésiés ont été utilisés pour définir la tolérance visqueuse (**Viano et Lau**, 1983). Ceci mena au développement du critère visqueux (**Viano et Lau**, 1985). Le VC_{max} (le maximum du produit de la vitesse de déformation par la compression) prédit efficacement le risque lésionnel, et donne une mesure de l'énergie dissipée par les composants visqueux du thorax.

2.3.2 En choc latéral

Le Tableau 6 nous renseigne sur les critères de tolérance en choc latéral.

Les essais sur cadavres rapportés par **Viano et coll.** (1989) montrent que le VC_{max} et le C_{max} sont corrélés au score AIS. Une probabilité de 25% d'AIS 4+ se traduit par un $VC = 1.5 \text{ m.s}^{-1}$ et un $C = 38\%$. **Cavanaugh et coll.** (1990) confirme ces résultats en montrant que le VC et le C sont plus prédictifs que l'effort et l'accélération. Sur 17 essais réalisés par **Cavanaugh et coll.** (1993), il apparaît qu'un VC_{max} supérieur à 1 m.s^{-1} entraîne des lésions thoraciques cotées AIS 4 à 5.

Eppinger et coll. (1984) ont proposé un critère lésionnel basé sur l'accélération, il s'agit du TTI (*Thoracic Trauma Index*) (Équation 1). Ce critère est basé sur l'analyse de 30 essais sur cadavres (**Eppinger et coll.**, 1982).

Équation 1. Formulation du TTI.

$$TTI = 1.4 \times \text{âge} + 0.5 \times (Rib_y + T12_y) \times \text{Masse} / \text{Masse}_{50}$$

avec : Rib_y , l'accélération max de la côte 4 du côté impacté

$T12_y$, l'accélération max de la 12^{ième} vertèbre thoracique

Masse, la masse du sujet

$Masse_{50}$, la masse d'un 50^{ième} percentile

2.4 Conclusion

De nombreux essais ont été réalisés sur des thorax de cadavres humains. Ils ont permis de définir des critères de tolérance en choc frontal, tels que l'accélération, la compression (C), l'effort, le critère visqueux (VC) qui rendent simplement compte de la réponse globale dynamique du thorax. Pour le choc latéral, ces critères semblent insuffisants, dans certaines configurations, pour prédire le risque lésionnel (**Kallieris et coll.**, 1981) et il faut alors les combiner à des paramètres physiques propres aux sujets, tels que la masse et l'âge.

Tableau 2. Revue bibliographique sur les essais avec impacteur de 152 mm de diamètre, en choc frontal.

Référence	Sujets			Chargement		Réponse			Commentaire
	n ⁵	âge (ans)	conservation	M ⁶ (kg)	V _{impact} ⁷ (m.s ⁻¹)	d _{max} ⁸ (mm)	F _{max} ⁹ (kN)	K ¹⁰ (kN.m ⁻¹)	
Patrick <i>et coll.</i> (1965)			embaumés		statique dynamique			32.4 -70.0 175.1	K diminue lorsque les côtes cassent, puis ré-augmente quand les organes sont comprimés. K varie avec la vitesse de chargement.
Nahum <i>et coll.</i> (1970, 1971)	13	59-86	7 embaumés, 6 non embaumés	19	4-10	29-82	1.6-13		K _{embaumés} > K _{non embaumés} d ≤ 38 mm, pas de fracture d ≥ 51 mm, dommages sévères au niveau du squelette
Kroell <i>et coll.</i> (1971)	14	19-81	non-embaumés	1.6-23.6	6.3-14.3	46-119	3-12		Neathery (1974) a développé des corridors de déflexion du thorax à partir de ces essais.
Patrick (1981)	1 volontaire			10	2.4 4.6			79/57 250	L'impacteur est rembourré. K est plus grande avec les muscles contractés.

⁵ Nombre de sujets⁶ Masse de l'impacteur⁷ Vitesse de l'impacteur⁸ Déflexion max du thorax⁹ Effort max mesuré¹⁰ Raideur du thorax

Tableau 3. Revue bibliographique du chargement ceinture et du chargement quasi-statique du thorax, en frontal.

Référence	Sujets	Chargement	Configuration	Réponse		Commentaire
				déflexion (mm)	raideur (N.mm ⁻¹)	
Stalnaker <i>et coll.</i> (1973)	volontaires cadavres	quasi-statique	Sujets adossés contre une surface rigide Sternum chargé avec un disque de 152 mm de diamètre		40.2/114 12.2	La raideur thoracique est plus élevée chez les volontaires.
Lobdell <i>et coll.</i> (1973)	volontaires	quasi-statique			7/23.7	Les raideurs muscles relâchés et muscles contractés sont plus petites que celles de la précédente étude (même configuration).
Fayon <i>et coll.</i> (1975)	volontaires	quasi-statique	Sujets en décubitus dorsal Chargement avec une ceinture ou un disque	25	ceinture : 17.5-26.3 disque : 8.8-17.5	
L'Abbe <i>et coll.</i> (1982)	volontaires	statique	Chargement ceinture sur des sujets assis adossés à une surface rigide	10 (F _{max} = 650 N)	mi-sternum : 67.6 7 ^{ième} côte : 40.0 clavicule : 94.8	Ces résultats sont plus grands que ceux obtenus pour l'étude précédente. Une explication est la différence de positionnement (sujets allongés/assis).
		dynamique		~20 (F _{max} = 3.6 kN)	mi-sternum : 137.5 7 ^{ième} côte : 123.2 clavicule : 200.0	
Tsitlik <i>et coll.</i> (1983)	11 volontaires	quasi-statique	Chargement du sternum avec un plateau en caoutchouc (48 x 64 mm)	30-61	9.1 (5.2-15.9)	
Schneider <i>et coll.</i> (1992)	3 cadavres non-emboués	quasi-statique	Chargement du sternum et chargements locaux (2 ^{ième} , 5 ^{ième} et 7 ^{ième} côtes)	sternum : haut et milieu : 8.6-12.3 bas : 5.7-11.4 2 ^{ième} côte : 5.6-7.3 5 ^{ième} côte : 5.1-8.4 7 ^{ième} côte : 3.4-7.2		Les raideurs varient selon la zone sollicitée du thorax.

Tableau 4. Revue bibliographique des essais en choc latéral.

Référence	Sujets	Configuration	Chargement		Réponse			Commentaire
			M (kg)	V _{impact} (m.s ⁻¹)	d _{max} (mm)	F _{max} (kN)	K (kN.m ⁻¹)	
Stalnaker <i>et coll.</i> (1973)	cadavres non- embaumés	Choc sur le côté gauche avec un impacteur de 152 mm de diamètre	10	6.1 8.8			273.6-437.8 437.8-790.0	
Stalnaker <i>et coll.</i> (1979) Tarrière <i>et coll.</i> (1979)	16 essais avec cadavres non- embaumés	Puits de chute Chute de 1, 2 et 3 m sur un plateau de force				7.4-10.2	96.6-255.0	Formulation du corridor de l'effort en fonction de la déflexion relative du demi-thorax impacté
Viano <i>et coll.</i> (1989)	cadavres	Impact avec un pendule de 152 mm de diamètre Direction de l'impact : 60° par rapport à l'axe antéropostérieur	23.4	4.3 6.7 9.5			100-140	Formulation du corridor de l'effort en fonction de la déflexion relative du demi-thorax impacté

Tableau 5. Critères de tolérance du thorax en choc frontal.

Critère	Référence	Seuil
Accélération	Stapp (1951, 1970)	Le thorax peut supporter des décélérations allant jusqu'à 45 g s'il est totalement retenu par un harnais. Les accélérations supérieures à 30 g avec un taux de 1000 g.s ⁻¹ ne sont pas tolérées.
Déflexion	Stalnaker et Mohan (1974)	58 mm ⇒ aucune fracture de côte
Effort	Bierman <i>et coll.</i> (1946)	Essais de chargement d'un harnais sur volontaires : F _{max} = 8.9 kN (aire de chargement : 490 cm ²), apparition de douleurs F _{max} = 8.0-13.3 kN (aire de chargement : 1006 cm ²), pas de lésion
	Patrick <i>et coll.</i> (1965)	En dynamique, F _{max} =5.96 kN ⇒ 4 fractures de côte, si F _{max} =8.23 kN, fractures massives
Compression	Kroell <i>et coll.</i> (1971)	La compression C du thorax est corrélée avec le score AIS obtenu après autopsie (r=0.73) : $AIS = -3.78 + 19.56 \cdot C$
	Neathery (1974)	Une compression de 76 mm du thorax engendre un score AIS 3. En terme de % de compression antéropostérieure du thorax, pour un homme 50 ^{ième} percentile : 30% ⇒ AIS 2, 33% ⇒ AIS 3 et 40% ⇒ AIS 4
Critère visqueux	Kroell <i>et coll.</i> (1986)	Analyse de 39 essais d'impact sur le sternum de cadavres : VC _{max} =1.3 m/s ⇒ probabilité de 50% de score AIS ≥ 4 VC _{max} =1.0 m/s ⇒ probabilité de 25% de score AIS ≥ 4

Tableau 6. Tolérance du thorax en choc latéral.

Référence	Critère de tolérance	Risque lésionnel
Tarriere <i>et coll.</i> (1979) Tarriere <i>et coll.</i> (1979) Viano (1989)	Effort (kN) 7.4 10.2 5.5	AIS=0 AIS=3 25% de probabilité d'AIS ≥ 4
Pintar <i>et coll.</i> (1997) Cavanaugh <i>et coll.</i> (1993)	TTI (g) TTI 151 TTI145	25% de probabilité d'AIS ≥ 4 25% de probabilité d'AIS ≥ 4
Stalnaker <i>et coll.</i> (1979) Tarriere <i>et coll.</i> (1979) Cavanaugh <i>et coll.</i> (1993)	Compression (%) du ½ thorax 35 35 33	AIS 3 AIS 3 25% de probabilité d'AIS ≥ 4
Viano (1989)	Compression (%) du thorax entier 38.4	25% de probabilité d'AIS ≥ 4
Cavanaugh <i>et coll.</i> (1993)	VC _{max} (m.s ⁻¹) du ½ thorax 0.85	25% de probabilité d'AIS ≥ 4
Viano (1989) Viano (1989)	VC _{max} (m.s ⁻¹) du thorax entier 1.00 1.47	50% de probabilité d'AIS ≥ 3 25% de probabilité d'AIS ≥ 4

3 Les mannequins de choc

Les essais sur cadavres ont aussi été utilisés pour développer des mannequins de choc, tels que l'Hybrid III, pour le choc frontal, et le US SID (*Side Impact Dummy*), pour le choc latéral. Ces mannequins sont utilisés dans des essais de crash qui permettent d'évaluer la protection des occupants et le risque lésionnel.

Le mannequin BioSID a été développé par la SAE (*Society of Automotive Engineers*). Il permet de mesurer la compression et la vitesse de compression thoracique (**Beebe**, 1990) et il est également plus biofidèle que le SID (plus de capteurs et un corps humanoïde). **Viano et coll.** (1995) ont conduit des essais en choc latéral avec impacteur (vitesses d'impact : 4.5, 6.7 et 9.4 m/s), pour évaluer la biofidélité du thorax des mannequins Eurosid I (variante du SID développée en Europe) et BioSID. Les conditions de test sont celles des essais impacteur de **Viano** (1989). Le BioSID présente une meilleure biofidélité que l'Eurosid I.

Face à la globalisation de l'industrie automobile, un consortium international a été fondé pour superviser le développement d'un mannequin de choc latéral universel : le WorldSID.

Les critères et les seuils de tolérance thoraciques pour les essais avec mannequins sont :

- ✓ L'accélération max au niveau du thorax ou de la colonne qui reflète la sévérité globale :
 - Accélération max de 60 g au niveau de la colonne en choc frontal
 - 85 g au niveau des côtes et de la colonne en choc latéral
- ✓ La compression du thorax qui reflète les lésions locales au niveau du squelette et souligne les blessures aux tissus mous causées par l'écrasement
 - C_{max} entre la paroi thoracique et la colonne de 30-35% (en choc frontal et latéral)
- ✓ Le critère visqueux qui reflète les blessures aux tissus mous dépendantes de la vitesse de chargement et, aussi, les fractures
 - VC_{max} de 1.0 à 1.3 m.s⁻¹ en choc frontal
 - VC_{max} de 0.85 à 1.47 m.s⁻¹ en choc latéral

Les mannequins physiques ont une biofidélité limitée. En effet, le thorax de l'Hybrid III est 2 fois plus raide que les thorax de cadavres (**Cesari et Bouquet**, 1994). De plus, le mannequin Hybrid III ne rend pas très bien compte du risque lésionnel thoracique (**Forêt-Bruno et coll.**, 1998). Il rentre même en contradiction avec l'accidentologie (réalité routière) dans l'évaluation du système de retenue ceinture avec limiteur d'effort à 4 kN et sac gonflable (**Petitjean et coll.**, 2002). De plus, l'émergence dans le règlement FMVSS 214 (*Federal*

Motor Vehicle Safety Standard) d'exigences au niveau des crash tests en choc latéral, a souligné la biofidélité insuffisante des mannequins de choc latéral existant. Pour ces raisons, de nombreux laboratoires ont développé des modèles numériques d'êtres humains.

4 Les modèles numériques de l'être humain

De nombreux facteurs contribuent aux blessures thoraciques tels que la vitesse et les systèmes de retenue (sac gonflable, ceinture...). Les modèles numériques permettent donc d'étudier l'influence de ces différents paramètres à moindre coût.

Dans les années 70, apparaissent les premiers modèles de thorax 3D en éléments finis (**Roberts et Chen, 1971 ; Roberts, 1975 ; Sundaram et Feng, 1977 ; Chen, 1978**). La cage thoracique est représentée par des éléments poutre et la géométrie globale se base sur des mesures directes faites par **Roberts et Chen (1971)** sur un thorax humain. Les lois de matériau des différents éléments (os, cartilage) sont élastiques et les propriétés de matériau sont issues de **Yamada (1970)**. Ces modèles ne sont pas validés avec des essais cadavres, mais ils sont une première étape pour montrer la faisabilité d'une représentation 3D du thorax et la simulation de différents chargements (statiques dans une premier temps, puis dynamiques).

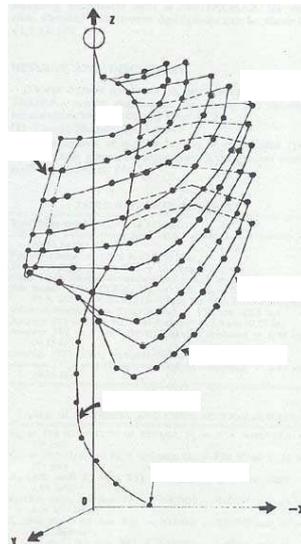
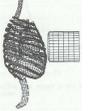


Figure 4. Modèle EF de thorax d'après Chen (1978).

Les ordinateurs devenant de plus en plus puissant, les modèles EF de thorax sont devenus beaucoup plus détaillés (Tableau 7). La cinématique de ces modèles est validée grâce aux essais cadavres réalisés avec impacteur ou avec ceinture. Mais, ils ne permettent pas de simuler les lésions observées, notamment les fractures de côtes.

Tableau 7. Modèles EF de thorax.

Référence	Représentation	Eléments	Loi de matériau	Validation
Plank et Eppinger (1989) 	Homme 50 ^{ième} percentile Modélisation des côtes, du sternum, des vertèbres, des disques, du cartilage, des ligaments, des organes internes et des muscles	solides à 8 nœuds (code DYNA3D)	Organes/ muscles : viscoélastique Os / ligaments/ cartilage : élastique côtes/sternum/vertèbres: E= 12304 MPa; $\nu= 0.3$; $\rho= 4790 \text{ kg.m}^{-3}$ cartilage/ligaments: E= 12 MPa ; $\nu= 0.42$; $\rho= 2770 \text{ kg.m}^{-3}$.	Modèle utilisé en choc frontal avec impacteur selon Kroell <i>et coll.</i> (1971 et 1974) La réponse est dans les corridors effort-déflexion de Neathery (1974).
Plank et Eppinger (1991) 	Homme 50 ^{ième} percentile (cage thoracique basée sur des coupes anatomiques)	briques (8 nœuds) (code DYNA3D)	Les tissus mous sont plus différenciés : propriétés différentes pour les organes internes/ les muscles intercostaux/ les muscles abdominaux/ les muscles dorsaux. Les os gardent les mêmes propriétés.	La réponse n'est plus dans les corridors de Neathery (1974), car le thorax est plus souple que le précédent à cause du changement de géométrie
Plank <i>et coll.</i> (1994) 				La réponse est dans le corridor défini par Neathery (1974).
Lizée <i>et coll.</i> (1998) 	Homme 50 ^{ième} percentile Modèle complet d'être humain en position de conduite (cage thoracique basée sur des coupes scanner)	tissus mous : briques (8 nœuds) cage : coques (3 nœuds) (code RADIOSS)	Os : élastique Tissus mous : viscoélastiques	Le thorax a été validé à partir d'essais cadavres avec impacteur (Kroell <i>et coll.</i> , 1971 ; Bouquet <i>et coll.</i> , 1994 ; Viano, 1989) et avec ceinture (Césari <i>et coll.</i> , 1990) en choc frontal et en choc latéral.
Deng <i>et coll.</i> (1999) 	Modèle de thorax avec géométrie détaillée des organes et du squelette	briques (8 nœuds) (code DYNA3D)	côte : loi élastoplastique avec rupture (E= 26 GPa ; $\sigma_{\text{yield}}= 110 \text{ MPa}$; $\sigma_{\text{ult}}= 125 \text{ MPa}$). tissus mous/organes : viscoélastique. (cartilage: E= 1.2 GPa ; $\rho= 5.0 \text{ g.cm}^{-3}$; $\nu= 0.2$)	Le modèle est validé avec des essais cadavres avec impacteur (frontal et latéral) (Kroell <i>et coll.</i> , 1971 et 1974 ; Neathery, 1974)
Ruan <i>et coll.</i> (2003) 	Homme 50 ^{ième} percentile Modèle complet d'être humain en position de conduite avec organes internes détaillés	briques (8 nœuds)	Loi viscoélastique	Validation avec des essais pendules en frontal et en latéral (Kroell <i>et coll.</i> , 1971 ; Viano, 1989) et des essais ceinture (Cesari et Bouquet, 1990)

5 Conclusion

On a vu précédemment que les résultats des essais avec SHPM montrent une grande variation d'un sujet à l'autre, pour des conditions d'impact identiques. Ces différences s'expliquent par la large variabilité entre sujets : âge, sexe, propriétés mécaniques, poids, taille.... Donc, en général, pour créer les corridors, plusieurs réponses sont tracées pour définir les limites supérieures et inférieures. Ces corridors fournissent les informations biomécaniques nécessaires pour valider les modèles EF d'êtres humains.

Dans les essais cadavres, les dommages causés sont évalués lors d'autopsie, mais il est difficile de relier ces lésions avec les contraintes et les déformations enregistrées par les modèles. En effet, les blessures sur les modèles ne peuvent être estimées que si des critères de rupture des tissus biologiques sont établis. Les modèles présentés échouent dans la prédiction des fractures de côtes. Il est alors nécessaire de passer par des essais sur les côtes pour comprendre les modes d'endommagement. On s'intéresse donc dans le chapitre suivant à la caractérisation mécanique des côtes, afin de dresser un bilan de ce qui a été fait.

CARACTERISATION MECANIQUE ET GEOMETRIQUE DES COTES

1 L'os en général

Trois types d'os sont répertoriés dans le corps humain :

- Les os longs : ils comportent une diaphyse et deux épiphyses qui représentent les surfaces articulaires (par exemple, le fémur) ;
- Les os courts : ils sont plus petits et de forme cuboïde, et présentent de nombreuses surfaces articulaires (par exemple, le calcanéum) ;
- Les os plats : ils sont de faible épaisseur et de surface très variable (par exemple, l'os du crâne).

L'os est un tissu vivant en équilibre entre des cycles de résorption et de formation (cellules ostéoclastes, ostéoblastes, ostéocytes). Les sollicitations mécaniques appliquées influencent l'équilibre et tendent à faire adapter l'os à sa fonction : s'il est peu sollicité, il va se résorber et s'il l'est beaucoup, il a évolué de manière à résister aux sollicitations (densification).

1.1 La structure

Le corps de la côte est formé d'une paroi d'os cortical qui entoure de l'os spongieux, constitué en apparence de travées osseuses renfermant de la moelle osseuse.

1.1.1 L'os cortical

L'os cortical est composé de sels minéraux (pour environ 60% de la masse), d'eau (environ 25%) et de matériaux organiques (collagène).

Il est le plus souvent un arrangement de structures de forme cylindrique appelées ostéons ou système Haversien (décrit, pour la première fois, en 1857 par Clopton Havers). Ces structures, de 200 à 400 μm de diamètre peuvent atteindre jusqu'à 20 mm de long. Elles sont des assemblages de couches concentriques autour de canaux d'irrigation (canaux Haversiens). Les couches concentriques sont composées de fibres de collagène (matrice) dans laquelle sont insérés des cristaux d'apatite.

Cette structure très compacte est hétérogène, anisotrope et aussi viscoélastique.

1.1.2 L'os spongieux

L'os spongieux est composé de travées osseuses (ou trabécules) et de moelle. Sa structure alvéolaire tridimensionnelle située sous l'os cortical en général, a un rôle important en terme

d'amortissement du fait de la moelle osseuse qu'elle renferme au sein des trabécules. Elle est tout à fait hétérogène (une phase solide et une phase liquide), viscoélastique et anisotrope.

1.2 Le comportement mécanique de l'os

1.2.1 L'os compact

L'os compact (ou os cortical) peut être considéré comme un matériau présentant une phase élastique, une phase d'endommagement et une phase visqueuse. Il est de plus anisotrope, pouvant être approché par un matériau orthotrope et même isotrope transverse dans les parties diaphysaires, la direction principale étant celle de la fibre neutre de la diaphyse.

On trouve dans la littérature que le module d'Young varie de 15000 à 35000 MPa (**Yamada**, 1970 ; **Burnstein et coll.**, 1976)

Comportement en traction-compression :

Le comportement de l'os compact est différent en traction et compression. Bien qu'il ait un module d'élasticité plus faible en compression qu'en traction, la contrainte ultime et la déformation à la rupture sont plus importantes pour un os soumis à la compression (Tableau 8 et Tableau 9). Cette observation laisse présager que la rupture de l'os compact est déterminée par sa capacité à supporter un chargement en traction.

Tableau 8. Propriétés mécaniques du tissu osseux humain issues du livre de Stephen C. Cowin « Bone Mechanics ».

	$\sigma_{\text{limite élastique}}(\text{MPa})$	$\sigma_{\text{rupture}}(\text{MPa})$	$\epsilon_{\text{rupture}}$
Traction	115 (11.2) [202]	133 (14.1) [202]	0.0293 (0.0094) [202]
Compression	182 (14.4) [19]	195 (19.6) [114]	0.0220 (0.0057) [114]

Tableau 9. Propriétés mécaniques de l'os compact issu de fémurs humains d'adultes (Yamada, 1970).

$\sigma_{\text{rupture en traction}}(\text{MPa})$	$\epsilon_{\text{rupture en traction}}(\%)$	$\sigma_{\text{rupture en compression}}(\text{MPa})$	$\epsilon_{\text{rupture en compression}}(\%)$	$\sigma_{\text{rupture en flexion}}(\text{MPa})$
109	1.35	162	1.8	160

Influence de la vitesse de déformation $\dot{\epsilon}$: (Tableau 10)

Des essais sur des os bovins (**McElhaney et Byars**, 1965) montrent une sensibilité du module d'élasticité et de la déformation à la rupture, à la vitesse de déformation. Plus la vitesse de déformation est grande, plus le module d'Young augmente et la déformation à la rupture diminue.

Carter et Hayes (1976, 1977) montrent qu'à la fois la contrainte et le module d'élasticité sont proportionnels à la vitesse de déformation à la puissance 0.06. **Wood** (1971) trouve également une relation entre la vitesse de déformation et le module d'Young en traction.

Influence d'autres paramètres :

Le Tableau 10 nous renseigne sur l'influence de différents paramètres tels que la masse volumique d'os (ρ^{11}), la porosité de l'os (P^{12}), la teneur en cendres (A^{13}), la teneur en calcium (Ca^{14}) et l'âge.

Il apparaît que la masse volumique ρ influence la résistance et le module d'élasticité de l'os.

La minéralisation (**Currey**, 1968) influence également le comportement de l'os cortical. Des expérimentations sur des métatarses de lapin (flexion trois points) ont montré que la contrainte à la rupture et la raideur augmentent avec l'augmentation de la teneur en minéraux.

Les propriétés de l'os cortical déclinent avec l'âge (**Burnstein et coll.**, 1976). A la fois le module d'élasticité et la contrainte en tension diminuent de 2% par décennie entre 20 et 90 ans.

McCalden et coll. (1993) montrent que les propriétés mécaniques se détériorent de façon marquée avec l'âge : la contrainte ultime et la déformation ultime en traction décroissent respectivement de 5 et 9 % par décennie ; la porosité augmente avec l'âge.

¹¹ ρ est la masse volumique d'os en $g.cm^{-3}$ (appelée dans certains articles « densité apparente »). Elle est obtenue en faisant le rapport de la masse de l'échantillon testé sur son volume.

¹² P est la porosité. Elle est calculée à partir d'une section d'éprouvette. Elle représente le pourcentage de la section occupé par des pores et des cavités (« vide »).

¹³ A est la teneur en cendres. Elle est calculée en faisant le rapport de la masse de cendres sur la masse d'os sec, et elle s'exprime en pourcentage. La masse d'os sec est obtenue en dégraissant les éprouvettes par des bains d'acétone et en les séchant à 100°C dans un four pendant 1h. La masse de cendres est obtenue par calcination des échantillons dans un four à plus de 600°C pendant plusieurs heures.

¹⁴ Ca est la teneur en calcium. Elle est mesurée par colorimétrie (mg ce Ca^{2+} par g d'os sec).

Tableau 10. Revue bibliographique sur les paramètres influençant le comportement osseux.

Référence	Type d'essais	Eprouvettes	Vitesses de déformation	Relations	Commentaires
Wood (1971)	Traction	Os du crâne	0.005-150 s ⁻¹	$E = \left(2.32 + 0.28 \cdot \log \left(\dot{\epsilon} \right) \right) \cdot 6894.76 \text{ (MPa)}$	
Carter et Hayes (1976,1977)	Compression	Echantillons cylindriques de plateaux tibiaux humains et condyles fémoraux bovins	0.0005-250 s ⁻¹	$\sigma_{comp} \propto \epsilon^{0.06}$ et $E_{comp} \propto \epsilon^{0.06}$ $\sigma_{comp} = 68 \cdot \epsilon^{0.06} \cdot \rho^2 \text{ (MPa)}$ $\sigma_{traction} = 147 \cdot \epsilon^{0.055} \text{ (MPa)}$ $E_{comp} = 3790 \cdot \epsilon^{0.06} \cdot \rho^3 \text{ (MPa)}$	Tous les os peuvent être vus mécaniquement comme un matériau unique dont la densité varie
Schaffer et Burr (1988)	Traction (dans la zone élastique sans rupture)	Eprouvettes cylindriques d'os compact (diaphyse fémorale et tibiale de bœufs)	0.01 s ⁻¹ et 0.03 s ⁻¹	$E = 3.66 \cdot P^{-0.55} \text{ (GPa)} \text{ } R^2=0.71$ $E = 33.88 \cdot (1-P)^{10.92} \text{ (GPa)} \text{ } R^2=0.71$ $E = 89.13 \cdot A^{3.91} \text{ (GPa)} \text{ } R^2=0.41$ $E = 0.09 \cdot \rho^{7.4} \text{ (GPa)} \text{ } R^2=0.70$	Le module d'élasticité de l'os compact est très dépendant du volume de tissu osseux présent Un faible changement dans la densité apparente exerce une grande influence sur le module élastique des os spongieux et compact
Currey (1988)	23 essais de traction 80 essais de flexion 3 points	Os cortical provenant de différentes espèces animales	0.2 s ⁻¹ (traction) 10 ⁻³ s ⁻¹ (flexion)	$\log(E) = a + b \cdot \log(Ca) + c \cdot \log(1-P)$ $R^2=0.86$ pour $E_{traction}$ $R^2=0.88$ pour $E_{traction/flexion}$	
McCalden et coll. (1993)	Traction	Os cortical de fémurs humains (âge de 20 à 102 ans)	0.03 s ⁻¹	$\sigma_{ult} = 134.47 - 0.61 \cdot \text{âge} \text{ (MPa)} \text{ } R^2=0.55$ $\sigma_{ult} = -114.22 + 2.39 \cdot (100-P) \text{ (MPa)} \text{ } R^2=0.76$ $\epsilon_{ult} = 4.24 - 3.27 \cdot 10^{-2} \cdot \text{âge} \text{ (%) } R^2=0.59$ $P = -1.83 + 0.22 \cdot \text{âge} \text{ (%) } R^2=0.53$	La contrainte ultime, la déformation ultime sont fortement corrélées à l'âge ($r > 0.70$, $p < 0.001$). La porosité augmente avec l'âge ($r > 0.70$, $p < 0.001$). Elle est plus importante chez les femmes/ aux hommes. La minéralisation est peu corrélée à l'âge, et elle a une portée négligeable sur la résistance osseuse et ses propriétés mécaniques (module d'Young).
Keller (1994)	Compression	496 spécimens cubiques d'os vertébral et fémoral (5 donneurs âgés de 46 à 84 ans)	~0.01 s ⁻¹	$\sigma_{comp} = 117 \cdot (A\rho)^{1.93 \pm 0.04} \text{ (MPa)} \text{ } R^2=0.97$ $E = 10.5 \cdot (A\rho)^{3.57 \pm 0.04} \text{ (GPa)} \text{ } R^2=0.96$ $E = 0.0193 \cdot \sigma_{comp}^{1.32 \pm 0.02} \text{ } R^2=0.97$	Les propriétés mécaniques de l'os en compression sont fortement dépendantes de la densité et de la teneur en minéraux.

1.2.2 L'os spongieux

L'os spongieux peut être considéré comme un matériau présentant une phase élastique, une phase de compaction en compression et d'endommagement en traction. Il est très sensible à la vitesse de déformation : le module d'élasticité augmente avec la vitesse de déformation. La densité joue un rôle important sur les le comportement. Il est intéressant de noter que les caractéristiques de l'os spongieux semblent coïncider avec celle de l'os compact lorsqu'elles sont ajustées avec la « densité apparente » (**Carter et Hayes**, 1976 et 1977).

Dans la littérature, on trouve que le module d'Young de l'os spongieux varie de 1.4 à 9800 MPa et la contrainte ultime est comprise entre 0.2 et 25 MPa.

Le Tableau 11, synthétisant des données de la littérature, donne les ordres de grandeurs de différents paramètres permettant de distinguer l'os compact et l'os spongieux.

Tableau 11. Ordres de grandeur de paramètres physiques pour l'os compact et l'os spongieux.

Paramètres	Os compact	Os spongieux
P (%)	5 à 30	30 à 90
ρ (g.cm ⁻³)	1.6 à 2	0.1 à 1.3

2 Morphométrie des côtes

2.1 Caractéristiques des sections

Pour réaliser une étude des contraintes d'une structure soumise à des efforts, il est nécessaire de connaître la géométrie de ses sections. Dans l'optique d'étudier la réponse du thorax osseux soumis à des efforts dynamiques, **Roberts et Chen** (1971) ont réalisé une étude sur les sections de côtes humaines (du niveau 1 au niveau 8), provenant d'un cadavre de femme de morphologie « moyenne ». A partir de coupes physiques, les caractéristiques géométriques (aire totale, aire d'os cortical, position du centroïde, position des axes principaux, dimensions transverses de la section, moments d'inertie principaux et constante de torsion) de l'os cortical ont été déterminées et leur évolution, le long de la ligne moyenne, a été analysée. Il en ressort que :

- ✓ L'épaisseur d'os cortical est plus grande au voisinage du tubercule ;
- ✓ Le pourcentage d'os cortical (aire d'os cortical divisée par l'aire totale) est plus grand pour la première côte et est relativement constant (~ 40%) le long du corps des côtes 5 à 8 ;
- ✓ Les moments d'inertie principaux dans la région du corps sont : $I_Z = 83 \text{ mm}^4$ et $I_Y = 291 \text{ mm}^4$, pour une côte de niveau 7 ;
- ✓ Toutes les données géométriques calculées varient selon le niveau costal. En effet, elles décroissent du niveau 1 jusqu'au niveau 3, pour arriver à un minimum local, puis elles croissent jusqu'à un maximum local pour le niveau 6 ou 7, et elles diminuent à nouveau.

Cette étude est la seule connue sur la géométrie de côtes entières. Par contre, des données sur des sections locales sont disponibles notamment lors des essais de flexion trois points (§3.1.3) vus précédemment.

2.2 Géométrie globale

Le principe est de déterminer la géométrie globale des côtes (longueur, courbures dans l'espace) pour proposer un modèle simple de la ligne moyenne d'une côte typique. **Roberts et Chen** (1972) ont observé que les lignes moyennes des côtes s'inscrivent dans deux arcs de cercle plans, mais non coplanaires. La séparation entre ces deux arcs de cercle se situe, selon cette étude, à l'angle costal de la côte (Figure 5).

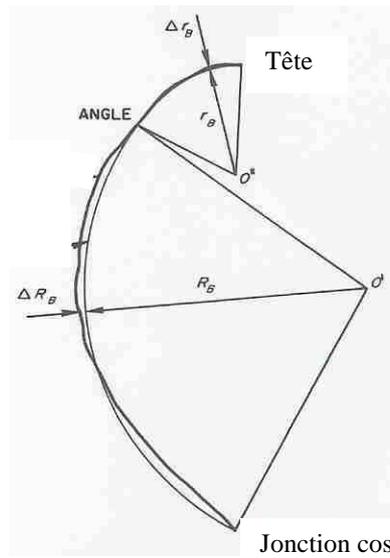


Figure 5. Modélisation de la ligne moyenne selon Roberts et Chen (1972).

Schultz *et coll.* (1974) ont analysé la géométrie des côtes droites (2, 4, 6, 8, 9 et 10) provenant de 5 cadavres. Ils proposent une description complète (Figure 6), mais assez complexe des spécimens étudiés. Chaque côte est décrite selon un repère passant par le centre de la tête.

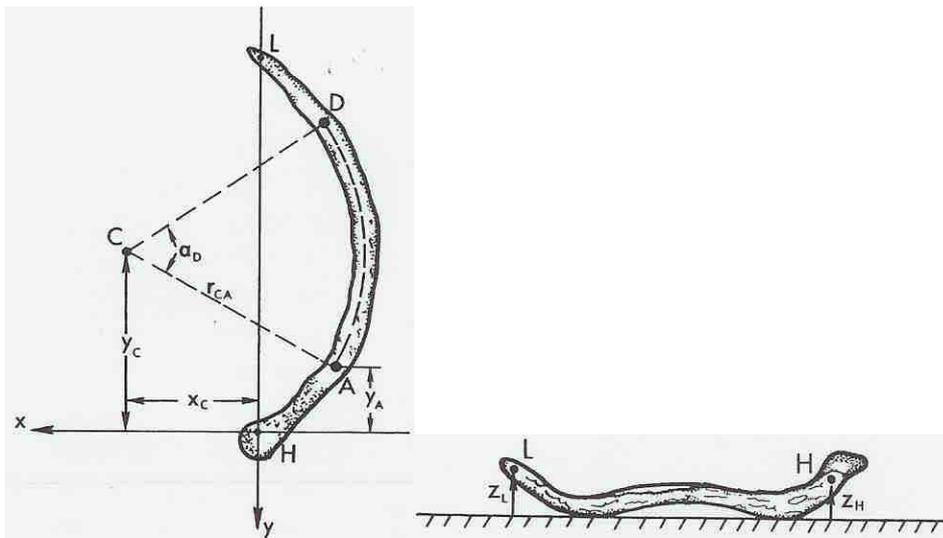


Figure 6. Paramètres décrivant une côte selon Schultz *et coll.* (1974).

Tableau 12. Synthèse des articles pour les essais de flexion trois points.

Sujets		Côtes testées			Conditions des essais				Géométrie des sections				Résultats								
Référence	n	âge (ans)	niveau costal	n	longueur (mm)	éclatement (mm)	appuis (mm)	plongeur (mm)	vitesse	Section			Surface			F _{max} (N)	d _{max} (mm)	K (N/mm)	M _{max} (N/m)	E (MPa)	σ _{max} (MPa)
										épaisseur d'os (mm)	épaisseur (mm)	hauteur (mm)	totale (mm ²)	corticale (mm ²)	inertie (mm ⁴)						
Granik et Stein (1973)	15 (10 normaux-5 malades)		côtes 6 et 7		152	101			(manuelle)	0.25-2.29	7.4	16.5				≤ 227	≤ 4			11514 ± 2137 (sujets malades: 9101-565)	106 ± 3 (sujets malades: 50-6)
Got et coll. (1975)	34	60 (24-94)	côtes 5 et 6	stat.: 32; dyn.: 32	80	60	∅ 15	∅ 15	stat.: 1 mm/min; dyn.: ~3 m/s		5.19 ± 1.01	11.96 ± 2.19	68.15 ± 15.45	21.06 ± 6.56	98.46 ± 53.20	stat.: 192.2 ± 95.2; dyn.: 117.8 ± 58.5	stat.: 6.23 ± 2.84; dyn.: 4.62 ± 1.13	stat.: 154.8 ± 86.0		stat.: 7807 ± 4050	stat.: 109 ± 61
Stein et Granik (1976)	79	27-83	côtes 6 et 7		218	101	(arrondis)		0.508, 2.54 et 12.7 mm/min							40-500				101	
Kallieris et coll. (1979)	44 hommes et 20 femmes	40 (12-74)	côtes 6 et 7		128	80	∅ 20	∅ 20	2.5 mm/min	niv. 6: 1.04 (0.5-2.0); niv. 7: 1.05 (0.4-1.8)	7.1 (3.5-9.9); 7.1 (3.8-10.4)	12.8 (8.6-20.3); 13.3 (8.8-19.5)		28.8 (12.6-72.7); 30.2 (12.3-64.7)	172 (20-460); 175 (24-517)	232 ± 131; 235 ± 113	4.62 ± 1.85; 4.35 ± 1.62		5.79 ± 3.26; 5.88 ± 2.83		126 ± 54; 126 ± 43
Sacreste et coll. (1981)			côtes 5 et 6		80	60	∅ 15	∅ 15	1 mm/min											6140 ± 4260	86 ± 55
Cesari et Bouquet (1981)	6	71	côtes 5 et 6		36		∅ 20	∅ 12	1 mm/min		6.7 (9.8-3.6)	12.8 (15.7-9.1)	69.6 (92.5-36.1)	22.4 (32.5-11.1)	289 (461-131)	210 ± 134	3.30 ± 0.82				
Yoganandan et Pintar (1998)	30	64 (29-81)	côtes 7 et 8		120	100			2.5 mm/min				niv. 7: 88 ± 5; niv. 8: 71 ± 4	41 ± 2; 33 ± 1	1400 ± 200; 1000 ± 100	153 ± 9; 137 ± 9	3.0 ± 0.1; 3.2 ± 0.1			2318 ± 365; 1886 ± 287	
Kallieris (2000)	11	20-70	côtes 6 et 7			100	∅ 20	∅ 20	stat.: 2.5 mm/min; dyn.: 2 et 4 m/s		6.08-7.75	13.8-14.8	68-82	14-22	72-153	2 m/s: 569 ± 92; 4 m/s: 460 ± 110	stat.: 3.7 ± 1.2		stat.: 4.7 ± 2.8; 2 m/s: 14.23 ± 3.82; 4 m/s: 11.52 ± 3.79	10113 ± 4529; 12872 ± 3421; 9561 ± 2431	110 ± 59; 287 ± 72; 206 ± 77
Kimpara et coll. (2003)	70 hommes et 26 femmes		côtes 6 et 7		96	76.2	∅ 12.7	∅ 12.7	0.169 mm/s					F: 26.3 ± 6.2; H: 32.6 ± 6.8		F: 149 ± 79; H: 216 ± 107	F: 44.3 ± 27.3; H: 78.2 ± 58.7		F: 7570 ± 5440; H: 7210 ± 5940		
Sitzel et coll. (2003) et Cormier et coll. (2005)	2 hommes et 2 femmes	61-71	éprouvettes prélevées des côtes 2 à 12		80	29			356 mm/s									ant.: 2.0; lat.: 2.9; post.: 3.9	ant.: 7510; lat.: 11900; post.: 10700	ant.: 116.7; lat.: 153.5; post.: 127.7	

3 Les essais menés sur les côtes

3.1 La flexion trois points

C'est l'essai le plus présent dans la littérature pour caractériser l'os costal (Figure 7). Il a été utilisé, dans un premier temps, à des fins médicales (**Granik et Stein**, 1973 ; **Stein et Granik**, 1976), mais surtout, pour comparer les résistances des SHPM (Sujets Humains Post-Mortem) ayant subi des essais de choc dans des conditions similaires (**Got et coll.**, 1975 ; **Cesari et Bouquet**, 1981).

Le Tableau 12 est une synthèse des articles sur la flexion trois points.

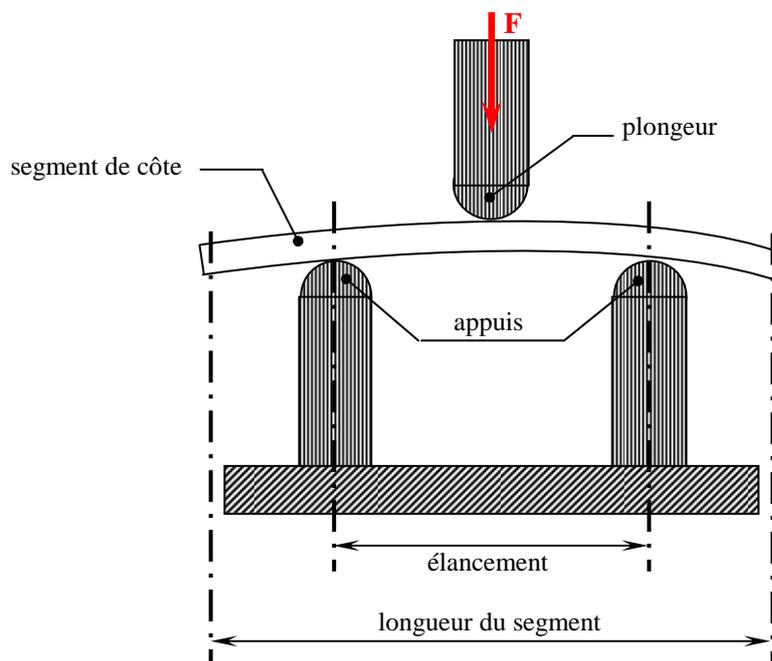


Figure 7. Schéma du montage de flexion trois points.

3.1.1 Les côtes testées

Les côtes testées vont du niveau 4 au niveau 8 (Tableau 12). 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. Cette portion présente la courbure la plus faible.

Ces études décrivent des essais menés sur une structure hétérogène : de l'os compact entourant de l'os spongieux. **Stitzel et coll.** (2003) (**Cormier et coll.**, 2005) ont menés, quant à eux, des essais de flexion trois points en dynamique sur des éprouvettes d'os compact (Figure 8). Le but est de déterminer les propriétés mécaniques de l'os compact costal et d'analyser les variations de ses propriétés selon la région thoracique.

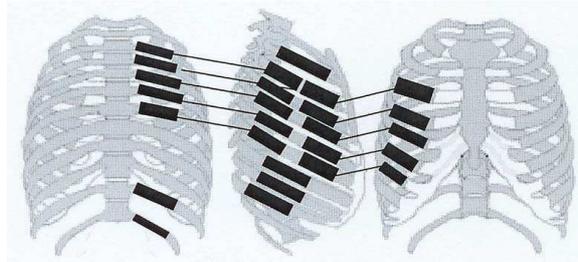


Figure 8. Localisation des éprouvettes d'os cortical pour des essais de flexion trois points en dynamique (Stitzel et coll., 2003; Cormier et coll., 2005).

Les côtes testées proviennent de cadavres frais (pas d'embaumement). Après prélèvement, elles sont dépériostées et conservées soit à 4°C et testées rapidement (**Granik et Stein**, 1973), soit congelées à -20°C et décongelées quelques heures avant les essais (**Kallieris**, 2000 ; **Stitzel et coll.**, 2003).

3.1.2 Conditions limites et chargement

On remarque que les élancements utilisés sont 60, 80 et 100 mm. **Granik et Stein** (1973) précisent qu'un élancement d'environ 100 mm est optimal, mais ils constatent qu'un élancement plus grand introduit des problèmes de courbure, alors qu'un élancement plus petit engendre une rupture par cisaillement du plateau supérieur de corticale. Il est important de rappeler qu'en RDM classique (Résistance des Matériaux), 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'élancement. Aucune étude ne discute de ce point.

Dans la plupart des essais, la convexité de la côte est orientée vers le plongeur, sauf pour **Kimpara et coll.** (2003), qui reprend une étude de **Koh** (2000) où la concavité est orientée vers le plongeur. Les côtes sont simplement posées sur les appuis, sauf dans les essais dynamiques de **Kallieris** (2000) qui sont réalisés à l'horizontale, où les côtes sont fixées avec des élastiques.

Les côtes sont sollicitées en quasi-statique, avec des vitesses de déplacement du plongeur de 0.017, 0.042 et 0.169 mm.s⁻¹, et en dynamique, avec des vitesses de sollicitation variant entre 0.36 et 4 m.s⁻¹.

3.1.3 Mesures des sections et des inerties

Pour mieux comprendre le comportement mécanique de la côte, il est nécessaire de connaître la géométrie des segments testés. Pour obtenir la section d'os cortical, et calculer l'inertie, la technique utilisée est invasive. Elle consiste à découper une section près de la zone de fracture.

Granik et Stein (1973) ont photographié les sections sous un éclairage ultraviolet afin de contraster les contours de l'os cortical par rapport à l'os spongieux. Ils ont ensuite calculé

l'inertie de la partie corticale (Figure 9). En ajoutant la section des travées de l'os spongieux, l'inertie augmente de 0.25%, ils considèrent alors que l'inertie de la section est l'inertie de la corticale.

Got et coll. (1975), à partir des techniques histologiques, préparent une section de côte. Ils mesurent les côtes (largeur, épaisseur) et les surfaces par pesée d'un calque.

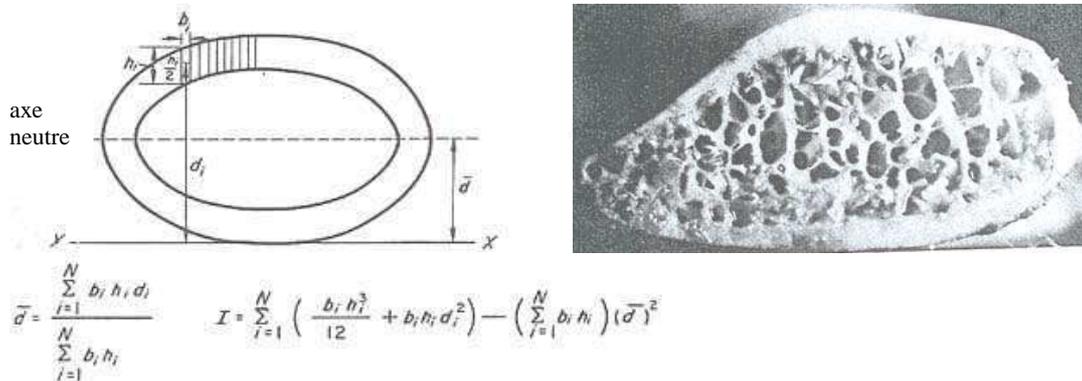


Figure 9. Méthode pour obtenir l'inertie de la section, à partir d'une photographie sous UV (Granik et Stein, 1973).

Yoganandan et Pintar (1998) digitalisent des photographies de sections prises de chaque côté de la zone de fracture (logiciel CAD-KEY). Le centroïde, les aires et les moments d'inertie sont évalués. On constate que les valeurs obtenues pour les moments d'inertie sont aberrantes. Elles sont entre 5 et 10 fois supérieures aux autres études (Tableau 12).

Kallieris (2000) calcule les propriétés de section de côte à partir d'un logiciel : OPTIMAS. Les fragments testés sont découpés en 14 morceaux de 10 mm de long. Une légère croissance des surfaces totale, de corticale et de spongieux est observée de la partie postérieure vers la partie antérieure.

Pour l'étude de **Stitzel et coll.** (2003), étant donné que les essais sont effectués sur des éprouvettes parallélépipédiques de corticale dont les dimensions sont maîtrisées, l'inertie est alors connue.

3.1.4 Les résultats

Pour chaque essai, une courbe effort-déplacement est tracée. Elle comprend une partie linéaire, puis la courbe atteint un maximum et redescend (Figure 10).

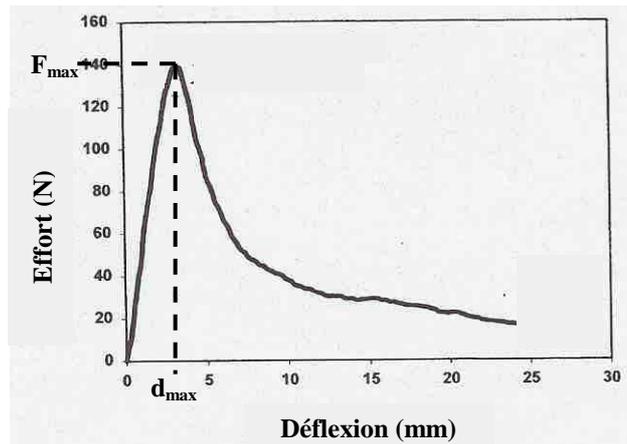


Figure 10. Courbe effort-déflexion d'après Yoganandan et Pintar (1998).

Sur la partie linéaire, la raideur (K) est calculée en effectuant une régression linéaire ; l'effort max (F_{\max}) et le déplacement (d_{\max}) correspondant sont notés. A partir des ces données, les propriétés mécaniques sont calculées :

- le module d'élasticité (E) selon l'Équation 2 ;

Équation 2. Calcul du module d'élasticité.

$$E = K \cdot \frac{L^3}{48I}$$

avec : K , la raideur ; L , l'élancement ; I , l'inertie

et pour rendre compte de la variation de I le long du segment (Figure 11), **Granik et Stein** (1973) calculent aussi le module d'élasticité selon l'Équation 3,

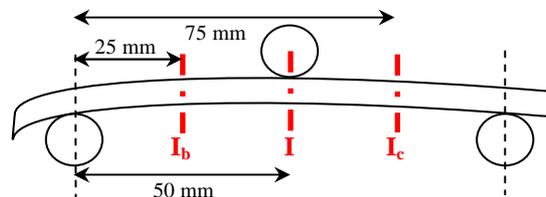


Figure 11. Localisation des inerties selon Granik et Stein (1973).

Équation 3. Calcul de E avec I variant.

$$E = K \cdot \frac{L^3}{768} \cdot \left(\frac{10}{I} + \frac{3}{I_b} + \frac{3}{I_c} \right)$$

avec seulement 2% de variation, ils privilégient la première méthode ;

- la contrainte max (σ_{\max}) selon l'Équation 4 ;

Équation 4. Calcul de la contrainte max.

$$\sigma_{\max} = \frac{F_{\max}}{4I} \cdot L \cdot c$$

avec c , la position de l'axe neutre (ou l'épaisseur de la demi-section)

En regardant les résultats dans le Tableau 12, on constate une grande disparité entre les études. En effet, le module E varie entre environ 2 et 13 GPa, la contrainte σ , entre 90 et 300 MPa.

3.2 La compression et la traction

Des études (**Kallieris**, 2000 ; **Rumelhart et coll.**, 1987) ont été menées sur la compression de tronçons de côte. **Rumelhart et coll.** (1987) ont prélevé 4 grills thoraciques sur des cadavres frais, qui ont été conservés au congélateur à -20°C . Les côtes 3, 5 et 7 (droites) des corps 3 et 4, les côtes 6 (gauche et droite) du corps 2 et les côtes 8 (gauche et droite) du corps 3 ont été testées. Trois à six échantillons de 25 mm ont été découpés dans chaque côte. La surface moyenne de corticale de chaque échantillon est calculée à partir de sections découpées de part et d'autre, par intégration numérique. Deux rosettes à 90° sont collées et les essais sont en statique (vitesse de déformation : $0.625 \cdot 10^{-3} \text{ s}^{-1}$, soit : $15.6 \cdot 10^{-3} \text{ mm.s}^{-1}$). **Kallieris** (2000) a réalisé des essais sur des tronçons dont la longueur varie de 10 à 30 mm. Mais, pour les échantillons à 10 mm, il considère que les résultats sont aberrants, et s'intéresse donc qu'aux résultats pour 30 mm. Les essais sont en dynamique avec une vitesse de 4 m/s ; les éprouvettes sont fixées horizontalement avec de la plasticine. Les surfaces des sections de corticale ont été mesurées de part et d'autre avec le logiciel OPTIMAS.

L'étude de **Kemper et coll.** (2005) a pour but de développer les connaissances des propriétés mécaniques de l'os cortical costal en dynamique, en réalisant des essais de traction sur 117 éprouvettes d'os prélevées sur 6 cadavres (3 hommes et 3 femmes âgés de 18 à 67 ans). Les échantillons sont découpés avec une scie diamant dans les régions antérieure, latérale et postérieure (des côtes 1 à 12) (Figure 12). La vitesse de déformation appliquée est constante : 0.5 s^{-1} (Figure 13).

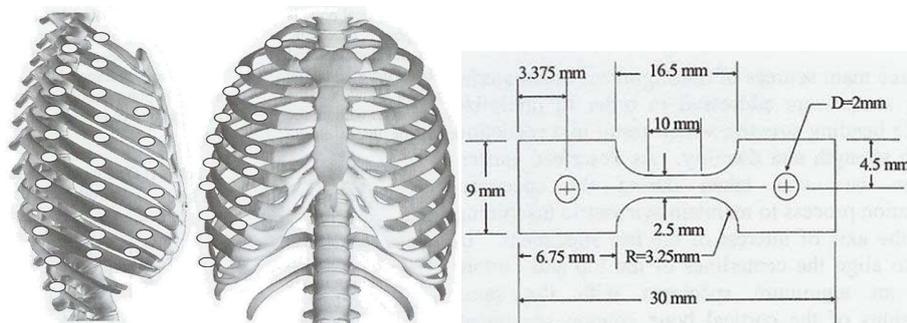


Figure 12. Localisation des éprouvettes et dimensions, d'après **Kemper et coll.** (2005).

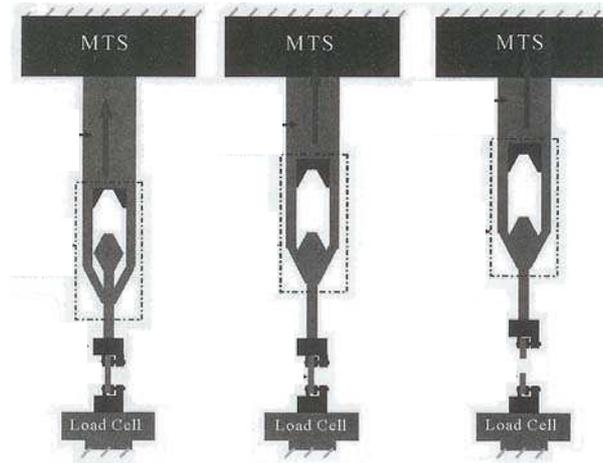


Figure 13. Illustration du montage de traction, d'après Kemper et coll. (2005).

Le Tableau 13 récapitule les résultats obtenus en terme de module d'élasticité, de contrainte à la rupture et de coefficient de Poisson le long des côtes, pour l'étude de **Rumelhart et coll.** (1987). On remarque que les modules d'élasticité obtenus sont élevés.

Kemper et coll. (2005) obtiennent en moyenne, pour l'ensemble de leurs échantillons, un module d'élasticité de 13.9 GPa, une limite élastique de 93.9 MPa et 0.88% et une contrainte et une déformation à la rupture, respectivement, de 124.2 MPa et 2.7%. Il n'y a pas de variation des propriétés de matériau le long de la côte, ni même selon le niveau costal. Les auteurs constatent que l'os cortical costal devient plus fragile avec l'âge : augmentation significative du module d'élasticité ($p < 0.01$) et diminution significative de la déformation max ($p < 0.01$).

Tableau 13. Données des essais de compression de Rumelhart et coll. (1987).

	E		$(\sigma_u)_c$		ν	
	C3	C4	C3	C4	C3	C4
3 ^e côte	-	-	122,5	-	-	-
Droite	35 850	28 700	60,3	29,4	0,48	0,46
5 ^e côte	29 320	23 450	71,5	57,5	0,47	0,37
Droite	42 930	-	143,7	-	0,60	-
7 ^e côte	45 300	-	50	27,2	1	-
Droite	30 290	37 800	109,2	111,6	0,44	0,55
	37 990	42 480	118	96,6	0,74	0,50

	E		$(\sigma_u)_c$		ν	
	G	D	G	D	G	D
CORPS 2	9 320	20 690	171,2	140	0,493	0,425
6 ^e côte	-	18 620	-	159	-	0,531
	15 410	13 530	167,2	183,5	0,387	0,317
	-	18 300	-	128	-	0,467
	21 050	22 170	197,2	144,5	0,351	0,427
CORPS 3	-	42 370	-	76,5	-	1,18
8 ^e côte	38 870	36 600	80,1	90,7	0,799	0,77
	26 060	28 110	122,3	103	0,571	-
	38 830	27 660	140	123,5	0,582	0,446
	24 650	-	120,3	114,6	0,447	-
	24 600	-	87,7	82,3	0,526	-

TABLE 1	C3 : Corps 3 = homme 72 ans		
	C4 : Corps 4 = homme 53 ans		
	E, $(\sigma_u)_c$ = MPa		
	Situation des échantillons		
	CCJ. → milieu → angle		

TABLE 2	Corps 2 = homme 72 ans		
	Corps 3 = homme 53 ans		
	E, $(\sigma_u)_c$ = MPa		

3.3 Le cisaillement

On trouve des essais de cisaillement seulement chez **Got et coll.** (1975) et **Sacreste et coll.** (1981). Des fragments de 40 mm sont positionnés sur 2 supports distants de 12 mm et un couteau parallélépipédique dont les plans de coupe sont distants de 10 mm (Figure 14). La vitesse est de 1 mm.mn^{-1} . L'effort de cisaillement moyen est de 816 N (max : 2840 N) et l'énergie moyenne de cisaillement est de 2.56 J (max : 7.44 J).

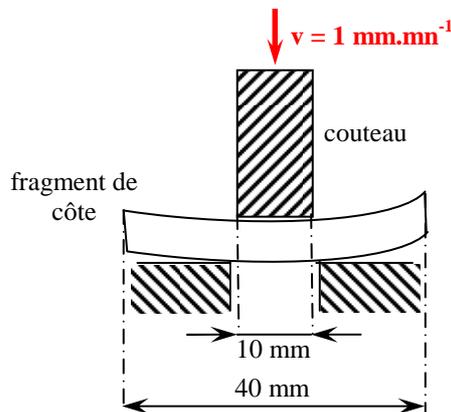


Figure 14. Banc d'essai du test de cisaillement.

3.4 La sollicitation multidirectionnelle

Schultz et coll. (1974) ont sollicité des côtes entières en statique et mesuré par photographie les déformations obtenues (Figure 15). Trente côtes (niveaux costaux : 2, 4, 6, 8, 9 et 10) ont été prélevées sur les hémithorax droits de 5 cadavres de sexe masculin âgés de 29 à 43 ans. La côte prélevée va de la tête costale à l'articulation costo-sternale (cartilage). La tête de la côte est encastrée et la charge est appliquée par adjonction de poids de 2.45 N, à l'extrémité antérieure de la côte. La côte est sollicitée dans 3 directions définies par rapport à son plan horizontal. Les déplacements apparaissent dans les 2 directions perpendiculaires à la direction de chargement.

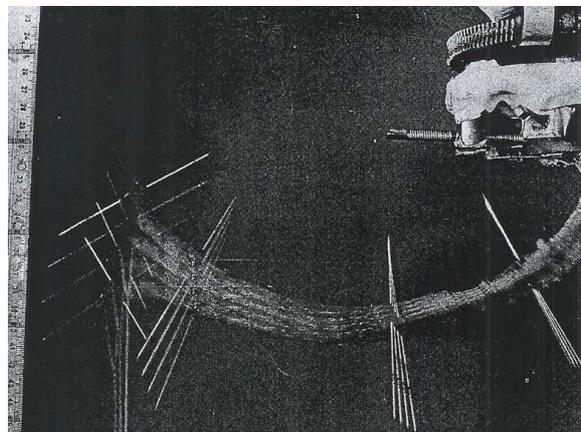


Figure 15. Illustration du chargement d'une côte de niveau 10, avec mesure du déplacement par superposition de photos, d'après Schultz et coll. (1974).

Avec un chargement de 7.5 N, les déplacements sont de l'ordre de 30 mm pour les côtes 2, 4 et 6, et de 60 mm pour les autres niveaux (Figure 16). Des déplacements aussi importants s'expliquent par la présence de cartilage costo-chondral, plus souple et déformable que l'os.

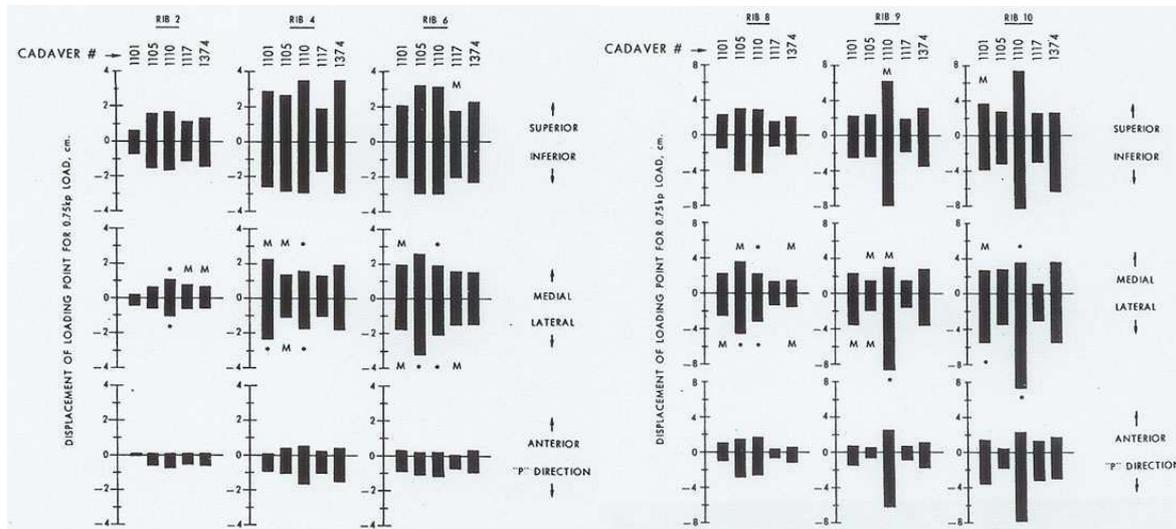


Figure 16. Déplacements dans les directions de chargement pour les côtes 2, 4, 6, 8, 9 et 10, d'après Schultz et coll. (1974).

3.5 La compression de l'anneau costal

Un anneau costal consiste en 2 côtes reliées avec leur cartilage au sternum, en antérieur, et articulées avec leurs vertèbres adjacentes, en postérieur.

Verriest et Chapon (1985) présentent des essais de compression en statique d'anneaux costaux d'un homme de 53 ans. **Rumelhart et coll.** (1988) ont également mené des essais sur des anneaux (2 sujets) avec une vitesse de chargement de $5\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$. Des jauges collées sur une côte ont permis d'accéder aux déformations locales.

Verriest et Chapon (1985) montrent que la résistance d'une côte isolée varie de 35 à 95 N, selon le niveau costal, pour des déflexions de l'ordre de 12 à 43 mm. **Rumelhart et coll.** (1988) obtiennent les résultats présentés dans le Tableau 14. Les déformations mesurées avec les jauges collées 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 $6100\ \mu\text{déf.}$ (en traction sur la corticale externe). La déformation de la corticale interne (travaillant en compression) est sensiblement identique (légèrement inférieure). Le moment de flexion moyen pour l'ensemble des essais est de l'ordre de 3 N.m.

Tableau 14. Données pour des anneaux costaux d'après Rumelhart *et coll.* (1988).

Niveau	F_{\max} (N)	d_{\max} (mm)	K (N.mm ⁻¹)	Localisation de la rupture
Arc 2 (sujet 1)	65	20	3.25	Jonction costo-chondrale (gauche)
Arc 4 (sujet 1)	35	45	0.91	Milieu (droite)
Arc 6 (sujet 1)	56	43	1.40	Jonction costo-chondrale (gauche)
Arc 2 (sujet 2)	56	76	1.78	Milieu (droite et gauche)

Le Tableau 15 récapitule l'ensemble des essais autres que la flexion trois points.

Tableau 15. Synthèse des essais sur les côtes.

Sujets			Côtes testées			Conditions des essais		Résultats						
Référence	n	âge (ans)	niveau costal	n	longueur (mm)	type d'essai	vitesse	F_{\max} (N)	d_{\max} (mm)	K (N/mm)	E (MPa)	σ_{\max} (MPa)	ϵ (%)	
Schultz <i>et coll.</i> (1974)	5 hommes	29-43	côtes 2, 4, 6, 8, 9 et 10	30 (côté droit)	côte entière + cartilage	sollicitation multi-directionnelle	statique (ajout de masses)	7.35	côtes sup.: 30; côtes inf.: 60 (dans la direction de chargement)					
Got <i>et coll.</i> (1975)	34	60 (24-94)	côtes 5 et 6	32	40	cisaillement	1mm/min	407 ± 256						
Verriest et Chapon (1985)	1 homme	53			2 côtes + cartilages + sternum + vertèbres	compression d'anneau costal		35-95	12-43					
Rumelhart <i>et coll.</i> (1987)	4		côtes 3, 5 et 7 droites et côtes 6 et 8 droites et gauches	3 échantillons / côte	25	compression axiale	$0.625 \cdot 10^{-3} \text{ s}^{-1}$			9320-50600	27-197			
Rumelhart <i>et coll.</i> (1988)	2 hommes	50-53	anneaux 2, 4 et 6 (H 53 ans) et anneau 6 (H 50 ans)	4	2 côtes + cartilages + sternum + vertèbres	compression d'anneau costal		35-65	20-76	0.91-3.25				
Kallieris (2000)			côtes 5 et 6		30	compression axiale	4 m/s			2700	105.3			
Kemper <i>et coll.</i> (2005)	3 hommes et 3 femmes	18-67	côtes 1 et 12	117	30 (10 mm utile)	traction axiale	0.5 s^{-1}			13900	limite élast.: 93.9; rupture: 124.2 limite élast.: 0.88; rupture: 2.70			

4 Influence des paramètres sur le comportement

4.1 Le niveau costal

Yoganandan et coll. (1998) n'ont pas en mis en évidence de différences significatives des propriétés mécaniques en flexion trois points entre les 7 et 8^{èmes} côtes, ni même entre les 2 héli-thorax. Par contre, au niveau des paramètres géométriques, des différences sont notées telles que les sections et les inerties des côtes 7, supérieures à celles des côtes 8.

Stitzel et coll. (2003) montrent que le module d'élasticité et la contrainte ultime, calculés pour les éprouvettes prélevées dans la partie latérale, sont significativement plus grands que ceux obtenus pour les éprouvettes antérieures et postérieures. De plus, la contrainte ultime, la raideur et la déformation ultime sont significativement différentes selon le niveau costal, augmentant avec le niveau costal.

Cormier et coll. (2005) observent des différences significatives entre les zones de prélèvement des éprouvettes (antérieure, latérale et postérieure) pour le moment max, la déformation à l'effort max et la déformation max. La déformation à l'effort max est significativement liée au niveau costal ($p = 0.01$).

Kemper et coll. (2005), lors de leurs essais en traction sur des éprouvettes antérieures, latérales et postérieures, ne constatent pas d'influence du niveau costal et de la localisation sur les propriétés de matériau.

4.2 Le sexe

Kimpara et coll. (2003) ont réalisé des essais cadavres qui montrent que la raideur du thorax est significativement plus grande chez les hommes. De plus, lors des essais de flexion trois points, il apparaît que la section de côte, l'effort max et la raideur en flexion sont significativement plus faibles pour les femmes que pour les hommes (respectivement, $p = 0.002$, $p = 0.01$ et $p = 0.02$). Mais, aucune différence n'est notée pour le module d'élasticité.

Sedlin (1964) a mis en évidence l'influence du sexe et de l'âge sur les caractéristiques des sections de côte.

4.3 L'âge

Des études (**Stein et Granik**, 1976 ; **Got et coll.**, 1975) observent des corrélations entre l'effort max, la contrainte max en flexion et l'âge : plus l'âge augmente, plus ces paramètres diminuent.

Kallieris et coll. (2000) notent une tendance à décroître avec l'âge du module d'Young, de la contrainte max et du moment de flexion max (en statique et en dynamique).

L'os cortical costal devient plus fragile avec l'âge (**Kemper et coll.**, 2005). Le module d'élasticité augmente avec l'âge ($p < 0.01$) et la déformation max diminue ($p < 0.01$).

De nombreuses études (**Zhou et coll.**, 1996 ; **Kent et Patrie**, 2005) montrent que les blessures thoraciques et les fractures sont plus fréquentes chez les personnes âgées et que le risque lésionnel ne dépend pas des conditions de chargement, mais est fortement dépendant de l'âge.

4.4 La vitesse de sollicitation

Stein et Granik (1976) montrent que la résistance à la rupture augmente de manière significative avec la vitesse de chargement. Le log 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 : $\sigma = 88.3 + 11.3 \cdot \log(V)$, avec V la vitesse de déplacement du plongeur (flexion trois points).

A partir des données de **Kallieris** (2000), on constate que la contrainte max a tendance à être dépendante de la vitesse (en plus de la dépendance avec l'âge). Le module d'Young, la contrainte max et le moment de flexion max sont plus élevés en dynamique qu'en statique.

4.5 Conclusion

Au vue des différentes études, on constate que les propriétés de matériau obtenues pour des essais structure (essais de flexion trois points sur côtes entières ou sur tronçon) ne semblent pas dépendantes du niveau costal. Par contre, si on regarde des essais de flexion trois points sur éprouvettes d'os cortical costal (essai matériau), on remarque une variation des ces propriétés selon le niveau costal et la localisation de l'échantillon. Mais, ces observations ne sont plus vraies lorsque l'on étudie les essais de traction type matériau : aucune influence du niveau costal et de la localisation des éprouvettes.

Le genre influence le comportement global du thorax. En effet, les thorax féminins sont plus souples que ceux masculins en choc frontal, ce qui ne se vérifie pas en choc latéral (**Kimpara et coll.**, 2003). Peu d'articles parlent de l'influence du sexe sur les propriétés mécaniques. Les différences sont constatées surtout au niveau de la géométrie.

L'âge influence les propriétés de matériau de l'os compact et ceci se répercute sur le comportement global du thorax lors d'un choc automobile. Les personnes âgées sont plus fragiles.

5 Densité minérale osseuse (DMO) et minéralisation

La densitométrie permet d'évaluer la qualité du tissu osseux en mesurant la densité minérale osseuse (DMO) à partir de radiographies. La DMO mesurée sur un sujet est comparée à la DMO attendue pour une population jeune (~ 30 ans). On obtient alors le « T-score ». S'il est supérieur à -1, la DMO du sujet est normale, s'il est compris entre -1 et -2.5, la masse osseuse est basse (ostéopénie) et s'il est inférieur à -2.5, le sujet est ostéoporotique. La DMO est aussi comparée à la DMO moyenne calculée pour une population de même âge et de même sexe que le sujet : c'est le « Z-score ». Le « T-score » et le « Z-score » permettent d'évaluer la qualité osseuse d'un sujet par rapport à des classes d'âge.

Cette technique est utilisée dans plusieurs études. **Stitzel *et coll.* (2003)** constatent le module d'élasticité (moyen calculé pour chaque sujet) augmente avec l'indice de DMO. Par contre, la contrainte ultime ne change pas de manière significative avec la DMO (Figure 17).

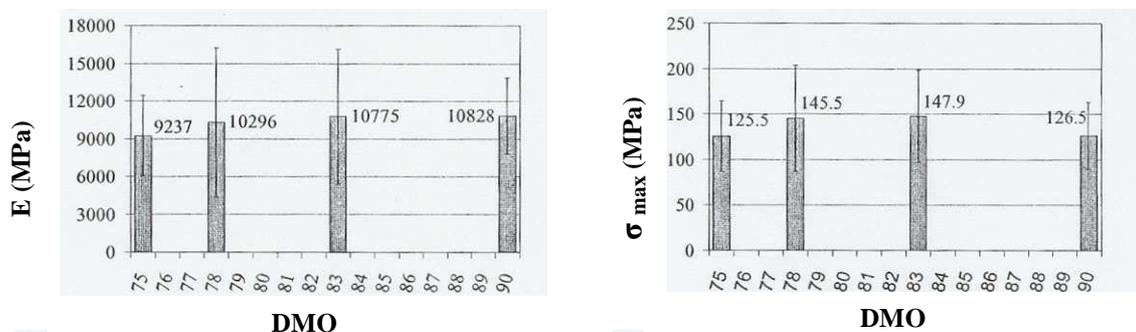


Figure 17. Module d'élasticité et contrainte ultime moyens pour chaque sujet en fonction de la densité minérale osseuse (« BMD »), d'après Stitzel *et coll.* (2003).

D'après **Kemper *et coll.* (2005)**, la densité minérale osseuse influence de manière significative les propriétés de matériau moyennes de l'os cortical costal (Figure 18). Le module d'élasticité diminue et la déformation ultime augmente de manière significative ($p < 0.01$) lorsque la DMO augmente. Il n'y a pas d'influence de la DMO au niveau de la contrainte ultime. On note qu'au niveau de la variation du module selon la DMO, cette étude est en contradiction avec la précédente.

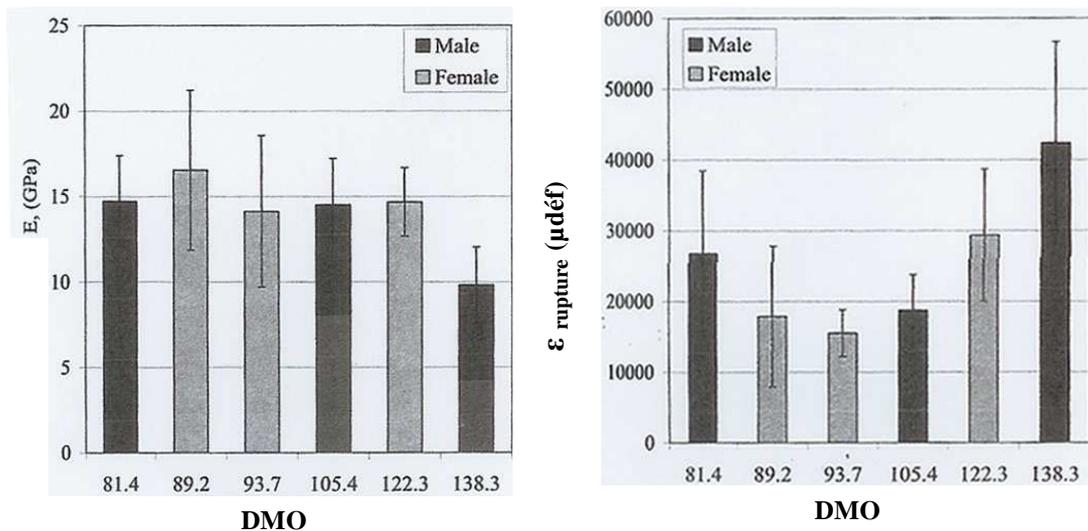


Figure 18. Module d'élasticité et déformation ultime moyennes pour chaque sujet en fonction de la densité minérale osseuse, d'après Kemper et coll. (2005).

La mesure de la DMO fournit seulement une indication sur la résistance osseuse globale du sujet et ne prend pas en compte les changements locaux de densité et de composition de l'os. En effet, si on s'intéresse aux densité apparentes de l'os humide et de l'os sec (Keller, 1994 ; Carter et Hayes, 1976 ; Martin et Ishida, 1989 ; McCalden *et coll.*, 1993 ; Schaffler et Burr, 1988) pour chaque éprouvette osseuse, on remarque que le module d'élasticité et la contrainte ultime augmentent de manière significative avec ces densités. Quelques auteurs relèvent des corrélations entre les changements de propriétés de matériau et les concentrations relatives en collagène et sels minéraux (pourcentage de minéralisation). Schaffler et Burr (1988) rapportent que le module augmente avec le pourcentage de minéralisation. Currey (1988) trouve que la teneur en calcium, qui est très proche du pourcentage de minéralisation, augmente non-linéairement avec le module. Kemper *et coll.* (2005) ne trouve aucune corrélation entre les propriétés de matériau et le pourcentage de minéralisation¹⁵ (qui varie peu), ce qui est cohérent avec de nombreuses études. La composition de l'os cortical reste la même, seule la porosité varie selon les individus.

Got *et coll.* (1975) calcinent des fragments de 4^{ème} côte 15 minutes à 700°C, afin d'établir la proportion de sels minéraux et la densité linéique en minéraux (C/L, avec C, la masse de cendres et L, la longueur du segment calciné). Ils observent que le C/L est corrélé à la raideur et l'effort max en flexion trois points. Le C/L rend compte de la surface d'os compact, donc de la géométrie.

¹⁵ Le pourcentage de minéralisation est calculé chez Kemper *et coll.* en calcinant au four à 600°C pendant 24h (masse de cendres) les éprouvettes osseuses préalablement séchées à 100°C pendant 24h (masse os sec) :

$$\% = \frac{M_{cendres}}{M_{sec}} \times 100.$$

6 Synthèse et conclusion

Lors d'un choc automobile, le thorax peut entrer en contact avec divers composants de l'intérieur de l'habitacle comme les systèmes de retenue, lorsque le passager est ceinturé ou/et le volant et le tableau de bord dans le cas contraire. Les blessures thoraciques sont provoquées par des chocs frontaux, latéraux et pour des directions intermédiaires. Elles sont les deuxièmes lésions les plus fréquentes en terme de sévérité, pouvant entraîner la mort.

Si on s'intéresse à l'anatomie du thorax, on remarque qu'il est constitué de la cage thoracique qui contient et protège des organes internes vitaux : cœur, poumons, artères.... La cavité abdominale est séparée par le diaphragme du thorax.

Au niveau lésionnel, les fractures de côtes sont les blessures les plus courantes, ce qui nous amène à nous intéresser à la biomécanique des côtes, afin de mieux comprendre les mécanismes lésionnels.

Une des étapes pour comprendre les mécanismes de rupture des côtes est de connaître la géométrie de celles-ci. On constate que dans la littérature, peu d'études ont été menées sur ce thème. À partir de coupes physiques le long de l'abscisse curviligne des côtes, **Roberts et Chen** (1971) ont étudié les variations d'inertie, de section et d'épaisseur de corticale, soulignant la torsion naturelle des côtes et les variations selon les niveaux. Cette étude est réalisée de manière invasive et sur la cage thoracique d'un cadavre de femme. Ces données géométriques seront reprises par d'autres études pour élaborer des modèles en éléments finis.

Pour connaître les propriétés mécaniques des côtes, des essais de type structure ont été menés en flexion trois points (**Granik et Stein**, 1973 ; **Yoganandan et coll.**, 1998 ; **Kallieris et coll.**, 2000 ; **Kimpara et coll.**, 2003) sur des segments costaux prélevés dans la partie latérale. Afin de calculer les propriétés de matériau (module d'élasticité d'homogénéisation, contrainte max), des coupes physiques ont été faites de part et d'autre de la zone de fracture et l'inertie a été calculée par approximation elliptique en ne considérant que l'os compact. La plupart des données sont établies en quasi-statique, seuls **Kallieris et coll.** ont testé des côtes en dynamique. Les niveaux utilisés vont du 5^{ième} au 8^{ième}, avec généralement pas plus de 2 niveaux par étude. Il est donc difficile de comparer les données et de tirer des conclusions sur l'influence du niveau costal, d'autant plus que toutes ces études n'utilisent pas le même élanement (60-100 mm).

Pour une approche plus fine des propriétés de matériau de l'os compact de côte, des essais de type matériau ont été mis en place. **Stitzel et coll.** (2003) et **Cormier et coll.** (2005) ont mené des essais de flexion trois points en dynamique sur des éprouvettes d'os compact prélevées dans différentes régions : antérieure, latérale et postérieure. **Kemper et coll.** (2005) ont réalisé

des essais de traction en dynamique sur des éprouvettes d'os et **Rumelhart et coll.** (1987), des essais de compression quasi-statique sur des tronçons de côtes. Il est intéressant de montrer que pour la flexion, des différences significatives au niveau des propriétés de matériau sont observées selon les régions de prélèvement le long de l'arc et le niveau, ce qui ne se retrouve pas pour la traction.

A partir de l'état de l'art, les principaux ordres de grandeur concernant les essais sur les côtes sont résumés dans le Tableau 16.

Tableau 16. Principales valeurs des propriétés mécaniques des côtes pour des essais de flexion trois points, de traction et de compression.

Essais	E (MPa)	σ_{\max} (MPa)	F_{\max} (N)	d_{\max} (mm)
Flexion trois points (structure)	en statique : ~ 9000 en dynamique : ~ 11000	en statique : ~ 110 en dynamique : ~ 250	150	5
Flexion trois points (matériau)	ant. : 7510 milieu : 11900 post. : 10700	ant. : 117 milieu : 153 post. : 128		
Traction	~ 14000	$\sigma_{\text{élastique}} \sim 94$ $\sigma_{\text{ult}} \sim 124$		
Compression	9320 - 45300	27 - 197		

On remarque que les données obtenues pour les essais de flexion trois points sont cohérentes entre eux ; l'étude en traction montre que les modules d'élasticité sont légèrement supérieurs aux précédents. Pour la compression, les données sont très dispersées et les valeurs peuvent être de 2 à 4 fois supérieures à celles des études précédentes.

Des essais structurels tels que la compression d'un anneau costal (**Verriest et Chapon**, 1985) et la mesure de déplacements lors du chargement de côtes entières (**Schultz et coll.**, 1974) permettent de connaître la réponse d'une côte à une sollicitation donnée et de servir ainsi à la validation de modèles en éléments finis (**Deng et coll.**, 1999). Il faut cependant noter que les essais de **Schultz et coll.** sont réalisés avec le cartilage costal ce qui majore les déplacements obtenus.

Les essais de flexion ont montré une dépendance avec l'âge (**Got et coll.**, 1975 ; **Stein et Granik**, 1976 ; **Kallieris et coll.**, 2000), avec une diminution des caractéristiques, ce qui est cohérent avec les données de **Forêt-Bruno et coll.** (2001) concernant la diminution du seuil de risque lésionnel thoracique par rapport à la tension de la ceinture.

La vitesse de sollicitation aurait une influence, la contrainte max augmente chez **Stein et Granik** (1976) et les données obtenues en dynamique sont plus élevées que celles en statique d'après **Kallieris et coll.** (2000).

Pour continuer la modélisation lésionnelle de la côte en choc, il apparaît que les essais de flexion menés en dynamique sont insuffisants et ne couvrent pas assez de niveaux costaux. De plus, la disparité entre les moyens d'essais rend difficile la comparaison des données. Des

essais de flexion trois points seront donc réalisés en dynamique pour augmenter la base de données sur ces essais et améliorer la compréhension du mécanisme lésionnel de la côte durant cet essai. Des essais de compression sur des tronçons d'os devraient nous permettre de compléter les données déjà présentes. Le protocole devra permettre d'observer les effets du niveau costal et de la vitesse.

Afin d'améliorer la biofidélité des modèles EF de côtes, des essais sur côtes entières, toujours en dynamique, seront envisagés. Ils permettront de connaître les seuils de rupture en effort et en déplacement d'une côte, et grâce à la simulation numérique, remonter aux propriétés de matériau et définir des seuils lésionnels.

Pour une meilleure compréhension des phénomènes mécaniques, une connaissance approfondie de la géométrie des côtes est nécessaire. Un travail sur la reconstruction costale à partir de coupes tomodensitométriques est souhaitable, permettant alors la création d'une base de données utilisable pour développer et personnaliser des modèles de cage thoracique.

DEUXIEME PARTIE : CONTRIBUTION A LA CARACTERISATION MECANIQUE DES COTES

Cette seconde partie du mémoire de thèse présente les travaux réalisés. Tout d'abord, les essais de type matériau sont présentés, tels que la compression uniaxiale, la calcination, puis, les essais de type structure, tels que la flexion trois points et la compression antéropostérieure de côtes entières. Pour chaque chapitre, les résultats sont donnés et discutés, une discussion avec une synthèse générale clôture cette deuxième partie.

ESSAIS « MATERIAU »

Comme il l'a été défini précédemment, il s'agit de définir les essais de type matériau réalisés, qui sont la compression et la calcination. Ces essais sont ensuite analysés et les résultats discutés. Ils permettent d'acquérir une meilleure connaissance et compréhension du comportement de l'os costal.

1 Matériels et méthodes

1.1 Pièces anatomiques

Les côtes de niveaux 6, 7, 8 et 9 (droites et gauches) qui présentent la plus faible courbure ont été prélevées sur 6 cadavres (Tableau 17) d'âge moyen 62 ans (max : 73 ans ; min : 54 ans), au service de don des corps des Saints Pères.

Pour s'assurer que seul le comportement de l'os est mesuré, les côtes sont déperiostées, puis conservées à -20°C^{16} avant les essais. La veille des essais, elles sont placées au réfrigérateur et mises à température ambiante le matin des essais, en les immergeant dans une solution saline.

Tableau 17. Age et sexe des donneurs.

Référence du corps	Sexe	Age (ans)
T 041	H	63
T 288	H	73
T 356	F	55
T 374	H	72
T 592	H	55
T 599	H	54

1.2 Imagerie et morphométrie

Afin de recueillir les informations sur la morphométrie des côtes de manière non invasive, celles-ci ont été CT-scannées. Le résultat d'un examen tomographique se traduit par une image plane (2D) appelée coupe (Figure 19), représentation fidèle d'une tranche fine (section) de l'objet examiné. En ANNEXE 1, le principe de la tomographie à rayons X (ou scanner) est présenté, ainsi que les caractéristiques de l'appareil utilisé pour réaliser les scanners de cette étude.

¹⁶ La congélation à -20°C est le moyen utilisé pour conserver les pièces anatomiques. Des études (**Hamer et coll.**, 1996) ont montré que les propriétés mécaniques de l'os compact n'étaient pas affectées de manière significative par la congélation.

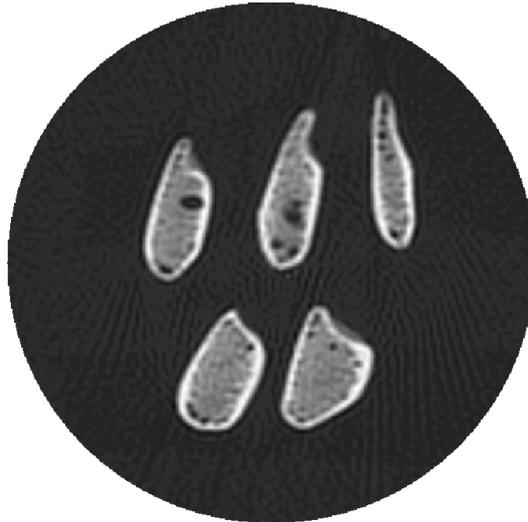


Figure 19. Exemple de coupe.

1.2.1 Montage des côtes

Ce protocole d'imagerie a été mis au point pour la thèse de **Stéphane Diet** (2005).

Les côtes scannées par thorax sont les 6, 7, 8, 9 et 10 droites et gauches. Les côtes d'un hémithorax sont positionnées dans le même montage. Il est constitué d'un plateau sur lequel sont fixés 2 blocs de mousse, dans lesquels les côtes sont insérées (Figure 20).



Figure 20. Montage des côtes et scanner.

Un scanner fin de la zone latérale (celle qui présente la courbure la moins prononcée) est effectué. Sur 120 mm, des coupes millimétriques jointives sont réalisées, soit 120 clichés avec un champ de diamètre 60 mm. La résolution du pixel pour cette configuration est 0.117 mm.

1.2.2 Traitement des images

Les informations des coupes tomодensitométriques sont sauvegardées au format Dicom (*Digital imaging and communication in medicine*). Elles sont ensuite exploitées avec un programme développé par **Fabien Berthet** (2002) et, successivement, amélioré par **Hicham Madani et Matthieu Leveder** (2005) et **Baptiste Sandoz** (2006).

Pour extraire les informations sur les sections (inertie, surfaces ...), il faut définir les contours interne et externe de l'os cortical. Une fois les contours réalisés, les caractéristiques géométriques (Figure 21) suivantes sont obtenues par triangulation :

- ✓ Les éléments dimensionnels : hauteur et largeur (h et e), aire d'os compact (S_{os}), aire de la section (S_{totale}), les coordonnées du centre de gravité (G) ;
- ✓ Les éléments inertiels : moments quadratiques principaux (I_X et I_Y).

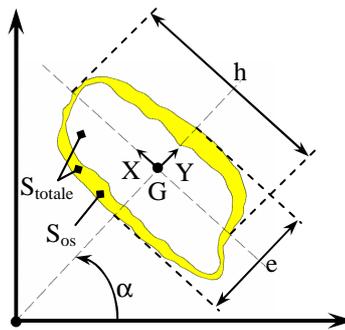


Figure 21. Données géométriques.

Les variations d'épaisseur d'os compact ($e_{corticale}$) et de densité HU sont aussi mesurées pour chaque section. A partir des données dimensionnelles, le rapport e/h (%), qui nous informe sur l'aplatissement de la section, et le pourcentage de surface corticale (PSC), obtenu en divisant S_{os} par S_{totale} , sont calculés.

Pour les côtes dont la partie latérale a été scannée, les contours osseux ont été déterminés manuellement. En se basant sur des images tomодensitométriques, cette opération nécessite une phase où l'utilisateur délimite la section à l'écran et une phase où le calculateur en détermine les éléments dimensionnels et d'inertie. Les méthodes numériques fournissant des résultats précis, les divergences entre les valeurs calculées et les valeurs théoriques proviennent alors des approximations des contours de la section, lorsque l'utilisateur les définit selon sa propre interprétation de l'image. Par conséquent, la cohérence des résultats dépend donc de la perception visuelle des éléments graphiques. Une étude de reproductibilité, afin d'évaluer une précision moyenne liée à la définition des contours a donc été réalisée. Grâce à cette étude, les précisions de mesure sont évaluées à :

- 17 % sur les moments quadratiques principaux,
- 14 % sur l'aire de la section,
- 3 % sur les coordonnées du centre de section,
- 2 % sur l'aire de la section complète,
- 1.5 % sur la hauteur et la largeur.

1.3 Compression axiale

L'objectif est de déterminer les propriétés de matériau de l'os cortical costal en compression. Un effort F est appliqué sur un segment d'os avec une vitesse de déplacement v constante. Le principe de cet essai est présenté par la Figure 22.

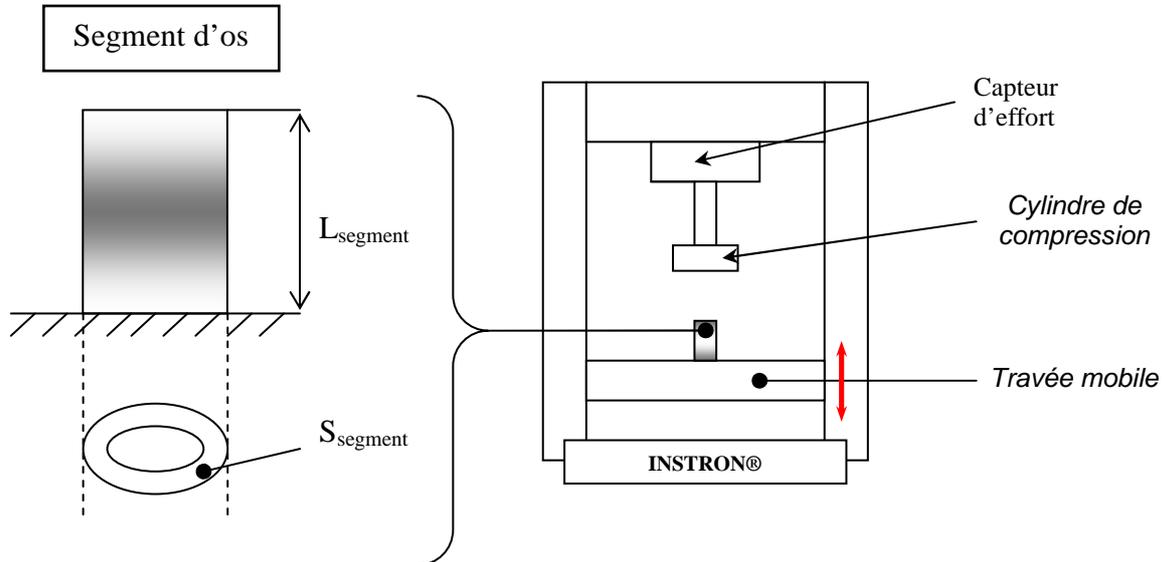


Figure 22. Principe de l'essai de compression d'un segment d'os costal.

1.3.1 Segments d'os

1.3.1.1 Préparation des segments

Pour éviter d'induire des fissures lors de la découpe et obtenir des segments avec les faces les plus parallèles possibles, une scie oscillante est utilisée. Le montage est constitué de 2 lames circulaires parallèles écartées de 25 mm.

Les tronçons découpés mesurent donc 25 mm, comme indiqué dans l'article de **Rumelhart et coll.** (1987). Avant les essais, un trou est réalisé à l'intérieur du spongieux-médullaire, afin de ne tester que l'enveloppe de corticale en compression.

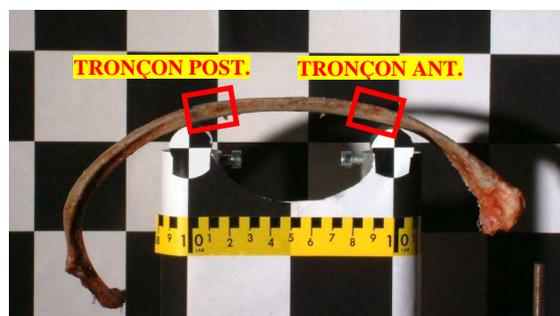


Photo 2. Position des tronçons testés en compression.

Deux segments sont découpés par côte, à chaque extrémité de la partie latérale CT-scannée : un en antérieur et l'autre en postérieur (Photo 2). Les tronçons découpés trempent pendant

environ 15 minutes dans une solution saline pour les réhydrater avant les essais. Au total, 34 côtes sont testées, soient 68 segments.

1.3.1.2 Géométrie des segments

Les tronçons sont ensuite mesurés à l'aide d'un pied à coulisse (précision : 0.02 mm) pour connaître L_{segment} exacte. A partir de l'analyse des coupes tomodensitométriques, différentes données sont obtenues telles que :

- la surface S_{segment} , correspondant à la surface moyenne d'os compact,
- l'épaisseur moyenne d'os cortical ($e_{\text{corticale}}$ moyen),
- la densité HU moyenne,
- le PSC moyen.

Chaque paramètre est calculé en faisant la moyenne le long du segment. Le volume d'os cortical moyen (V_{os} moyen) est aussi calculé. Il est obtenu par intégration des surfaces d'os compact sur la longueur du spécimen.

1.3.2 Banc d'essai et voies de mesure

Les segments sont testés avec une Instron® statique. L'éprouvette est positionnée sur la travée mobile. La compression est réalisée par un cylindre fixé au capteur de force de la machine (Figure 22). Le déplacement et l'effort sont mesurés à partir des capteurs machine, avec une amplification analogique à 10 kHz.

Au début de l'essai, le cylindre de compression n'est pas en contact avec l'échantillon afin de permettre à la travée mobile d'atteindre une vitesse de déplacement constante. Deux vitesses sont utilisées : 5 et 12.5 mm.s⁻¹ (cf. ANNEXE 2 pour la détermination de ces vitesses). Elles correspondent à des vitesses de déformation de : 0.20 et 0.50 s⁻¹. Le Tableau 18 récapitule les niveaux costaux testés par thorax, ainsi que les vitesses utilisées.

Tableau 18. Matrice d'essai pour la compression. Les vitesses indiquées sont en $\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$.

Thorax \ Niveau	C6		C7		C8		C9	
	D	G	D	G	D	G	D	G
T288	12.5		12.5	5	5		12.5	5
T356	12.5		5	12.5	5		5	12.5
T374	12.5		12.5	5	5		12.5	5
T041			5	12.5			5	12.5
T592			5				5	
T599			12.5	5			12.5	5

1.3.3 Analyse des courbes

A partir de la courbe effort-déplacement de chaque essai (Figure 23), l'effort max (F_{\max}), le déplacement (d_{\max}) correspondant et la raideur¹⁷ (K_{comp}), calculée par régression linéaire sur la partie la plus linéaire de la courbe, sont mesurés. Avec ces paramètres et les informations sur la géométrie données par les coupes tomodensitométriques, un module d'élasticité et une contrainte max en compression sont calculés (Équation 5).

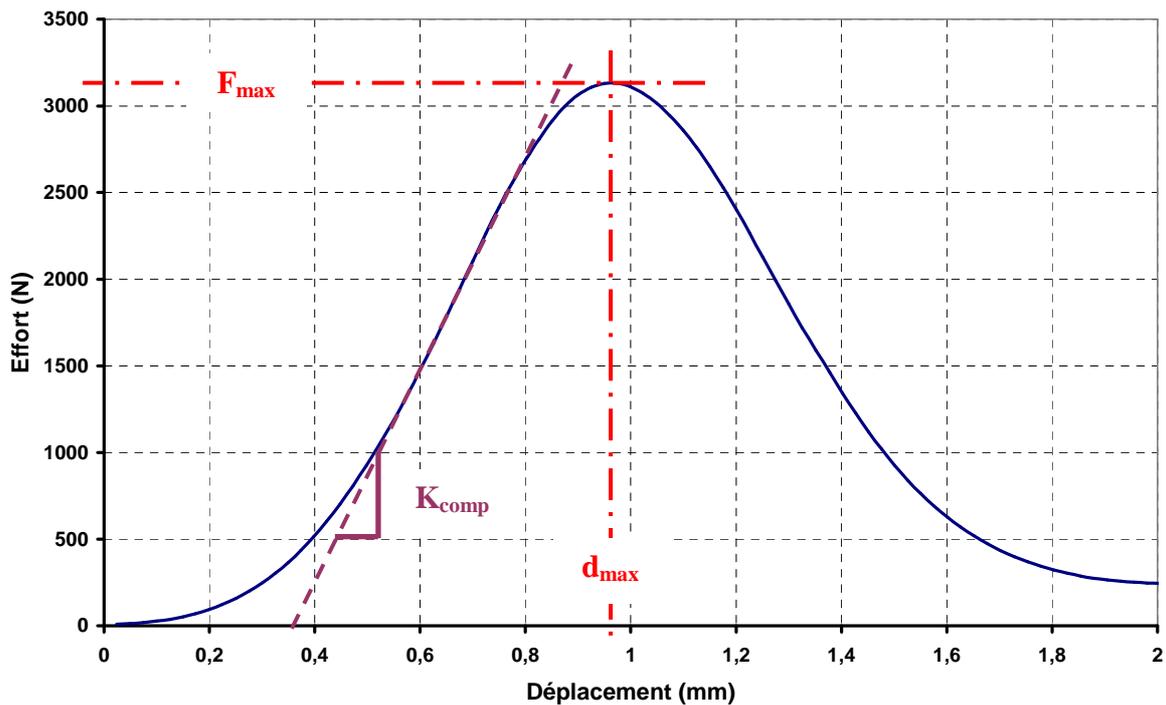


Figure 23. Courbe effort-déplacement obtenue pour un segment comprimé.

¹⁷ La partie linéaire servant à calculer la raideur est déterminée manuellement. Une étude de reproductibilité (intra-opérateur) a été menée sur 5 courbes, en renouvelant la mesure de la raideur 10 fois par courbe (soit 50 mesures). Il en ressort que la précision de mesure de la raideur est : $\pm 1.5\%$.

Équation 5. Module d'élasticité et contrainte max en compression.

$$E = K_{comp} \cdot \frac{L_{segment}}{S_{segment}}$$

$$\sigma_{max} = \frac{F_{max}}{S_{segment}}$$

1.4 Calcination

Pour caractériser l'os compact de la côte, en terme de « qualité » osseuse, des tests de minéralisation sont menés. Le protocole présenté est utilisé pour les côtes testées en flexion trois points et en compression. En effet, suite à ces essais, les parties latérales des côtes n'ont plus d'unité. Il est donc difficile de préserver tous les fragments osseux. Ainsi, a-t-il été décidé de conserver seulement l'enveloppe de corticale et de réaliser les minéralisations sur ce matériau. Le matériel pour les calcinations est mis à disposition par le Laboratoire d'Anapathologie du CEESAR.

1.4.1 Préparation des fragments

Chaque fragment (les tronçons de 25 mm et le milieu de la partie latérale) est très soigneusement nettoyé avec une rugine¹⁸ pour enlever les moindres résidus de périoste ou de tissus mous. Ils sont ensuite fendus dans le sens de la longueur à l'aide d'un scalpel (en suivant les fissures) ou avec un couteau et un marteau. A l'aide d'une brosse à dents, l'intérieur est frotté pour éliminer le plus possible des parties molles (médullaire). Le spongieux est poncé et gratté à l'aide de la scie oscillante et les finitions sont données avec une rugine. A la fin des différentes opérations, il ne reste que l'os compact (Figure 24). Pour éviter la dessiccation de l'os, celui-ci est constamment humidifié. Les fragments sont ensuite stockés dans des récipients contenant de l'eau.

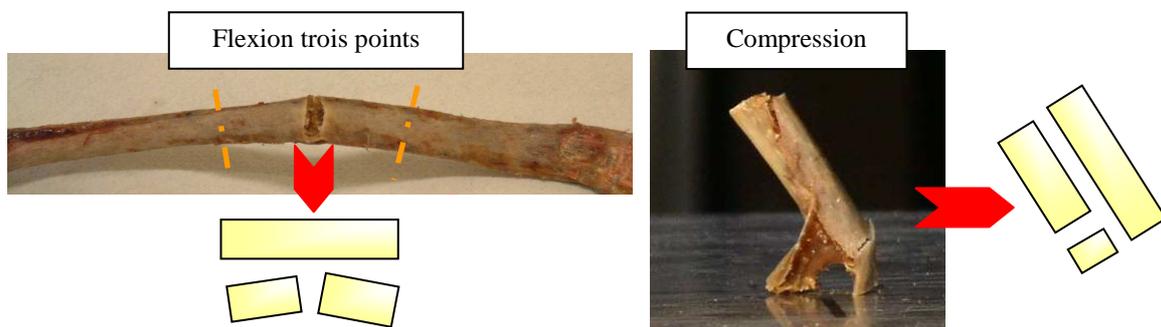


Figure 24. Illustration des fragments d'os compact récupérés après nettoyage.

Ce protocole n'a été appliqué qu'aux thorax T288, T356 et T374, pour les côtes 6 à 9 (droites et gauches) soient 24 côtes.

1.4.2 Minéralisation

Pour chaque côte et selon la localisation du segment (antérieur, postérieur et milieu), on va mesurer :

- *la masse d'os compact frais (M)* : selon la localisation, les fragments d'os sont sortis de leur récipient d'eau, séchés avec un papier absorbant (jusqu'à l'aspect mat de l'os) et pesés à l'aide d'une balance Sartorius BP 310 S (max : 310 g ; précision : 0.001 g) ;
- *le volume d'os compact (V)* : selon la localisation, les segments d'os sont collés sur un fil de coton avec de l'adhésif à prise rapide Loctite® Tak-Pak. A l'aide d'une aiguille, une quantité infime de colle est déposée sur le fragment osseux et le fils, puis de l'activateur est pulvérisé dessus. Le « chapelet » est ensuite pesé dans de l'eau, on obtient alors une masse résiduelle (M_r). Connaissant M, on lui soustrait M_r et on divise le résultat par la densité de l'eau ($\rho_{eau} = 1$), ce qui nous donne le volume d'os compact (Figure 25) ;

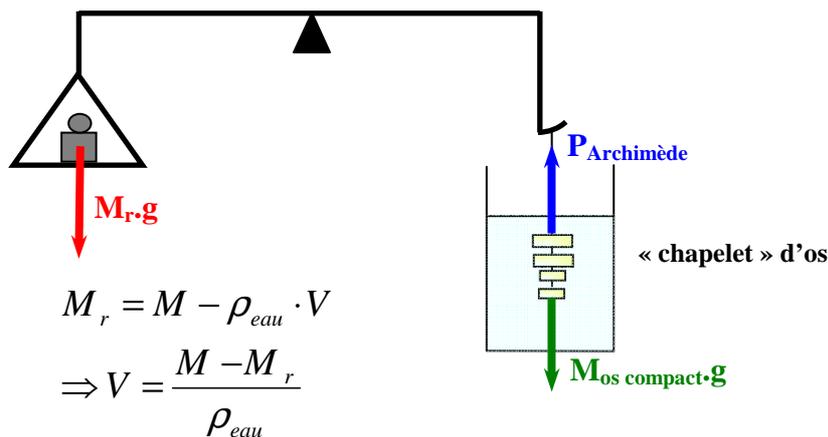


Figure 25. Principe du calcul du volume d'os compact en utilisant la poussée d'Archimède.

- *la masse de cendres (C)* : après évaluation du volume, à l'aide d'un scalpel, les points de colle sont retirés. Les fragments sont positionnés sur la plaque du four et ils sont enfournés à 600°C pendant 30 minutes. Le four (CMT, Construction de Matériaux Thermiques) a été préalablement mis à chauffer. Les cendres sont ensuite pesées avec la balance.

¹⁸ Une rugine est un instrument servant à racler un os.

1.4.3 Paramètres calculés

Les différents paramètres calculés à partir des données précédents sont :

- le pourcentage de sels minéraux : $\frac{C}{M} \times 100$;
- la masse volumique relative des sels minéraux : $\frac{C}{V}$;
- la masse volumique apparente : $\frac{M}{V}$;
- la masse d'eau et de matière organique : $M_{org} = M - C$;
- la masse volumique d'eau et de matière organique : $\frac{M_{org}}{V}$.

Les incertitudes relatives pour chaque paramètre sont calculées en ANNEXE 3.

1.5 Analyse des données

Pour les essais détaillés précédemment, des tests sont utilisés pour déterminer l'influence de facteurs comme la vitesse de sollicitation, le niveau costal et la localisation des spécimens. Ces tests sont non-paramétriques étant donné que la taille de nos échantillons est petite.

Le *test de Mann-Whitney* permet de comparer 2 échantillons indépendants et de dire s'ils sont significativement différents à la valeur seuil $p = 5\%$. Par exemple, on l'utilise pour déterminer l'influence de la vitesse.

Le *test de Kruskal-Wallis* permet de comparer 3 ou plusieurs échantillons indépendants et de dire s'ils sont significativement différents (valeur seuil à 5%). On utilise ce test pour déterminer l'influence du niveau costal.

Le *test de Wilcoxon* permet de comparer 2 groupes appariés et de dire s'ils sont significativement différents (valeur seuil à 5%). On l'utilise pour déterminer si la position des tronçons découpés pour la compression axiale a une influence.

Le *test de Friedman* permet de comparer 3 ou plusieurs groupes appariés et de dire s'ils sont significativement différents (valeur seuil de p à 5%). On l'utilise pour déterminer l'influence de la position sur la minéralisation.

Pour établir les corrélations entre les différents paramètres calculés, on utilise le *test de corrélation Z* qui nous donne le coefficient de corrélation R (variant de -1 à 1) entre 2 paramètres et qui nous dit si la corrélation est significative pour une valeur seuil à 5%.

Tous nos tests sont réalisés avec le logiciel StatView®.

2 Résultats et discussion

2.1 Compression

En compression, 23 côtes ont été retenues : 12 testées à 5 mm.s^{-1} et 11 à 12.5 mm.s^{-1} , soit 46 échantillons.

2.1.1 Caractérisation géométrique des segments

En comparant les données du Tableau 19 et du Tableau 20, on constate que les deux populations, testées à des vitesses différentes, sont homogènes. Il apparaît des différences significatives entre les segments postérieurs et antérieurs, soulignées par le test de Wilcoxon ($p < 0.01$). Les segments postérieurs ont, par rapport aux segments antérieurs :

- ✓ une section d'os compact 14% plus grande,
- ✓ une épaisseur d'os compact 20% plus grande,
- ✓ une densité HU 14% plus grande,
- ✓ un PSC 14% plus grand,
- ✓ un volume d'os compact 20% plus grand.

Tableau 19. Caractéristiques géométriques des segments postérieurs et antérieurs testés à 5 mm.s^{-1} .

	L_{segment} (mm)		S_{segment} (mm ²)		$e_{\text{corticale moy.}}$ (mm)		HU moyen		PSC moyen (%)		$V_{\text{os moy.}}$ (mm ³)	
	post.	ant.	post.	ant.	post.	ant.	post.	ant.	post.	ant.	post.	ant.
moyenne	25.50	25.49	25	21	0.76	0.63	1246	1071	34	30	627	514
max	25.70	25.90	30	28	0.91	0.74	1338	1196	43	39	748	698
min	25.38	25.40	22	12	0.65	0.55	1138	954	25	22	544	307

Tableau 20. Caractéristiques géométriques des segments postérieurs et antérieurs testés à 12.5 mm.s^{-1} .

	L_{segment} (mm)		S_{segment} (mm ²)		$e_{\text{corticale moy.}}$ (mm)		HU moyen		PSC moyen (%)		$V_{\text{os moy.}}$ (mm ³)	
	post.	ant.	post.	ant.	post.	ant.	post.	ant.	post.	ant.	post.	ant.
moyenne	25.53	25.47	24	21	0.75	0.63	1239	1114	33	29	600	499
max	25.66	25.90	27	27	0.84	0.72	1409	1240	45	34	692	666
min	25.40	25.30	16	11	0.63	0.51	1071	939	27	24	411	240

Ces informations montrent une évolution de la morphométrie de la côte de sa tête postérieure vers la jonction costo-chondrale. En effet, le long de la côte, la section diminue ainsi que la section d'os compact : la paroi de corticale s'amincit.

2.1.2 Paramètres mécaniques

La Figure 26 et la Figure 27 récapitulent les données mécaniques mesurées sur les courbes pour chaque essai. Pour l'ensemble des informations, quelque soit la vitesse, le niveau costal ou la position du segment, l'effort F_{max} varie entre 1 et 4 kN, le déplacement d_{max} , entre 0.5 et 0.8 mm et la raideur K_{comp} , entre 3 et 9 kN.mm⁻¹. Pour chaque vitesse, une tendance s'affiche : les segments postérieurs, par rapport à ceux antérieurs, fracturent à un F_{max} et un d_{max} plus

grands et sont plus raides. Le test de Wilcoxon montre que l'influence de la position du segment sur les données est significative ($p \leq 0.02$).

Paramètres mécaniques obtenus pour la compression à $v = 5 \text{ mm/s}$

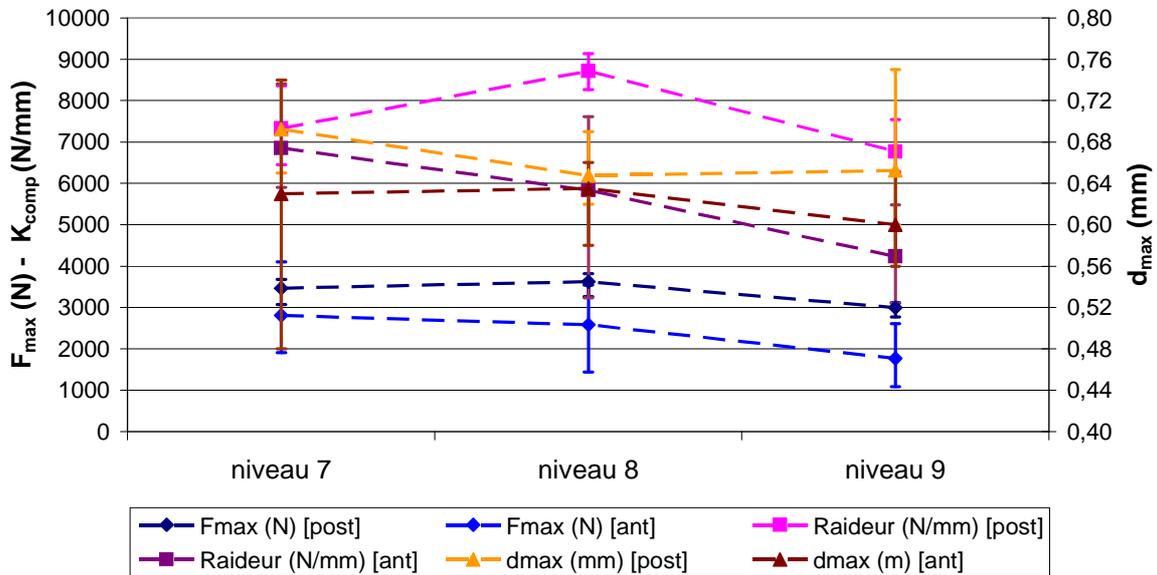


Figure 26. Paramètres mécaniques mesurés pour la compression à 5 mm.s^{-1} [les barres représentent les max et les min].

Paramètres mécaniques obtenus pour la compression à $v = 12.5 \text{ mm/s}$

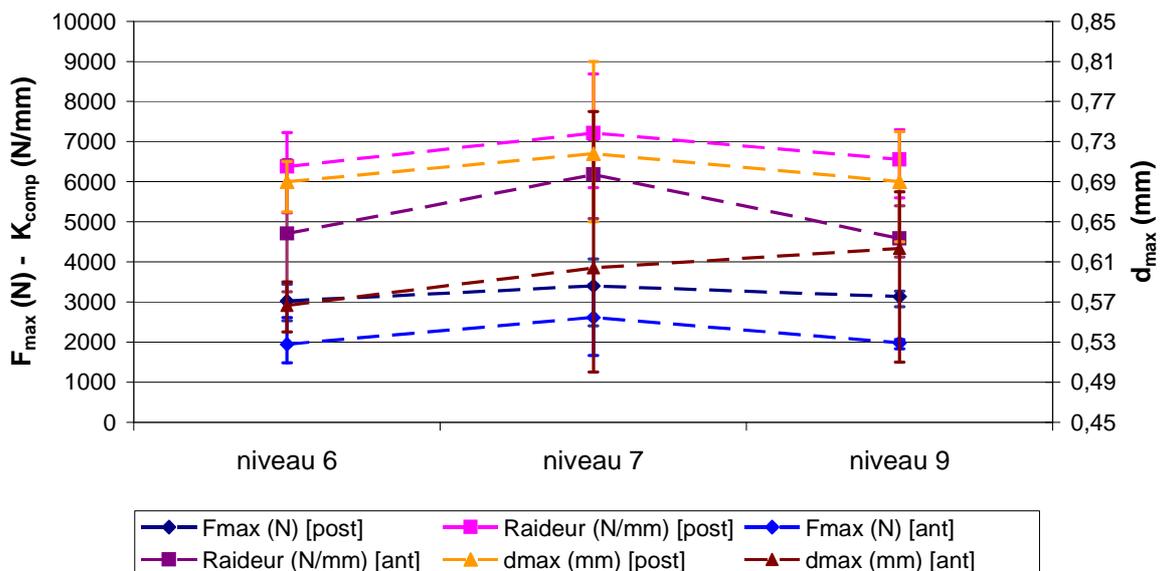


Figure 27. Paramètres mécaniques mesurés pour la compression à 12.5 mm.s^{-1} [les barres représentent les max et les min].

Le test de Mann-Whitney montre que les vitesses choisies pour ces essais n'ont pas d'influence significative sur les données obtenues ($p > 0.05$). A partir de là, les données sont

rassemblées en respectant toujours la position du segment et en regroupant les niveaux costaux (Tableau 21). Le test de Wilcoxon confirme l'influence ($p < 0.001$) de la position sur les données : F_{\max} , d_{\max} et K_{comp} des segments postérieurs sont plus grands que ceux des segments antérieurs. Le test de Kruskal-Wallis permet de montrer l'influence significative du niveau costal sur la raideur des segments ($p = 0.02$, pour les segments postérieurs et $p = 0.03$, pour ceux antérieurs). En effet, les niveaux 7 et 8 sont plus raides que les niveaux 6 et 9.

Tableau 21. Moyennes des paramètres par niveau et par localisation [n représente le nombre d'individus pour chaque niveau].

Niveau	F_{\max} (N)	d_{\max} (mm)	K_{comp} (N.mm ⁻¹)
Côte 6 (n=3)	post. 3023 (2528 – 3445)	0.69 (0.66 – 0.71)	6380 (5221 – 7228)
	ant. 1947 (1479 – 2607)	0.57 (0.54 – 0.59)	4707 (3255 – 6545)
Côte 7 (n=9)	post. 3429 (2406 – 4072)	0.71 (0.65 – 0.81)	7266 (5855 – 8691)
	ant. 2698 (1667 – 4097)	0.62 (0.48 – 0.76)	6481 (5076 – 8408)
Côte 8 (n=4)	post. 3625 (3263 – 3821)	0.65 (0.62 – 0.69)	8717 (8264 – 9138)
	ant. 2582 (1436 – 3545)	0.64 (0.58 – 0.66)	5835 (3234 – 7614)
Côte 9 (n=7)	post. 3055 (2772 – 3264)	0.67 (0.60 – 0.75)	6679 (5596 – 7545)
	ant. 1859 (1082 – 2613)	0.61 (0.51 – 0.68)	4381 (3100 – 5481)

Un test Z de corrélation permet de souligner les corrélations entre les caractéristiques géométriques des segments et l'effort et la raideur mesurés sur les courbes d'essais (Tableau 22). Il confirme que plus la surface d'os compact est grande, plus l'effort à la rupture et la raideur sont grands.

Tableau 22. Coefficient de corrélation et valeur p du test Z.

	S_{segment}	$e_{\text{corticale}}$	V_{os}
F_{\max}	post. : 0.605 [p = 0.002] ant. : 0.689 [p = 0.0002]	post. : 0.446 [p = 0.03] ant. : 0.707 [p < 0.0001]	post. : 0.566 [p = 0.004] ant. : 0.650 [p = 0.0005]
K_{comp}	post. : 0.485 [p = 0.02] ant. : 0.633 [p = 0.0008]	post. : 0.578 [p = 0.003] ant. : 0.583 [p = 0.003]	post. : 0.445 [p = 0.03] ant. : 0.614 [p = 0.001]

2.1.3 Propriétés de matériau

La Figure 28 et la Figure 29 récapitulent les propriétés de matériau calculées à partir des données géométriques et mécaniques de chaque essai. Pour l'ensemble des résultats, le module d'élasticité varie entre 4 et 12 GPa et la contrainte max entre 60 et 160 MPa. Pour $v = 5 \text{ mm.s}^{-1}$, on remarque que les propriétés sont plus grandes pour les niveaux 7 et 8, par rapport au niveau 9. Pour $v = 12.5 \text{ mm.s}^{-1}$, ce sont les propriétés du niveau 7 qui sont plus grandes que celles des niveaux 6 et 9.

Propriétés de matériau calculées pour la compression à $v = 5 \text{ mm/s}$

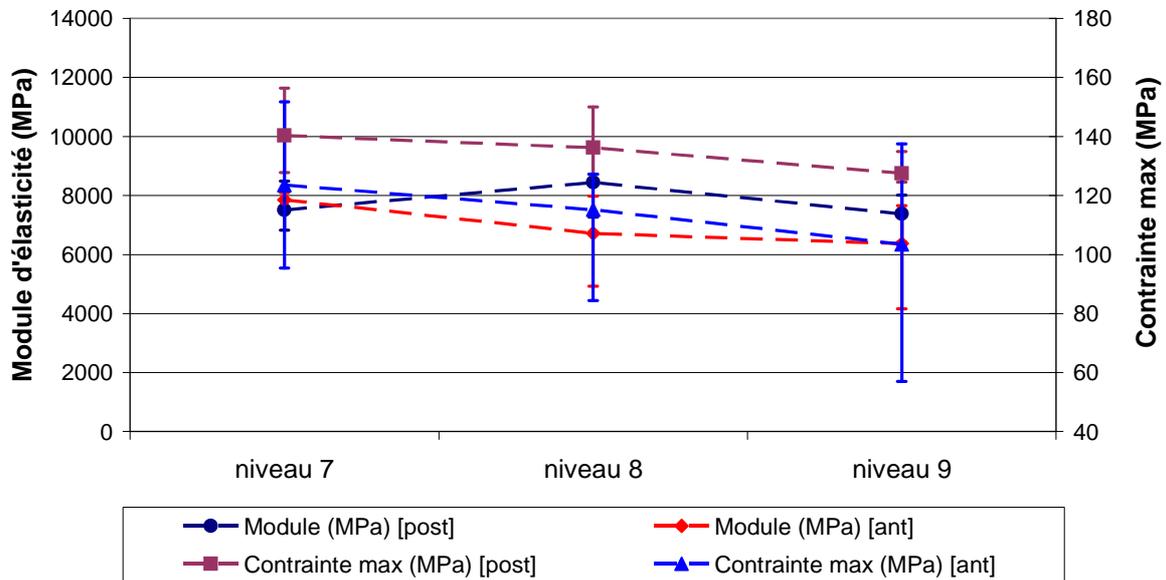


Figure 28. Propriétés de matériau calculées pour la compression à 5 mm/s [les barres représentent les max et les min].

Propriétés de matériau calculées pour la compression à $v = 12.5 \text{ mm/s}$

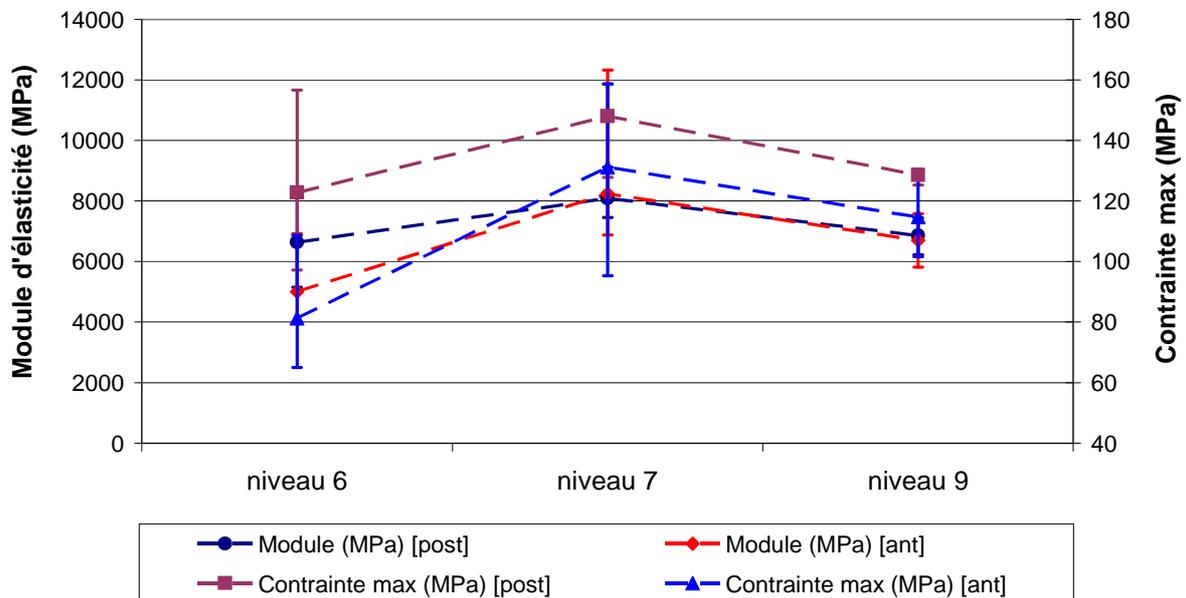


Figure 29. Propriétés de matériau calculées pour la compression à 5 mm/s [les barres représentent les max et les min].

Le Tableau 23 nous montre que le module d'élasticité et la contrainte max des segments postérieurs sont plus grands que ceux des segments antérieurs. L'influence de la position (test de Wilcoxon) est significative pour la contrainte max : $p = 0.01$, pour $5\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$, et $p = 0.05$, pour $12.5 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$. Mais, elle ne l'est pas pour le module d'élasticité ($p > 5\%$). On peut alors

calculer un module d'élasticité moyen (E_{moyen}) en faisant la moyenne entre les modules postérieur et antérieur pour chaque côte.

Tableau 23. Moyennes globales des propriétés de matériau selon la vitesse et la localisation du segment.

Localisation	Propriétés	$v = 5 \text{ mm.s}^{-1}$	$v = 12.5 \text{ mm.s}^{-1}$
post.	E (MPa)	7777 (6417 – 9709)	7358 (5153 – 9117)
	σ_{max} (MPa)	135 (125 – 156)	136 (97 – 158)
ant.	E (MPa)	6979 (4161 – 8101)	6937 (4015 – 12321)
	σ_{max} (MPa)	114 (57 – 152)	113 (65 – 159)

Le test de Mann-Whitney montre que les vitesses choisies pour ces essais n'ont pas d'influence significative sur les propriétés de matériau obtenues ($p = 0.46$, pour E_{moyen} et $p > 0.6$ pour σ_{max} des segments postérieurs et antérieurs). A partir de là, les données sont rassemblées en respectant toujours la position du segment pour la contrainte max et en regroupant les niveaux (Tableau 24). Le test de Wilcoxon sur les valeurs groupées confirme l'influence de la position du segment sur la contrainte max ($p = 0.001$). Le test de Kruskal-Wallis permet de montrer l'influence significative ($p = 0.009$) du niveau costal sur le module d'élasticité moyen.

Tableau 24. Propriétés de matériau moyennes selon la localisation des segments et du niveau [n représente le nombre d'individus pour chaque niveau].

Niveau	E_{moyen} (MPa)		σ_{max} (MPa)
Côte 6 (n = 3)	5819 (4610 – 6635)	post.	123 (97 – 157)
		ant.	81 (65 – 109)
Côte 7 (n = 9)	7949 (7189 – 10719)	post.	145 (128 – 158)
		ant.	128 (95 – 159)
Côte 8 (n = 4)	7582 (7101 – 8847)	post.	136 (127 – 150)
		ant.	115 (84 – 127)
Côte 9 (n = 7)	6833 (6089 – 7830)	post.	128 (125 – 135)
		ant.	108 (57 – 138)

Le module d'élasticité en compression varie en fonction du niveau costal pour nos essais. Il augmente du niveau 6 (~ 5.8 GPa) vers le niveau 7 (~ 7.9 GPa) pour diminuer ensuite du niveau 8 (~ 7.6 GPa) jusqu'au niveau 9 (~ 6.8 GPa). En comparant ces données avec celles de **Kemper et coll.** (2005) ($E \sim 14$ GPa), il apparaît bien que l'os n'a pas un comportement symétrique en traction et en compression.

La contrainte max en compression apparaît comme étant sensible à la localisation du segment comprimé, mais pas influencée par le niveau costal. Elle est plus grande pour les tronçons postérieurs, variant de 123 à 145 MPa, que pour ceux antérieurs, où elle varie de 81 à 128 MPa. Pour les propriétés de matériau, aucune corrélation n'a pu être mise en évidence, par un test Z de corrélation, avec la densité HU de l'os ainsi que les données issues de la calcination. Par contre, les modules d'élasticité postérieurs et antérieurs sont, respectivement, corrélés avec les contraintes max postérieures et antérieures (Tableau 25).

Tableau 25. Coefficients de corrélation et valeur de p pour le test Z réalisé entre E et σ_{\max} .

	E
σ_{\max}	post. : R = 0.772 [p < 0.0001]
	ant. : R = 0.673 [p = 0.0003]

2.2 Calcination

2.2.1 Minéralisation des segments

En ANNEXE 3, les données de calcination sont détaillées pour chaque côte de chaque thorax.

Une synthèse de ces données nous indique que :

- pour le thorax T288, le pourcentage de sels minéraux varie entre 53 et 59%, la masse volumique des sels minéraux, entre 1.0 et 1.3 g.cm⁻³, la masse volumique de la matière organique, entre 0.7 et 0.9 g.cm⁻³ et la masse volumique apparente, entre 1.8 et 2.1 g.cm⁻³ ;
- pour le thorax T356, le pourcentage de sels minéraux varie entre 54 et 63%, la masse volumique des sels minéraux, entre 1.0 et 1.5 g.cm⁻³, la masse volumique de la matière organique, entre 0.8 et 0.9 g.cm⁻³ et la masse volumique apparente, entre 1.9 et 2.3 g.cm⁻³ ;
- pour le thorax T374, le pourcentage de sels minéraux varie entre 53 et 60%, la masse volumique des sels minéraux, entre 1.0 et 1.3 g.cm⁻³, la masse volumique de la matière organique, entre 0.8 et 0.9 g.cm⁻³ et la masse volumique apparente, entre 1.8 et 2.2 g.cm⁻³.

La Figure 30 récapitule les données de calcination selon la localisation des tronçons. Malgré une observation de variations locales des paramètres issus de la calcination, les incertitudes expérimentales (cf. ANNEXE 3) dues au protocole ne permettent pas de conclure sur une influence de la localisation sur ces résultats. De plus, aucune différence significative n'a pu être mise en évidence pour la latéralité entre les côtes droites et gauches, ainsi que pour le niveau ($p > 0.05$).

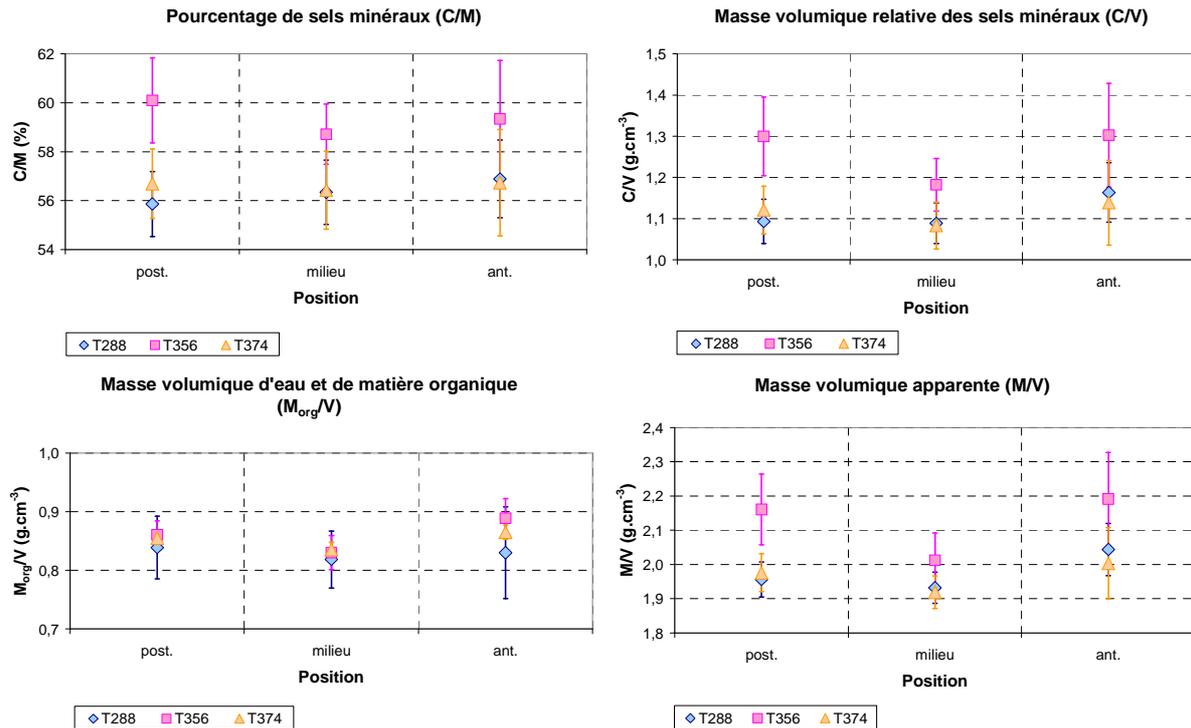


Figure 30. Données de la calcination pour chaque thorax selon la localisation des tronçons minéralisés [les barres représentent un écart-type].

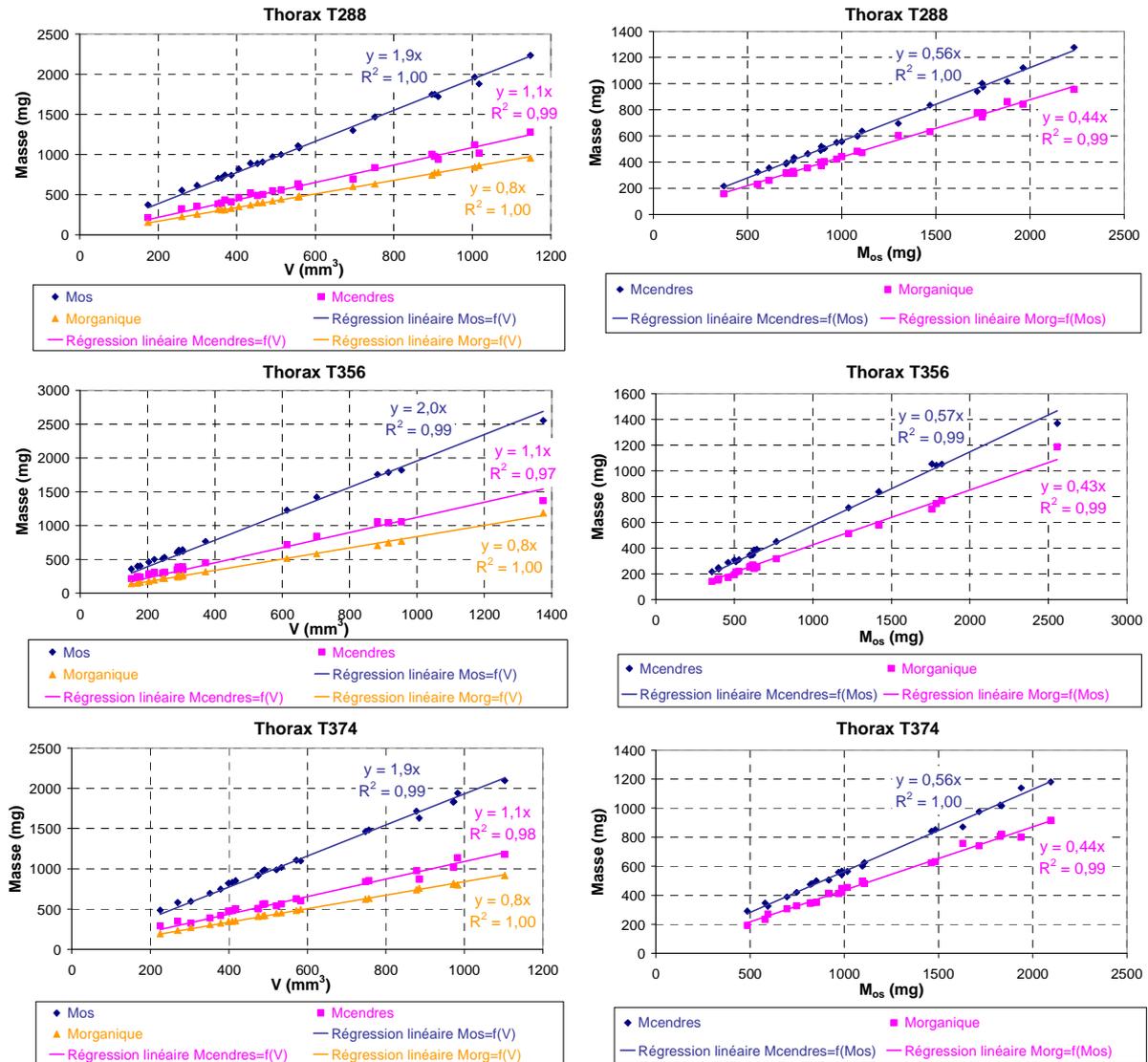
2.2.2 Minéralisation par thorax

Pour chaque thorax, les masses d'os, de cendres et de matière organique des différents segments sont tracées en fonction de leur volume. Les masses de cendres et de matière organique sont également tracées en fonction de la masse d'os (Figure 31). Les masses volumiques apparentes de l'os, des sels minéraux et de la matière organique, ainsi que les pourcentages de sels minéraux et de matière organique pour chaque thorax, sont alors déterminés par régression linéaire.

En comparant ces données avec l'âge et la densité HU des thorax (Figure 31), les tendances suivantes sont observées :

- ✓ La masse volumique apparente est plus grande, lorsque le sujet est moins âgé ;
- ✓ La densité HU et la masse volumique apparente varient dans le même sens.

Les masses des sels minéraux et de la matière organique sont constantes d'un thorax à l'autre.



	T288	T356	T374
Age (ans)	73	55	72
Sexe	M	F	M
Densité HU moyenne	1223	1254	1213
Masse volumique apparente (g.cm⁻³)	1.9	2.0	1.9
Masse vol. des sels minéraux (g.cm⁻³)	1.1	1.1	1.1
Masse vol. de la matière organique (g.cm⁻³)	0.8	0.8	0.8
% de sels minéraux	56	57	56
% de matière organique	44	43	44

Figure 31. Données de la calcination pour chaque thorax : courbes et tableau de synthèse.

2.3 Conclusion : variations selon la localisation

Des variations dans la réponse entre plusieurs spécimens peuvent résulter de changements au niveau de la géométrie de l'os ou bien de changements au niveau des propriétés de matériau de l'os, ou bien encore des 2 à la fois. **Cormier et coll.** (2005) ont rapporté que des éprouvettes d'os compact de côtes soumises à de la flexion trois points avaient une réponse différente selon leur localisation. Effectivement, les éprouvettes antérieures ont un moment de flexion max plus petit que les latérales et postérieures. De plus, il apparaît qu'il y a des changements géométriques (statistiquement significatifs) selon la région costale et le niveau, pour la distance à l'axe neutre et le rayon de giration. **Stitzel et coll.** (2003) montrent que les propriétés de matériau des éprouvettes d'os compact costal varient selon leur position le long de la côte : le module d'élasticité et la contrainte max sont plus grands pour les éprouvettes latérales par rapport aux éprouvettes postérieures et antérieures. De plus, le niveau costal influence aussi ces propriétés puisqu'elles augmentent avec le niveau.

Pour les essais de compression, la réponse du segment testé dépend de sa position (postérieure ou antérieure) et du niveau costal. En effet, l'effort max, le déplacement max et la raideur des échantillons postérieurs sont significativement supérieurs ($p \leq 0.0007$, pour le test de Wilcoxon) à ceux des échantillons antérieurs. La raideur varie également avec le niveau costal : elle augmente du niveau 6 au niveau 8, pour diminuer ensuite vers le niveau 9. Des différences entre les segments postérieurs et antérieurs existent aussi au niveau de leurs propriétés géométriques. Effectivement, les tronçons postérieurs ont une surface d'os compact significativement plus grande que celle des tronçons antérieurs. D'ailleurs, les paramètres mécaniques (effort max et raideur) sont corrélés de manière significative avec les propriétés géométriques (surface d'os compact et épaisseur moyenne d'os compact). En calculant les propriétés de matériau, on remarque que le module d'élasticité est constant le long du segment costal, mais que la contrainte max est dépendante de la localisation, avec un σ_{\max} des segments postérieurs supérieur à celui des segments antérieurs. De plus, le module et la contrainte varient selon le niveau costal : augmentant du niveau 6 au niveau 7, pour décroître jusqu'au niveau 9.

En regardant en parallèle les données de la densité HU (§2.1.1 page 76) des segments, il apparaît que la densité HU est significativement plus grande pour les segments postérieurs.

Ces informations n'ont pu être corrélées avec les contraintes max pour plusieurs raisons : la densité HU n'est pas calibrée en utilisant un « fantôme ». Mais, elles nous informent tout de

même sur les variations locales de la qualité osseuse et de manière qualitative, on peut avancer que la contrainte max semble fonction de cette qualité osseuse.

En résumé, il existe des différences significatives au niveau de la géométrie locale (surface et épaisseur) de chaque côte qui influencent donc la réponse mécanique (effort max, déplacement max et raideur). Cependant, les propriétés de matériau s'affranchissent de la géométrie et ne devraient pas varier localement (**Kemper et coll.**, 2005). Mais de nombreuses études ont montré que le comportement mécanique de l'os est aussi fonction de la minéralisation (**Schaffer et Burr**, 1988 ; **Currey**, 1988). Donc, les différences locales de propriétés de matériau (σ_{\max} variant avec la position sur la côte) peuvent s'expliquer par des différences locales de qualité osseuse. On les retrouve d'ailleurs avec les résultats du scanner qui indique une densité HU plus grande pour le segment postérieur.

ESSAIS « STRUCTURE »

Contrairement aux essais précédents, ces essais permettent d'étudier les côtes en tant que structure mécanique. L'objectif est de comprendre la réponse des côtes (mécanisme lésionnel) soumises à des sollicitations voisines de celles subies lors d'un choc (vitesse de sollicitation, vitesse de déformation...).

1 Flexion trois points

1.1 Matériels et méthodes

Le protocole de flexion trois points a été mis au point par **Stéphane Diet** (2005), pour sa thèse. Il ne sera donc pas complètement détaillé.

1.1.1 Pièces anatomiques et géométrie

Les côtes 6, 7, 8 et 9 (droites et gauches) ont été prélevées sur 6 cadavres d'âge moyen 62 ans, pour être testées en flexion trois points. Il s'agit des mêmes côtes prélevées et testées en compression (Tableau 17 et §1.1 page 67). En fait, en terme de chronologie, les côtes ont été au préalable testées en flexion trois points, puis les segments de 25 mm pour la compression ont été découpés, de part et d'autre de la zone de fracture en flexion, pour être testés.

En ce qui concerne les propriétés géométriques des parties latérales costales, le protocole d'imagerie a été détaillé précédemment (§1.2 page 67). Pour chaque partie latérale scannée, l'évolution des propriétés dimensionnelles et inertielles le long des coupes est étudiée. La zone latérale scannée est, bien entendu, le segment testé en flexion trois points.

1.1.2 Essais

La veille des essais, les côtes sont mises à décongeler au réfrigérateur (4°C). Le matin des expérimentations, elles sont immergées dans une solution saline à température ambiante pour les réhydrater.

1.1.2.1 Banc d'essai

Pour les essais de flexion trois points, la côte est positionnée sur deux appuis cylindriques écartés de 100 mm. Un plongeur cylindrique vient ensuite la solliciter. Les essais ont été réalisés à 2 vitesses : 0.10 m.s^{-1} et 0.25 m.s^{-1} . Le montage utilisé est celui développé par **Stéphane Diet** pour sa thèse. Il est fixé sur le vérin de une machine de compression Instron©

Hydraulique 8501. Les appuis sont mobiles et se déplacent à vitesse verticale constante et l'impacteur est fixe (Figure 32).

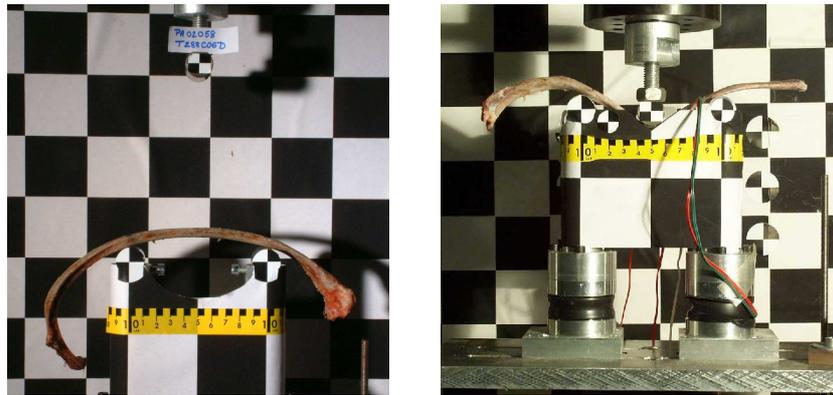


Figure 32. Montage de flexion trois points. Les côtes sont en équilibre sur les 2 appuis mobiles.

1.1.2.2 Voies de mesure

L'essai est filmé à l'aide d'une caméra rapide Kodak© EktaPro CRImager modèle 2000. La fréquence est de 1000 images par seconde.

L'effort est mesuré par la cellule de force de la machine Instron© et le déplacement est celui du vérin de la machine. Les vitesses des essais sont programmées sur la machine (vitesse de déplacement du vérin). L'acquisition est réalisée à l'aide du logiciel Labview® ; la fréquence d'échantillonnage est de 10kHz.

1.1.2.3 Analyse des mesures

Suivant la qualité du signal, les voies sont filtrées (filtre SAE¹⁹ CFC 180), pour une meilleure lisibilité des résultats. Etant donné que l'enregistrement commence avant que l'impacteur entre en contact avec la côte, toutes les voies sont alors recalées. Le début de l'essai est déterminé au temps t qui correspond à l'instant où le seuil de 5 N est dépassé pour l'effort. Différentes grandeurs sont mesurées (Figure 33) :

- ✓ *Temps à l'effort max* : c'est le temps au bout duquel l'effort maximal est atteint, il ne correspond pas forcément à l'instant de fracture structurelle ;
- ✓ *Temps fin* : c'est l'instant où l'effort décroît brusquement, indiquant la fracture. Il donne une indication sur la durée du choc ;
- ✓ *Effort max (F_{max})* : il s'agit de l'effort maximal appliqué par l'impacteur sur la côte ;
- ✓ *Flèche max (d_{max})* : elle est déterminée grâce au déplacement de l'impacteur pour l'effort maximal ;

¹⁹ SAE (Society of Automotive Engineers)

- ✓ *Raideur (K)* : il s'agit de la pente de la phase élastique²⁰ mesurée sur la courbe effort-déplacement par régression linéaire ;
- ✓ *Energie d'endommagement (J_{end})* : elle est calculée en déterminant l'aire sous la courbe effort-déplacement jusqu'à ce que l'effort max soit atteint ;
- ✓ *Energie de rupture (J_{rupt})* : elle est déterminée en calculant l'aire sous la courbe effort-déplacement jusqu'à ce la côte se fracture.

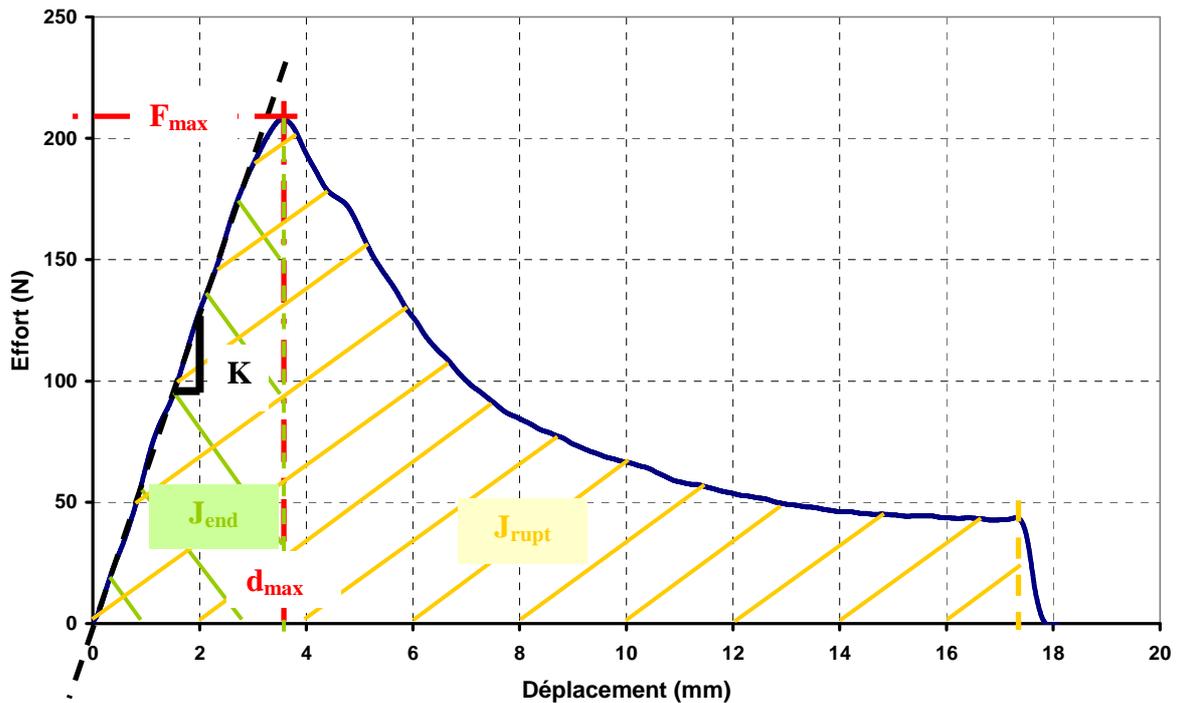
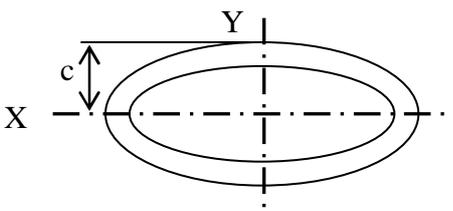


Figure 33. Paramètres calculés à partir de la courbe effort-déplacement obtenue pour un essai de flexion trois points.

Un module d'élasticité (E) et une contrainte max (σ_{max}) sont calculés à partir des essais. Le calcul de la contrainte max est présenté dans l'Équation 6. Trois méthodes sont mises en œuvre pour calculer le module d'élasticité. Elles sont présentées dans l'Équation 7.

²⁰ La zone linéaire est déterminée manuellement. Une étude de répétabilité sur 6 courbes en faisant 10 mesures par courbe, nous donne une précision de mesure de $\pm 3\%$, pour la raideur.

Équation 6. Formulation de la contrainte max.

$$\sigma_{\max} = F_{\max} \cdot \frac{L \cdot c}{4 \cdot I}$$


avec : F_{\max} , l'effort max ; L , l'élanement ; c , la demi-épaisseur de la section sous impacteur ; I , le moment quadratique

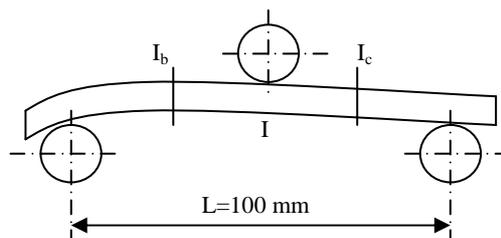
Les moments quadratiques ou d'inertie sont déterminés à partir des résultats de l'étude géométrique des coupes scanner.

Équation 7. Formulations du module d'élasticité.

$$\text{RDM classique : } E = K \cdot \frac{L^3}{48 \cdot I}$$

$$\text{d'après Granik et Stein (1973) : } E' = K \cdot \frac{L^3}{768} \cdot \left(\frac{10}{I} + \frac{3}{I_b} + \frac{3}{I_c} \right)$$

$$\text{d'après le projet HUMOS : } E'' = K \cdot \frac{L^3}{48 \cdot I_{\text{moy}}}$$



avec : K , la raideur ; L , l'élanement entre les 2 appuis ; I_b , I et I_c , les moments quadratiques des sections, respectivement, à 25, 50 et 75 mm ; I_{moy} , le moment quadratique moyen calculé en faisant la moyenne des moments sur 100 mm

1.1.3 Calcination

Le protocole utilisé est celui présenté précédemment dans le chapitre *ESSAIS « MATERIAU »* (§1.4 page 73). La masse d'os (M), le volume (V), la masse de cendres (C) et la masse de matière organique (M_{org}), pour le segment de 100 mm testé en flexion, sont calculés en faisant la somme de ces données respectives mesurées pour les tronçons postérieur et antérieur (compression) et pour la partie milieu (zone de la fracture de flexion trois points). Les paramètres M/V , C/V , M_{org}/V et C/M sont ensuite calculés.

1.2 Résultats et discussion**1.2.1 Analyse de la géométrie**

Les paramètres géométriques des côtes 6 à 9 des sujets : T041, T288, T356, T374, T592 et T599, sont étudiés (cf. ANNEXE 1). Les coupes scanner vont de 0 à 120. La coupe « 0 » est la coupe la plus postérieure et « 120 », la plus antérieure.

1.2.1.1 Synthèse

Sur l'ensemble des segments scannés des côtes, pour tous les thorax, on a :

- L'épaisseur qui varie entre 3.5 et 12 mm et qui décroît, pour chaque côte le long des coupes. Généralement deux groupes se distinguent : les côtes 6 et 7 qui apparaissent plus épaisses que les côtes 8 et 9.
- La largeur qui est comprise 8 et 19 mm et qui a tendance à croître pour les côtes 6 et 7, et à décroître pour les autres.
- Le rapport e/h montre que les zones scannées pour les côtes 6 et 7 ont des sections plus arrondies ($e \sim h$) en postérieur, qui vont en aplatissant ($e < h$). Les côtes 8 et 9 sont dans l'ensemble plus plates que les autres, et on observe parfois, un arrondissement des sections en fin de zone scannée antérieure.
- La surface d'os compact qui varie entre 10 et 40 mm². Elle a tendance à décroître le long des segments scannés et ne laisse pas apparaître de différences entre les niveaux.
- La surface de la section totale qui varie entre 30 à 110 mm². Elle a tendance à diminuer le long des segments scannés. Les côtes 6 et 7 apparaissent plus volumineuses que les côtes 8 et 9.
- Le pourcentage de surface corticale qui est compris entre 20 et 60%. Il est fluctuant : pour les côtes 6 et 7, on note une tendance à la décroissance, alors que pour les côtes 8 et 9, une tendance à la croissance.
- Le moment d'inertie I_Y qui varie entre 80 et 700 mm⁴. Les variations de I_Y vont dans le sens de celle de la largeur. Les côtes 6 et 7 semblent avoir des I_Y plus petits que ceux des côtes 8 et 9.
- Le moment d'inertie I_X qui va de 20 à 360 mm⁴. Les variations de I_X vont dans le sens de celle de l'épaisseur. Les côtes 6 et 7 semblent avoir des I_Y plus grands que ceux des côtes 8 et 9.

La Figure 34 illustre les propriétés géométriques pour le thorax T356.

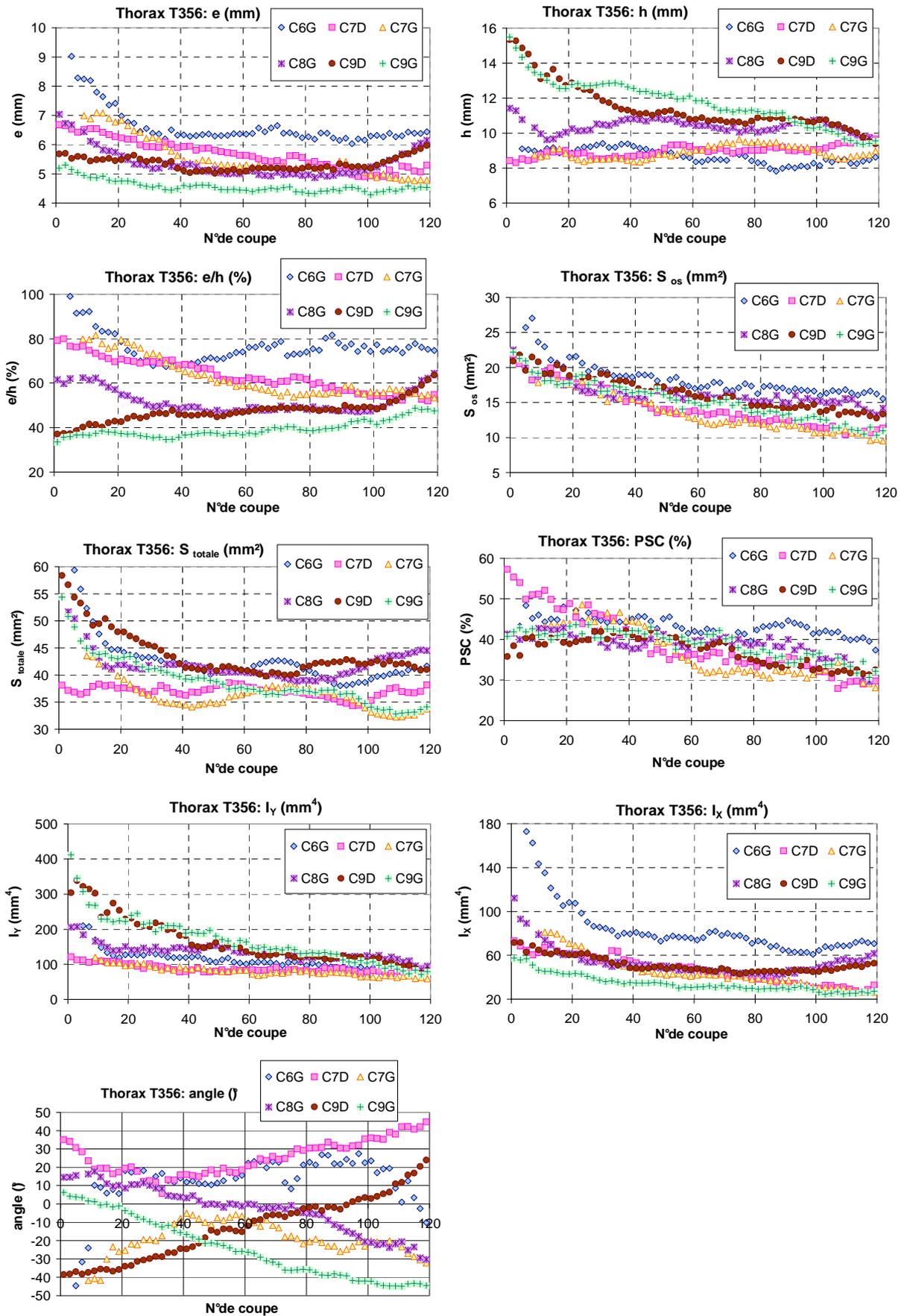


Figure 34. Données géométriques du thorax T356.

1.2.1.2 Relations entre les données géométriques

En traçant l'ensemble des données de chaque thorax, les relations entre la surface totale (S_{totale}), les moments d'inertie principaux (I_X et I_Y) et les dimensions transverses (h et e) mesurées sur les sections apparaissent (Figure 35, Figure 36, Figure 37).

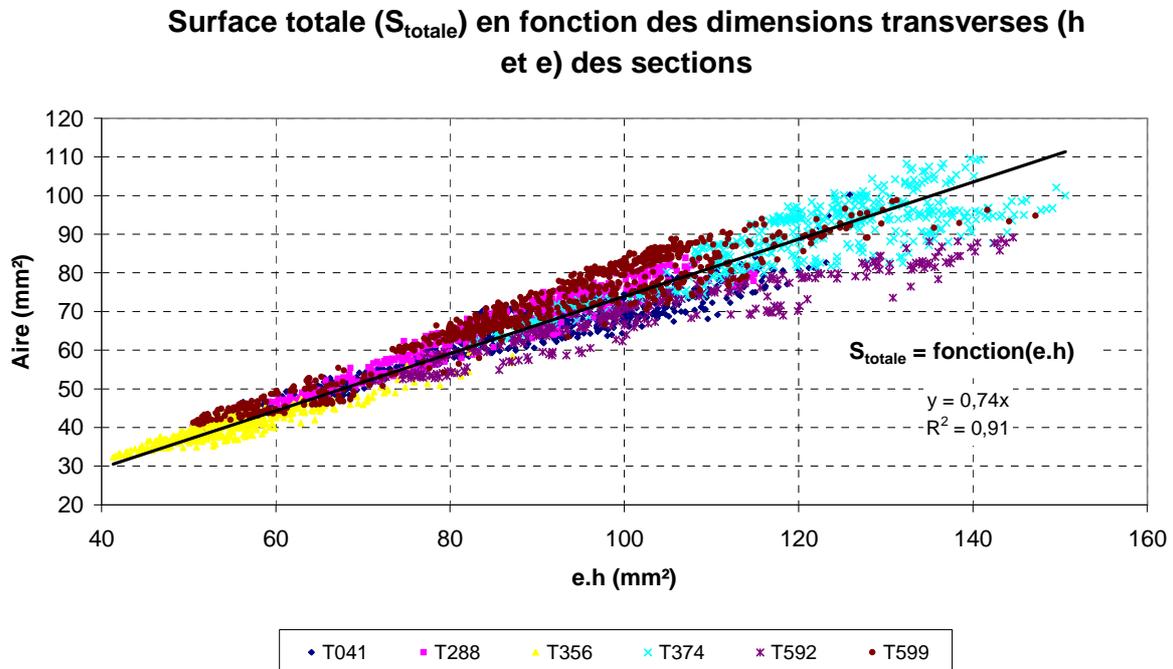


Figure 35. Relation entre la surface totale et les dimensions transverses de la section de côte.

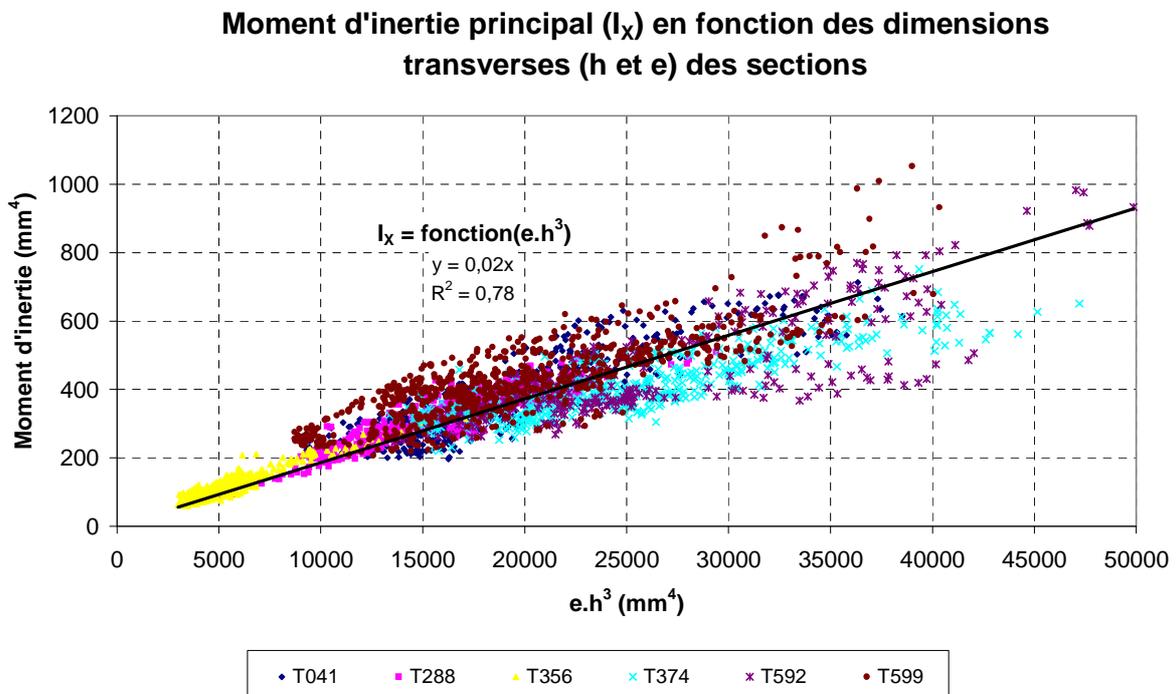


Figure 36. Relation entre l'inertie principale I_X et les dimensions transverses de la section costale.

Moment d'inertie principal (I_Y) en fonction des dimensions transverses (h et e) des sections

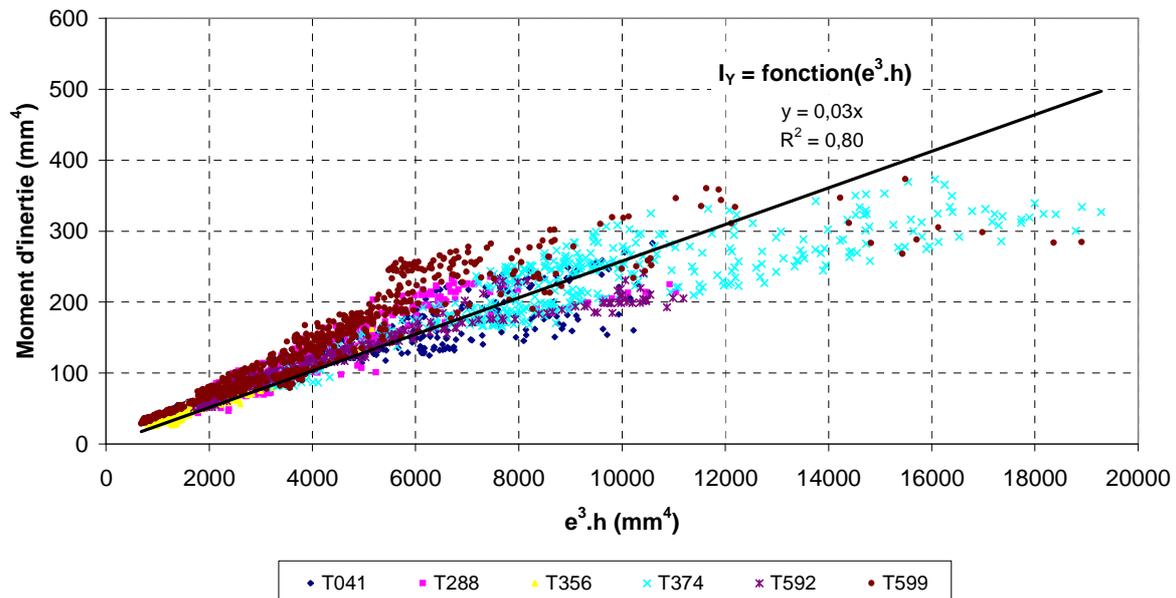


Figure 37. Relation entre l'inertie principale I_Y et les dimensions transverses de la section costale.

1.2.1.3 Epaisseur d'os compact et densité HU

En ANNEXE 1, les épaisseurs moyennes d'os compact (e_{os}) et les densités HU moyennes (HU) pour chaque côte scannée sont tracées. Les épaisseurs moyennes d'os compact et les densités HU moyennes sont présentées dans le Tableau 26. Le thorax de femme T356 présente la plus faible épaisseur. En comparant les 5 autres thorax d'hommes, il apparaît que l'épaisseur d'os des thorax T592 et T599 (respectivement, 55 et 54 ans) est plus grande que celle des thorax T041, T288 et T374 (respectivement, 63, 73 et 72 ans).

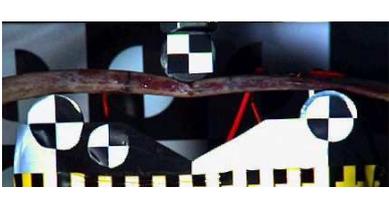
Tableau 26. Epaisseur et densité HU moyennes de l'os compact calculées pour chaque thorax [entre parenthèses, l'écart-type].

Référence du thorax	Epaisseur moyenne d'os compact (mm)	Densité HU moyenne
T041	0.73 (\pm 0.20)	1112 (\pm 231)
T288	0.73 (\pm 0.24)	1223 (\pm 238)
T356	0.70 (\pm 0.22)	1254 (\pm 269)
T374	0.71 (\pm 0.22)	1213 (\pm 265)
T592	0.74 (\pm 0.27)	1230 (\pm 295)
T599	0.77 (\pm 0.21)	1088 (\pm 208)

1.2.2 Analyse des essais

1.2.2.1 Mécanisme de rupture

A partir des vidéos des essais, le phénomène de fracture de côte en flexion trois points peut se décrire de la manière suivante :

		<p><u>1^{ère} étape :</u> L'impacteur entre en contact avec la corticale externe de la côte. Celle-ci est posée en équilibre sur les 2 appuis mobiles.</p>
		<p><u>2^{ème} étape :</u> La corticale externe s'effondre localement sous l'impacteur (indentation).</p>
		<p><u>3^{ème} étape :</u> La côte se pince localement.</p>
		<p><u>4^{ème} étape :</u> La côte plie au niveau du pincement. Elle se comporte comme une rotule plastique. Tout se passe à peu près comme si la côte était formée de 2 tronçons rigides articulés.</p>
		<p><u>5^{ème} étape :</u> La corticale interne se fracture.</p>

1.2.2.2 Paramètres mécaniques

Pour chaque vitesse, les côtes 6 et 7 apparaissent plus raides que les côtes 8 et 9 (Figure 38). Les raideurs sont d'ordre comparable quelque soit la vitesse. Pour $v = 0.10 \text{ m.s}^{-1}$, la raideur décroît du niveau 6 vers le niveau 9, alors que pour $v = 0.25 \text{ m.s}^{-1}$, les côtes 7 apparaissent plus raides que les côtes 6 et la raideur diminue du niveau 7 au niveau 9.

Pour $v = 0.10 \text{ m.s}^{-1}$, on constate que l'effort max décroît du niveau 6 au niveau 9, alors que pour $v = 0.25 \text{ m.s}^{-1}$, l'effort croît du niveau 6 au niveau 7, pour diminuer ensuite jusqu'au niveau 9. Les efforts sont d'ordre de grandeur comparable entre les différentes vitesses (Figure 39).

En observant les données pour les 2 vitesses (Figure 40), nous constatons que la déflexion moyenne augmente des niveaux 6 à 8 et diminue au niveau 9. Les déflexions moyennes mesurées pour $v = 0.10 \text{ m.s}^{-1}$, apparaissent plus homogène que pour celles à $v = 0.25 \text{ m.s}^{-1}$.

Pour $v = 0.10 \text{ m.s}^{-1}$, l'énergie d'endommagement est homogène pour l'ensemble des niveaux costaux : une simple tendance de diminution de cette énergie moyenne est constatée des niveaux 6 à 9. Pour $v = 0.25 \text{ m.s}^{-1}$, l'énergie moyenne à l'effort max augmente des niveaux 6 à 8, pour décroître ensuite au niveau 9. Les valeurs sont du même ordre de grandeur entre les 2 vitesses (Figure 41).

Les valeurs d'énergie à la rupture sont du même ordre de grandeur pour les 2 vitesses de chargement (Figure 42). Les côtes des niveaux 6 et 7 requiert plus d'énergie que les niveaux 8 et 9 pour se rompre.

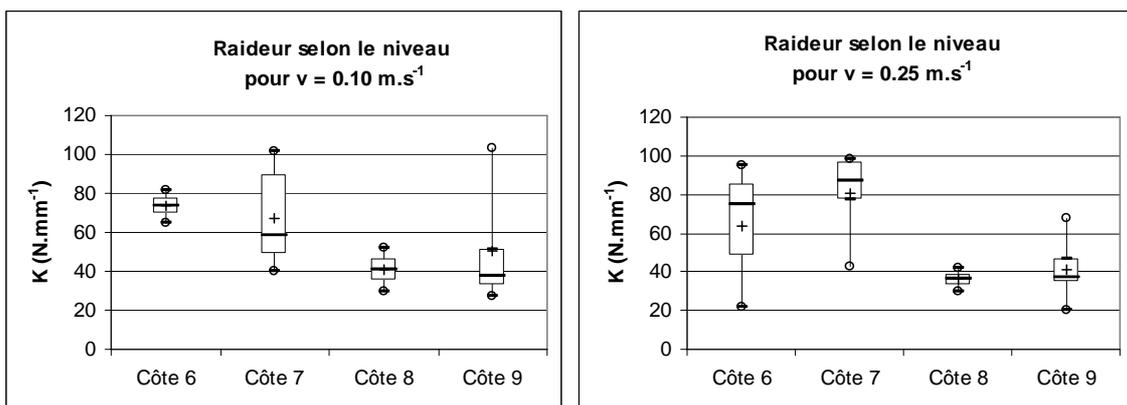


Figure 38. Diagrammes en boîte présentant la raideur moyenne, sur tous les sujets, selon le niveau costal pour chaque vitesse.

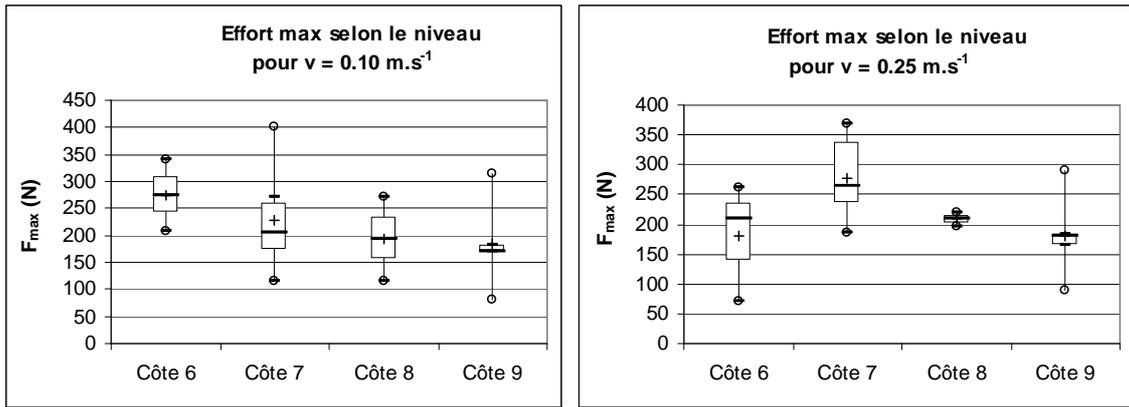


Figure 39. Diagrammes en boîte présentant F_{\max} selon le niveau costal pour chaque vitesse.

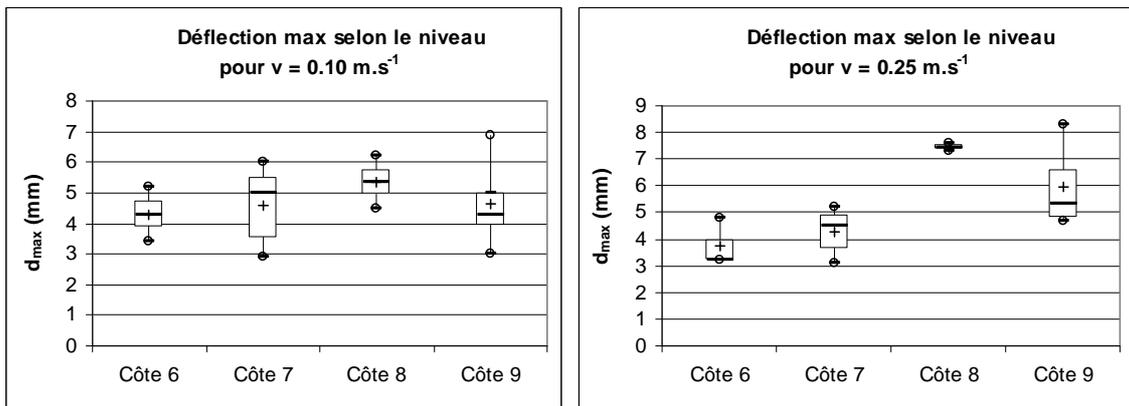


Figure 40. Diagrammes en boîte présentant d_{\max} selon le niveau costal pour chaque vitesse.

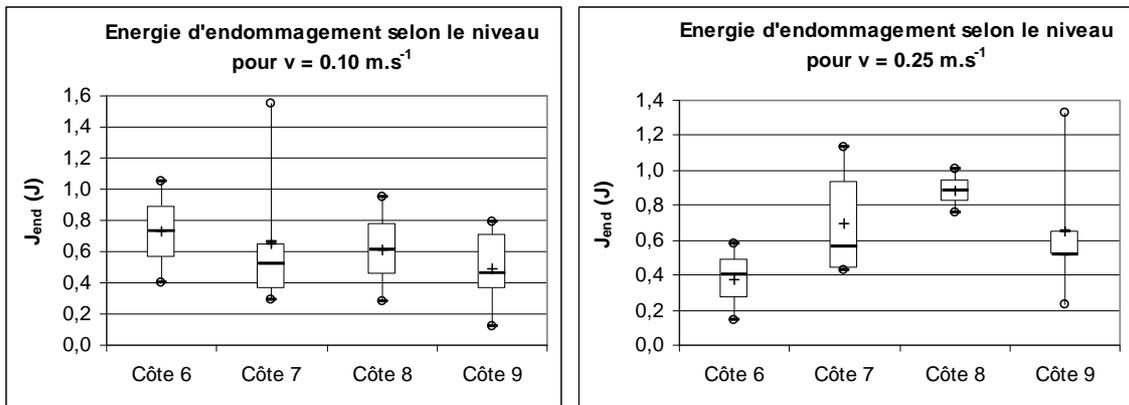


Figure 41. Diagrammes en boîte présentant J_{end} selon le niveau costal pour chaque vitesse.

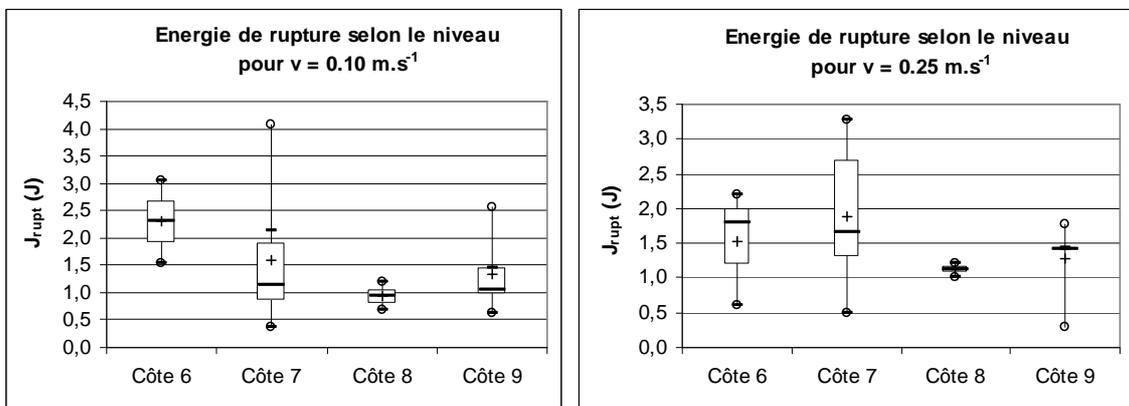


Figure 42. Diagrammes en boîte présentant J_{rupt} selon le niveau costal pour chaque vitesse.

Pour évaluer l'influence du niveau costal sur les données mécaniques précédentes, le test de Kruskal-Wallis est réalisé pour chaque vitesse de chargement. Avec ce test, aucune influence du niveau costal n'est mise en évidence ($p > 0.05$). Les valeurs sont alors regroupées pour voir s'il existe une influence de la vitesse. Le test de Mann-Whitney montre qu'il n'y a pas d'influence de la vitesse pour notre étude ($p > 0.05$) ; même si les valeurs moyennes sont dans l'ensemble légèrement plus élevées pour $v = 0.25 \text{ m.s}^{-1}$ (Tableau 27).

Tableau 27. Moyenne pour chaque paramètre sans distinction de niveau, selon la vitesse de chargement, avec entre parenthèses, le max et le min.

	$v = 0.10 \text{ m.s}^{-1}$	$v = 0.25 \text{ m.s}^{-1}$
$K \text{ (N.mm}^{-1}\text{)}$	59 (103 – 27)	58 (98 – 20)
$F_{\max} \text{ (N)}$	215 (400 – 82)	217 (368 – 70)
$d_{\max} \text{ (mm)}$	4.7 (6.9 – 2.9)	5.1 (8.3 – 3.1)
$J_{\text{end}} \text{ (J)}$	0.53 (1.05 – 0.12)	0.64 (1.33 – 0.14)
$J_{\text{rupt}} \text{ (J)}$	1.33 (3.05 – 0.36)	1.38 (2.70 – 0.30)

L'ensemble des données est donc regroupé. La raideur, l'effort max et la déflexion moyens en flexion trois points sont, respectivement, pour notre étude : 59 N.mm^{-1} , 216 N et 4.9 mm .

1.2.2.3 Propriétés de matériau

En ANNEXE 4, sont récapitulées les propriétés de matériau, avec les données géométriques nécessaires à leur calcul (moments d'inertie).

1.2.2.3.1 Comparaison des méthodes de calcul du module d'élasticité

La Figure 43 permet de comparer les modules calculés avec 3 méthodes différentes (§ 1.1.2.3 page 88). Les pourcentages de différence moyens sont :

- entre E et E' : $\sim 2 \%$, à 0.10 m.s^{-1} et $\sim 3 \%$, à 0.25 m.s^{-1} ;
- entre E et E'' : $\sim 8 \%$, à 0.10 m.s^{-1} et à 0.25 m.s^{-1} ;
- entre E' et E'' : $\sim 7 \%$, à 0.10 m.s^{-1} et $\sim 6 \%$, à 0.25 m.s^{-1} .

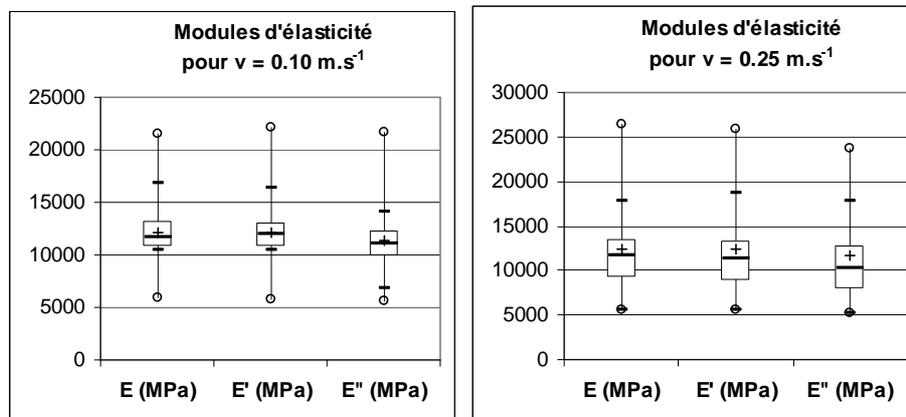


Figure 43. Comparaison des modules selon la méthode de calcul utilisée, pour chaque vitesse.

Les différences entre les méthodes de calcul sont faibles. Pour la suite, on utilise donc le module d'élasticité E .

1.2.2.3.2 Module d'élasticité et niveau costal

La Figure 44 nous indique que pour chaque vitesse, le module d'élasticité croît du niveau 6 au niveau 8, puis décroît légèrement au niveau 9. Les modules obtenus pour $v = 0.10 \text{ m.s}^{-1}$ sont légèrement plus petits que ceux à 0.25 m.s^{-1} , sauf pour les côtes de niveau 9.

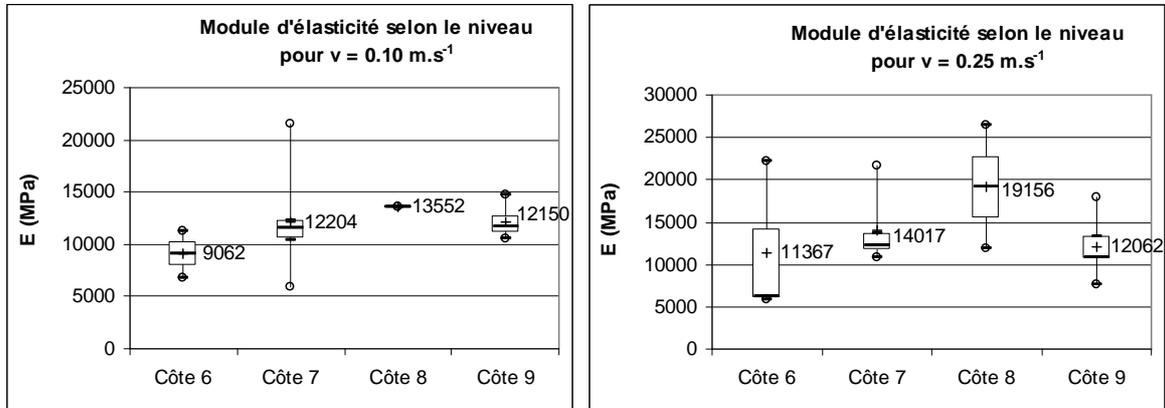


Figure 44. Diagrammes en boîte représentant le module d'élasticité [moyenne sur tous les sujets] en fonction du niveau costal pour chaque vitesse.

Un test de Kruskal-Wallis, réalisé pour chaque vitesse d'essai, nous montre qu'il n'y a pas de différences significatives entre les niveaux ($p = 0.38$, pour $v = 0.10 \text{ m.s}^{-1}$ et $p = 0.47$, pour $v = 0.25 \text{ m.s}^{-1}$).

1.2.2.3.3 Module d'élasticité et vitesse de chargement

Etant donné qu'il n'apparaît pas d'influence du niveau costal, les données pour chaque vitesse sont regroupées (Figure 45).

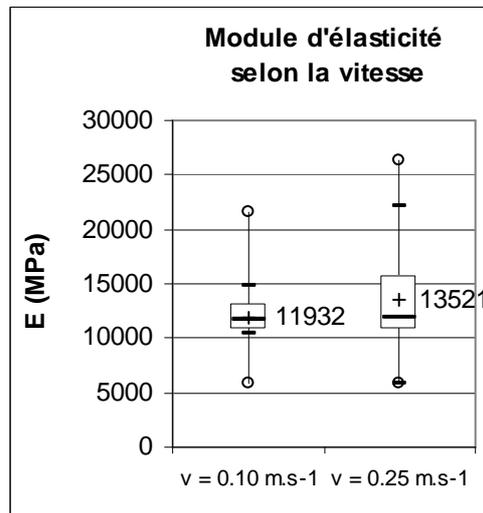


Figure 45. Diagramme en boîte de E selon la vitesse d'essai.

Le module d'élasticité moyen des côtes testées à 0.25 m.s^{-1} est plus grand que celui obtenu pour celles testées à 0.10 m.s^{-1} . Mais, Un test de Mann Whitney montre qu'il n'y a pas de différence significative ($p = 0.66$) entre les modules. La vitesse de chargement n'influence pas le module d'élasticité pour nos essais.

1.2.2.3.4 Contrainte max et niveau costal

La Figure 46 nous indique, pour chaque vitesse, que la contrainte croît du niveau 6 au niveau 8, puis décroît au niveau 9. Les contraintes obtenues pour la plus petite vitesse sont légèrement inférieures, sauf pour les côtes de niveau 6.

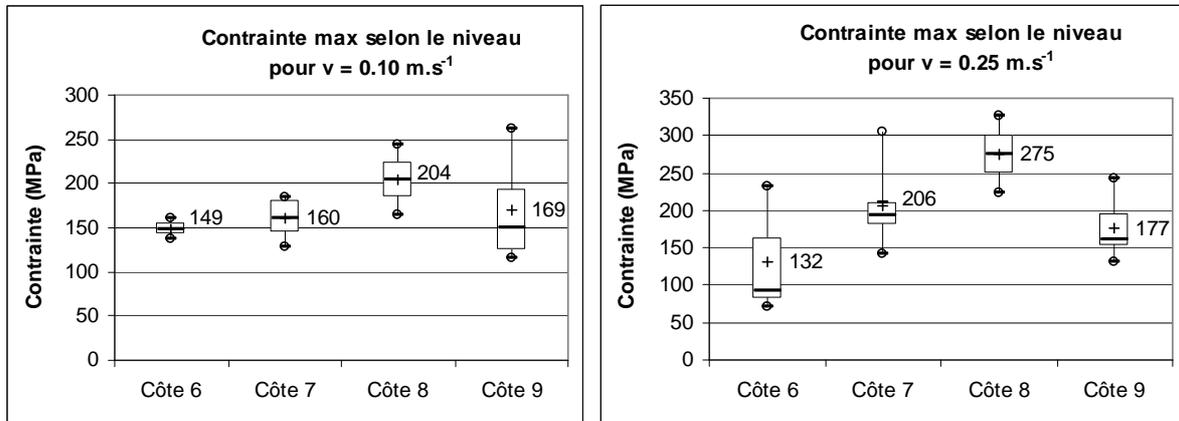


Figure 46. Diagrammes en boîte représentant la contrainte max en fonction du niveau costal pour chaque vitesse.

Un test de Kruskal-Wallis, pour chaque vitesse d'essai, nous montre que la différence observée entre les niveaux n'est pas significative ($p = 0.62$, pour $v = 0.10 \text{ m.s}^{-1}$ et $p = 0.25$, pour $v = 0.25 \text{ m.s}^{-1}$).

1.2.2.3.5 Contrainte max et vitesse de chargement

Etant donné qu'il n'apparaît pas d'influence du niveau costal, les données pour chaque vitesse sont regroupées (Figure 47).

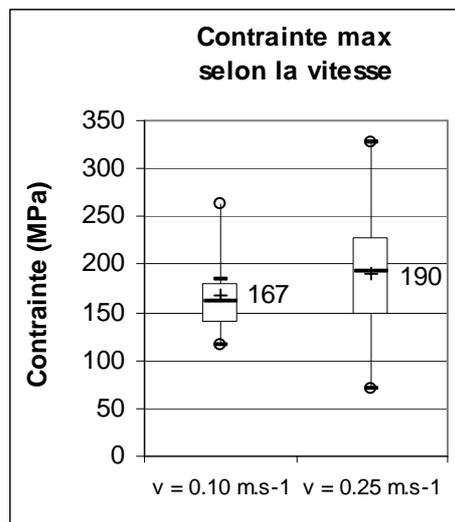


Figure 47. Diagramme en boîte de σ_{\max} selon la vitesse d'essai.

La contrainte max moyenne des côtes chargées à 0.25 m.s^{-1} est plus grande que celle des côtes chargées à 0.10 m.s^{-1} . Mais, le test de Mann Whitney nous montre que cette différence n'est pas significative ($p = 0.27$). La vitesse de chargement n'influence pas la contrainte max pour nos essais.

1.2.2.3.6 Propriétés de matériau par thorax

Pour les propriétés de matériau, les tests statistiques (Kruskal-Wallis, pour le niveau, et Mann-Whitney, pour la vitesse) montrent qu'il n'y a pas d'influence ni du niveau, ni de la vitesse. L'ensemble des données est donc regroupé et permet de conclure que le module d'élasticité moyen et la contrainte max moyenne en flexion trois points sont, respectivement, pour notre étude : 12726 MPa (max : 26407 MPa ; min : 5857 MPa) et 179 MPa (max : 327 MPa ; min : 70 MPa).

On peut également présenter les propriétés de matériau moyennes pour chaque thorax (Figure 48). Le thorax T356 féminin présente le plus grand module et le thorax T374, le plus petit. Le thorax T288 présente la contrainte la plus grande et le T374, le plus petit.

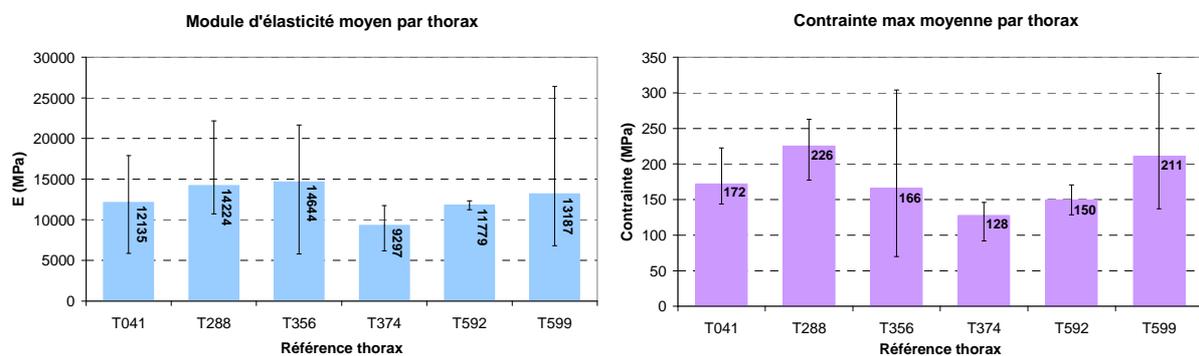


Figure 48. Propriétés de matériau moyennes par thorax [les barres représentent les valeurs max et min].

1.2.3 Corrélations : géométrie/données mécaniques

Un tableau bilan pour l'ensemble des côtes testées, est disponible en ANNEXE 4. Il récapitule toutes les données mécaniques et géométriques par côte. Le Tableau 28 récapitule toutes les corrélations significatives obtenues entre les différents paramètres géométriques et mécaniques.

La raideur est corrélée à l'effort max et à l'énergie à la rupture : plus elle est grande, plus l'effort et l'énergie le sont. La contrainte max est liée à la déflexion et au module d'élasticité : plus la contrainte est grande, plus le module et la déflexion le sont également.

La raideur et l'effort max sont corrélés aux dimensions transverses et aux surfaces : plus les dimensions sont grandes (plus l'encombrement est important), plus l'effort pour fracturer la côte est important et plus la côte est raide. L'épaisseur d'os compact conditionne aussi l'effort à la rupture : plus une côte a une corticale épaisse, plus l'effort est important pour l'endommager.

Tableau 28. Coefficients de corrélation obtenus pour un test Z de corrélation entre les données mécaniques et géométriques (p-value < 0.05).

	F_{\max} (N)	J_{end} (J)	J_{rupt} (J)	e_{os} (mm)	HU	E (MPa)	σ_{\max} (MPa)	h (mm)	e (mm)	e/h (%)	S_{os} (mm ²)	S_{tot} (mm ²)	PSC (%)
K (N/mm)	0.789 *		0.745 *					0.377 ****	0.551 ***		0.521 ***	0.720 *	-0.436 ****
F_{\max} (N)		0.820 *	0.872 *	0.383 ****				0.426 ****	0.389 ****		0.669 *	0.621 **	
d_{\max} (mm)		0.675 *			-0.399 ****		0.690 *		-0.421 ****	-0.424 ****			0.433 ****
J_{end} (J)				0.400 ****			0.514 ***				0.546 ***		
J_{rupt} (J)				0.381 ****				0.371 ****	0.432 ****		0.632 *	0.649 *	
e_{os} (mm)						-0.382 ****							
HU							-0.391 ****	-0.466 ***		0.403 ****			
E (MPa)							0.610 **		-0.453 ****		-0.480 ***	-0.438 ****	
σ_{\max} (MPa)									-0.486 ***	-0.404 ****			
h (mm)											0.634 *	0.582 **	
e (mm)											0.425 ****	0.813 *	
e/h (%)													-0.386 ****
S_{os} (mm²)												0.699 *	

* $p \leq 0.0001$ ** $p \leq 0.001$ *** $p \leq 0.01$ **** $p < 0.05$ Remarque :

L'épaisseur d'os compact (e_{os}) et la densité HU sont des moyennes réalisées sur l'ensemble du segment scanné. Les dimensions transverses (e et h), les surfaces (S_{os} et S_{tot}) et les rapports (e/h et PSC) sont des moyennes sur la zone de 100 mm testée en flexion trois points.

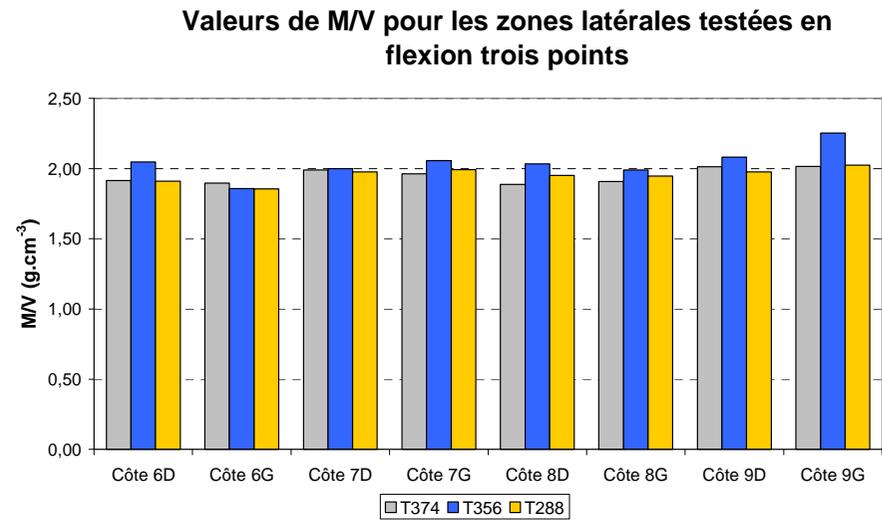
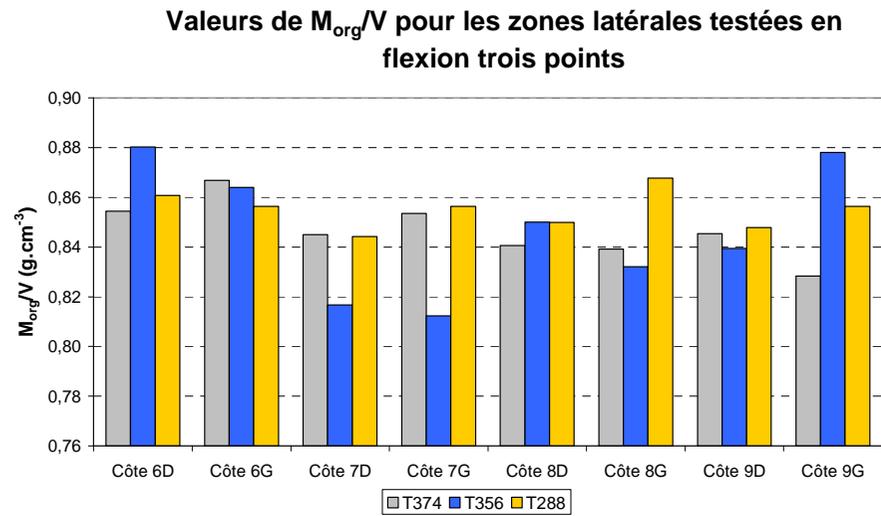
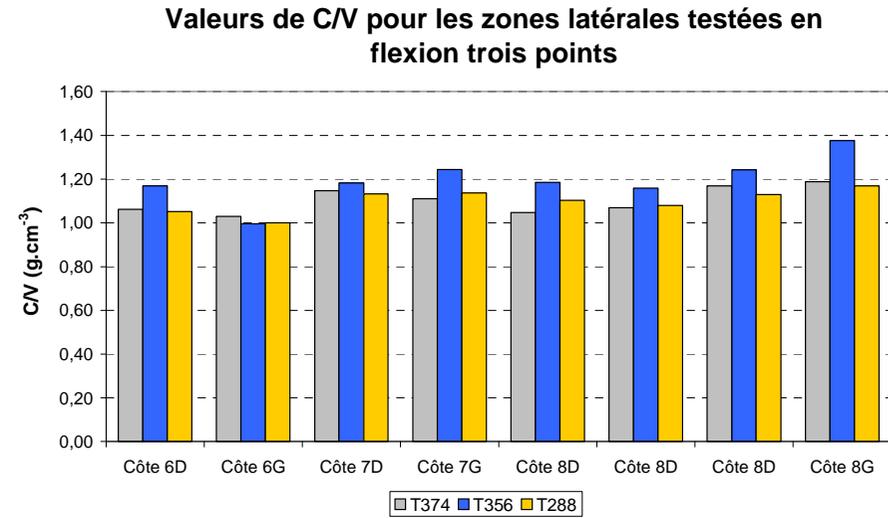
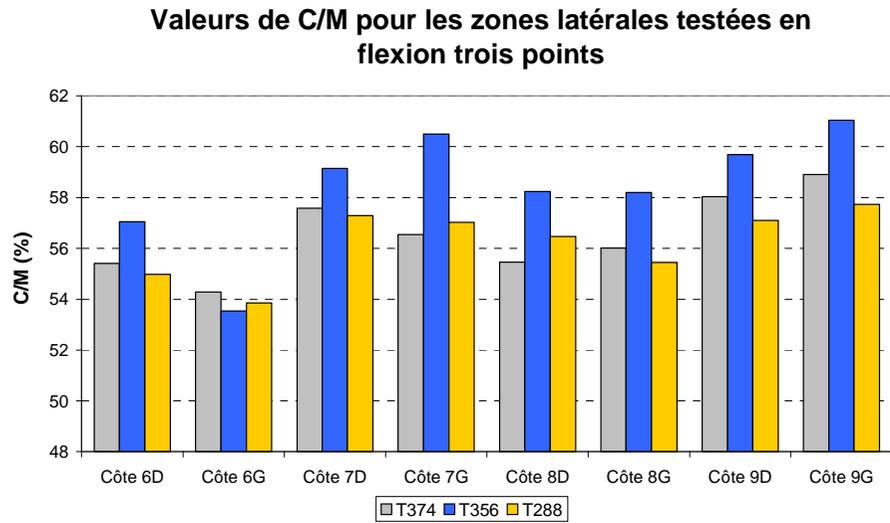


Figure 49. Valeurs des paramètres de calcination des zones latérales des côtes testées en flexion trois points.

L'épaisseur globale de la côte (e) est liée à la déflexion, au module et à la contrainte. Ces paramètres diminuent si l'épaisseur augmente. Ce type de relation se retrouve pour la surface d'os et le module d'élasticité. Peu de relations existent entre la densité HU et les données mécaniques. On note seulement que plus HU est petit, plus la contrainte max augmente.

Les propriétés de matériau (module d'élasticité et contrainte max) moyennes pour chaque thorax ont été calculées (Tableau 29), ainsi que l'épaisseur de corticale, la densité HU et le pourcentage de corticale (PSC). Des tests de Spearman ont été réalisés pour connaître l'influence de l'âge. Le Tableau 30 montre qu'il n'y a pas de corrélation entre l'âge et les différents paramètres, pour notre étude. Cependant une tendance entre l'âge et le PSC est observée : plus l'âge augmente, plus le PSC diminue.

Tableau 29. Données moyennes par thorax.

	âge (ans)	HU	$e_{\text{corticale}}$ (mm)	PSC (%)	E (MPa)	σ_{max} (MPa)
T041	63	1112	0,73	36	12135	172
T288	73	1223	0,73	35	12635	226
T356	55	1254	0,70	38	14644	139
T374	72	1213	0,71	28	9297	137
T592	55	1230	0,74	37	11779	150
T599	54	1088	0,77	37	10908	197

Tableau 30. Coefficients de corrélation pour le test de Spearman [entre parenthèses, la valeur de p].

	HU	$e_{\text{corticale}}$ (mm)	PSC (%)	E (MPa)	σ_{max} (MPa)
âge (ans)	0.13 ($p = 0.77$)	-0.40 ($p = 0.37$)	-0.76 ($p = 0.09$)	0.13 ($p = 0.77$)	0.07 ($p = 0.87$)

1.2.4 Analyse des calcinations

La Figure 49 récapitule l'ensemble des données de calcination pour les 3 thorax ainsi testés. Aucune influence de la latéralité et du niveau costal n'a pu être mise en évidence.

Quelques corrélations apparaissent entre l'énergie à la rupture et l'épaisseur moyenne d'os compact, et le pourcentage de sels minéraux, la masse volumique des cendres et la masse volumique apparente de l'os (Tableau 31).

Tableau 31. Coefficients de corrélation obtenus pour un test Z de corrélation entre les paramètres de calcination, l'énergie de rupture et l'épaisseur moyenne d'os.

	J_{rupt} (J)	e_{os} moyen (mm)
C/M (%)	-0.527*	-0.688**
C/V (g.cm^{-3})	-0.537*	-0.667**
M/V (g.cm^{-3})	-0.513*	-0.638**

* $p < 0.05$

** $p < 0.005$

Il apparaît que plus le pourcentage de sels minéraux est important, plus l'énergie nécessaire pour rompre la côte en flexion est petite. Cette relation se retrouve chez **Currey** (1979). En effet, il observe que l'énergie nécessaire pour rompre une éprouvette d'os de fémur humain (en flexion quatre points) diminue lorsque le pourcentage de minéralisation de l'os augmente. En fait, une minéralisation importante de la structure doit probablement la fragiliser : les

déformations plastiques soutenues avant rupture doivent décroître, d'où une énergie dépensée moins importante.

1.2.5 Conclusions

1.2.5.1 Variations inter-sujet

En observant les données géométriques (cf. ANNEXE 4), on constate que le thorax de femme T356 présente des côtes dont les dimensions transverses (h et e) ainsi que les sections (d_{os} et totale) sont plus petites que celles observées pour les thorax d'hommes : -30% pour h , -18% pour e , -35% pour S_{os} et -43% pour S_{totale} . Ceci se répercute aussi sur les moments d'inertie qui sont donc plus faibles. Pour la flexion trois points, l'effort max, la déflexion max, la raideur, l'énergie d'endommagement et l'énergie à la rupture sont, respectivement, 55, 18, 52, 64 et 67% plus petits pour le thorax T356 par rapport aux 5 thorax d'hommes.

Une telle différence structurelle a déjà été mise en évidence dans l'étude de **Kimpara et coll.** (2003), qui pour des essais de flexion trois points, notent que les aires d'os cortical des côtes des thorax de femmes sont 19% plus petites que celles des hommes. Il apparaît aussi que l'effort max et la raideur sont, respectivement, 31 et 43% plus petits pour les 20 thorax de femmes par rapport aux 53 thorax d'hommes.

1.2.5.2 Flexion trois points et compression axiale

Les modules obtenus pour la flexion sont en moyenne 1.5 fois plus grands que ceux obtenus en compression. Il en est de même pour les contraintes max (Figure 50).

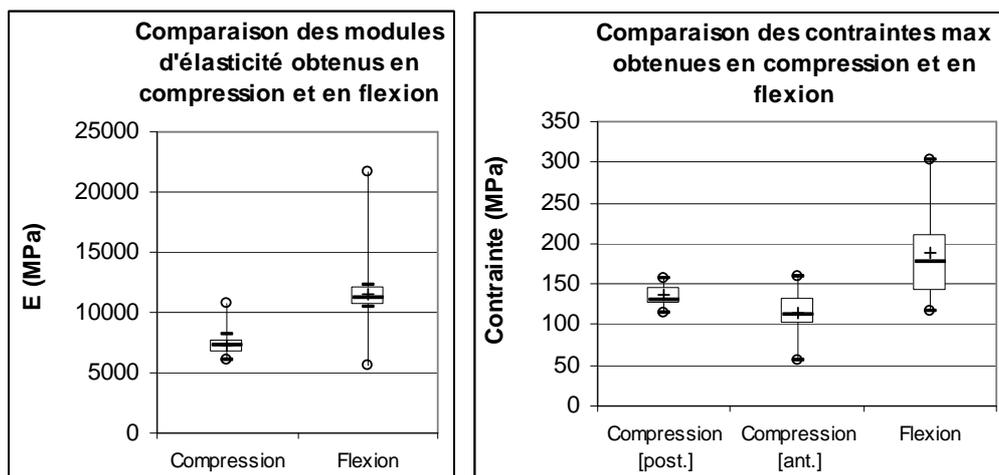


Figure 50. Comparaison des modules d'élasticité et des contraintes max calculés pour la compression et la flexion trois points.

Cette différence peut s'expliquer par le comportement non symétrique de l'os en traction et en compression (Figure 51). Effectivement, l'os aurait un module d'élasticité plus faible en compression par rapport à celui en traction, mais une limite élastique et une contrainte à la rupture plus grandes en compression qu'en traction (§1.2.1 page 36). Cette observation laisse

présager que la rupture de l'os compact est déterminée par sa capacité à supporter un chargement en traction.

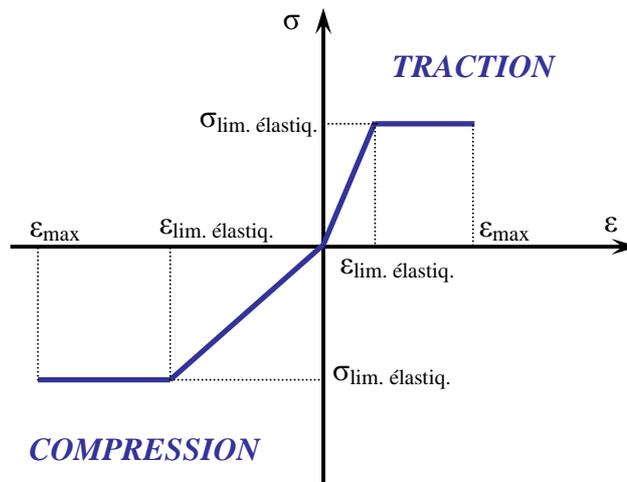


Figure 51. Loi théorique de comportement de l'os compact, d'après **Burnstein et coll. (1972)** en traction et en compression.

1.2.5.3 Flexion trois points et plasticité

Une des limites de l'essai de flexion trois points est la nécessité de calculer la contrainte max (σ_{\max}) à partir des équations d'une poutre élastique, sans prendre en compte la plasticité. D'après **Burnstein et coll. (1972)**, cette méthode de calcul surestime la valeur de σ_{\max} de 50 à 100%, et ces auteurs suggèrent que la contrainte max obtenue en flexion devrait être divisée par un facteur de 1.56 (pour une poutre pleine avec un profil carré).

Dans notre cas, nous avons étudié l'influence de la plasticité et l'influence de la non-symétrie du comportement de l'os en traction et en compression, dans l'ANNEXE 4 : *Plasticité*. Deux profils sont comparés : un profil rectangulaire plein et un profil rectangulaire creux. En se basant sur les résultats de **Kemper et coll. (2005)**, qui nous indique que la région plastique, sur la courbe contrainte-déformation de l'os compact costal en traction, représente 60% de la réponse totale, on compare donc les profils pour $\gamma = 0.4$, et on obtient :

- pour un profil plein :
 - $\frac{\sigma_{\max}}{\sigma_{yt}} \approx 1.62$, si $R = 1$, ie le module d'élasticité $E_{\text{traction}} = E_{\text{compression}}$;
 - $\frac{\sigma_{\max}}{\sigma_{yt}} \approx 1.35$, si $R = 2.5$, ie le module d'élasticité $E_{\text{traction}} = 2.5E_{\text{compression}}$;
- pour un profil creux :
 - $\frac{\sigma_{\max}}{\sigma_{yt}} \approx 1.31$, si $R = 1$;

- $\frac{\sigma_{\max}}{\sigma_{yt}} \approx 1.20$, si $R = 2.5$.

Ces résultats nous montrent que l'on surestime bien la valeur de la contrainte max. Cependant, calculer la contrainte max sans tenir compte de la plasticité, nous permet de comparer les essais entre eux.

1.2.5.4 Flexion trois points et géométrie

Le Tableau 28 des corrélations pour la flexion, nous indique que les propriétés de matériau en flexion trois points sont corrélées à l'épaisseur moyenne e des sections. Plus e est grand, plus E et σ_{\max} diminuent.

De plus, en se référant à l'ANNEXE 4 : *Comparaison : poutre à inertie constante/poutre à inertie variable*, nous nous rendons compte que la réponse structurelle de la côte soumise à la flexion trois points est affectée par sa géométrie (notamment par la variation de l'inertie), et cela entraîne des répercussions sur les propriétés de matériau calculées. En effet, en prenant en compte la variation du moment d'inertie le long du segment testé pour calculer le module d'élasticité, il apparaît des différences : soit les modules sont 7% plus grands, soit 15% plus petits.

2 Compression antéropostérieure

Le but de cet essai est de tester une côte entière, de solliciter cette structure dans sa globalité, contrairement à l'essai de flexion trois points où la sollicitation est locale.

2.1 Matériels et méthodes

2.1.1 Pièces anatomiques

Pour ces essais, 5 thorax (Tableau 32) ont été prélevés au service des dons de corps des Saints Pères. Ils sont conservés au congélateur à -20°C .

Tableau 32. Références des corps.

Référence corps	Sexe	Age (ans)
T252	F	58
T548	H	70
T522	H	67
T544	H	65
T176	F	66
	Moyenne	65.2
	Ecart-type	4.4

Les côtes 4 à 9 (droites et gauches) sont prélevées sur chaque thorax. La veille au soir, un thorax est mis à décongeler au réfrigérateur à 4°C pour la nuit. Le lendemain, les côtes sont désarticulées (désossage des articulations costo-transverses et costo-vertébrales) en prenant garde de prélever les arcs postérieurs entiers sans les abîmer. La jonction entre le cartilage chondral et l'os costal est découpée avec une scie oscillante pour éviter toute fissuration de la corticale. Les côtes sont ensuite débarrassées des résidus de tissus mous et de périoste. Puis, elles sont recongelées individuellement à -20°C dans des sachets plastiques.

La veille des essais, les côtes sont mises à décongeler à 4°C , au réfrigérateur. Le jour même, elles sont placées à température ambiante, et immergées dans une solution saline pour les réhydrater. A l'aide d'une scie oscillante, les restes éventuels de cartilage sont découpés.

2.1.2 Imagerie et morphométrie

Contrairement à l'essai de flexion trois points où seulement la zone latérale de la côte est testée, pour l'essai de compression antéropostérieure, toute la côte est sollicitée. Il est donc nécessaire d'avoir accès à la géométrie le long de la côte.

Un montage a donc été développé sur lequel les côtes seront scannées par 3 : niveaux 4, 5 et 6, et niveaux 7, 8 et 9. Il est constitué d'un plateau tournant composé de deux parties (Figure 52) :

- ✓ Le socle : c'est la partie fixe du système qui est sanglée sur la tête du scanner ;
- ✓ Le plateau circulaire : c'est la partie mobile ; elle est reliée au socle par une liaison pivot d'axe vertical qui permet d'orienter les côtes par rapport à l'axe d'avance du scanner.

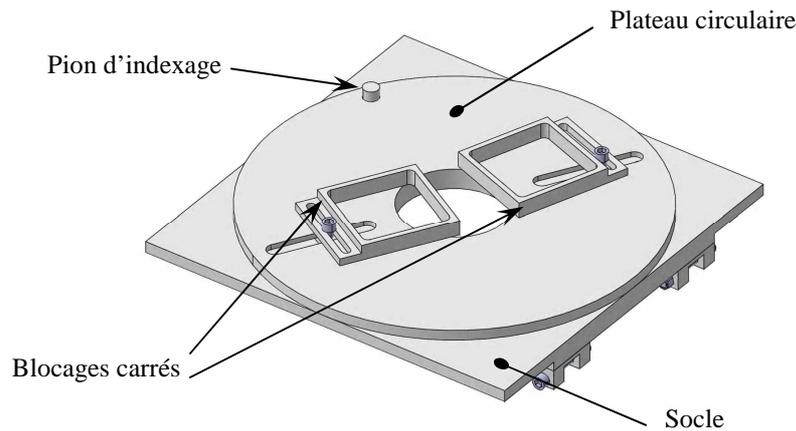


Figure 52. Description du plateau tournant réalisé en PEHD 500.

Sur le plateau, les côtes sont insérées dans des blocs de mousse, eux-mêmes fixés dans les blocages carrés coulissant pour s'adapter aux différentes tailles des côtes (Photo 3). Le plateau est indexé tous les 30° ce qui permet de CT-scanner la côte en plusieurs segments. Chaque segment est orienté de telle manière que la ligne moyenne soit le plus colinéaire possible à l'avance du scanner. Les coupes réalisées sont millimétriques jointives. Environ 400 coupes sont effectuées pour chaque montage. Les angles varient de 0 à 150° .



Photo 3. Montage pour CT-scanner les côtes.

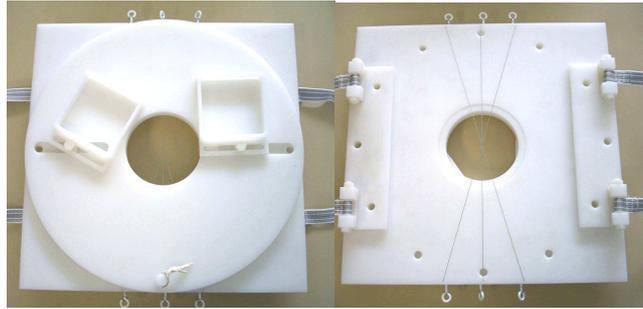


Photo 4. Vue du dessus et vue du dessous, avec les fils métalliques) du plateau tournant.

Afin de reconstruire les côtes, des fils métalliques ont été fixés sous le socle (Photo 4). Les artefacts visibles sur les coupes permettent de calculer pour chaque coupe la distance au centre de rotation du plateau. De plus, connaissant l'angle pour chaque série de coupes, elles sont alors repositionnées les unes par rapport aux autres.

Le champ d'acquisition des coupes varie selon la position des côtes (Figure 53). Le champ est plus grand lorsque l'on scanne les extrémités, et il est plus resserré lorsque l'on scanne la partie latérale. La taille du pixel varie donc entre 0.457 et 0.230 mm, ce qui correspond à des champs, respectivement, de 230 et 120 mm.

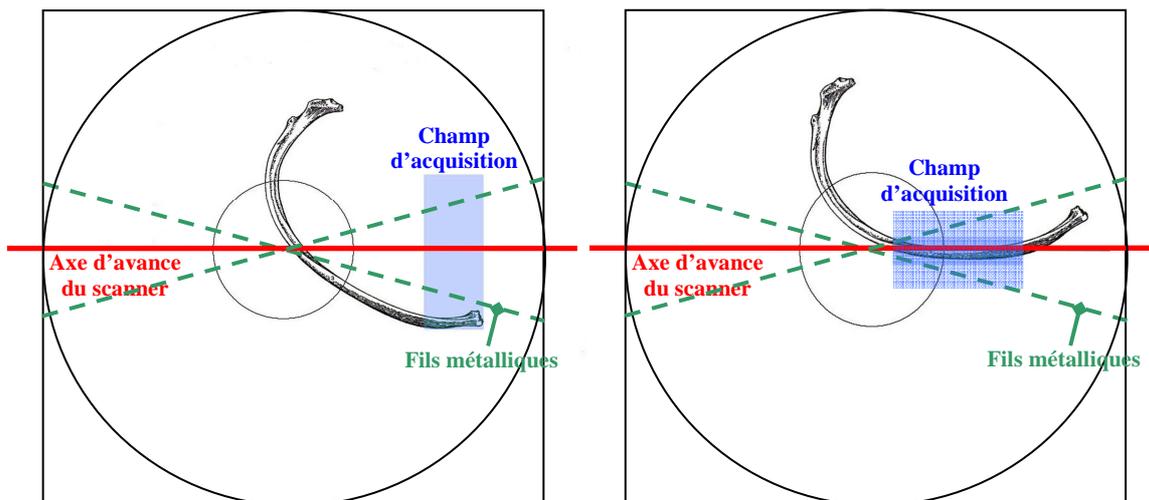


Figure 53. Illustration de la variation du champ d'acquisition selon la position de la côte.

Le principe de traitement des images est le même que celui détaillé précédemment (§1.2.2 page 68). Les contours osseux sont toutefois déterminés automatiquement. Il ne se pose donc pas de problème au niveau de la reproductibilité des résultats. Il est alors possible d'étudier l'évolution des paramètres géométriques (dimensionnels et inertiels) le long de la côte.

2.1.3 Essais

2.1.3.1 Gamme de sollicitation

Lors d'un choc automobile, le thorax des passagers rentre en contact avec la ceinture de sécurité et/ou le sac gonflable. Ceci provoque une déflexion des côtes. Le principe de l'essai

est donc de solliciter une côte isolée en imposant un déplacement au niveau de la tête antérieure et en fixant la tête postérieure.

Pour avoir accès aux vitesses de sollicitation qu'une côte peut subir, les déflexions mesurées sur mannequin Hybrid III (50^{ème} percentile) pour un choc à 64 km.h⁻¹ (avec une ceinture avec un limiteur d'effort taré à 4kN et un airbag), et sur le sternum de l'être humain numérique en trois endroits : haut sternum (côte 3), moyen sternum (côte 4) et bas sternum (côte 7), pour un choc à 56 km.h⁻¹ (avec une retenue à 4kN et un airbag), sont analysées. A partir des courbes de déflexion, les vitesses de déflexion sont dérivées. On obtient :

- Pour les essais Hybrid III, une vitesse de déflexion de 1.2 m.s⁻¹ (moyenne sur 5 essais) ;
- Pour les essais être humain numérique en choc frontal, une vitesse de déflexion de 3 m.s⁻¹ pour le haut du sternum et 4 m.s⁻¹ pour le milieu et le bas du sternum.

La plage de vitesse est donc comprise entre 1.2 m.s⁻¹ à 4 m.s⁻¹.

2.1.3.2 Banc d'essai et voies de mesures

Le but est d'appliquer une vitesse de déplacement à la tête antérieure costale.

La côte est fixée dans des godets libres en rotation à l'aide de résine Syntofer®. La côte et les godets sont ensuite fixés sur le banc d'essai (Photo 5), préalablement réglé grâce à l'entraxe (L_e) mesuré entre les axes des godets.

Le godet antérieur est fixé sur un chariot mobile en translation, qui est mis en vitesse à l'aide du pendule lâché d'un angle de 34° (par rapport à la verticale) et au nid d'abeille collé sur le bouclier fixé au chariot. Le godet postérieur est fixé au bâti.

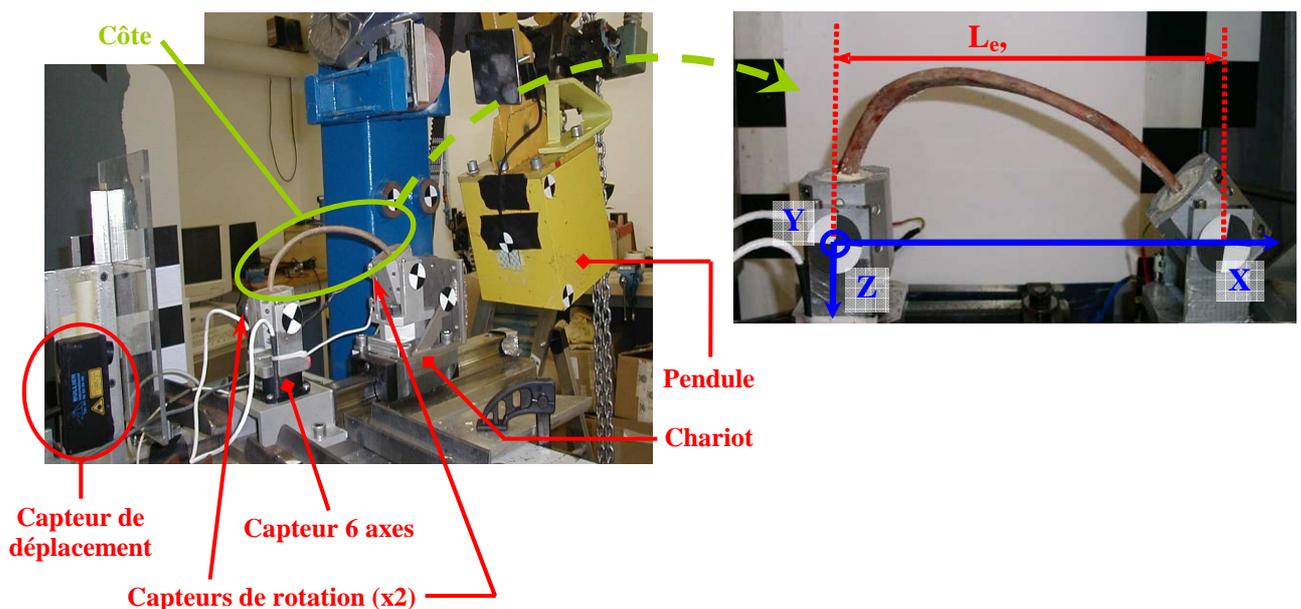


Photo 5. Banc d'essai (capteurs), mesure de l'entraxe (L_e) et axes du capteur 6 axes.

Durant l'essai, le déplacement du chariot est enregistré à l'aide d'un capteur laser de déplacement ; les efforts (F_X , F_Y , F_Z) et moments (M_X , M_Y , M_Z) sont obtenus grâce au capteur 6 axes fixé sous le godet postérieur (Photo 5) ; les accélérations pendule et chariot sont données par des accéléromètres fixés respectivement en face arrière du pendule et sur le chariot ; les déplacements angulaires (R_{post} , R_{ant}) de chaque godet sont enregistrés par des potentiomètres montés sur les axes des godets.

Le torseur enregistré par le capteur 6 axes correspond au torseur au centre de celui-ci. Connaissant la géométrie de la fixation postérieure, le torseur au centre du godet postérieur (sur l'axe de rotation) est calculé comme indiqué dans la Figure 54.

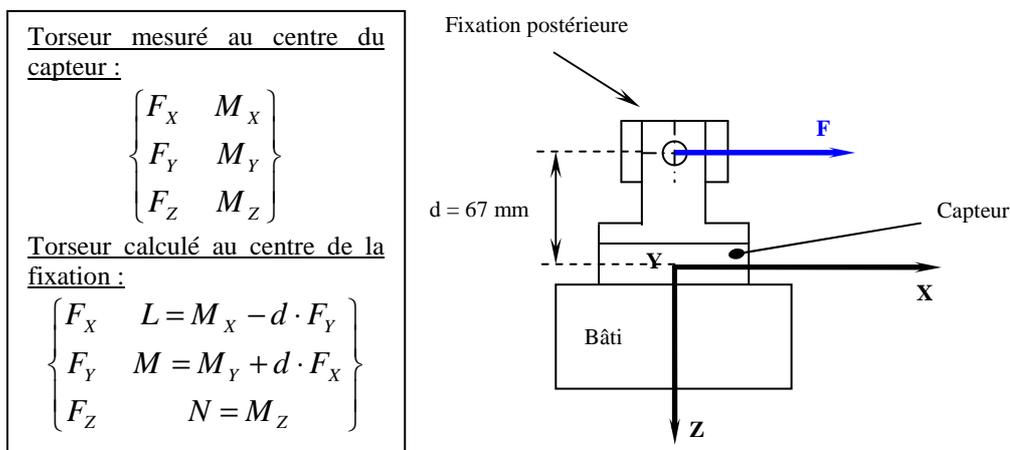


Figure 54. Calcul du torseur au centre du godet postérieur.

Le déplacement max (d_{max}) et l'effort max à rupture (F_{max}) selon la direction X sont déduits des courbes, ainsi que la vitesse de déplacement du chariot (v) et les vitesses de rotation des godets (ω_{ant} , ω_{post}). La raideur (K) est calculée par régression linéaire sur la partie la plus linéaire de la courbe effort-déplacement (par détermination manuelle²¹). La Figure 55 récapitule tous les paramètres mesurés.

La fréquence d'échantillonnage des capteurs est de 20 kHz (filtre antirepliement : 10 kHz). Les caractéristiques de l'instrumentation et les configurations des essais sont disponibles dans l'ANNEXE 5.

Tous les essais sont filmés à l'aide de 2 caméras à grande vitesse 2000 images.s⁻¹ et 4000 images.s⁻¹. Les films permettent d'observer la chronologie (amorces) de la rupture et ils seront comparés aux modèles en éléments finis.

Les côtes de niveau 5 sont équipées de jauges de déformation (Photo 6) : 5 jauges simples longitudinales collées collinairement à la ligne moyenne (2 en corticale externe et 3 en corticale interne) et une rosette (en corticale externe entre 2 jauges simples).

²¹ Une étude de répétabilité montre que la précision de mesure de la raideur est : $\pm 5\%$.

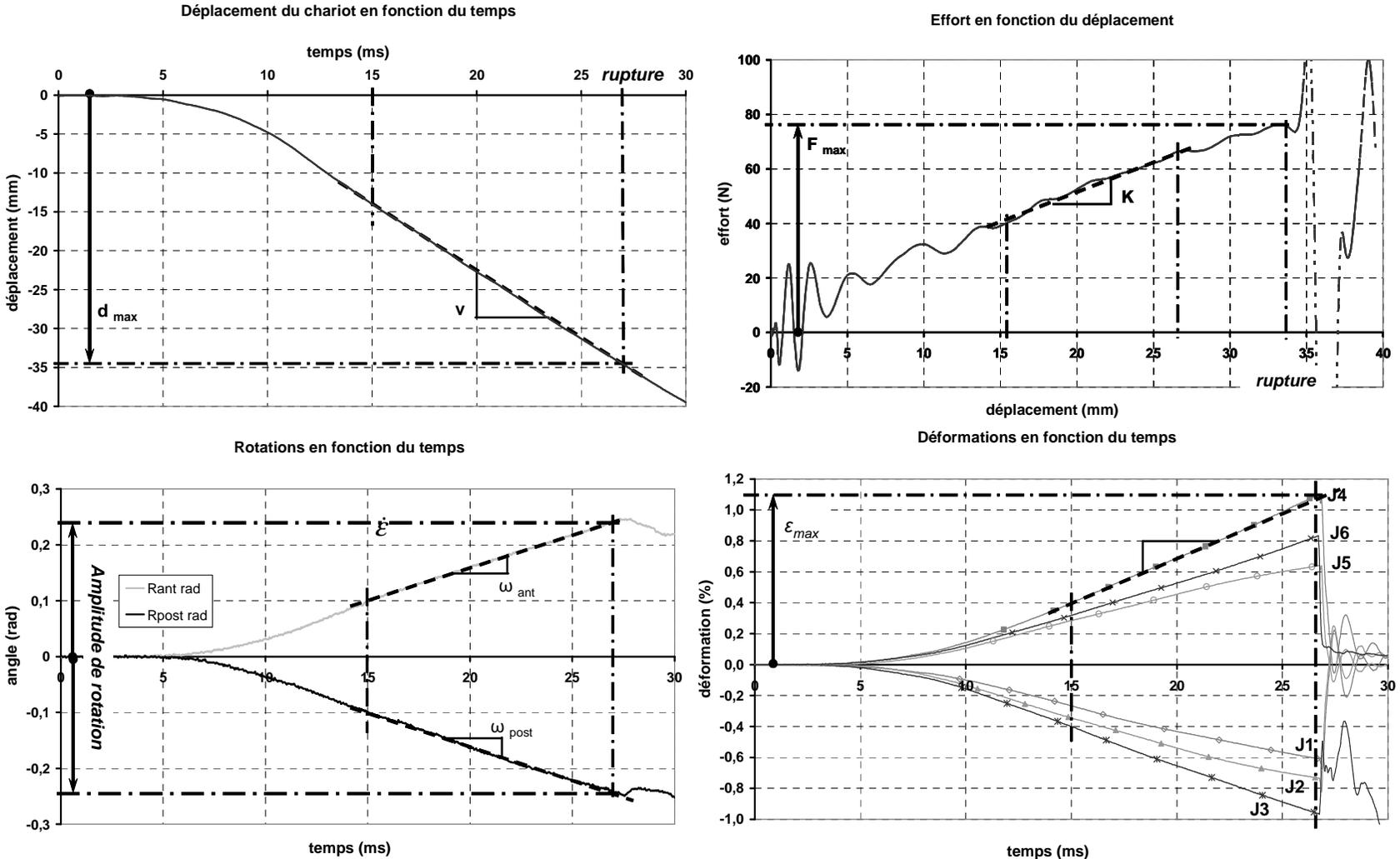


Figure 55. Analyse des courbes pour un essai de sollicitation antéropostérieur.

Le traitement des déformations (Figure 55) permet d'accéder au temps t rupture, aux déformations max (ϵ_{\max}) et aux vitesses de déformation ($\dot{\epsilon}$) par zone.

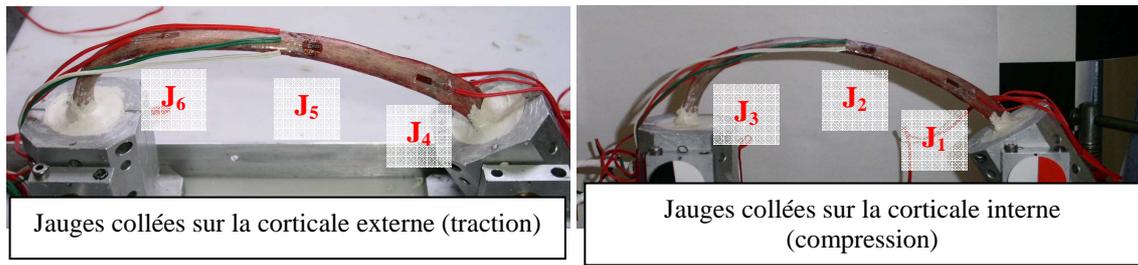


Photo 6. Position des jauges.

2.1.4 Calcination

Après les essais, les côtes sont coupées au niveau des fixations dans la résine avec une scie oscillante. Elles sont ensuite recongelées à -20°C , puis calcinées ultérieurement.

2.1.4.1 Préparation des côtes

Suite aux essais, les côtes présentent un ou deux traits de fracture. Dans ces zones, les côtes sont recoupées pour avoir des segments avec des faces lisses. Avec une rugine, le nettoyage de l'os est parfait. A l'aide d'un mètre souple (mètre de couturière), la longueur de chaque segment est mesurée (Photo 7) et une longueur globale (L) est déduite.



Photo 7. Mesure de la longueur des segments de côte.

2.1.4.2 Minéralisation

Pour chaque côte, trois paramètres sont mesurés qui sont :

- *la masse d'os* (M) : les segments d'une même côte sont pesés avec la balance Sartorius BP 310 S ;
- *le volume global* (V) : les segments sont collés sur un fil de coton avec de l'adhésif à prise rapide. L'ensemble est ensuite pesé dans de l'eau²², on obtient alors une masse résiduelle (M_r). Connaissant M , on lui soustrait M_r et on divise le résultat par la densité de l'eau ($\rho_{eau} = 1$), ce qui nous donne le volume global (même technique que précédemment §1.4.2 page 74) ;

²² Pour accéder à un volume global, sans que de l'eau remplisse les segments découpés, les faces de chaque morceau sont enduites de vaseline (imperméable à l'eau).

- *la masse de cendres (C)* : après évaluation du volume, à l'aide d'un scalpel, les points de colle sont retirés. Les fragments sont positionnés sur la plaque du four et ils sont calcinés à 600°C pendant 30 minutes (Photo 8). Les cendres sont ensuite pesées avec la balance.

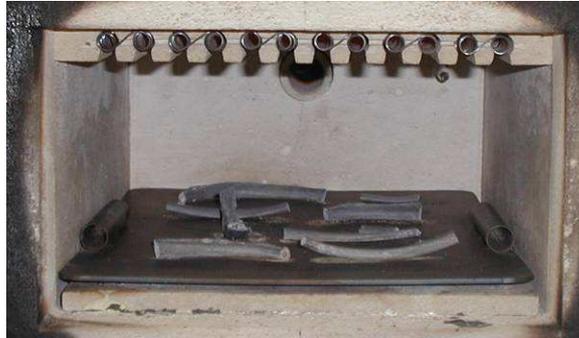


Photo 8. Côtes calcinées.

2.1.4.3 Paramètres calculés

Les différents paramètres calculés à partir des données précédents sont :

- *la densité minérale linéique* : $\frac{C}{L}$;
- *la masse volumique relative des sels minéraux* : $\frac{C}{V}$.

2.2 Résultats et discussion

2.2.1 Analyse de la géométrie

Un seul héli-thorax est disponible pour cette étude : l'héli-thorax droit T252. Il s'agit donc seulement d'illustrer l'évolution des paramètres géométriques le long d'une côte.

2.2.1.1 Evolution des paramètres géométriques

Les coupes (numéros croissants en abscisse) vont de la jonction costo-chondrale vers la tête postérieure.

En analysant les courbes de la Figure 57, on constate que :

- La largeur h varie entre 8 et 14 mm ;
- L'épaisseur e varie entre 4 et 10 mm ;
- La surface S_{os} varie entre 15 et 35 mm² et elle croît de la tête antérieure vers la tête postérieure ;
- La surface S_{totale} varie entre 30 et 70 mm² ;
- Le moment d'inertie I_x varie entre 100 et 500 mm⁴ ;
- Le moment d'inertie I_y varie entre 25 et 200 mm⁴.

La largeur des sections h nous indique que les côtes 7, 8 et 9 ont le sillon costal plus marqué que les côtes 4, 5 et 6. En effet, h augmente brusquement au niveau du sillon costal pour les côtes 7, 8 et 9, alors que, pour les côtes 4, 5 et 6, h décroît de manière continue le long des sections.

Sur les figures représentant la surface d'os compact et la surface totale, on remarque 2 pics : 1 pour la côte 5 (entre les 80^{ième} et 100^{ième} coupes) et l'autre pour la côte 7 (entre les 100^{ième} et 120^{ième} coupes). Il s'agit de calcs osseux.

En observant la Figure 56 et la Figure 57, on remarque que sur la partie antérieure s'étendant de la jonction costo-chondrale jusqu'au sillon costal, les sections des côtes 7, 8 et 9 ont une forme presque cylindrique ($60 \leq e/h \leq 100 \%$). Sur toute l'étendue du sillon costal (jusqu'à l'angle costal), la forme des sections s'aplatit ($40 \leq e/h \leq 60 \%$). A partir de l'angle costal, les sections s'arrondissent à nouveau. Pour les côtes 4, 5 et 6, les sections restent aplaties jusqu'au niveau de l'angle costal ($40 \leq e/h \leq 60 \%$), à partir de là, les sections s'arrondissent jusqu'à la tête postérieure.

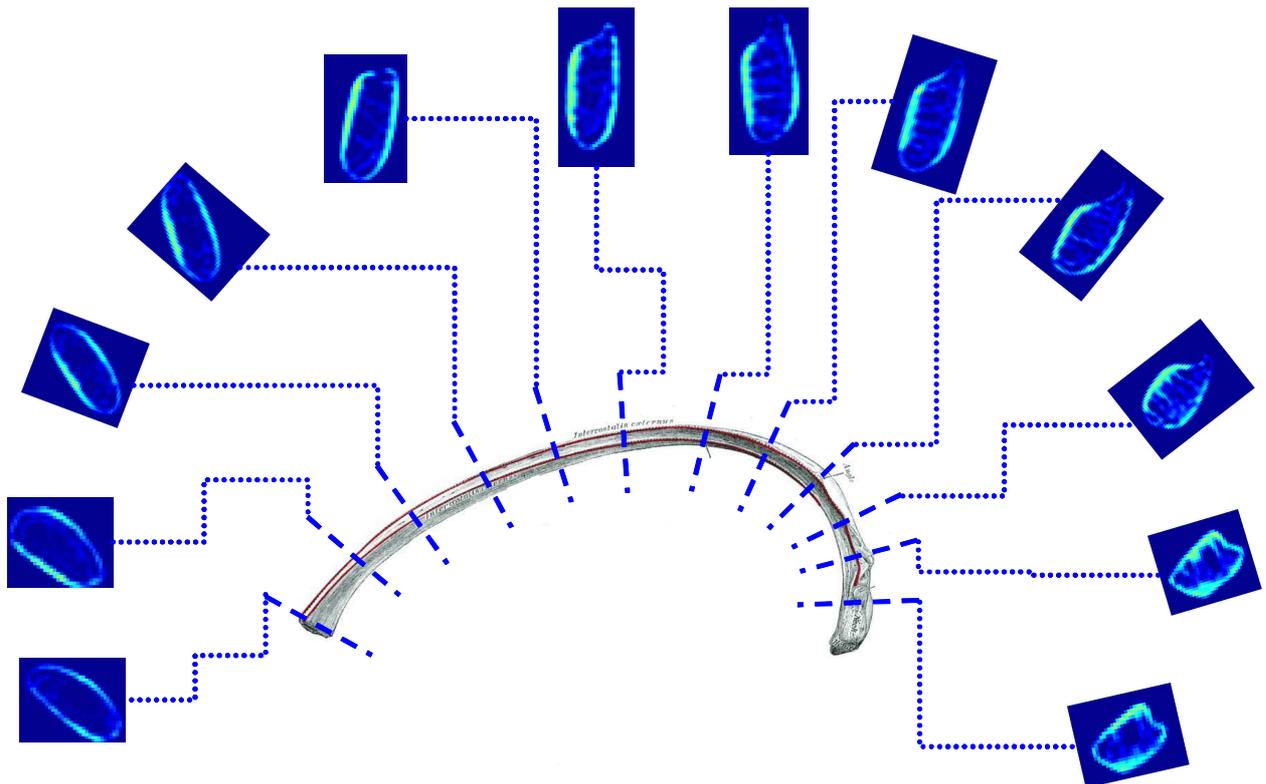


Figure 56. Evolution des sections le long de la ligne moyenne d'une côte.

2.2.1.2 Evolution de l'épaisseur d'os compact et de la densité HU

En regardant la Figure 58, on constate que l'épaisseur d'os compact croît le long des côtes ainsi que la densité HU de l'os. Si l'on compare les moyennes par côte, on remarque que l'épaisseur d'os et la densité varie peu d'un niveau à l'autre.

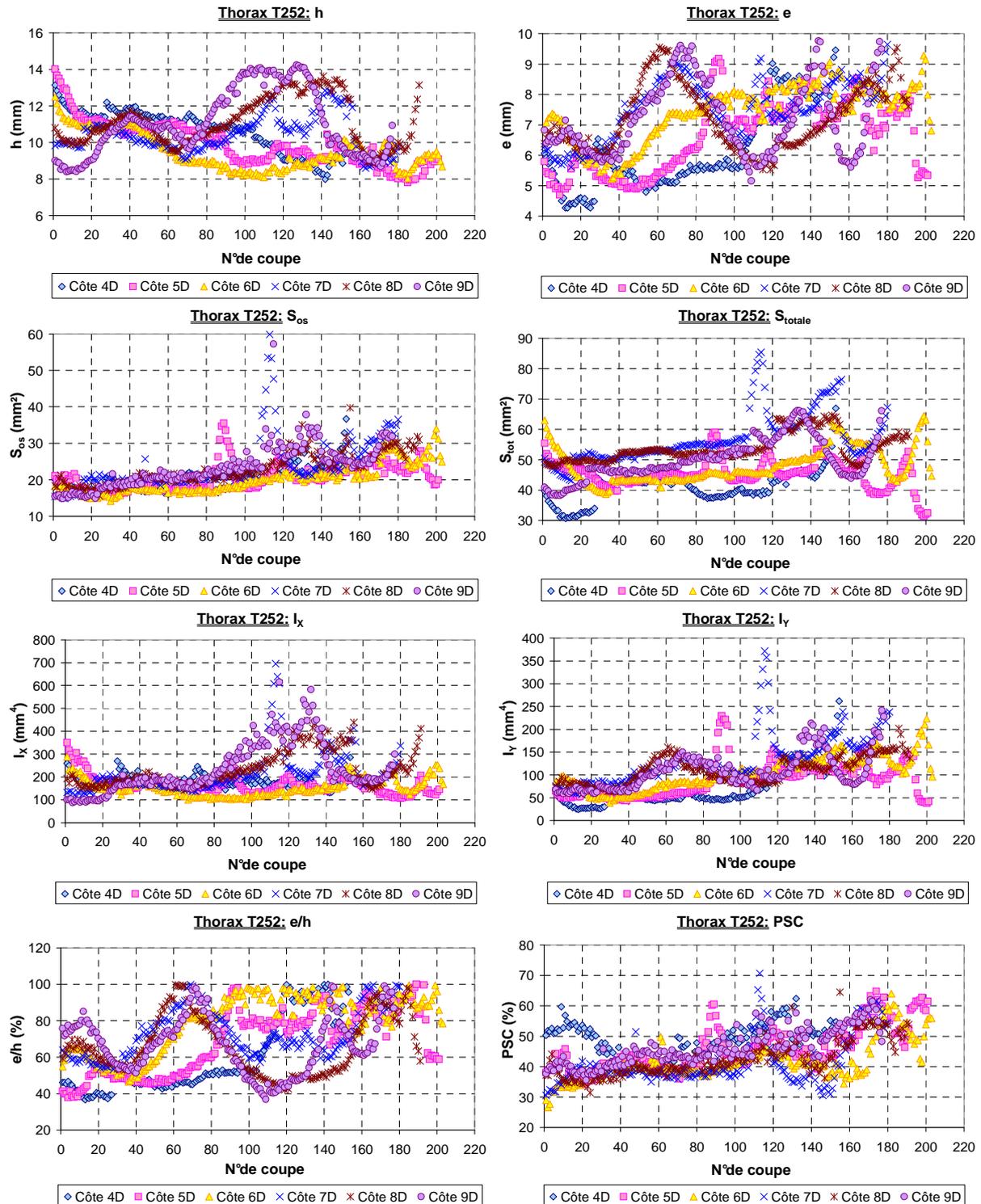
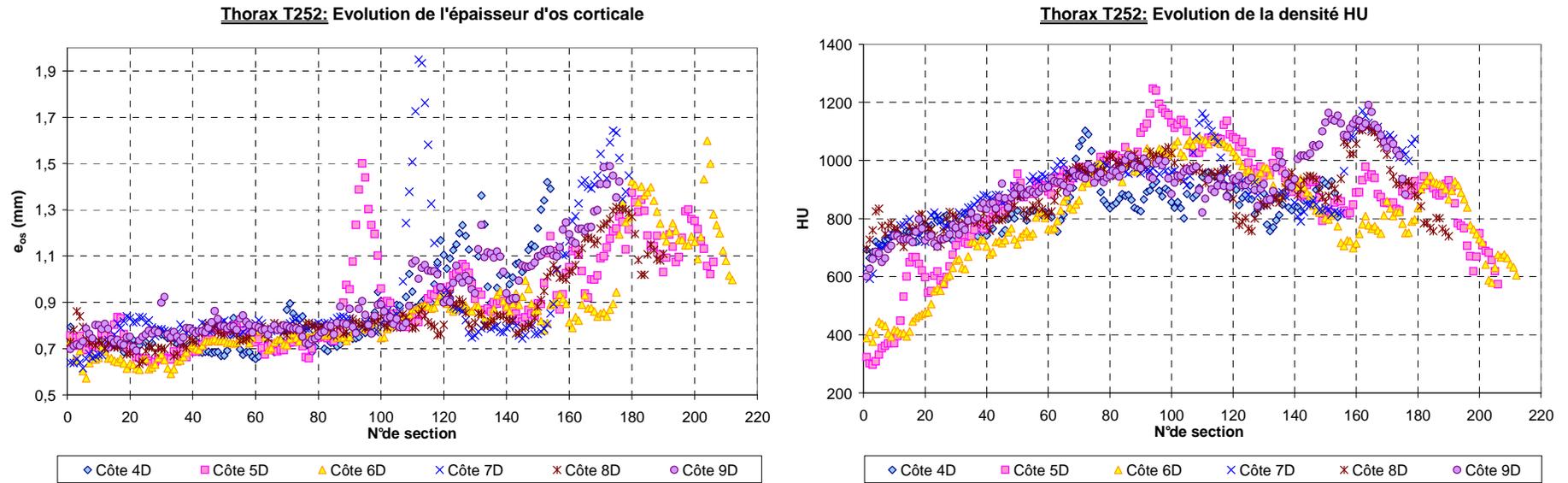


Figure 57. Données géométriques de l'hémi-thorax droit T252.



Côte	e_{os} moyenne (mm)	Densité HU moyenne
4D	0.84 (1.42 – 0.66)	838 (1102 – 664)
5D	0.90 (1.50 – 0.64)	867 (1247 – 297)
6D	0.86 (1.60 – 0.57)	807 (1085 – 376)
7D	0.91 (1.95 – 0.62)	915 (1171 – 592)
8D	0.85 (1.31 – 0.63)	890 (1118 – 696)
9D	0.91 (1.49 – 0.69)	916 (1191 – 600)

Figure 58. Evolutions de l'épaisseur d'os compact et de la densité HU le long des côtes scannées, avec un tableau pour les valeurs moyennes (entre parenthèses, le maximum et le minimum).

2.2.2 Analyse des essais

2.2.2.1 Mécanisme de rupture

La vidéo permet d'observer le mécanisme de rupture. On constate que la corticale externe travaillant en traction casse en premier. Les fractures sont de 2 types (Photo 9) : franches, dans une même section, ou obliques (« délaminage »). Les fractures obliques sont observées surtout lorsque la côte casse en partie antérieure.



Photo 9. Illustration d'une rupture franche (à gauche) et d'une rupture oblique (à droite).

2.2.2.2 Voies de mesure

✓ Mesures des efforts et des moments :

La Figure 59 illustre le torseur calculé au centre du godet postérieur. Les efforts selon les axes Y et Z sont négligeables par rapport à l'effort selon X, qui est l'axe de déplacement. Les moments autour de X, Y et Z sont également proches de 0. A l'instant de la rupture, des oscillations sont observées. Elles peuvent être dues à des mouvements de la partie postérieure lorsque l'énergie est relâchée, mais aussi à la réponse impulsionnelle du capteur.

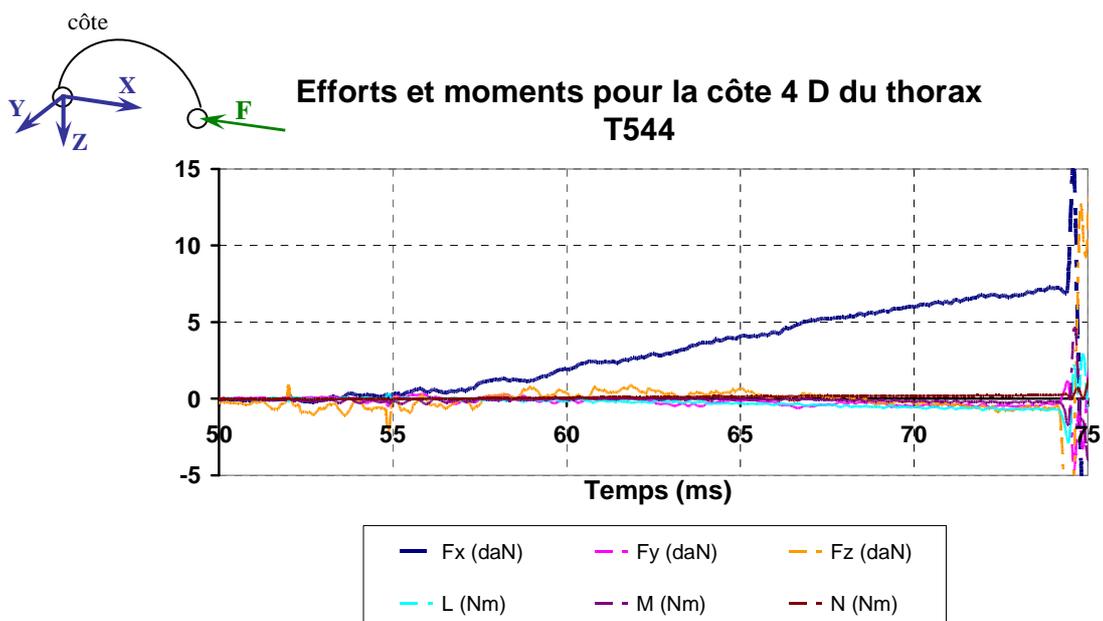


Figure 59. Exemple de torseur au centre du godet. Les voies ne sont pas filtrées.

✓ Mesures des déplacements :

La Figure 60 illustre les informations enregistrées par les capteurs de rotations et de déplacement en translation. Seule la voie de mesure du capteur laser est filtrée.

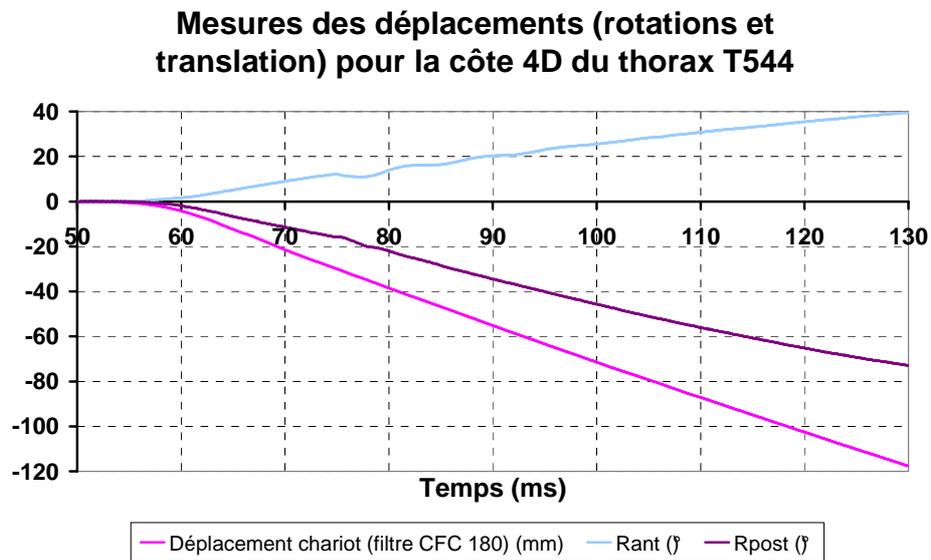


Figure 60. Exemples de mesures des capteurs de rotation fixés sur les axes et du capteur laser enregistrant le déplacement en translation du chariot.

✓ Mesure des accélérations :

La Figure 61 montre les accélérations mesurées par les accéléromètres situés sur le chariot et la face arrière du pendule.

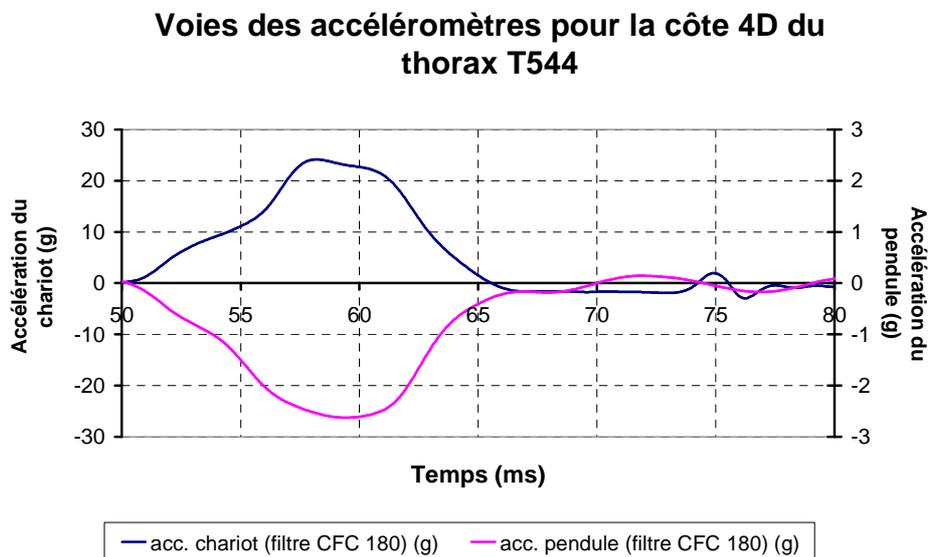


Figure 61. Courbes d'accélération du chariot et du pendule.

✓ Mesure des déformations :

La Figure 62 montre les déformations mesurées en fonction du temps par des jauges collées sur l'os.

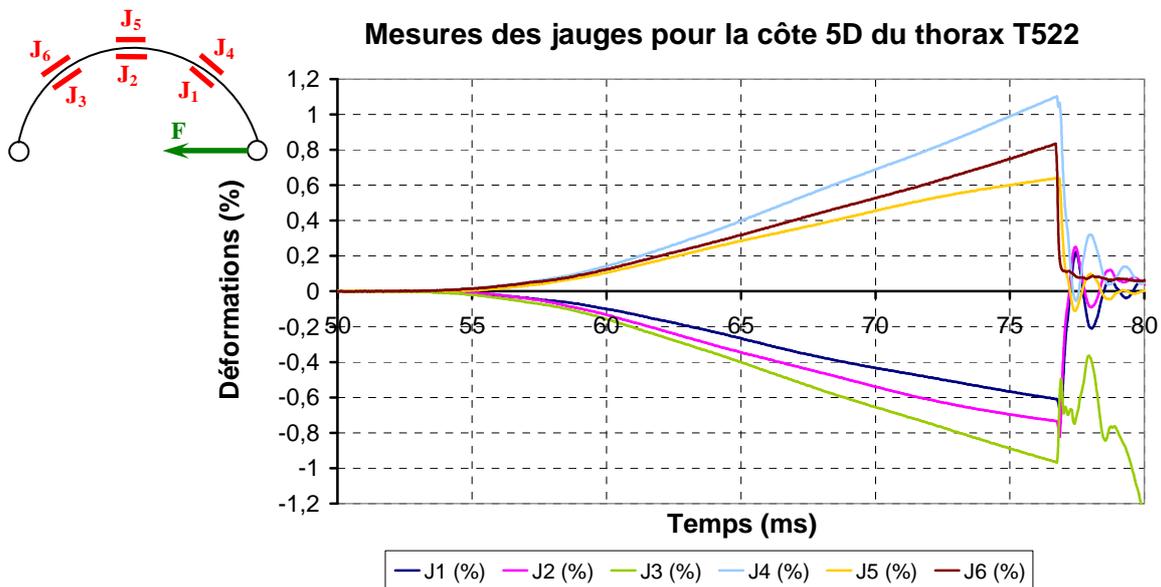


Figure 62. Courbes des déformations enregistrées par les jauges.

2.2.2.3 Paramètres mécaniques

2.2.2.3.1 Paramètres mesurés

Dans la Figure 63, une importante disparité est observée entre les 5 sujets testés. En effet, l'effort max moyen varie entre 48 et 146 N, et le déplacement max moyen entre 36.1 et 49.6 mm. Les côtes des sujets masculins (T548, T522 et T544) apparaissent plus résistantes que celles des thorax féminins (T252 et T176).

Pour chaque thorax, le déplacement d_{\max} augmente avec le niveau. Cette tendance se retrouve si on regarde la moyenne par niveau (Figure 64) : d_{\max} est de 32 mm pour les niveaux supérieurs et de 48 pour les niveaux inférieurs. Ce déplacement représente environ 20% de la distance L_c mesurée entre les axes des godets. Les rotations enregistrées pour les godets postérieurs et antérieurs sont comparables entre elles, et elles augmentent avec le niveau testé. Cela est vérifié avec un test de Wilcoxon, qui nous montre qu'il n'y a pas d'influence des positions antérieure et postérieure sur les rotations ($p = 0.52$). Un test de Kruskal-Wallis permet de confirmer l'influence du niveau sur le déplacement max ($p = 0.0106$) et les amplitudes de rotation (postérieure : $p = 0.0179$ et antérieure : $p = 0.0068$).

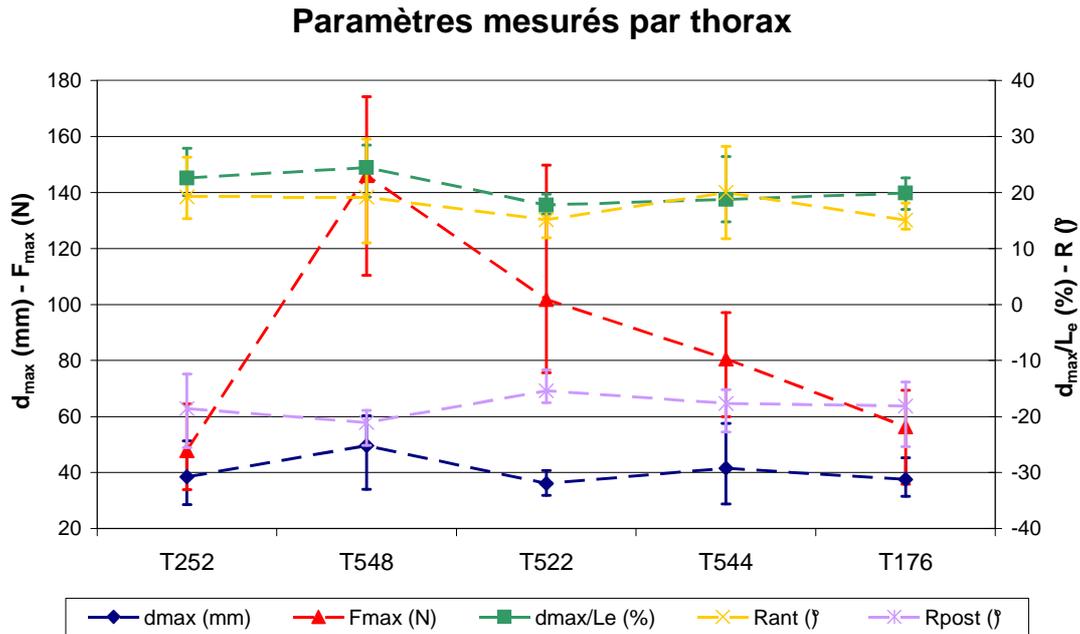


Figure 63. Paramètres mécaniques moyens mesurés sur les courbes pour chaque thorax [les barres représentent les valeurs max et min].

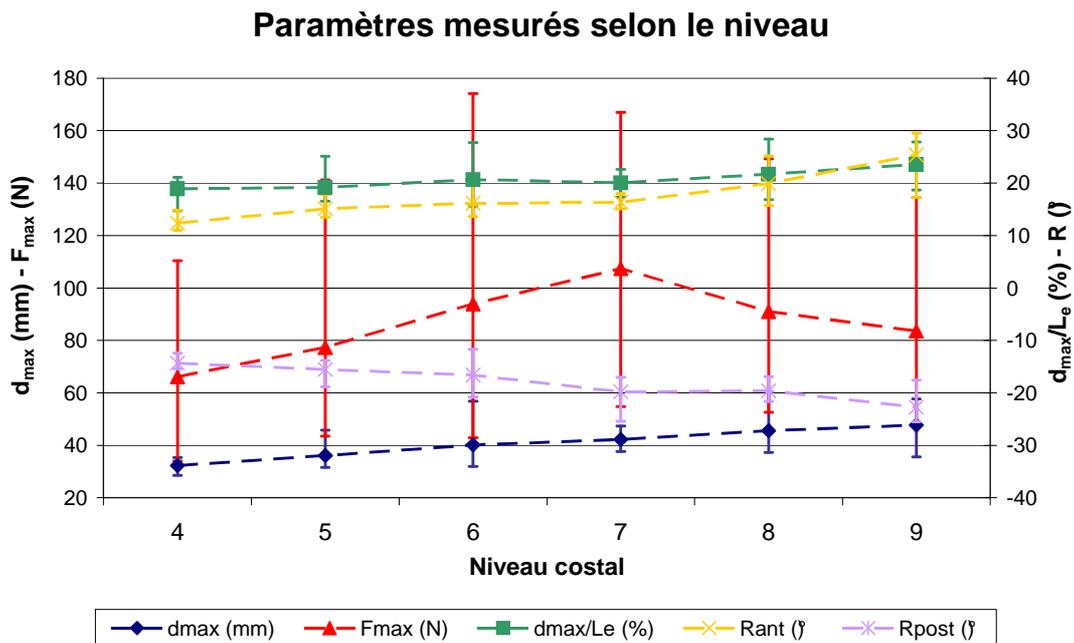


Figure 64. Paramètres mécaniques moyens mesurés sur les courbes pour chaque niveau [les barres représentent les valeurs max et min].

2.2.2.3.2 Paramètres dérivés

Dans la Figure 65, une certaine disparité entre les sujets est observée. En effet, la vitesse v varie entre 1.56 et 1.80 m.s^{-1} , les vitesses de rotation ω , entre 9 et 15 rad.s^{-1} . Pour chaque thorax, la vitesse v diminue alors que le niveau costal augmente. Cette tendance se confirme si l'on regarde les moyennes par niveau de la Figure 66. Les vitesses de rotations quant elles, semblent constantes et varient peu selon la position antérieure ou postérieure.

Vitesse calculées pour chaque thorax

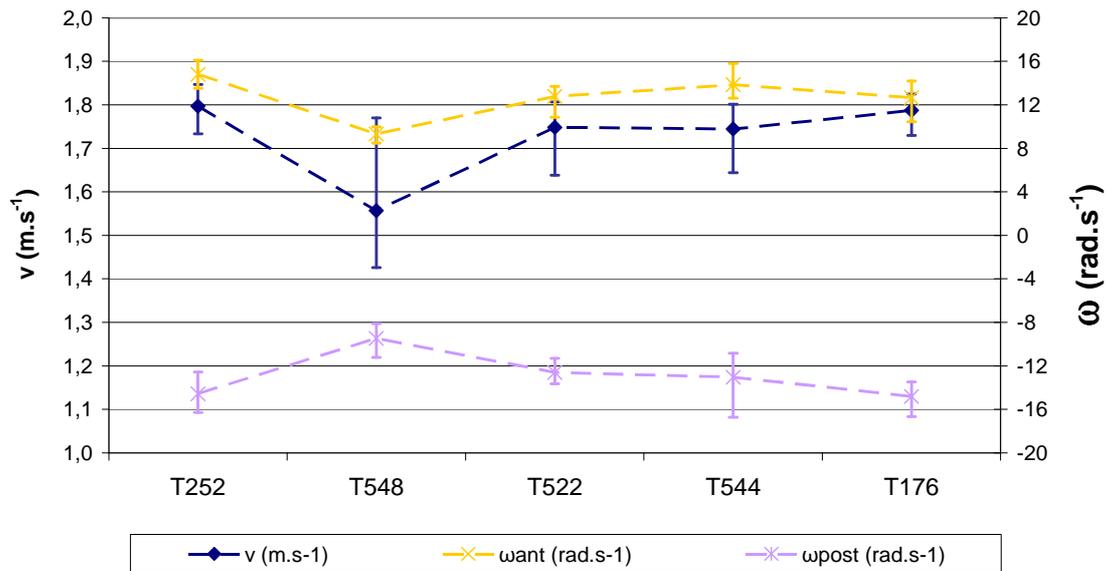


Figure 65. Vitesse de déplacement moyenne du chariot et vitesses de rotations moyennes dérivées des courbes pour chaque thorax [les barres représentent les valeurs max et min].

Vitesse calculées pour chaque niveau

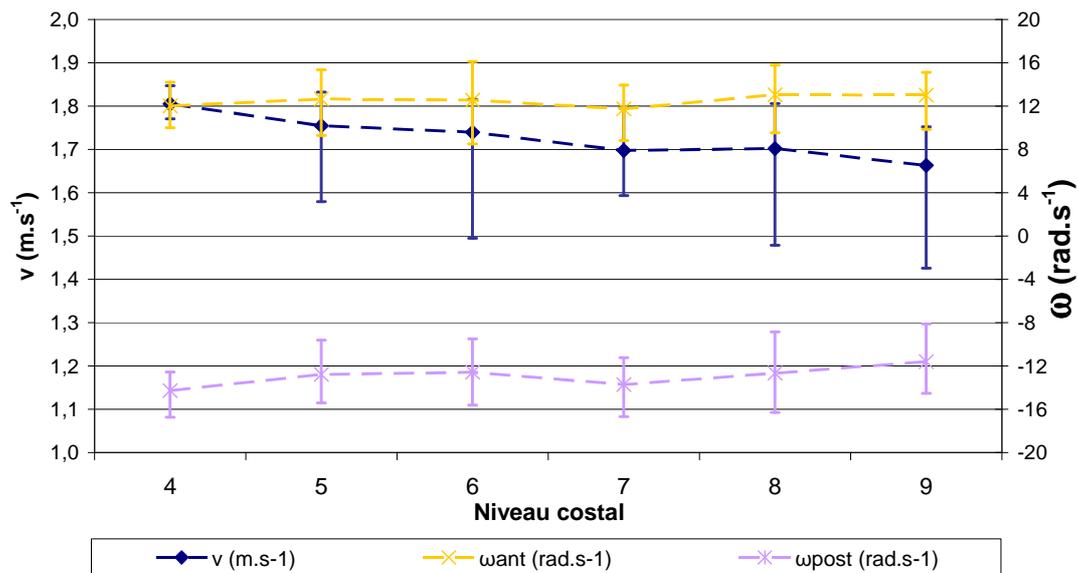


Figure 66. Vitesse de déplacement moyenne du chariot et vitesses de rotations moyennes dérivées des courbes pour chaque niveau [les barres représentent les valeurs max et min].

Une importante disparité selon le genre est observée pour la raideur K et l'énergie W (Figure 67). Effectivement, les côtes des thorax masculins (T548, T522 et T544) sont de 2 à 3 fois plus raides que celles des thorax féminins (T252 et T176). L'énergie pour les casser est de 2 à 5 fois plus importante. La raideur des côtes augmente du niveau 4 jusqu'au niveau 7, puis elle diminue jusqu'au niveau 9 (Figure 68). L'énergie pour casser les côtes 6 à 9 est à peu près constante et elle est environ 2 fois plus importante que celle nécessaire pour fracturer les côtes 4 et 5.

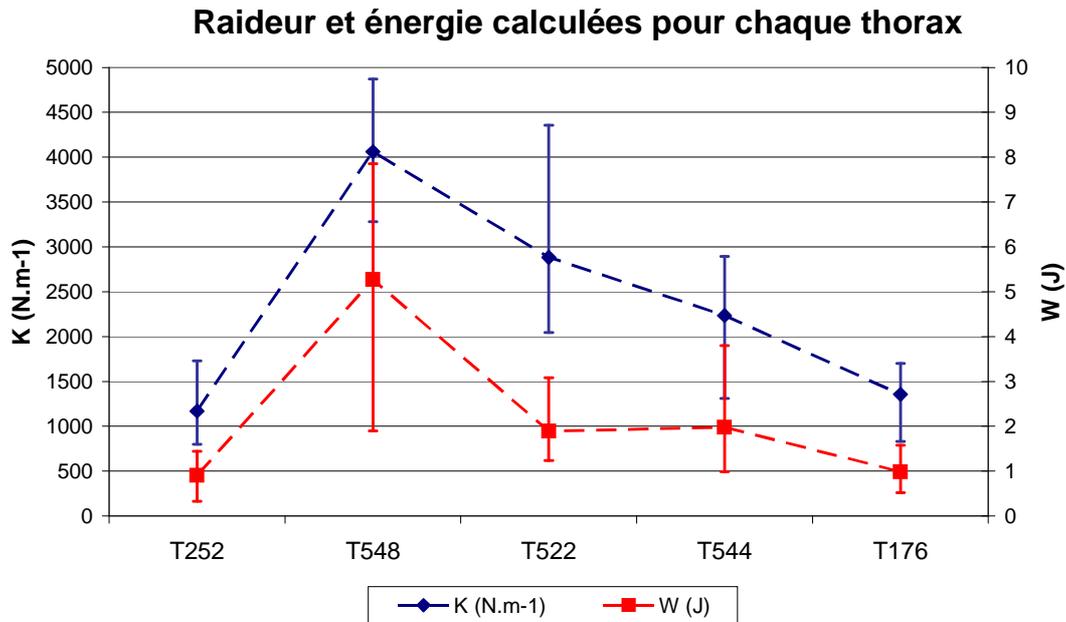


Figure 67. Raideur moyenne et énergie moyenne de rupture calculées à partir des courbes pour chaque thorax [les barres représentent les valeurs max et min].

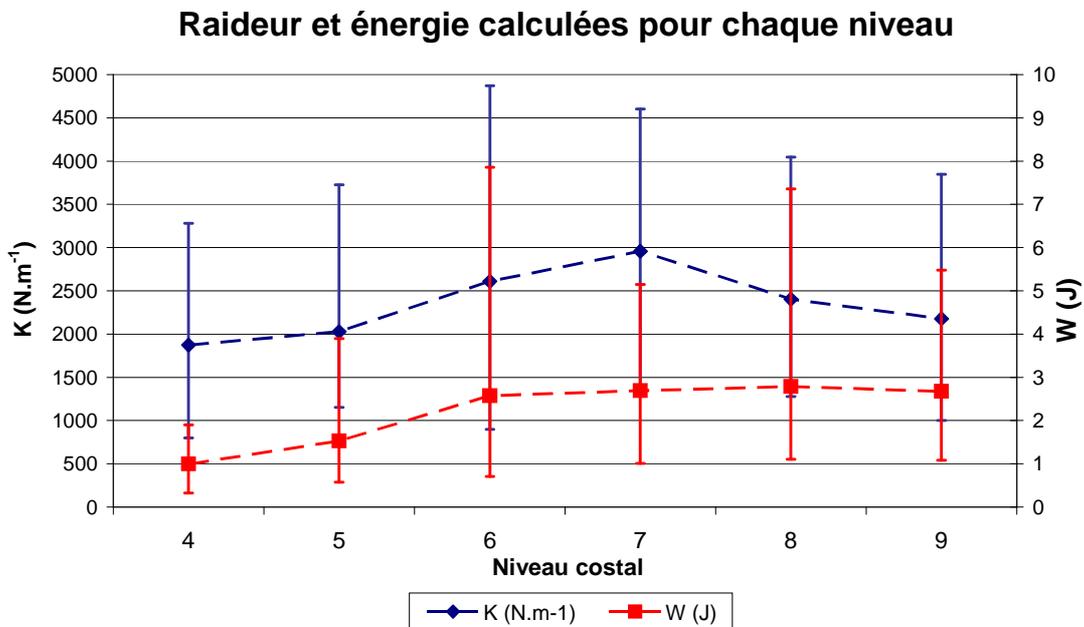


Figure 68. Raideur moyenne et énergie moyenne de rupture calculées à partir des courbes pour chaque niveau [les barres représentent les valeurs max et min].

Un test de Kruskal-Wallis permet de mettre en valeur l'influence du niveau sur la vitesse v ($p = 0.0431$). Pour les autres paramètres aucune influence n'a pu être mise en évidence.

2.2.2.3.3 Les déformations

Les vitesses de déformation et les déformations max des thorax T522, T544 et T252 sont comparables entre elles et sont plus grandes que celles enregistrées pour le thorax T176 (Tableau 33). Ceci pourrait s'expliquer par le fait que, bien que les 4 côtes aient une vitesse v semblable (v varie entre 1.76 et 1.83 m.s⁻¹), le déplacement max à la rupture est plus grand pour les 5^{èmes} côtes des thorax T522, T544 et T252. Les déformations en traction et en

compression soutenues sont comparables, pour chaque thorax. On ne note pas de différence de comportement de l'os en traction et en compression, bien que la rupture s'initie d'abord sur la corticale externe travaillant en traction.

Tableau 33. Données enregistrées par les jauges collées sur les côtes de niveau 5.

	T 522 (5 D)		T 544 (5 G)		T 176 (5 G)		T 252 (5 D)	
	Vit. de déformation (s ⁻¹)	Déformation max (%)	Vit. de déformation (s ⁻¹)	Déformation max (%)	Vit. de déformation (s ⁻¹)	Déformation max (%)	Vit. de déformation (s ⁻¹)	Déformation max (%)
J1	-0,33	-0,61	-0,33	-0,53	-0,22	-0,37	-0,41	-0,72
J2	-0,39	-0,74	-0,60	-1,25	-0,37	-0,67	-0,56	-0,98
J3	-0,50	-0,97			-0,32	-0,60	-0,49	-0,87
J4	0,57	1,10	0,24	0,55	0,30	0,53	0,58	1,00
J5	0,41	0,83	0,56	1,15	0,33	0,51	0,55	0,89
J6	0,34	0,64	0,39	0,75	0,37	0,68	0,49	0,78

Dans la littérature (Yamada, 1970 ; Reilly et Burnstein, 1975 ; Viano, 1986), les déformations ultimes des os longs humains (fémur, tibia, ulna, radius) sont de 1.5% et 1.8%, respectivement, en traction et en compression. Les données expérimentales enregistrées par les jauges collées sur les côtes font état de déformations max variant entre 0.5 et 1.1%, pour la traction, et entre 0.4 et 1.2%, pour la compression. Ces données sont plus petites que celles de la littérature. Une des explications est le fait que les jauges ne mesurent pas les déformations directement sur la zone du trait de fracture, d'où une sous-évaluation des ces déformations ultimes.

Il est également intéressant de comparer les vitesses de déformations de notre étude, avec celles enregistrées par des jauges collées sur les côtes 2 et 6 de cadavres. Ces cadavres sont utilisés pour des crash tests avec 2 systèmes de retenue différents : ceinture avec limiteur d'effort à 6 kN et ceinture avec limiteur d'effort à 4 kN et sac gonflable. Les vitesses de déformations sont comprises entre 0.1 s⁻¹ (ceinture à 6 kN) et 0.4 s⁻¹ (ceinture à 4 kN + sac). Dans notre étude, les vitesses moyennes sont comprises entre 0.3 et 0.5 s⁻¹, ce qui est proche de celles obtenues en configuration ceinture avec sac gonflable.

2.2.3 Analyse de la calcination

Le Tableau 34 récapitule les résultats de la calcination des côtes des thorax T252, T548, T522, T544 et T176. Pour l'ensemble des côtes calcinées²³, la masse volumique relative des sels minéraux varie entre 0.42 et 0.61 g.cm⁻³ et la densité linéique, entre 14.9 et 46.1 g.m⁻¹. Le thorax qui présente la plus grande masse volumique moyenne est le T176, avec 0.58 g.cm⁻³, tandis que pour les autres thorax, elle est comprise entre 0.47 et 0.50 g.cm⁻³. Le thorax qui a la plus grande densité linéique moyenne, est le T548, et celui qui a la plus petite, est le T252. La

²³ L'ensemble des résultats sont disponibles en ANNEXE 3. Les incertitudes expérimentales relatives sont, en moyenne, de ± 0.2% pour le C/V et de ± 1.3% pour le C/L.

densité linéique moyenne est notablement 1.5 fois plus grande pour les 3 thorax de sexe masculin (36 g.m^{-1}) que pour les 2 de sexe féminin (24 g.m^{-1}).

Tableau 34. Paramètres de calcination moyens calculés avec les données des côtes 4 à 9 des thorax T252, T548, T522, T544 et T176 [les valeurs entre parenthèses représentent les max et les min].

Référence	C/V (g.cm^{-3})	C/L (g.m^{-1})
T252 (F)	0.47 (0.42 – 0.52)	20.2 (14.9 – 25.2)
T548 (H)	0.50 (0.48 – 0.53)	41.7 (36.3 – 46.1)
T522 (H)	0.49 (0.43 – 0.53)	34.5 (28.3 – 39.8)
T544 (H)	0.48 (0.43 – 0.54)	32.3 (26.9 – 36.4)
T176 (F)	0.58 (0.55 – 0.61)	28.5 (21.7 – 31.8)

Un test de Kruskal-Wallis nous indique qu'il n'y a pas d'influence du niveau costal sur les résultats de la minéralisation ($p > 5\%$).

Tableau 35. Coefficients de corrélations entre les paramètres mécaniques et les données de la calcination.

	d_{\max} (mm)	F_{\max} (N)	R_{ant} (°)	R_{post} (°)	v (m.s^{-1})	ω_{ant} (rad.s^{-1})	ω_{post} (rad.s^{-1})	K (N.m^{-1})	W (J)	C/L (g.m^{-1})
d_{\max} (mm)	1									
F_{\max} (N)	0,511 ***	1								
R_{ant} (°)	0,803 *		1							
R_{post} (°)	- 0,809 *		- 0,707 *	1						
v (m.s^{-1})	- 0,809 *	- 0,837 *	- 0,570 ***	0,596 ***	1					
ω_{ant} (rad.s^{-1})		- 0,742 *			0,653 **	1				
ω_{post} (rad.s^{-1})		0,665 **			- 0,748*	- 0,495 ****	1			
K (N.m^{-1})	0,420 ****	0,985 *			- 0,773 *	- 0,723 *	0,621 **	1		
W (J)		0,880 *			- 0,943 *	- 0,702 ***	0,748 *		1	
C/L (g.m^{-1})	0,528 ***	0,921 *			- 0,762 *	- 0,751 *	0,626 **	0,910 *	0,801 *	1

* $p < 0,0001$

** $p < 0,001$

*** $p < 0,01$

**** $p < 0,05$

■ $p > 0,05$

2.2.4 Corrélations : paramètres mécaniques/calcination

Le Tableau 35 montre que le déplacement d_{\max} et les amplitudes de rotation R_{post} et R_{ant} sont corrélés, ainsi que la vitesse v et les vitesses de rotation ω_{post} et ω_{ant} . Plus la déflexion de la côte est grande ou rapide, plus la rotation des godets est importante ou rapide : ce qui est logique (cf. ANNEXE 5 : *Modèles analytiques : poutre courbe*). L'effort F_{\max} est aussi corrélé avec la raideur K et l'énergie à la rupture W . La vitesse v augmente quand la raideur et l'énergie décroissent ; la côte offre moins de résistance au déplacement du chariot. L'effort max croît lorsque la vitesse décroît. La vitesse, l'effort max et l'énergie à la rupture sont étroitement corrélés avec la résistance de la côte.

Le rapport C/L , qui rend compte de la qualité de l'os et de sa géométrie (section de l'os compact), est corrélé de manière significative avec plusieurs paramètres mécaniques : le déplacement max, l'effort max, la raideur et l'énergie à la rupture. Comme le montrent la Figure 69 et la Figure 70, plus la densité linéique est grande, plus les côtes sont raides et

supportent un effort important. De telles relations ont déjà été mises en évidence par **Got et coll.** (1975) et **Sacreste et coll.** (1981), pour des essais de flexion trois points.

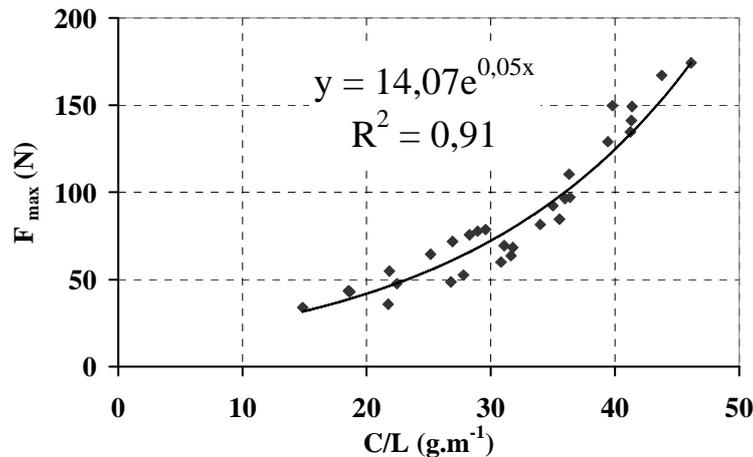


Figure 69. Relation entre l'effort max et la densité linéique en sels minéraux.

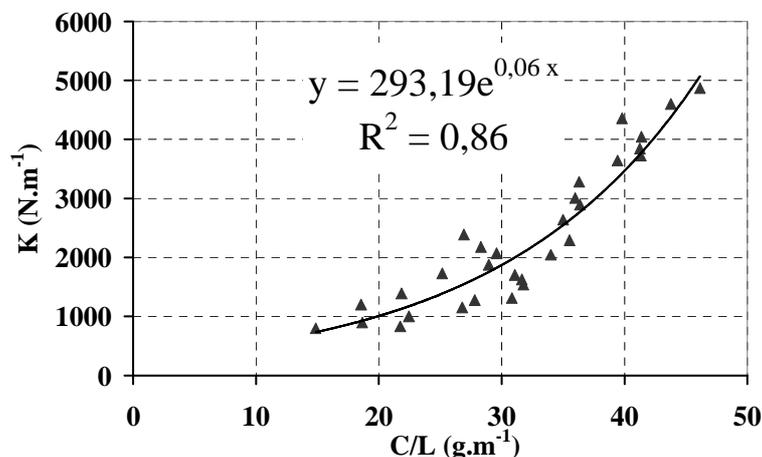


Figure 70. Relation entre la raideur et la densité linéique en minéraux.

2.2.5 Conclusion

Verriest et Chapon (1985) ont réalisé des essais de compression statique d'anneaux costaux prélevés sur un homme de 53 ans. Il en ressort que la résistance d'une côte isolée varie entre 35 et 95 N, selon le niveau costal, avec une déflexion comprise entre 12 et 43 mm. Ces données sont en accord avec nos résultats, à savoir : un effort max soutenu de 34 à 174 N, avec un déplacement de 29 à 60 mm. De plus, en terme de déplacement, notre étude est comparable à celle de **Nahum et coll.** (1970, 1971) sur la tolérance en déflexion du thorax. En effet, ils nous indiquent que le grill costal ne peut soutenir qu'un déplacement d'environ 51 mm avant que les côtes ne fracturent.

Dans notre étude, les côtes se rompent pour un pourcentage de déflexion d'environ 21%. Dans des essais utilisant des cadavres (**Cesari et Bouquet**, 1994), les déflexions thoraciques varient entre 42 et 55 mm, ce qui correspond à des déplacements représentant 19 à 29% de la

profondeur antéropostérieure du thorax. Bien que ces mesures soient obtenues par mesures externes du thorax, les déflexions des côtes leur sont comparables.

Les conditions limites appliquées aux côtes ne sont pas représentatives des articulations avec les vertèbres et le sternum. Dans nos expérimentations, les côtes sont artificiellement contraintes par les godets. Bien que l'objectif principal soit de tester la structure costale, une future étude devrait être menée pour analyser le comportement de la côte en conservant l'articulation costo-vertébrale et le cartilage sternal.

Ces essais peuvent être considérés comme des essais de validation pour des modèles en éléments finis de côtes.

MODELISATION EN ELEMENTS FINIS

Les essais « structure », détaillés précédemment, sont simulés numériquement. Le but des simulations est d'améliorer la modélisation géométrique des côtes et de mieux comprendre leur comportement mécanique.

1 Matériels et méthodes

1.1 Géométrie des modèles

Un modèle EF personnalisé, pour chaque côte, est généré à partir des coupes scanner.

Les contours de la section de corticale ont été définis au préalable (§1.2.2 page 68) pour l'étude des propriétés géométriques. A partir de ceux-ci, un contour moyen de 16 points est généré. Chaque nœud du contour comporte une épaisseur, une densité HU, des coordonnées géométriques et un numéro permettant d'identifier sa section et sa position. De plus, en adjoignant à ces contours, une donnée supplémentaire de positionnement dans l'espace par rapport à un plan de référence, on peut donc superposer les contours et obtenir un modèle volumique. Les coques sont générées en reliant 4 nœuds de 2 sections jointives (Figure 71). A chaque élément est affecté une épaisseur (qui est la moyenne des épaisseurs des 4 nœuds). Afin de simplifier la constitution du maillage, les épaisseurs sont réparties en 10 groupes. Ces groupes sont d'étendue égale, valant de un dixième de l'étendue globale et la valeur retenue est le milieu de chaque intervalle.

L'os compact est modélisé par des coques (*shell* à 4 nœuds sous Radioss®), car les épaisseurs d'os sont relativement faibles par rapport aux dimensions de la section. Dans un premier temps, l'os spongieux n'a pas été modélisé, car **Granik et Stein** (1973) ont décrit qu'il avait peu d'influence sur les propriétés mécaniques. Puis dans un deuxième temps, le spongieux a été modélisé avec des éléments volumiques brique (*brick* à 8 nœuds sous Radioss®).

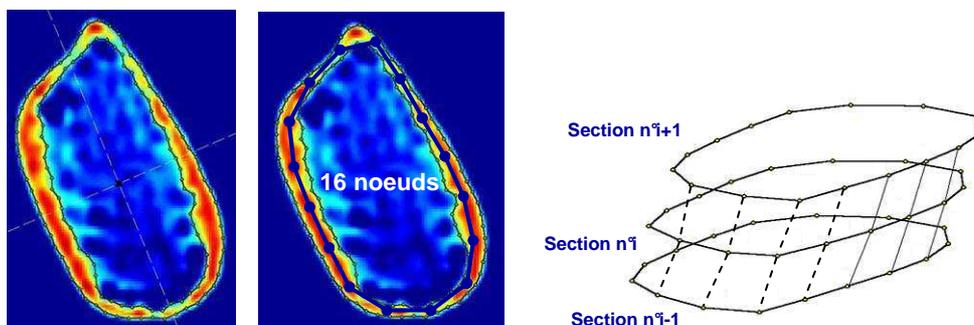


Figure 71. Contours de l'os compact et détermination du contour moyen. Maillage par superposition des contours.

1.1.1 Flexion trois points

Un modèle de partie latérale est composé de 60 sections, chacune distante des unes et des autres d'environ 2 mm, et de 16 points par sections, ce qui représente 944 éléments coque.

Trois types de modèles sont étudiés :

- les modèles creux où le spongieux n'est pas représenté ;
- les modèles dégauchis obtenus en extrudant la section centrale du segment, pour étudier l'influence du gauchissement naturel de la côte sur la réponse mécanique ;
- les modèles remplis où le spongieux est représenté, pour observer son influence sur la réponse du modèle.

1.1.2 Sollicitation antéropostérieure

Pour un modèle de côte entière, les sections, le long de l'abscisse curviligne, sont distantes d'environ 5 mm. Le nombre de sections dépend de la taille de la côte et il varie entre 43 et 61, ce qui représente 672 à 960 coques. Pour ces essais, l'os spongieux est représenté (Figure 72). Il y a 65 points dans une section, soit entre 2 sections, 16 coques et 48 briques. Le nombre global de briques dans un modèle varie entre 2016 et 2880.

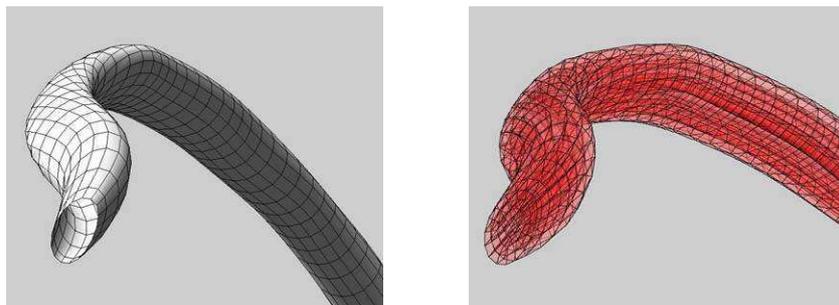


Figure 72. Modélisation de l'os compact avec des éléments coque et du spongieux avec des éléments briques.

1.2 Lois de matériaux

La loi de comportement imposée à l'os compact est une loi élastoplastique (Figure 73).

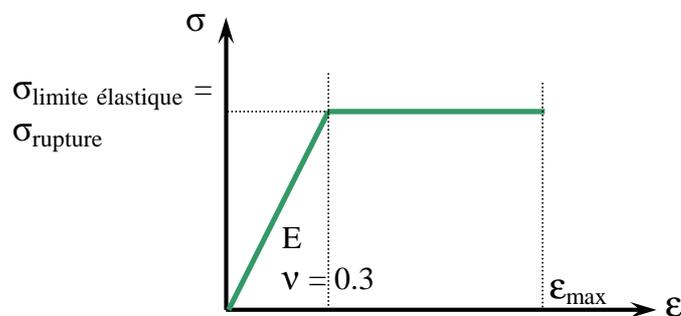


Figure 73. Paramètres de la loi de comportement de l'os compact.

Pour la simulation des essais de flexion trois points (modèles creux), le module d'élasticité E et la contrainte σ_{rupt} sont ajustés pour permettre une superposition de la réponse du modèle avec l'essai.

Pour les simulations des sollicitations antéropostérieures, la loi de comportement de l'os spongieux est élastoplastique avec une limite élastique différente de la contrainte à la rupture (**Deng et coll.**, 1999). Les paramètres des lois de comportement de l'os compact et de l'os spongieux sont récapitulés dans le Tableau 36.

Tableau 36. Paramètres des lois de comportement de l'os compact et de l'os spongieux pour les essais de sollicitation antéropostérieure.

	Os compact	Os spongieux
Densité (g/cm^3)	2	1
Module d'Young (MPa)	13000	2400
$\sigma_{\text{limite élastique}}$ (MPa)	150	2
σ_{rupture} (MPa)	150	2.2
ϵ_{max} (%)	10	10

Dans le cas des simulations de flexion trois points pour observer l'influence du spongieux, la loi de comportement appliquée pour l'os spongieux est celle du Tableau 36. La loi de comportement de l'os compact est celle déterminée après calage du modèle creux.

1.3 Conditions initiales et mesures

1.3.1 Flexion trois points

Les appuis et l'impacteur sont modélisés par des corps rigides (Figure 74). Afin de réaliser le contact entre les différents éléments, des interfaces de contact de type 7 (sous Radioss®) sont définies. Certaines interfaces sont doublées (avec inversion des surfaces maître et esclave) afin d'améliorer la continuité des contacts : les interfaces appuis/côte et impacteur/côte.



Figure 74. Appuis et impacteur cylindriques. La côte est posée en équilibre sur les appuis.

La consigne de chargement est une consigne de déplacement donné au nœud maître du corps rigide des appuis. L'effort appliqué sur le modèle selon la direction de déplacement est récupéré au niveau des interfaces côte/impacteur et impacteur/côte ; il s'agit de l'effort

normal. Le calage du modèle se fait par superposition des réponses en effort de la simulation et de l'essai, en faisant varier les paramètres de la loi de comportement de l'os compact.

1.3.2 Sollicitation antéro-postérieure

La côte est positionnée manuellement (à partir de photos prises de la côte fixée dans la résine) dans l'espace pour reproduire sa position initiale avant l'essai. Les fixations au niveau des godets sont représentées par des corps rigides auxquels on vient imposer les positions des nœuds maîtres, pour qu'ils coïncident avec les axes de rotation. Le nœud maître de la fixation antérieure est libre en translation selon X et en rotation autour de Y. Celui de la fixation postérieure est seulement libre en rotation autour de Y (Figure 75). Le déplacement mesuré lors de l'essai est imposé au nœud antérieur. L'effort suivant X qui est la réponse du modèle est mesuré au niveau du corps rigide postérieur. Les efforts de la simulation et de l'essai sont superposés pour voir s'ils sont concordants. La zone de rupture du modèle est comparée avec celle de l'essai. Les déformations maximales en traction et en compression des coques, dans la zone de fracture, sont enregistrées.

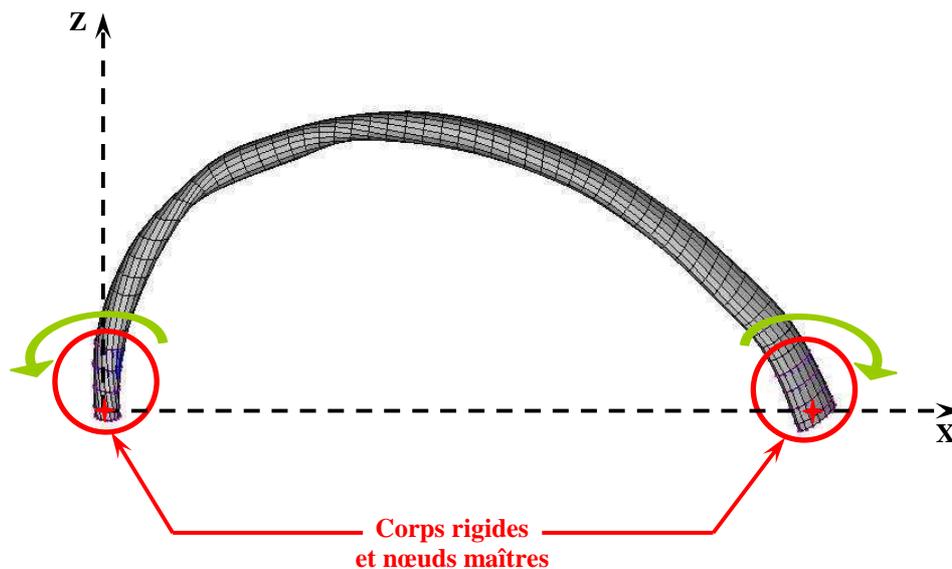


Figure 75. Modélisation des fixations.

2 Résultats et discussion

2.1 Flexion trois points

2.1.1 Modèle creux

14 côtes (niveaux 7 et 9) ont été simulées. Les modèles n'ont pas de représentation de l'os spongieux, ils sont creux.

Tableau 37. Récapitulatif et comparaison des données simulation et essai. Les données grisées sont obtenues pour $v = 0.25 \text{ m.s}^{-1}$ et les autres pour $v = 0.10 \text{ m.s}^{-1}$.

N°de côte	E_{essai} (MPa)	E_{simu} (MPa)	Essai/Simu E (%)	σ_{essai} (MPa)	σ_{simu} (MPa)	Essai/Simu σ (%)
T41C07G	13726	37245	63	180	273	34
T41C09G	17867	29887	40	153	155	1
T288C07D	12182	23444	48	192	246	22
T288C07G	11977	17966	33	177	336	47
T288C09D	10705	14747	27	243	175	-39
T288C09G	14751	21164	30	263	304	14
T356C07D	21532	16788	-28	181	112	-62
T374C09D	7606	13018	42	132	198	33
T374C09G	10577	22822	54	128	235	46
T592C07D	12326	7726	-60	128	592	78
T592C09D	11233	18254	38	171	172	1
T599C07D	10782	23767	55	211	323	35
T599C07G	11137	21991	49	184	260	29
T599C09D	10805	19017	43	195	370	47

En analysant le Tableau 37, une grande disparité entre les résultats des essais et ceux de la simulation est constatée. Dans l'ensemble, les modèles ont un module d'Young et une contrainte plus grands que ceux calculés pour les essais. De plus, un test de Mann-Whitney montre qu'il n'y a pas d'influence ($p > 0.05$) de la vitesse de chargement sur les modules et les contraintes obtenues après recalage des modèles.

Il ne faut pas perdre de vue que les modules calculés pour les essais ne tiennent pas compte de l'aspect matériau composite de la côte (os compact + os spongieux). Il s'agit plus de modules d'homogénéisation. De plus, la simulation tient compte de la géométrie exacte de la côte, alors que le modèle poutre rend compte d'une géométrie simplifiée au maximum (ie, inertie constante, non prise en compte du gauchissement naturel...).

Le mécanisme de rupture des modèles EF est différent de celui observé lors des essais. En effet, la zone sous impacteur, travaillant en compression, se déforme jusqu'à atteindre la limite à la rupture, alors que la corticale inférieure ne se déforme pas. Il n'y a pas de transfert du chargement de la corticale supérieure vers la corticale inférieure puisqu'il le modèle est creux. Le modèle EF s'écrase donc simplement jusqu'à ce que les coques travaillant en compression soient détruites (Figure 76).

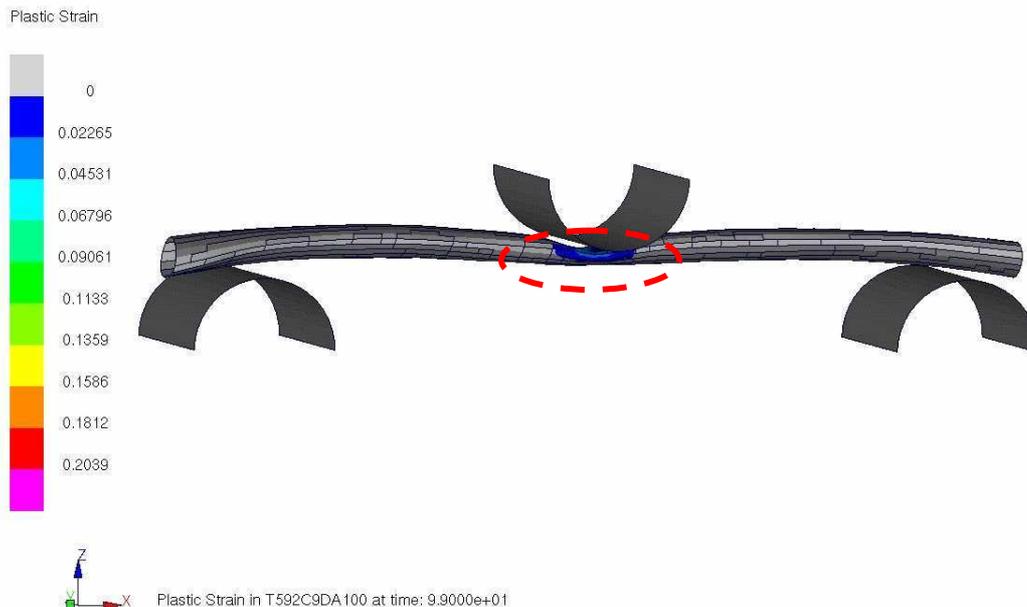


Figure 76. Observation de la zone de déformation sous l'impacteur pour un modèle EF de côte.

2.1.2 Influence du gauchissement

Pour étudier l'influence du gauchissement de la côte, la section milieu (section sous impacteur) du modèle personnalisé a été extrudée pour obtenir une poutre droite. Ce modèle dégauchi est ensuite soumis au même chargement que le modèle personnalisé, avec la même loi de matériau (propriétés de matériau calculées avec le modèle analytique, avec un coefficient de Poisson $\nu = 0.3$ et $\epsilon_{ult} = 10\%$).

En comparant les courbes de chargement des 2 modèles (Figure 77), il apparaît que le modèle dégauchi est plus raide que le modèle normal personnalisé, sauf pour la côte 7D du thorax T592 (cf. ANNEXE 4 : *Comparaison essai/simulation*). Mais, pour cette côte, le module de la simulation est plus faible que celui déduit de l'essai. Donc, il semble que le gauchissement naturel rend la structure plus souple et ceci explique le fait que le module du modèle personnalisé doit être plus grand.

2.1.3 Influence du spongieux

Quatre modèles de côtes ont été remplis (cf. ANNEXE 4 : *Comparaison essai/simulation*). La Figure 78 et le Tableau 38 montrent l'influence du remplissage sur l'effort max atteint et la pente de la partie linéaire (la montée en effort qui est liée à la raideur). L'effort atteint par le modèle rempli est en moyenne 2 fois plus grand que celui atteint par le modèle creux, et la pente, 1.2 fois plus grande en moyenne. Ces résultats laissent à penser que les propriétés de matériau du modèle rempli, pour l'os compact, devrait être plus faible que celle obtenue pour le modèle creux.

Côte: 7G - Thorax: T599
Superposition du modèle dégauchi avec le modèle normal

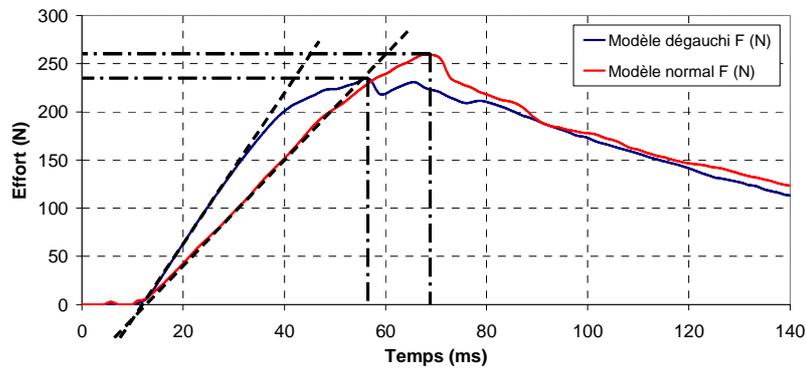


Figure 77. Superposition des réponses en effort des modèles dégauchi et creux (« normal »).

Côte: 7G - Thorax: T288
Comparaison du modèle creux avec le modèle rempli

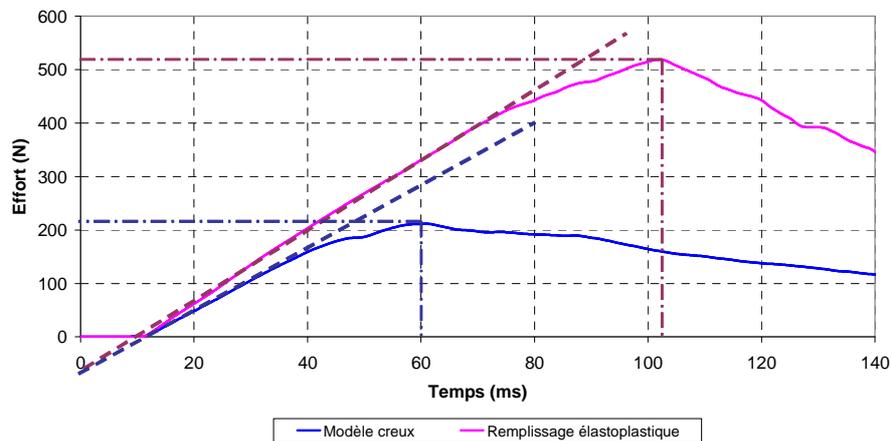


Figure 78. Superposition des réponses en effort des modèles creux et rempli.

Tableau 38. Comparaison de l'effort max atteint pour chaque configuration et de la pente (partie linéaire de la courbe effort en fonction du temps).

	Effort max (N)	Pente (N.ms ⁻¹)
T288C7D		
Modèle creux	365	25.5
Modèle rempli	590	32.9
	+62%	+29%
T288 C7G		
Modèle creux	212	5.7
Modèle rempli	519	6.6
	+145%	+16%
T599C7D		
Modèle creux	348	21.5
Modèle rempli	685	24.5
	+97%	+14%
T374C9D		
Modèle creux	164	9.0
Modèle rempli	329	11.8
	+101%	+31%

En ce qui concerne la simulation, contrairement au modèle creux, il y a déformation de la corticale interne sous plongeur (Figure 79). Le chargement est transmis de la corticale externe vers la corticale interne grâce à la modélisation du spongieux. Le comportement observé se rapproche donc de celui des essais.

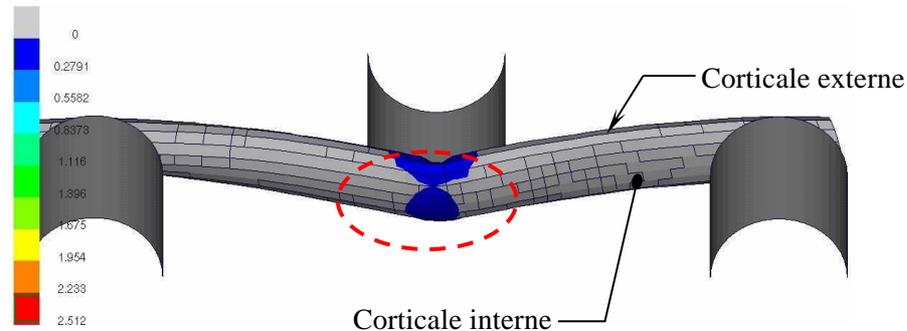


Figure 79. Simulation avec un modèle rempli (vue en contre-plongée) : observation des déformations locales (en %) sous l'impacteur.

2.2 Sollicitation antéropostérieure

Le but est de comparer les sites de fracture obtenus pendant les expérimentations avec les déformations locales max mesurées sur les simulations. Ce type d'analyse est utile pour étudier les influences relatives de la géométrie et des propriétés de matériau. Pour se faire 14 côtes ont été reconstruites puis simulées avec les propriétés de matériau indiquées dans le Tableau 36 (cf. ANNEXE 5).

Les ruptures obtenues en simulation correspondent à celles des essais pour la localisation (Figure 80, Figure 81). Cependant, les fractures obliques ne se retrouvent pas : les modèles ne se « délaminent » pas.

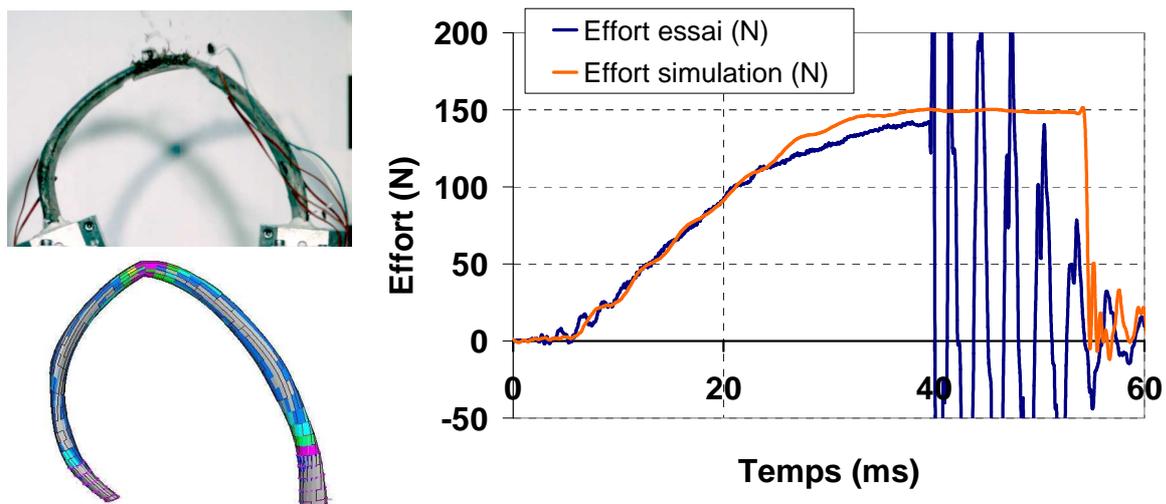


Figure 80. Simulation de la côte 5 du thorax T548 : localisation de la fracture et superposition des courbes d'effort du modèle et de l'essai.

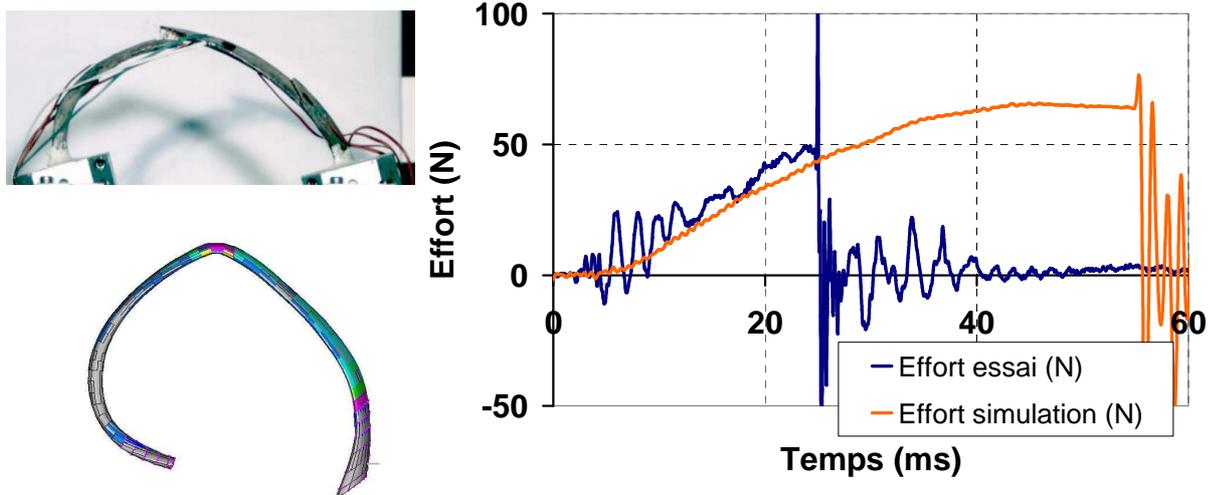


Figure 81. Simulation de la côte 5 du thorax T176 : localisation de la fracture et superposition des courbes d'effort du modèle et de l'essai.

La réponse générale du modèle (montée en effort) est en accord avec ce qui est observé lors des essais, bien que les propriétés de matériau ne soient pas ajustées à chaque côte et que le temps à la rupture diffère de manière sensible, comme indiqué dans le Tableau 39. Le temps de fracture du modèle n'est pas ajusté à celui de l'essai, à cause de la déformation ultime (§ 1.2 page 130) de l'os compact, trop importante.

L'ensemble des simulations montre une grande influence de la géométrie sur les propriétés mécaniques. En effet, les modèles ont les mêmes propriétés de matériau et des conditions limites semblables et chacune de leur réponse est différente.

L'effort mesuré sur la simulation à l'instant T_{rupt} où F_{max} est atteint, diffère en moyenne de 12% avec F_{max} de l'essai (Tableau 39). On peut donc dire que les réponses du modèle sont dans la gamme des essais. Le temps à la rupture des simulations est en moyenne 37% plus grand que celui des essais, sauf pour les côtes 8 et 9 du thorax T548, où les modèles rompent avant les essais. Pour chaque simulation, les déformations max en traction et en compression sont mesurées au temps T_{rupt} de l'essai. On remarque une certaine disparité : les côtes du thorax T548 ont des déformations max plus grandes que celles des autres côtes. Les déformations varient entre 0.7 et 9.8%. Un test de Wilcoxon montre qu'il n'y a pas de différence significative ($p = 0.08$) entre les déformations en traction et en compression. Elles correspondent, en théorie, aux déformations ultimes à utiliser pour les modèles afin d'obtenir la fracture au temps approprié.

Tableau 39. Comparaison des modèles avec les essais. Déformations max mesurées localement dans la zone de rupture des modèles.

Réf.	Modèle T_{rupt} (ms)	Essai T_{rupt} (ms)	Modèle F à T_{rupt} de l'essai (N)	Essai F_{max} (N)	Modèle Déf max en traction (%)	Modèle Déf max en compression (%)
T 548 Côte 4D	44	25	100	110	($t = 25$ ms) $\epsilon_{t\ max} = 1.5$	($t = 25$ ms) $\epsilon_{c\ max} = -1.1$
T 548 Côte 5D	54	40	149	141	($t = 40$ ms) $\epsilon_{t\ max} = 4.3$	($t = 40$ ms) $\epsilon_{c\ max} = -3.3$
T 548 Côte 6G	43	43	145	174	($t = 43$ ms) $\epsilon_{t\ max} = 9.8$	($t = 43$ ms) $\epsilon_{c\ max} = -6.1$
T 548 Côte 7D	51	36	148	167	($t = 36$ ms) $\epsilon_{t\ max} = 3.4$	($t = 36$ ms) $\epsilon_{c\ max} = -3.0$
T 548 Côte 8D	42	45	108	150		
T 548 Côte 9D	45	56	118	135		
T 522 Côte 6G	47	24	120	96	($t = 24$ ms) $\epsilon_{t\ max} = 1.1$	($t = 24$ ms) $\epsilon_{c\ max} = -1.2$
T 544 Côte 5G	48	27	75	75	($t = 27$ ms) $\epsilon_{t\ max} = 1.3$	($t = 27$ ms) $\epsilon_{c\ max} = -1.3$
T 544 Côte 7G	55	31	120	97	($t = 31$ ms) $\epsilon_{t\ max} = 1.5$	($t = 31$ ms) $\epsilon_{c\ max} = -1.4$
T 544 Côte 9G	> 60	40	91	84	($t = 40$ ms) $\epsilon_{t\ max} = 1.8$	($t = 40$ ms) $\epsilon_{c\ max} = -3.0$
T 176 Côte 5G	55	25	41	48	($t = 25$ ms) $\epsilon_{t\ max} = 0.7$	($t = 25$ ms) $\epsilon_{c\ max} = -0.7$
T 176 Côte 6G	44	26	67	65	($t = 26$ ms) $\epsilon_{t\ max} = 1.6$	($t = 26$ ms) $\epsilon_{c\ max} = -1.4$
T 176 Côte 8G	56	30	57	53	($t = 30$ ms) $\epsilon_{t\ max} = 1.7$	($t = 30$ ms) $\epsilon_{c\ max} = -1.5$
T 176 Côte 9G	36	27	70	69	($t = 27$ ms) $\epsilon_{t\ max} = 2.9$	($t = 27$ ms) $\epsilon_{c\ max} = -2.1$

Un test Z de corrélation permet de montrer que les C/L des côtes simulées sont corrélés de manière significative ($p < 0.05$) avec les déformations max en traction et en compression directement mesurées dans la zone de rupture (Tableau 40). La qualité de l'os et sa géométrie influencent donc la rupture de la côte.

Tableau 40. Coefficient de corrélation et valeur de p entre C/L et les déformations max.

	C/L (g/m)
$\epsilon_{t\ max}$ (%)	R = 0.735 [p = 0.0049]
$\epsilon_{c\ max}$ (%)	R = -0.780 [p = 0.0017]

2.3 Conclusion

La simulation, des essais de flexion trois points, nous a permis de nous rendre compte de l'influence de l'os spongieux sur le comportement mécanique des modèles.

Pour simuler les essais de sollicitation antéropostérieure, l'os spongieux est systématiquement représenté. En comparant les modèles, il apparaît que la géométrie costale est un facteur déterminant du comportement mécanique, au-delà de la loi de comportement de l'os. En effet, les sites de rupture des essais sont retrouvés dans les simulations. Par contre, les mécanismes

de rupture ne sont pas tous bien représentés tels que les fractures obliques. Mais, une des causes est certainement le niveau de modélisation qui n'est pas suffisant. Il peut être envisagé de revoir la modélisation de l'os compact : au lieu d'utiliser des coques, des couches de briques pourraient par exemple être utilisées. Les lois de comportement peuvent aussi évoluer, en introduisant de l'endommagement.

Il serait également intéressant de mener une étude sur l'influence du positionnement des côtes, sur la réponse du modèle. En effet, les côtes étant positionnées manuellement dans l'espace, il peut s'avérer que les configurations diffèrent de celles des essais et biaisent nos résultats.

Le C/L et les déformations max mesurées pour un instant t correspondant à la fracture de l'essai, sont corrélés de manière significative. La géométrie et la qualité osseuse influencent donc les déformations à la rupture.

CONCLUSION GENERALE

Pour ce travail de thèse, **11 thorax humains** ont été prélevés et **67 côtes** ont été testées.

Trois essais mécaniques ont été mis en place :

- La **compression axiale** pour accéder à des informations sur les propriétés de matériau de l'os compact de côte ;
- La **flexion trois points en dynamique** pour compléter les connaissances sur cet essai et les comparer aux données bibliographiques ;
- La **sollicitation antéropostérieure en dynamique** qui se présente comme un essai de validation de modèles en éléments finis de côte.

La morphométrie des segments ou des côtes entières a été analysée, afin de connaître l'influence de la géométrie sur les résultats mécaniques, mais aussi de créer une base de donnée sur la géométrie costale qui permettra de paramétrer des modèles EF de côtes. Pour ce dernier point, il reste à analyser les coupes scanner des côtes testées en sollicitation antéropostérieure.

Une étude sur la **minéralisation** de l'ensemble des pièces testées a été faite.

14 modèles EF de côtes en flexion trois points et 14 modèles EF de côtes entières ont été créés et simulés sous Radioss©.

Ce travail fait appel à plusieurs champs : l'imagerie médicale, l'expérimentation *in vitro* et la modélisation en éléments finis.

Il ressort de cette étude que différents paramètres influencent le comportement des côtes :

- Le niveau costal et la localisation le long du segment costal :

La densité HU du matériau os de la côte et la géométrie des côtes ne sont pas constantes. En ce qui concerne la géométrie des segments scannés, les données des parties latérales des côtes 6 et 7 se distinguent de celles des côtes 8 et 9. D'après les résultats d'imagerie, il apparaît que la qualité osseuse varie le long de la côte.

Pour les essais de compression, l'effort, le déplacement et la raideur sont influencés par la position du segment testé (antérieur ou postérieur). La raideur est aussi influencée par le niveau costal : les côtes 7 et 8 étant plus raides que les côtes 6 et 9. Le module d'élasticité et la contrainte max varient selon le niveau costal : les côtes 7 et 8 ont des propriétés de matériau

plus grandes que les côtes 6 et 9 La contrainte max varie également selon la localisation du segment testé : les segments postérieurs ont un σ_{\max} supérieur à celui des segments antérieurs. En flexion trois points, il n'apparaît pas d'influence du niveau sur les paramètres mécaniques (raideur, effort, déplacement) et les propriétés de matériau. Cependant, une tendance est notée : les propriétés de matériau sont légèrement plus grandes pour les côtes 7 et 8. En sollicitation antéropostérieure, le niveau costal influence le déplacement max et la vitesse de déflexion.

▪ Le sexe :

Les côtes des thorax de femmes ont une géométrie plus petite que celles des hommes. Cela se ressent sur leur comportement mécanique.

En flexion trois points, il apparaît que l'ensemble des paramètres mécaniques est plus petit pour le thorax de femme. Pour les essais antéropostérieurs, les côtes des sujets masculins sont 2 à 3 fois plus raides que celles des sujets féminins, et l'énergie pour les fracturer est de 2 à 5 fois plus importante.

De nombreuses études mettent en évidence l'influence de l'âge sur les propriétés de matériau de l'os. Mais, dans notre étude, aucune influence de l'âge n'a pu être mise en évidence sur nos différents essais mécaniques. Il faut tout de même noter que nos échantillons sont petits (6 thorax pour la flexion trois points et 5 pour la sollicitation antéropostérieure) et que les individus de nos populations ont des différences d'âge peu marquées. Aucune influence des vitesses de sollicitation n'a pu être mise en évidence pour nos essais. Le nombre de pièces testées pour chaque vitesse est petit (~ 10 échantillons par vitesse) par rapport aux variations inter-individuelles.

Les simulations de flexion trois points ont permis de se rendre compte de l'influence de l'os spongieux sur le comportement mécanique des modèles, mais également de la géométrie sur leur réponse en effort. Les simulations des essais de sollicitation antéropostérieure confirment que la géométrie des modèles est primordiale pour obtenir une réponse cohérente avec celle des essais.

Dans l'état, les modèles de côtes entières sont difficilement utilisables. Un travail de simplification de ces modèles est à envisager pour pouvoir les introduire dans un être humain virtuel. Un travail sur les données géométriques est donc utile afin de créer des modèles paramétrables selon le niveau costal et la morphologie des individus.

RÉFÉRENCES

1. Beebe MS. What is BIOSID ? SAE 900377, 1990.
2. Berthet F. Etude géométrique et modélisation en éléments finis de côtes à partir d'images tomodensitométriques. Mémoire de DEA (2002).
3. Bierman HR, Wilder RM, Hellems HK. The physiological effects of compressive forces on the torso. Report no. 8, Naval Medical Research Institute Project X-360, Bethesda, MD, 1946.
4. Burstein AH, Currey JD, Frankel VH, Reilly DT. The ultimate properties of bone tissue : the effects of yielding. *J Biomech.* 5 (1), pp. 35-44, 1972.
5. Burstein AH, Reilly DT, Martens M. Aging of bone tissue : mechanical properties. *J Bone Joint Surg*, 1976.
6. Carter DR, Hayes WC. Bone compressive strength : the influence of density and strain rate. *Science* Dec 10, pp. 1174-6, 1976.
7. Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg Am.* Oct, 59(7), pp. 954-62, 1977.
8. Cavanaugh JM, Walilko TJ, Malhotra A, Zhu Y, King AI. Biochemical response and injury tolerance of the thorax in twelve sled side impacts. Proceedings of the 34th Stapp Car Crash Conference, SAE902307, pp. 23-38, 1990.
9. Cavanaugh JM, Zhu Y, Huang Y, King AI. Injury and response of the thorax in side impact cadaveric tests. Proceedings of the 37th Stapp Car Crash Conference, SAE933127, pp. 199-221, 1993.
10. Cesari D, Ramet M, Bloch J. Influence of arm position on thoracic injuries in side impact. Proceedings of the 25th Stapp Car Crash Conference, SAE 811007, pp. 271-297, 1981.
11. Cesari D, Bouquet R. Behaviour of human surrogates thorax under belt loading. Proceedings of the 33rd Stapp Car Crash Conference, SAE 902310, pp. 73-81, 1990.
12. Cesari D, Bouquet R. Comparison of Hybrid III and human cadaver thorax deformations loaded by a thoracic belt. Proceedings of the 38th Stapp Car Crash Conference, SAE942209, pp. 65-76, 1994.
13. Chen PH. Finite element dynamic structural model of the human thorax for chest impact response and injury studies. *Avat Space Environ Med.* Jan, 49, pp. 143-9, 1978.
14. Cooper GJ, Pearce BP, Stainer MC, Maynard RL. The biomechanical response of the thorax to nonpenetrating trauma with particular reference to cardiac injuries. *J. Trauma*, 22(12), pp. 994-1008, 1982.

15. Cormier J, Stitzel J, Duma S, Matsuoka F. Regional variation in the structural response and geometrical properties of human ribs. 49th annual proceedings of Association for the Advancement of Automotive Medicine, 2005.
16. Cowin SC. Bone mechanics-Handbook. Second Edition, ed. SC. Cowin, CRC Press LLC, 2001.
17. Creasy JD, Chiles C, Routh WD. Overview of traumatic injury of the thoracic aorta. *Radiographic* 1997, 17(1):27-45.
18. Currey JD. The effect of porosity and mineral content on the Young's modulus of elasticity of compact bone. *J Biomech.*, 21 (2), pp. 131-9, 1988.
19. Currey JD. The relationship between the stiffness and the mineral content of bone. *J Biomech.*, 2 (4), pp. 477-80, 1969.
20. Currey JD. Changes in the impact energy absorption of bone with age. *J Biomech.*, 12, pp. 459-69, 1979.
21. Deng YC, Kong W, Ho H. Development of a finite element human thorax model for impact injuries studies. *Proceedings of the 43rd Stapp Car Crash Conference*, pp. 165-172, 1999.
22. Eppinger RH, Marcus JH, Morgan RM. Development of dummy and injury Index for NHTSA's thoracic side impact protection research program. *Government/industry Meeting and Exposition*, Washington, DC, SAE 840885, 1984.
23. Eppinger RH, Morgan RM. Side impact data analysis. *Ninth International Conference on Experimental Safety Vehicles*, 1982.
24. Fayon A, Tarrière C, Walfisch G, Got C, Patel A. Thorax of three-point-belt wearers during a crash (experiment with cadaver). *Proceedings of the 19th Stapp Car Crash Conference*, SAE 751148, pp. 195-223, 1975.
25. Forêt-Bruno JY, Trosseille X, Page Y, Huère JF, Le Coz JY, Bendjellal F, Diboine A, Phalempin T, Villeforceix D, Baudrit P, Guillemot H, Coltat JC. Comparison of thoracic injury risk in frontal car crashes for occupant restrained without belt load limiters and those restrains with 6 kN et 4 kN belt load limiters. *Proceedings of the 45th Stapp Car Crash Conference*, 2001.
26. Forêt-Bruno J-Y, Trosseille X, Le Coz J-Y, et al. Thoracic injury risk in frontal car crashes with occupant restrained with belt load limiter. *SAE 983166*, pp. 331-352, 1998.
27. Fung YC, Yen MR. Experimental investigation of lung injury mechanisms. *Topical report*, U.S. Army Medical Research and Development Command, contract n° DAMD17-82-C-2062, 1984.
28. Got C, Walfisch G, Fayon A, Faverjon G. Les caractéristiques morphologiques, chimiques et physiques des côtes et leurs relations avec la deflexion provoquée du thorax. pp. 220-228, 1975.

29. Granik G, Stein I. Human ribs: static testing as a promising medical application. *J Biomech.* May, 6 (3), pp. 237-40, 1973.
30. Gray H. *Gray's anatomy*. Ed. Running Press. 1974.
31. Hamer AJ, Strachan JR, Black MM, Ibbotson CJ, Stockley I, Elson RA. Biochemical properties of cortical allograft bone using a new method of bone strength measurement. A comparison of fresh, fresh-frozen and irradiated bone. *J Bone Joint Surg Br.*, May, 78 (3), pp. 363-8, 1996.
32. Hurley ET. *Trauma Manag* 1986 ; 3 :223-245.
33. Kallieris D, Riedl H. Mechanical tests on bone and cartilage. Humos, Task 3.2, Consortium HUMOS, 2000.
34. Kallieris D, Mattern R, Schmidt G, Eppinger R. Quantification of side impact responses and injuries. *Proceedings of the 25th Stapp Car Crash Conference, SAE811009*, pp. 329-366, 1981.
35. Keller TS. Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *J Biomech.* Sep, 27 (9), pp. 1159-68, 1994.
36. Kemper A, McNally C, Kennedy E, Manoogian S, Rath A, Stitzel J, Smith E, Duma S, Matsuoka F. Material properties of human rib cortical bone from dynamic tension coupon testing. *Proceedings of the 49th Stapp Car Crash Conference*, pp. 199-230, 2005.
37. Kent R, Patrie J. Chest deflection tolerance to blunt anterior loading is sensitive to age but not load distribution. *Forensic Science International*, 149, pp. 121-128, 2005.
38. Kent R, Lee SH, Darvish K, Wang S, Poster C, Lange A, Brede C, Lange D, Matsuoka F. Structural and material changes in the aging thorax and their role in crash protection for older occupants. *Proceedings of the 49th Stapp Car Crash Conference*, pp. 231-249, 2005.
39. Kimpara H, Iwamoto M, Miki K, Lee JB, Begeman PC, Yang KH, King AI. Biomechanical properties of the male and female chest subjected to frontal and lateral impact. *IRCOBI Conference*, pp. 235-247, 2003.
40. Kroell CK, Schneider DC, Nahum AM. Impact tolerance and response to the human thorax. *Proceedings of the 15th Stapp Car Crash Conference, SAE710851*, pp. 84-134, 1971.
41. Kroell CK, Alen SD, Warner CY, Perl TR. Interrelationship of velocity and chest compression in blunt thoracic impact to swineII. *Proceedings of the 30th Stapp Car Crash Conference, SAE861881*, pp. 99-121, 1986.
42. L'Abbe RJ, Dainty DA Newman JA. An experimental analysis of thoracic deflection response to belt loading. *Proceedings of the 7th International IRCOBI Conference on the biomechanics of Impacts, Bron, France*, pp. 184-194, 1982.

43. Lasky II, Siegel AW, Nahum AM. Automotive cardio-thoracic injuries: a medical-engineering analysis. Automotive Engineering congress, Detroit, MI, January 8-12, 1968, SAE 680052, 1968.
44. Lau IV, Viano DC. The viscous criterion-bases and applications of an injury severity index for soft tissues. Proceedings of the 30th Stapp Car Crash Conference, SAE861882, pp. 123-142, 1986.
45. Lizee E, Robin S, Song E, et al. Development of 3D finite element model of the human body. Proceedings of the 42nd Stapp Car Crash Conference, SAE983152, pp. 115-138, 1998).
46. Lobdell TE, Kroell CK, Shneider DC, Hering WE, Nahum AM. Impact response of the human thorax. In: King WF, Mertz HJ, eds. *Human impact response measurement and simulation*. Plenum Press, New York, pp. 201-245, 1973.
47. Madani H, Leveder M. Contribution à la modélisation géométrique 3D de la cage thoracique. Mémoire de PFE (2005).
48. Malliaris AC, Hitchcock R, Hedlund J. A search for priorities in crash protection. SAE 820242, 1982.
49. Malliaris AC. Harm causation and ranking in car crashes. SAE 850090, 1985.
50. Martin RB, Ishida J. The relative effects of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bone strength. *J Biomech.*, 22 (5), pp. 419-26, 1989.
51. McCalden RW, McGeough JA, Barker MB, Court-Brown CM. Age-related changes in the tensile properties of cortical bone. The relative importance of changes in porosity, mineralization, and microstructure. *J Bone Joint Surg Am.*, Aug, 75 (8), pp. 1193-210, 1993.
52. Melvin JW, Mohan D, Stalnaker RL. Occupant injury assessment criteria. SAE 750914, 1975.
53. Melvin JW, King AI, Alem NM. AATD system technical characteristics, design concepts, and trauma assessment criteria. AATD Task E-F Final Report in DOT-HS-807-224 U.S. Department of Transportation, National Highway Traffic Safety Administration, Washington, DC, 1985.
54. Nahum AM, Gadd CW, Schneider DC, Kroell CK. Deflection of the human thorax under sternal impact. 1970 International Automobile Safety conference Compendium, SAE, pp. 797-807, 197.
55. Nahum AM, Gadd CW, Schneider DC, Kroell CK. The biomechanical basis for chest impact protection: I. Force-deflection characteristics of the thorax. *J Trauma* 1971;11(10):874-882.
56. Neathery RF. Analysis of chest impact response data and scaled performance specifications. Proceedings of the 18th Stapp Car Crash Conference, SAE741188, pp. 459-493, 1974.

57. Ochsner MG, Champion HR, Chambers RJ, et al. Pelvic fracture as an indicator of increased risk of thoracic aortic rupture. *J. Trauma* 1989, 29(10) :1376-1379.
58. Patrick LM. Impact force-deflection of the human thorax. Proceedings of the 25th Stapp Car Crash Conference, SAE811014, pp. 471-496, 1981.
59. Patrick LM, Kroell CK, Mertz HJ. Forces on the human body in simulated crashes. Proceedings of the 9th Stapp Car Crash Conference, 1965.
60. Petitjean A, Lebarbe M, Potier P, Trosseille X, Lassau JP. Laboratory reconstructions of the real world frontal crash configurations using the Hybrid III and THOR dummies and PMHS. Proceedings of the 46th Stapp Car Crash Conference, 2002.
61. Pintar FA, Yoganandam N, Hines MH, et al. Chest-band analysis of human tolerance to side impact. Proceedings of the 41st Stapp Car Crash Conference, SAE973320, pp. 63-74, 1997.
62. Plank GR, Eppinger RH. Computed dynamic response of the human thorax from a finite element model. *ESV*, pp. 665-672, 1989.
63. Plank GR, Eppinger RH. An improved finite element model of the human thorax. 13th Experimental Safety Vehicle conference, pp. 902-907, 1991.
64. Plank GR, Kleinberger M, Eppinger RH. Finite element modelling and analysis of thorax /restraint system interaction. *ESV*, pp. 210-219, 1994.
65. Roberts SB, Chen PH. On some geometric of human ribs –I. pp. 403-427, 1971.
66. Roberts SB. Intrusion of the sternum into the thoracic cavity during frontal chest impact and injury potential. *Aircraft crash-worthiness*. 1975.
67. Ruan J, El-Jawahri R, Chai L, Barbat S, Prasad P. Prediction and analysis of human thoracic impact responses and injuries in cadaver impacts using a full human body finite element model. Proceedings of the 47th Stapp Car Crash Conference, pp. 299-322, 2003.
68. Rumelhart C, Cartier S, Verriest JP, Tao X. Caractérisation mécanique in-vitro des côtes humaines. *J de Biophysique et de Biomécanique*, 11 (1), pp. 39-40, 1987.
69. Rumelhart C, Cartier S, Verriest JP, Tao X. Résistance in-vitro d'étages costaux humains en compression statique antéropostérieure. *Archives internationales de Physiologie et de Biochimie*, 96 (6), pp. 66-67, 1988.
70. Sacreste J, Fayon A, Walfisch G, Tarrière C, Got C, Patel A. Rib characterization of human subjects. *Human Subject*, 9, pp. 19-50, 1981.
71. Sandoz B, Laya Z. Contribution à l'analyse biomécanique des côtes en choc. Mémoire de Master de recherche en Biomécanique (2006).
72. Schaffler MB, Burr DB. Stiffness of compact bone : effects of porosity and density. *J Biomech.*, 21 (1), pp. 13-16, 1988.

73. Schneider L, King A, Beebe M. Design requirements and specifications : thorax-abdomen development task, Interim report, Trauma assessment device development program. Report DOT HS 807 511, us Department of Transportation, 1989.
74. Schneider LW, Haffner MP, Eppinger RH, et al. Development of an advanced ATD thorax system for improved injury assessment in frontal crash environments. Proceedings of the 36th Stapp Car Crash Conference, SAE922520, pp. 129-156, 1992.
75. Schultz AB, Benson DR, Hirsch C. Force-deformation properties of human ribs. J Biomech., May, 7 (3), pp. 303-9, 1974.
76. Stalnaker RL, McElhaney JH, Roberts VL, Trollope ML. Human torso response to blunt trauma. In: King WF, Mertz HJ, eds. *Human impact response measurement and simulation*. Plenum Press, New York, pp. 181-199, 1973.
77. Stalnaker RL, Tarrière C, Fayon A, et al. Modification of part 572 dummy for lateral impact according to biomechanical data. Proceedings of the 23rd Stapp Car Crash Conference, SAE791031, pp. 843-872, 1979.
78. Stalnaker RL, Mohan D. Human chest impact protection. Proceedings of the 3rd International Congress on Occupant Protection, SAE, New York, pp. 384-393, 1974.
79. Stapp JP. Human exposure to linear decelerations, part 2. The forward facing position and the development of a crash harness. AFTR 5915, pt. 2, Wright-Patterson AFB, Dayton, Ohio, 1951.
80. Stapp JP. Voluntary human tolerance levels. In : Gurdjian ES, Lange WA, Patrick LM, eds. *Impact injury and crash protection*. Charles C Thomas, Springfield, IL, pp. 308-349, 1970.
81. Stein I, Granik G. Rib structure and bending strength: an autopsy study. Calcif. Tissue Res., 20, pp. 61-73, 1976.
82. Diet S. Mécanismes de rupture des côtes et critères de tolérance thoracique en choc automobile. Mémoire de Doctorat (2005).
83. Stitzel JD, Cormier JM, Baretta JT, Kennedy EA, Smith EP, Rath AL, Duma SM. Defining regional variation in the material properties of human rib cortical bone and its effect on fracture prediction. Proceedings of the 47th Stapp Car Crash Conference, pp. 243-265, 2003.
84. Sundaram SH, Feng CC. Finite element analysis in the human thorax. J Biomech., 10 (8), pp. 505-16, 1977.
85. Tarrière C, Walfisch G, Fayon A, Rosey JP, Got C, Patel A, Delmas A. Synthesis of human tolerances obtained from lateral impact simulations. 7th International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles, pp. 359-73, 1979.
86. Tsitlik JE, Weisfeldt ML, Chandra N, et al. Elastic properties of the human chest during cardiopulmonary resuscitation. Crit Care Med 1983;11(9):685-692.

87. Verriest J, Chapon A. Validity of thoracic injury criteria based on the number of rib fractures. 10th International Technical Conference of ESV, pp. 124-132, 1985.
88. Viano DC, Culver CC, Evans L, et al. Involvement of older drivers in multi-vehicule side impact crashes. Proceeding of the 33rd annual meeting, AAAM, 1989.
89. Viano D, Fan A, Ueno K, et al. Biofidelity and injury assessment in Eurosid I and Biosid. Proceedings of the 39th Stapp Car Crash Conference, SAE952731, pp. 307-326, 1995.
90. Viano D, King A. Injury mechanism and biofidelity of dummies. In *Crashworthiness of Transportation Systems : Structural Impact and Occupant Protection*, ed. JAC Ambrosio et al, pp 25-51. Dordrecht, The Netherlands : Kluwer Academic, 1997.
91. Viano DC, Lau IV. Role of impact velocity and chest compression in thoracic injury. *Aviat Space Environ Med* 1983;54:16-21.
92. Viano DC, Lau IV. Thoracic impact: a viscous tolerance criterion. Proceeding of the Tenth International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles, Oxford, England, pp. 104-114, 1985.
93. Viano DC. Biomechanics of bone and tissue: a review of material properties and failure characteristics. Proceeding of the 30th Stapp Car Crash Conference, pp. 33-63, SAE, Warrendale, PA, 1986.
94. Wood JL. Dynamic response of human cranial bone. *J Biomech.*, 4, pp. 1-12, 1971.
95. Yamada H. Strength of biological materials. In : Evans FG, ed. *Williams and Wilkins*, Baltimore, 1970.
96. Yoganandan N, Pintar FA. Biomechanics of human thoracic ribs. *J Biomech Eng.*, Feb, 120 (1), pp. 100-104, 1998.
97. Zhou Q, Rouhana SW, Melvin JW. Age effects on thoracic injury tolerance. Proceedings of the 40th Stapp Car Crash Conference, SAE962421, pp. 137-148, 1996.

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1. Echelle AIS pour le thorax.	22
Tableau 2. Revue bibliographique sur les essais avec impacteur de 152 mm de diamètre, en choc frontal.	26
Tableau 3. Revue bibliographique du chargement ceinture et du chargement quasi-statique du thorax, en frontal.	27
Tableau 4. Revue bibliographique des essais en choc latéral.	28
Tableau 5. Critères de tolérance du thorax en choc frontal.	29
Tableau 6. Tolérance du thorax en choc latéral.	29
Tableau 7. Modèles EF de thorax.	32
Tableau 8. Propriétés mécaniques du tissu osseux humain issues du livre de Stephen C. Cowin « Bone Mechanics ».	36
Tableau 9. Propriétés mécaniques de l'os compact issu de fémurs humains d'adultes (Yamada, 1970).	36
Tableau 10. Revue bibliographique sur les paramètres influençant le comportement osseux.	38
Tableau 11. Ordres de grandeur de paramètres physiques pour l'os compact et l'os spongieux.	39
Tableau 12. Synthèse des articles pour les essais de flexion trois points.	43
Tableau 13. Données des essais de compression de Rumelhart <i>et coll.</i> (1987).	50
Tableau 14. Données pour des anneaux costaux d'après Rumelhart <i>et coll.</i> (1988).	53
Tableau 15. Synthèse des essais sur les côtes.	55
Tableau 16. Principales valeurs des propriétés mécaniques des côtes pour des essais de flexion trois points, de traction et de compression.	62
Tableau 17. Age et sexe des donneurs.	67
Tableau 18. Matrice d'essai pour la compression. Les vitesses indiquées sont en mm.s ⁻¹	72
Tableau 19. Caractéristiques géométriques des segments postérieurs et antérieurs testés à 5 mm.s ⁻¹	76
Tableau 20. Caractéristiques géométriques des segments postérieurs et antérieurs testés à 12.5 mm.s ⁻¹	76
Tableau 21. Moyennes des paramètres par niveau et par localisation [n représente le nombre d'individus pour chaque niveau].	78
Tableau 22. Coefficient de corrélation et valeur p du test Z.	78
Tableau 23. Moyennes globales des propriétés de matériau selon la vitesse et la localisation du segment.	80
Tableau 24. Propriétés de matériau moyennes selon la localisation des segments et du niveau [n représente le nombre d'individus pour chaque niveau].	80
Tableau 25. Coefficients de corrélation et valeur de p pour le test Z réalisé entre E et σ_{\max}	81
Tableau 26. Epaisseur et densité HU moyennes de l'os compact calculées pour chaque thorax [entre parenthèses, l'écart-type].	94
Tableau 27. Moyenne pour chaque paramètre sans distinction de niveau, selon la vitesse de chargement, avec entre parenthèses, le max et le min.	98
Tableau 28. Coefficients de corrélation obtenus pour un test Z de corrélation entre les données mécaniques et géométriques (p-value < 0.05).	102
Tableau 29. Données moyennes par thorax.	104
Tableau 30. Coefficients de corrélation pour le test de Spearman [entre parenthèses, la valeur de p].	104

Tableau 31. Coefficients de corrélation obtenus pour un test Z de corrélation entre les paramètres de calcination, l'énergie de rupture et l'épaisseur moyenne d'os.	104
Tableau 32. Références des corps.	108
Tableau 33. Données enregistrées par les jauges collées sur les côtes de niveau 5.	125
Tableau 34. Paramètres de calcination moyens calculés avec les données des côtes 4 à 9 des thorax T252, T548, T522, T544 et T176 [les valeurs entre parenthèses représentent les max et les min].	126
Tableau 35. Coefficients de corrélations entre les paramètres mécaniques et les données de la calcination.	126
Tableau 36. Paramètres des lois de comportement de l'os compact et de l'os spongieux pour les essais de sollicitation antéropostérieure.	131
Tableau 37. Récapitulatif et comparaison des données simulation et essai. Les données grisées sont obtenues pour $v = 0.25 \text{ m.s}^{-1}$ et les autres pour $v = 0.10 \text{ m.s}^{-1}$	133
Tableau 38. Comparaison de l'effort max atteint pour chaque configuration et de la pente (partie linéaire de la courbe effort en fonction du temps).	135
Tableau 39. Comparaison des modèles avec les essais. Déformations max mesurées localement dans la zone de rupture des modèles.	138
Tableau 40. Coefficient de corrélation et valeur de p entre C/L et les déformations max.	138

LISTE DES FIGURES

Figure 1. Cage thoracique d'après H. GRAY (1918).....	17
Figure 2. Côte d'après H. GRAY (1918).	19
Figure 3. Muscles intercostaux d'après H. GRAY (1918).....	19
Figure 4. Modèle EF de thorax d'après Chen (1978).....	31
Figure 5. Modélisation de la ligne moyenne selon Roberts et Chen (1972).	41
Figure 6. Paramètres décrivant une côte selon Schultz <i>et coll.</i> (1974).....	41
Figure 7. Schéma du montage de flexion trois points.	45
Figure 8. Localisation des éprouvettes d'os cortical pour des essais de flexion trois points en dynamique (Stitzel et coll., 2003; Cormier et coll., 2005).	46
Figure 9. Méthode pour obtenir l'inertie de la section, à partir d'une photographie sous UV (Granik et Stein, 1973).	47
Figure 10. Courbe effort-déflexion d'après Yoganandan et Pintar (1998).....	48
Figure 11. Localisation des inerties selon Granik et Stein (1973).	48
Figure 12. Localisation des éprouvettes et dimensions, d'après Kemper <i>et coll.</i> (2005).....	49
Figure 13. Illustration du montage de traction, d'après Kemper et coll. (2005).....	50
Figure 14. Banc d'essai du test de cisaillement.....	51
Figure 15. Illustration du chargement d'une côte de niveau 10, avec mesure du déplacement par superposition de photos, d'après Schultz et coll. (1974).	51
Figure 16. Déplacements dans les directions de chargement pour les côtes 2, 4, 6, 8, 9 et 10, d'après Schultz et coll. (1974).	52
Figure 17. Module d'élasticité et contrainte ultime moyens pour chaque sujet en fonction de la densité minérale osseuse (« <i>BMD</i> »), d'après Stitzel <i>et coll.</i> (2003).....	59
Figure 18. Module d'élasticité et déformation ultime moyennes pour chaque sujet en fonction de la densité minérale osseuse, d'après Kemper et coll. (2005).	60
Figure 19. Exemple de coupe.	68
Figure 20. Montage des côtes et scanner.....	68
Figure 21. Données géométriques.	69
Figure 22. Principe de l'essai de compression d'un segment d'os costal.	70
Figure 23. Courbe effort-déplacement obtenue pour un segment comprimé.....	72
Figure 24. Illustration des fragments d'os compact récupérés après nettoyage.	73
Figure 25. Principe du calcul du volume d'os compact en utilisant la poussée d'Archimède. .	74
Figure 26. Paramètres mécaniques mesurés pour la compression à 5 mm.s^{-1} [les barres représentent les max et les min].	77
Figure 27. Paramètres mécaniques mesurés pour la compression à 12.5 mm.s^{-1} [les barres représentent les max et les min].	77
Figure 28. Propriétés de matériau calculées pour la compression à 5 mm/s [les barres représentent les max et les min].	79
Figure 29. Propriétés de matériau calculées pour la compression à 5 mm/s [les barres représentent les max et les min].	79
Figure 30. Données de la calcination pour chaque thorax selon la localisation des tronçons minéralisés [les barres représentent un écart-type].....	82
Figure 31. Données de la calcination pour chaque thorax : courbes et tableau de synthèse. ...	83
Figure 32. Montage de flexion trois points. Les côtes sont en équilibre sur les 2 appuis mobiles.	88
Figure 33. Paramètres calculés à partir de la courbe effort-déplacement obtenue pour un essai de flexion trois points.....	89

Figure 34. Données géométriques du thorax T356.	92
Figure 35. Relation entre la surface totale et les dimensions transverses de la section de côte.	93
Figure 36. Relation entre l'inertie principale I_x et les dimensions transverses de la section costale.....	93
Figure 37. Relation entre l'inertie principale I_y et les dimensions transverses de la section costale.....	94
Figure 38. Diagrammes en boîte présentant la raideur moyenne, sur tous les sujets, selon le niveau costal pour chaque vitesse.	96
Figure 39. Diagrammes en boîte présentant F_{max} selon le niveau costal pour chaque vitesse.	97
Figure 40. Diagrammes en boîte présentant d_{max} selon le niveau costal pour chaque vitesse..	97
Figure 41. Diagrammes en boîte présentant J_{end} selon le niveau costal pour chaque vitesse... ..	97
Figure 42. Diagrammes en boîte présentant J_{rupt} selon le niveau costal pour chaque vitesse. .	97
Figure 43. Comparaison des modules selon la méthode de calcul utilisée, pour chaque vitesse.	98
Figure 44. Diagrammes en boîte représentant le module d'élasticité [moyenne sur tous les sujets] en fonction du niveau costal pour chaque vitesse.	99
Figure 45. Diagramme en boîte de E selon la vitesse d'essai.	99
Figure 46. Diagrammes en boîte représentant la contrainte max en fonction du niveau costal pour chaque vitesse.	100
Figure 47. Diagramme en boîte de σ_{max} selon la vitesse d'essai.	100
Figure 48. Propriétés de matériau moyennes par thorax [les barres représentent les valeurs max et min].	101
Figure 49. Valeurs des paramètres de calcination des zones latérales des côtes testées en flexion trois points.....	103
Figure 50. Comparaison des modules d'élasticité et des contraintes max calculés pour la compression et la flexion trois points.....	105
Figure 51. Loi théorique de comportement de l'os compact, d'après Burnstein <i>et coll.</i> (1972) en traction et en compression.	106
Figure 52. Description du plateau tournant réalisé en PEHD 500.	109
Figure 53. Illustration de la variation du champ d'acquisition selon la position de la côte. ..	110
Figure 54. Calcul du torseur au centre du godet postérieur.....	112
Figure 55. Analyse des courbes pour un essai de sollicitation antéropostérieur.	113
Figure 56. Evolution des sections le long de la ligne moyenne d'une côte.....	116
Figure 57. Données géométriques de l'hémi-thorax droit T252.	117
Figure 58. Evolutions de l'épaisseur d'os compact et de la densité HU le long des côtes scannées, avec un tableau pour les valeurs moyennes (entre parenthèses, le maximum et le minimum).	118
Figure 59. Exemple de torseur au centre du godet. Les voies ne sont pas filtrées.	119
Figure 60. Exemples de mesures des capteurs de rotation fixés sur les axes et du capteur laser enregistrant le déplacement en translation du chariot.	120
Figure 61. Courbes d'accélération du chariot et du pendule.	120
Figure 62. Courbes des déformations enregistrées par les jauges.	121
Figure 63. Paramètres mécaniques moyens mesurés sur les courbes pour chaque thorax [les barres représentent les valeurs max et min].	122
Figure 64. Paramètres mécaniques moyens mesurés sur les courbes pour chaque niveau [les barres représentent les valeurs max et min].	122
Figure 65. Vitesse de déplacement moyenne du chariot et vitesses de rotations moyennes dérivées des courbes pour chaque thorax [les barres représentent les valeurs max et min].	123

Figure 66. Vitesse de déplacement moyenne du chariot et vitesses de rotations moyennes dérivées des courbes pour chaque niveau [les barres représentent les valeurs max et min].	123
Figure 67. Raideur moyenne et énergie moyenne de rupture calculées à partir des courbes pour chaque thorax [les barres représentent les valeurs max et min].	124
Figure 68. Raideur moyenne et énergie moyenne de rupture calculées à partir des courbes pour chaque niveau [les barres représentent les valeurs max et min].	124
Figure 69. Relation entre l'effort max et la densité linéique en sels minéraux.	127
Figure 70. Relation entre la raideur et la densité linéique en minéraux.	127
Figure 71. Contours de l'os compact et détermination du contour moyen. Maillage par superposition des contours.	129
Figure 72. Modélisation de l'os compact avec des éléments coque et du spongieux avec des éléments briques.	130
Figure 73. Paramètres de la loi de comportement de l'os compact.	130
Figure 74. Appuis et impacteur cylindriques. La côte est posée en équilibre sur les appuis.	131
Figure 75. Modélisation des fixations.	132
Figure 76. Observation de la zone de déformation sous l'impacteur pour un modèle EF de côte.	134
Figure 77. Superposition des réponses en effort des modèles dégauchi et creux (« normal »).	135
Figure 78. Superposition des réponses en effort des modèles creux et rempli.	135
Figure 79. Simulation avec un modèle rempli (vue en contre-plongée) : observation des déformations locales (en %) sous l'impacteur.	136
Figure 80. Simulation de la côte 5 du thorax T548 : localisation de la fracture et superposition des courbes d'effort du modèle et de l'essai.	136
Figure 81. Simulation de la côte 5 du thorax T176 : localisation de la fracture et superposition des courbes d'effort du modèle et de l'essai.	137

LISTE DES EQUATIONS

Équation 1. Formulation du TTI.....	25
Équation 2. Calcul du module d'élasticité.	48
Équation 3. Calcul de E avec I variant.	48
Équation 4. Calcul de la contrainte max.	48
Équation 5. Module d'élasticité et contrainte max en compression.....	73
Équation 6. Formulation de la contrainte max.	90
Équation 7. Formulations du module d'élasticité.....	90

LISTE DES PHOTOS

Photo 1. Photographie montrant un impact frontal appliqué sur le sternum (Kroell <i>et coll.</i> , 1971).....	24
Photo 2. Position des tronçons testés en compression.	70
Photo 3. Montage pour CT-scanner les côtes.....	109
Photo 4. Vue du dessus et vue du dessous, avec les fils métalliques) du plateau tournant....	110
Photo 5. Banc d'essai (capteurs), mesure de l'entraxe (L_e) et axes du capteur 6 axes.....	111
Photo 6. Position des jauges.....	114
Photo 7. Mesure de la longueur des segments de côte.	114
Photo 8. Côtes calcinées.....	115
Photo 9. Illustration d'une rupture franche (à gauche) et d'une rupture oblique (à droite)....	119

CONFÉRENCES ET PUBLICATIONS

“Geometric Study and Finite Element Modeling of Ribs for Crash Injuries.” (poster)

E. Charpail, S. Laporte, F. Berthet, S. Diet, X. Trosseille, F. Lavaste, W. Skalli.

14th Conference of the European Society of Biomechanics, 4-7 juillet 2004, Hertogenbosch, Hollande.

“Characterization of PMHS Ribs: A New Test Methodology.”

E. Charpail, X. Trosseille, Ph. Petit, S. Laporte, F. Lavaste, G. Vallancien.

In Proc. 49th Stapp Car Crash Conference, 9-11 novembre 2005, Washington D.C., Etats-Unis.

“Finite Elements of Ribs for Crash Injuries Analysis.”

E. Charpail, S. Laporte, X. Trosseille, Ph. Petit, F. Lavaste.

In Proc. 7th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (CMBBE), 22-25 mars 2006, Antibes, France.

“Human Ribs Mechanical Characterization: Material and Structure.”

E. Charpail, S. Laporte, X. Trosseille, F. Lavaste, G. Vallancien.

5th World Congress of Biomechanics, 29 juillet-4 aout 2006, Munich, Allemagne.

“Experimental Analysis of the Human Rib Bone Dynamic Compressive Loading.”

E. Charpail, S. Laporte, X. Trosseille, F. Lavaste, G. Vallancien.

Bone Journal, en soumission.

ANALYSE DU COMPORTEMENT MECANIQUE DES COTES HUMAINES EN DYNAMIQUE

RESUME: Dans les accidents automobiles, les blessures au thorax arrivent en deuxième position après celles à la tête pour : la zone la plus souvent lésée et le nombre global de décès et de lésions sérieuses. Les fractures de côtes et les volets costaux sont les blessures les plus fréquentes suivies par les lacérations des poumons, du foie et des artères. Afin de mieux comprendre la réponse du thorax lors d'un crash, des modèles en éléments finis ont été développés. Cependant, ces modèles échouent à reproduire des mécanismes lésionnels détaillés tels que les fractures costales. Améliorer la biofidélité de ces modèles passe par une meilleure connaissance des propriétés mécaniques des côtes. L'objectif de ce travail est donc d'étudier expérimentalement et numériquement le comportement mécanique des côtes humaines en dynamique. Des essais de compression axiale et des tests de calcination ont été réalisés pour caractériser le matériau costal. Des essais de flexion trois points et un nouvel essai permettant de solliciter la côte dans la direction antéropostérieure ont servi à caractériser la structure. Les résultats montrent que le niveau costal influence les propriétés de matériaux en compression et le comportement en sollicitation antéropostérieure. Les simulations numériques ont permis de mettre en évidence l'influence de l'os spongieux dans le comportement mécanique des modèles ainsi que l'importance de la géométrie sur la réponse en effort. Aucune influence de l'âge, ni de la vitesse de sollicitation a été relevée. Il faut noter le nombre de pièces testées est petit par rapport aux variations inter-individuelles.

Mots-clés: *côtes, thorax, biomécanique des chocs, crash test, flexion trois points, compression axiale, sollicitation dynamique, minéralisation, image scanner, modélisation par éléments finis*

MECHANICAL BEHAVIOR ANALYSIS OF HUMAN RIBS IN DYNAMICS

ABSTRACT: In automotive crashes, thoracic injuries rank second only to head injuries in: the area most often injured and the overall number of fatalities and serious injuries. Rib fractures and flail chests are the most frequent types of thoracic injuries, followed by pulmonary, liver and arterial injuries. To better understand thoracic responses under a crash environment, thorax finite-element models have been developed. At this time, they do not adequately model detailed mechanisms of injuries such as rib fractures. Designing a biofidelic model requires focusing more locally on rib material properties. The aim of this study is to investigate experimentally and numerically the mechanical behavior of human ribs in dynamics. Compressive loading and mineralization tests were performed to characterize the rib material. Three point bending tests and a new experiment simulating an anterior-posterior loading were realized to characterize the rib structure. The results show that the costal level influences the compressive material properties and the mechanical behavior in anterior-posterior loading. Numerical simulations allow highlighting the important function of the spongy bone and of the geometry on the load response. Neither the age donors nor the speed loading influences the results. But, it is important to notice that the number of anatomic pieces tested is too little in regard to the variability between individuals.

Keywords: *ribs, thorax, impact biomechanics, crash testing, three point bending, compressive loading, dynamic load, mineralization, CT scan slice, finite-element modeling*



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

THÈSE (annexes)

pour obtenir le grade de

Docteur

de

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité "Mécanique"

*présentée et soutenue publiquement
par*

Estelle CHARPAIL

le 27 octobre 2006

ANALYSE DU COMPORTEMENT MECANIQUE DES COTES HUMAINES EN DYNAMIQUE

Directeur de thèse : François LAVASTE

Codirecteur de thèse : Sébastien LAPORTE

Jury :

M. Richard KENT, Assistant Professor, CABMAE, University of Virginia Charlottesville (USA) Examineur
M. Sébastien LAPORTE, Maître de Conférence, LBM, ENSAM, Paris Examineur
M. François LAVASTE, Professeur des Universités, Directeur de Recherche LBM, ENSAM, Paris Examineur
M. Lalaonirina RAKOTOMANANA, Professeur des Universités, Université de Rennes 1 Rapporteur
M. Xavier TROSSELLE, Docteur en Mécanique, LAB PSA Peugeot-Citroën Renault, Nanterre..... Examineur
M. Jean-Pierre VERRIEST, Directeur de Recherche LBMH, INRETS-UCBL, Bron..... Président

Laboratoire de Biomécanique
ENSAM, CER de Paris

ANNEXE 1 : IMAGERIE ET MORPHOMETRIE	5
1 La tomographie à rayons X ou scanner	5
1.1 Principe	5
1.2 Appareil utilisé	6
2 Repérage des coupes	7
2.1 Les fils métalliques	7
2.2 Estimation de α	8
3 Analyse des parties latérales scannées	12
3.1 Etude géométrique par thorax	12
3.1.1 Thorax T041 (Figure 4)	12
3.1.2 Thorax T288 (Figure 5)	13
3.1.3 Thorax T356 (Figure 6)	16
3.1.4 Thorax T374 (Figure 7)	18
3.1.5 Thorax T592 (Figure 8)	20
3.1.6 Thorax T599 (Figure 9)	20
3.2 Relations par thorax entre les données géométriques	24
3.2.1 Surface totale	24
3.2.2 Inerties	27
3.3 Epaisseur d'os compact et densité HU	29
ANNEXE 2 : COMPRESSION AXIALE	33
1 Détermination des vitesses de déformation	33
2 Courbes effort-déplacement pour $v = 5 \text{ mm/s}$	36
3 Courbes effort-déplacement pour $v = 12.5 \text{ mm/s}$	39
4 Tableaux de résultats	42
4.1 Géométrie des segments	42
4.2 Paramètres mécaniques	43
4.3 Propriétés de matériau	45
ANNEXE 3 : CALCINATION	47
1 Calcination des côtes testées en compression et en flexion trois points	47
2 Calcination pour les essais en sollicitation antéropostérieure	52
ANNEXE 4 : FLEXION TROIS POINTS	54
1 Analyse des essais	54
1.1 Matrice des essais	54
1.2 Courbes effort-déplacement par thorax	55
1.3 Paramètres mécaniques	58
1.3.1 Côtes testées à $v = 0.10 \text{ m/s}$	58
1.3.2 Côtes testées à $v = 0.25 \text{ m/s}$	58
1.4 Propriétés de matériau	58
1.4.1 Côtes testées à $v = 0.10 \text{ m/s}$	58
1.4.2 Côtes testées à $v = 0.25 \text{ m/s}$	59
1.5 Données mécaniques et géométriques : tableau bilan	60
1.6 Comparaison flexion trois points et compression	61
2 Comparaison essai/simulation	61

2.1	Modèles creux	61
2.2	Modèles dégauchis	61
2.3	Modèles remplis	61
3	<i>Comparaison : poutre à inertie constante/poutre à inertie variable</i>	68
3.1	Modèle analytique de la poutre à inertie constante	68
3.1.1	Le torseur de cohésion	68
3.1.2	La déformée	68
3.1.3	Contraintes et déformations	69
3.2	Modèle de la poutre à inertie variable	70
3.3	Comparaisons	71
3.4	Calcul du module d'élasticité pour une poutre à inertie variable	73
3.4.1	Méthode	73
3.4.2	Résultats	74
4	<i>Plasticité</i>	75
4.1	Partie théorique : modèles analytiques	75
4.1.1	Section rectangulaire pleine	75
4.1.2	Section rectangulaire creuse	83
4.2	Analyse	87
4.2.1	Section rectangulaire pleine	87
4.2.2	Section rectangulaire creuse	91
	ANNEXE 5 : SOLLICITATION ANTEROPOSTERIEURE	95
1	<i>Le montage</i>	95
1.1	Instrumentation	95
1.2	Informations sur le moyen d'essai	96
1.3	Réglages et configurations	98
1.4	Dimensionnement du nid d'abeille (NIDA)	100
1.4.1	Dimensionnement théorique	100
1.4.2	Simulations	100
1.4.3	Caractéristiques techniques du NIDA	102
2	<i>Modèle analytique : poutre courbe</i>	102
2.1	1^{er} modèle : configuration des côtes 4, 5 et 6	102
2.2	2^{ème} modèle : configuration des côtes 7, 8 et 9	106
3	<i>Analyse des essais et des simulations</i>	110
3.1	Localisation des fractures	110
3.2	Courbes des essais	111
3.3	Paramètres mécaniques	121
3.3.1	Paramètres mesurés	121
3.3.2	Paramètres dérivés	122
3.3	Courbes de déformations	124
3.4	Résultats des simulations	126
3.4.1	Thorax T548	126
3.4.2	Thorax T522	132
3.4.3	Thorax T544	133
3.4.4	Thorax T176	136

ANNEXE 1 : IMAGERIE ET MORPHOMETRIE

1 La tomographie à rayons X ou scanner

1.1 Principe

Afin de recueillir les informations sur la morphométrie des côtes de manière non invasive, celles-ci ont été scannées. Le résultat d'un examen tomographique se traduit par une image plane (2D) appelée coupe (Figure 1), représentation fidèle d'une tranche fine (section) de l'objet examiné. Cette image numérique est reconstruite à partir des coefficients d'atténuation du faisceau de rayons X (Figure 2).

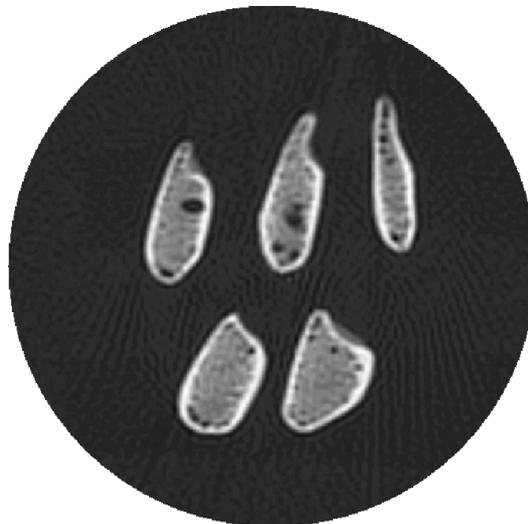


Figure 1. Exemple de coupe.

Le principe est en effet de choisir un plan de coupe et d'effectuer de multiples projections de rayons X sous différents angles afin de connaître le coefficient d'atténuation en chaque point du plan. L'acquisition des données nécessite un tube à rayons X couplé à un ensemble de détecteurs disposés en arc de cercle. L'ensemble tube/détecteurs effectue de façon synchrone un mouvement circulaire autour du patient. L'émission de rayons X résulte du flux d'électrons libérés par la cathode et venant frapper l'anode.

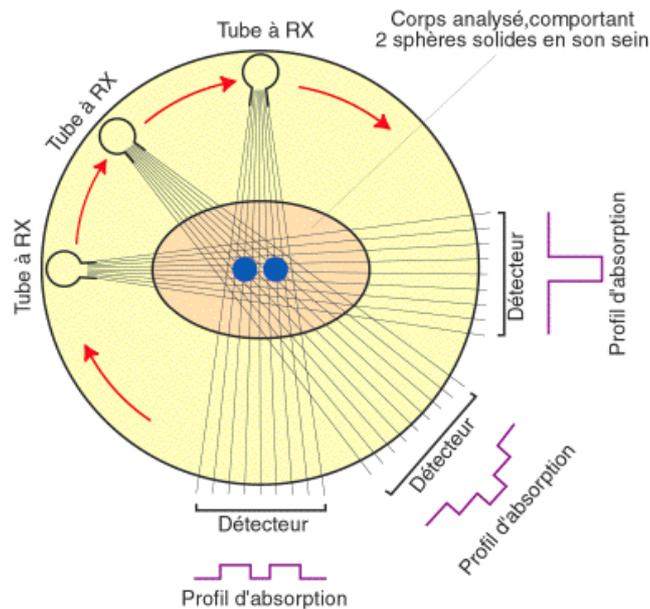


Figure 2. Profils d'atténuation.

Les rayons X sont atténués par les milieux biologiques traversés suivant une loi exponentielle tenant compte de l'absorption photoélectrique et de la diffusion par effet Compton. Soit I_0 le flux incident de rayons X pénétrant selon l'axe x un milieu hétérogène de coefficient d'atténuation $\mu(x)$, et I le flux émergent, nous avons alors l'Équation 1.

Équation 1. Loi d'atténuation d'un faisceau de rayons X.

$$I = I_0 \cdot e^{-\int \mu(x) dx}$$

Chaque tissu a son coefficient d'absorption propre qui dépend de la composition atomique du tissu et de l'énergie du faisceau de rayons X le traversant. A partir du coefficient d'atténuation μ d'un corps donné, on peut calculer sa densité en unités Hounsfield HU (Équation 2).

Équation 2. Calcul de la densité HU.

$$\text{Densité}(HU) = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_{eau}}{\mu_{eau}}$$

Hounsfield a défini une échelle de densités où :

- ✓ Eau = 0 HU,
- ✓ Air = -1000 HU
- ✓ Os = 300 à 1000 HU (1000 HU étant la densité du calcium).

1.2 Appareil utilisé

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. Ses caractéristiques sont :

- ✓ Taille des images : 512 x 512 pixels,
- ✓ Champ d'acquisition : de 40 à 800 mm

- ✓ Epaisseur de coupe : 1, 2 ou 3 mm, les coupes pouvant être jointives
- ✓ Energie moyenne des photons : 80 keV.

2 Repérage des coupes

2.1 Les fils métalliques

3 fils métalliques, de diamètre 0,5 mm sont fixés sous le socle (Figure 3). Ceux-ci permettent de localiser les coupes les unes par rapport aux autres de connaître, lorsqu'une rotation a été effectuée, la position du centre de rotation. L'indexage permettant de connaître l'angle de la rotation, la transformation géométrique effectuée est alors parfaitement connue.

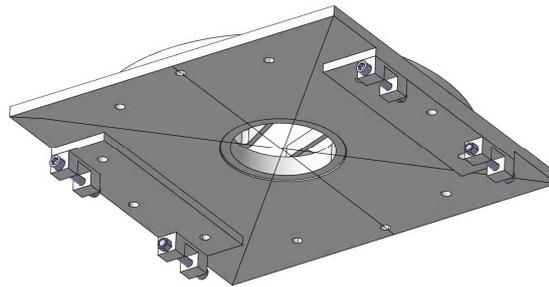
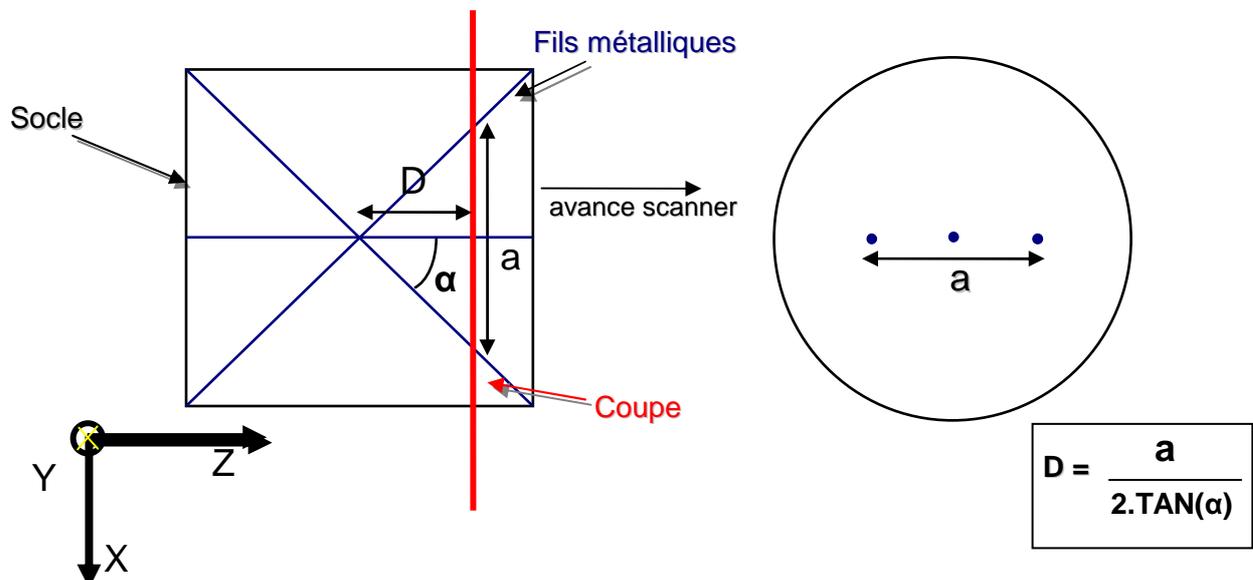


Figure 3. Vue du dessous du plateau avec les fils métalliques.

Principe :



Les fils métalliques servent à la reconstruction de la côte. En effet, le programme utilise leurs artefacts dans l'image scanner pour déterminer la distance du plan de coupe au centre de rotation.

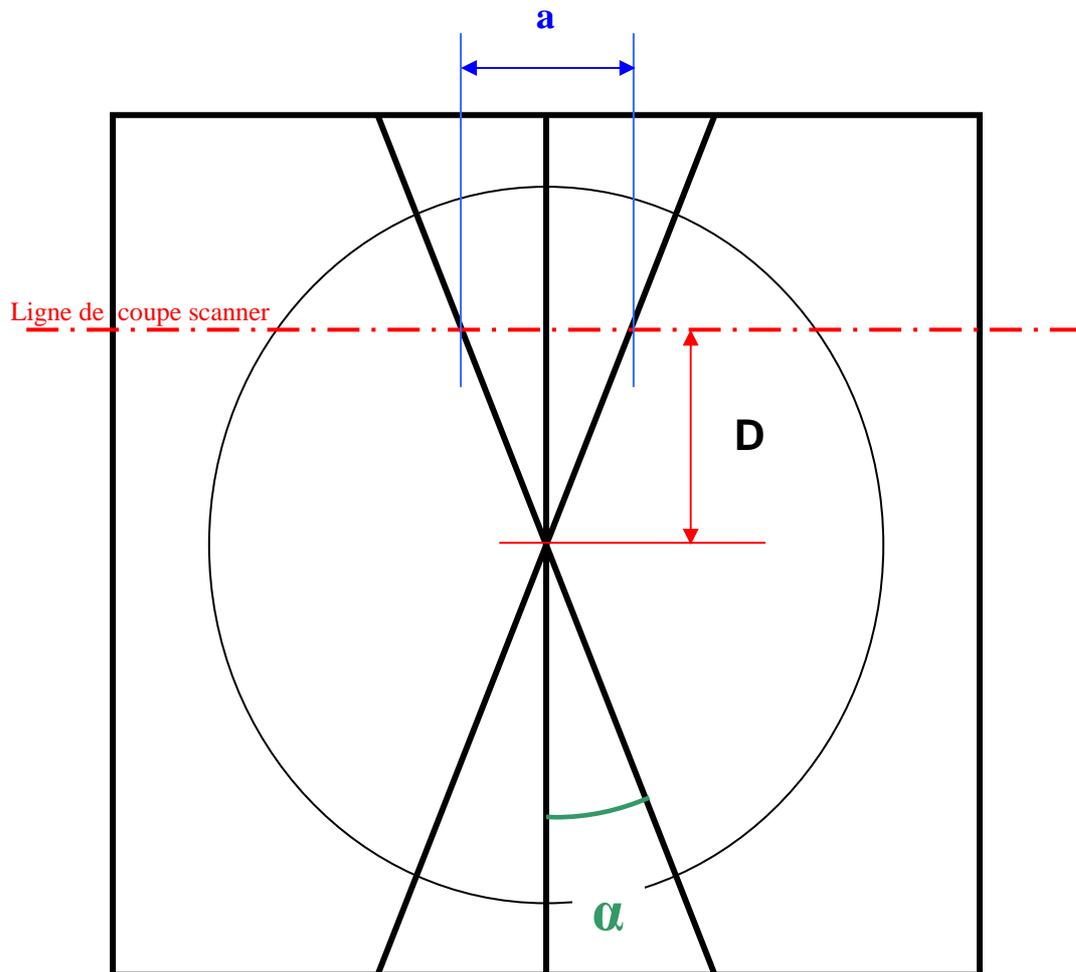
L'angle α entre les fils a été choisi pour optimiser la qualité de la reconstitution. Cet angle influe sur deux données importantes : la taille du champ d'acquisition, et l'erreur obtenue sur la distance au centre de rotation. Le premier nous donne un angle maximal, au-delà duquel le

champ d'acquisition serait trop important, le second nous donne un angle minimal, sous lequel l'erreur de calcul de la distance sera inacceptable.

2.2 Estimation de α

Le plateau comporte trois fils métalliques, placé de telle façon qu'en apparaissant sur l'image scanner ils permettent d'obtenir la distance au centre de rotation de chaque section de côte.

Mais sur l'image scanner, il s'agit manuellement d'identifier le centre des sections des fils qui apparaîtront, et toute erreur de positionnement de ce centre va induire une erreur sur la distance par rapport au centre. Donc, a la fin, une erreur sur la reconstruction tridimensionnelle de la côte.



On a :

$$\tan(\alpha) = \frac{a}{2D}.$$

Première incertitude : Acquisition de la distance a

Sur la coupe scanner, l'utilisateur venant identifier les centres des sections de fils métalliques présents peut faire une erreur de positionnement, ce qui va se traduire par une erreur sur la valeur a. Toute erreur ε_a sur la valeur a se transforme en cette en une erreur ε_d sur la valeur D,

tel que :
$$\varepsilon_d = \frac{\varepsilon_a}{2 \cdot \tan(\alpha)}.$$

Seconde incertitude : Linéarité des fils métalliques

Si les fils ne sont pas totalement droits, localement sur certaines coupes le positionnement sera erroné. En pratique, les fils ne peuvent pas être parfaitement droits, ils seront contenus dans une zone de tolérance fictive, un cylindre dont l'axe est celui recherché, et de rayon l'intervalle de tolérance. La différence locale entre l'axe des fils et celui théorique entraîne une erreur de position ε_f venant s'ajouter à l'erreur de positionnement précédente ε_a :

$$\varepsilon_d = \frac{\varepsilon_a + \varepsilon_f}{2 \cdot \tan(\alpha)}.$$

Troisième incertitude : Passage par le centre

La formule permet de calculer D, soit la distance par rapport au centre de rotation. Or, si les fils ne se croisent pas en ce centre, ce n'est pas la distance par rapport à lui que l'on va calculer. Ainsi la différence entre le centre théorique qu'on mesure par la formule citée plus haut et le centre réel entraîne une erreur ε_c venant s'ajouter à l'erreur ε_d calculé précédemment : $\varepsilon = D_{réelle} - D_{calculée} = \varepsilon_d + \varepsilon_c$.

Quatrième incertitude : Valeur de l'angle α

Selon le positionnement des trois fils, l'angle α peut ne pas avoir exactement la valeur voulue, et peut également ne pas être le même pour les 4 angles présents sur la figure. Il y a donc existence d'une erreur angulaire ε_α venant s'ajouter à α :

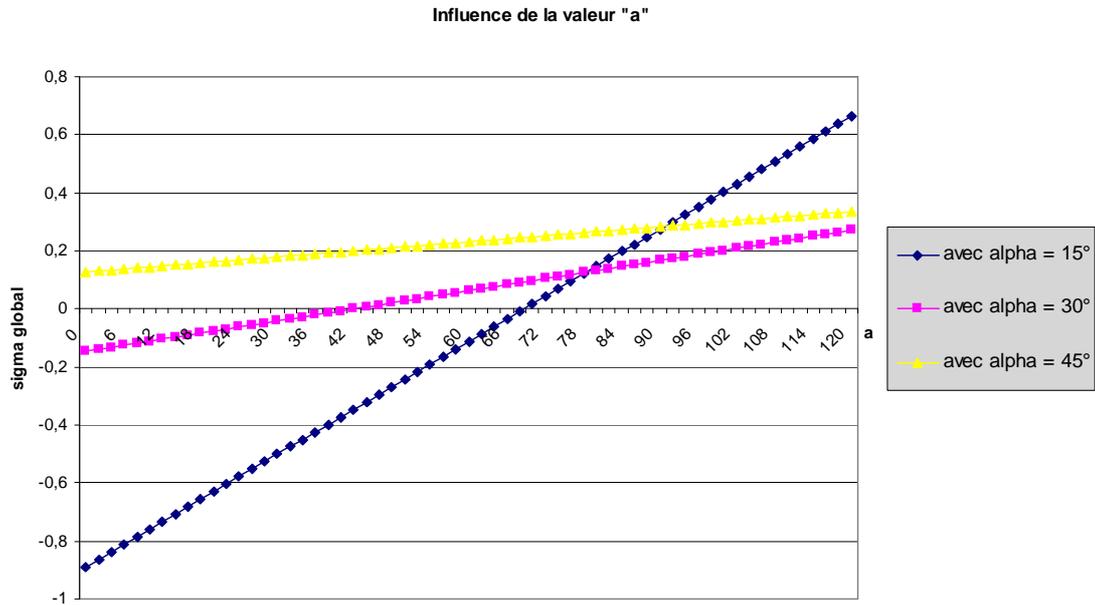
$$\varepsilon_d = D_{théorique} - D_{calculée} = \frac{a}{2 \cdot \tan(\alpha)} - \frac{a + \varepsilon_a + \varepsilon_f}{2 \cdot \tan(\alpha + \varepsilon_\alpha)}$$

On a donc l'**erreur globale** :
$$\varepsilon = \varepsilon_c + \frac{a \cdot \tan(\alpha + \varepsilon_\alpha) - (a + \varepsilon_a + \varepsilon_f) \cdot \tan(\alpha)}{2 \cdot \tan(\alpha) \cdot \tan(\alpha + \varepsilon_\alpha)}.$$

Dans la suite on prendra des valeurs qui semblent raisonnables pour les paramètres connus :

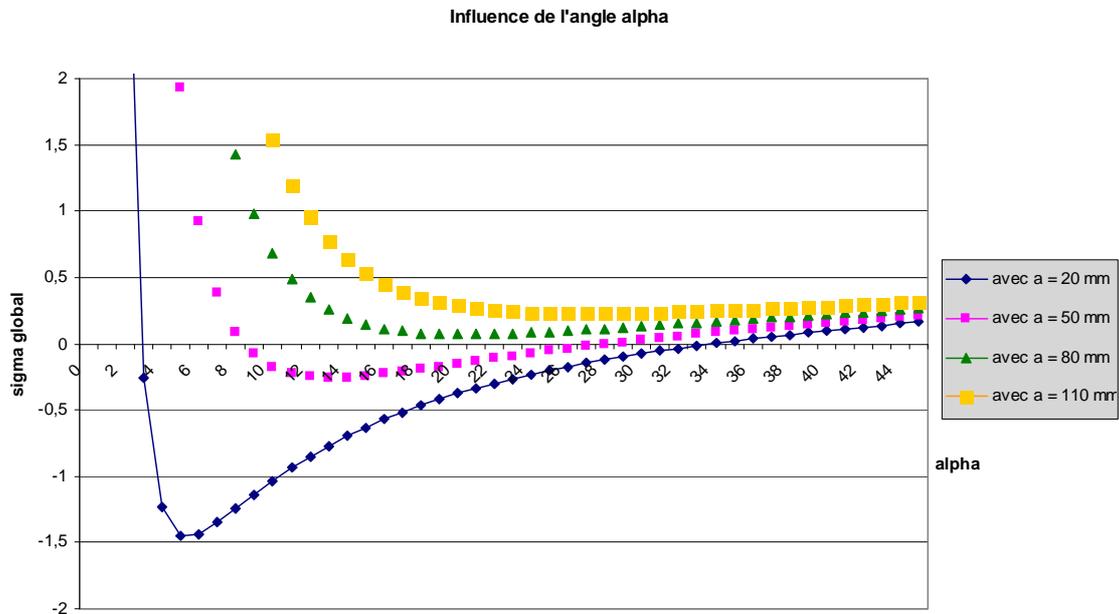
$$\varepsilon_a = 0.5\text{mm} ; \varepsilon_f = 0.25\text{mm} ; \varepsilon_\alpha = 0.1^\circ ; \varepsilon_c = 0.5\text{mm}$$

Etudions dans un premier temps l'influence de "a". On fixe l'angle à 15°, 30° et 45°, puis on fait varier "a" en relevant la variation de ϵ .



On peut constater que l'augmentation de "a" fait croître l'erreur sur D. Donc plus la distance entre les deux artefacts de l'image scanner augmente (c'est-à-dire plus on s'éloigne du centre), plus la valeur de la distance au centre est incertaine. On constate que cette augmentation est plus importante si l'angle choisi est petit.

Réalisons maintenant une étude sur l'influence de l'angle α .



Les courbes obtenues nous montrent deux choses. Premièrement, elles confirment le fait que plus l'angle choisi est petit, plus l'erreur est importante. En dessous de 15° cette erreur prend

d'ailleurs des valeurs extrêmes inacceptables. Deuxièmement, au-delà de 20° l'erreur reste relativement constante et comprise dans une zone acceptable.

En étudiant l'influence des paramètres "**a**" et " **α** " on en déduit que l'angle ne doit pas être inférieur à 15° pour garder une erreur globale acceptable.

3 Analyse des parties latérales scannées

On étudie les paramètres géométriques extraits des côtes 6 à 9, droites et gauches, de 6 sujets : T041, T288, T356, T374, T592 et T599.

3.1 Etude géométrique par thorax

Les coupes scanner vont de 0 à 120. La coupe « 0 » est la coupe la plus postérieure et « 120 », la plus antérieure.

3.1.1 Thorax T041 (Figure 4)

L'épaisseur e varie entre 3 et 10 mm pour l'ensemble des côtes testées du thorax et est décroissante le long du segment scanné. Deux groupes de côtes se distinguent : les côtes 6 et 7 et les côtes 8 et 9, respectivement groupe 1 et groupe 2. On constate que les côtes du groupe 1 sont plus épaisses que celles du groupe 2. En effet, au plus épais, les côtes du groupe 1 et du groupe 2 mesurent respectivement, entre 8.5 et 10 mm et 6.5 et 7.5 mm. Au plus mince, elles mesurent respectivement, entre 5 et 7 mm et 4 et 5 mm.

La largeur h varie entre 10 et 19 mm pour l'ensemble des côtes. Pour le groupe 1, la largeur croît le long de la partie scannée (au plus large : 13-17 mm ; au moins large : 10-13 mm). Pour le groupe 2, h est plus fluctuant : il varie entre 13 et 19 mm ; mais on note une tendance générale à la baisse. La côte 8 est plus large que les autres.

Le rapport e/h diminue le long de la partie scannée (de 95 à 25%). Les côtes du groupe 1 ont un e/h variant entre 35 et 95%, alors que celles du groupe 2 ont un e/h variant entre 25 et 50%. On en déduit que les côtes du groupe 2 sont plus plates (ie : $e < h$) que celle du groupe 1, qui ont une section plus arrondie au début, puis qui s'aplatissent.

La surface d'os compact S_{os} diminue et il n'y a pas de différences entre les deux groupes. On observe une exception, la côte 8, qui a une surface d'os (variant entre 19 et 32 mm²) plus grande que les autres (entre 17 et 29 mm²).

La surface totale S_{totale} diminue le long de la zone scannée et varie entre 83 et 45 mm² pour toutes les côtes. Le groupe 1 subit une décroissance moins marquée que le groupe 2, avec une surface variant entre 67 et 82 mm², contre 45 et 83 mm².

Le pourcentage de surface corticale PSC varie entre 25 et 51%. Le PSC du groupe 1 décroît légèrement de 36 à 25%, contrairement à celui du groupe 2 qui augmente de 34 à 45% (sauf la côte 8, jusqu'à 51%).

Le moment d'inertie selon Y I_Y est compris entre 200 et 500 mm⁴, sauf pour la côte 8 : entre 300 et 700 mm⁴. Cela s'explique par le fait que la côte 8 est plus large que les autres avec une

surface d'os plus importante. L'inertie est à peu près constante le long de la zone scannée, mais I_Y du groupe 2 apparaît plus grand que celui du groupe 1.

Le moment d'inertie selon X I_X décroît et est compris entre 35 et 250 mm⁴ pour l'ensemble des côtes. On note que I_X du groupe 1 (70 à 250 mm⁴) est supérieur à celui du groupe 2 (35 à 160 mm⁴). Les côtes du groupe 1 sont en effet, plus épaisses que celles du groupe 2.

3.1.2 Thorax T288 (Figure 5)

L'épaisseur e varie entre 5 et 9 mm et diminue le long de la partie scannée. On distingue deux groupes : les côtes 6 et 7 et les côtes 8 et 9, respectivement, groupes 1 et 2. Les côtes du groupe 1 sont plus épaisses au début que celles du groupe 2. Puis, elles se rejoignent.

La largeur h est comprise entre 9 et 17 mm. On remarque qu'elle augmente pour le groupe 1 : de 11-13 mm à 14-17 mm. Par contre, elle décroît pour le groupe 2, passant de 14-16 mm à 9-12 mm.

Le rapport e/h varie entre 36 et 80%. Il diminue pour le groupe 1 de 80 à 40% et augmente pour le groupe 2, de 45 à 70%. Les côtes du groupe 1 ont une section plus arrondie au début qui s'aplatit ensuite, alors qu'on observe l'inverse pour le groupe 2.

La surface de corticale S_{os} décroît pour l'ensemble des côtes scannées et varie entre 10 et 35 mm². Seule la côte 7D présente un pic aux alentours de la coupe 80.

La surface totale S_{totale} diminue en général, et est comprise entre 40 et 85 mm². Les côtes du groupe 1 ont une S_{totale} comprise entre 70 et 85 mm² et les côtes du groupe 2, entre 40 et 75 mm². La diminution est plus prononcée pour le groupe 2. Les côtes du groupe 1 sont donc plus volumineuses que celles du groupe 2.

Le pourcentage de surface corticale varie entre 27 et 47%. Les côtes du groupe 2 ont un PSC qui augmente jusqu'à la coupe 60, puis qui diminue. Les côtes du groupe 1 sont plus stables et ont une légère baisse du PSC.

Le moment d'inertie selon Y varie entre 80 et 500 mm⁴. Les côtes du groupe 1 ont une augmentation de leur inertie de 250 à 500 mm⁴, alors que les côtes du groupe 2 subissent une diminution de 500 à 80 mm⁴. Ceci est en accord avec les variations de largeur h observées.

Le moment d'inertie selon X varie entre 50 et 250 mm⁴ et il diminue le long de la zone scannée. I_X pour le groupe 1 est compris entre 80 et 250 mm⁴, alors que celui du groupe 2 est compris entre 60 et 150 mm⁴. I_X du groupe 1 est plus grand que celui du groupe 2 : les côtes du groupe 1 sont plus épaisses que celle du groupe 2.

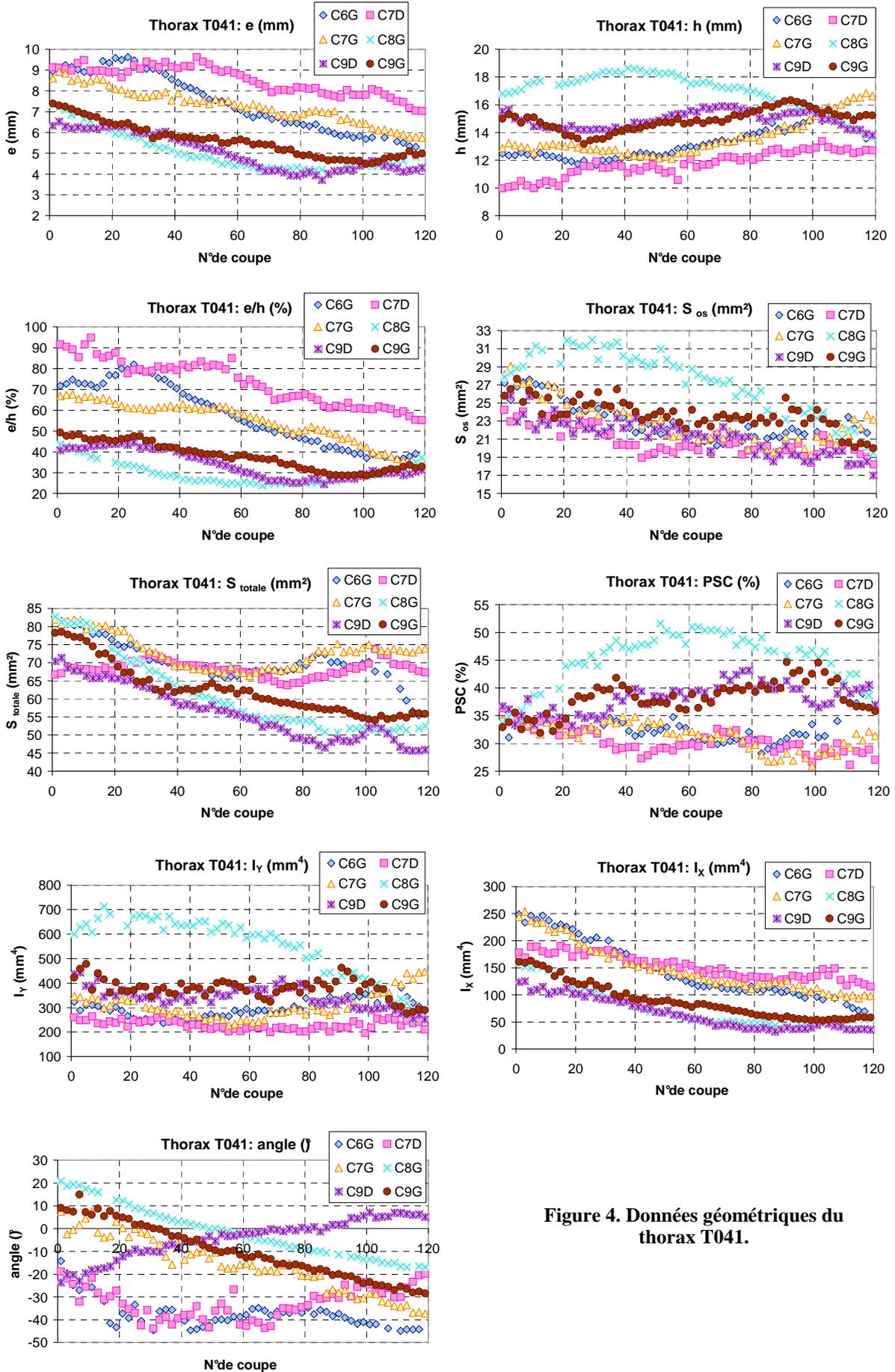


Figure 4. Données géométriques du thorax T041.

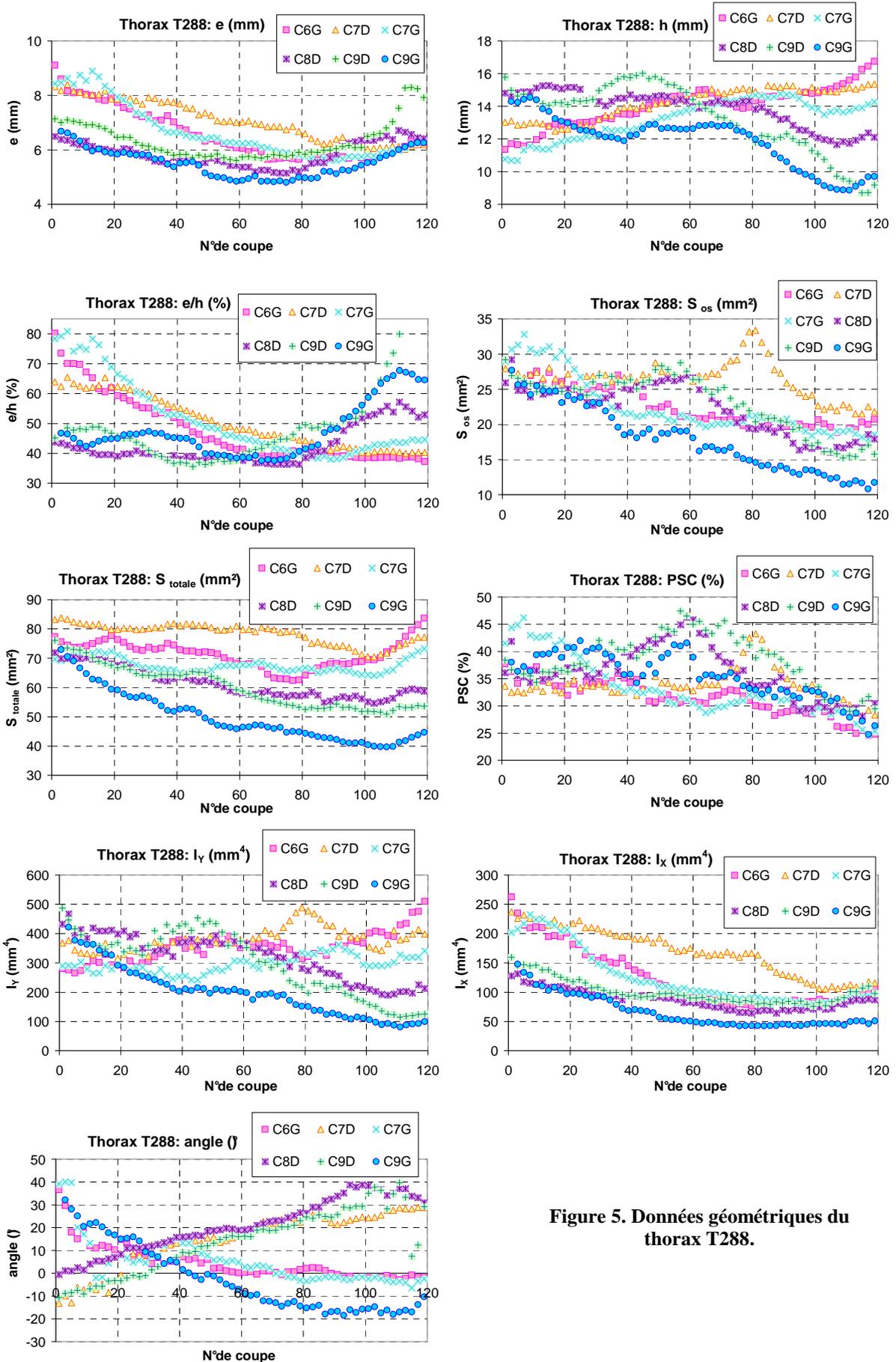


Figure 5. Données géométriques du thorax T288.

3.1.3 Thorax T356 (Figure 6)

L'épaisseur e des zones scannées diminue et est comprise entre 4 et 9 mm. On a deux groupes de côtes distincts : le groupe 1 qui comprend les côtes 6 et 7 et le groupe 2 qui comprend les côtes 8 et 9. Les groupes 1 et 2 au plus épais, mesurent, respectivement, de 7 à 9 mm et 5 à 7 mm, et au plus mince, de 4 à 6.5 mm et 3 à 5 mm. L'épaisseur des côtes du groupe 1 est généralement plus grande que celle du groupe 2. La côte 6 est une exception ; elle plus épaisse que toutes les autres côtes.

La largeur h de l'ensemble est comprise entre 8 et 16 mm. La largeur pour le groupe 1 varie entre 8 et 10 mm. Celle du groupe 2 diminue de 16-12 mm à 10 mm. Le groupe 2 est plus large que le groupe 1.

Le rapport e/h varie entre 30 et 100%. Le groupe 1 affiche une baisse : d'un e/h compris entre 80 et 100%, il tombe à un e/h compris entre 75 et 52%. Pour le groupe 2, on note une légère augmentation du rapport : d'un e/h compris entre 35 et 60%, on passe à e/h compris entre 48 et 65%. Les côtes de niveau 6 et 7 ont des sections arrondies qui vont en s'aplatissant, alors que les autres sont plus aplaties ($e < h$).

La surface d'os compact S_{os} est comprise entre 10 et 25 mm². On constate une diminution générale le long de la portion scannée, sans distinction de groupes.

La surface totale S_{totale} varie entre 30 et 60 mm². Elle diminue de manière générale, ce qui est moins marqué pour la côte 7D. La diminution est importante jusqu'à la 40^{ième} coupe, puis la surface est à peu près constante.

Le pourcentage de surface corticale diminue de 60 à 25%.

Le moment d'inertie selon l'axe Y I_Y subit une diminution sensible pour le groupe 2 de 400 à 100 mm⁴, et un peu moins marquée pour le groupe 1 de 200 à 60 mm⁴. I_Y du groupe 2 est plus grand que celui du groupe 1, car le groupe 2 est plus large, mais la surface d'os reste comparable à celle du groupe 1.

Le moment d'inertie selon X I_X a une tendance à la baisse pour l'ensemble des côtes scannées. I_X varie de 100 à 20 mm⁴. Il n'y a pas de différence marquée entre les groupes 1 et 2. La côte 6 à un I_X plus grand que les autres variant entre 60 et 180 mm⁴. Ça s'explique par le fait que l'épaisseur de la côte 6 est plus grande.

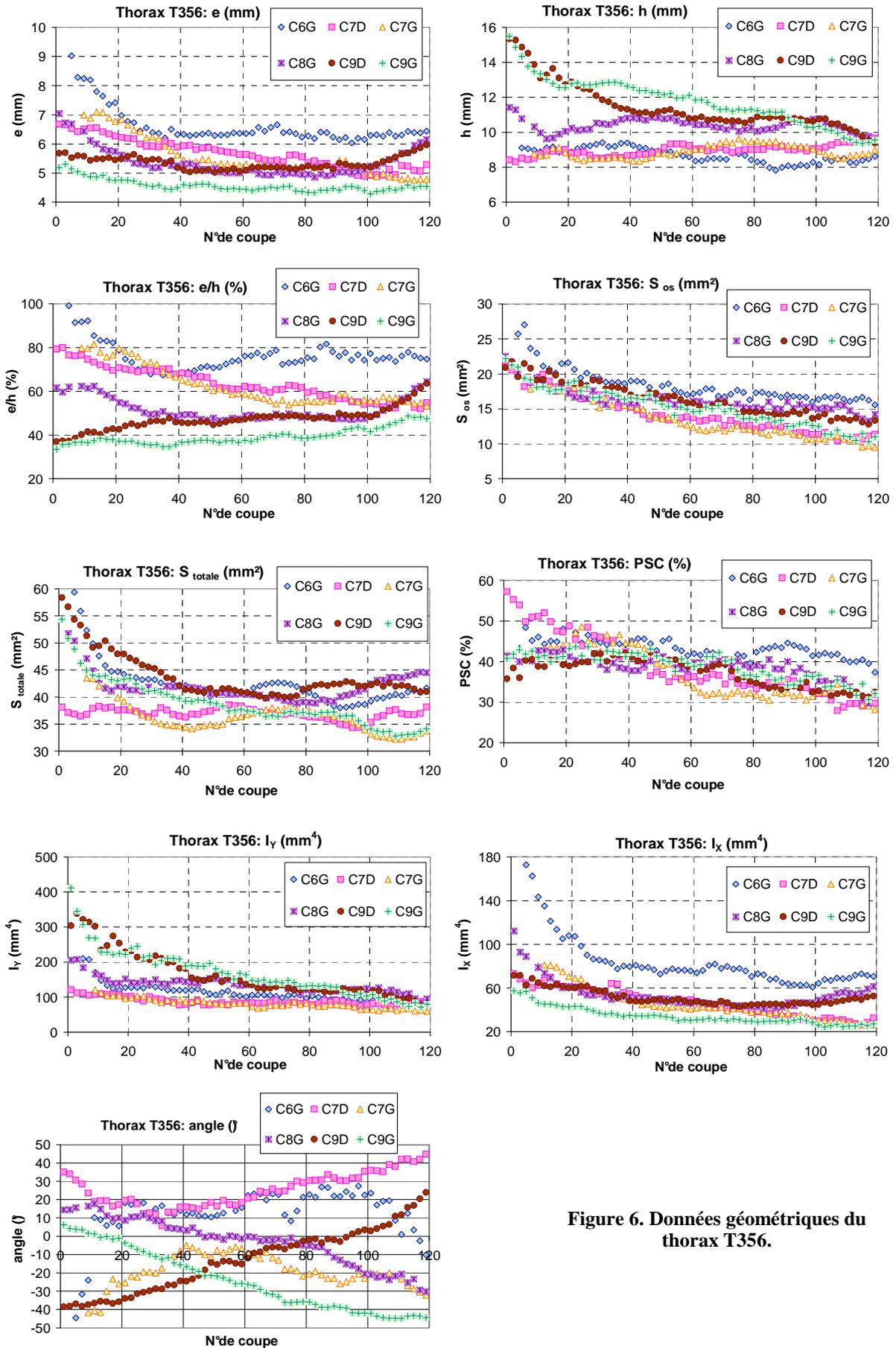


Figure 6. Données géométriques du thorax T356.

3.1.4 Thorax T374 (Figure 7)

L'épaisseur e de l'ensemble diminue et varie entre 5.5 et 12 mm. On remarque deux groupes : les côtes 6 et 7 (groupe 1) et les côtes 9 (groupe 2). L'épaisseur du groupe 1 varie entre 7.5 et 11.5 mm et celle du groupe 2, entre 5.5 et 7.5 mm. Le groupe 1 apparaît plus épais que le groupe 2.

La largeur h est comprise entre 11 et 19 mm pour l'ensemble des zones scannées. La largeur du groupe 1 augmente : elle passe de 11-13 mm à 15-18 mm. Par contre, celle du groupe 2 diminue : on distingue la côte 9G, passant de 18 à 16 mm de largeur et la côte 9D, passant de 15 à 13 mm.

Le rapport e/h varie entre 35 et 90%. Le groupe 1 a un rapport qui diminue de 90 à 40%, alors que le e/h pour chaque côte du groupe 2 semble plus constant : autour de 35-40% pour la 9G et 40-50% pour la 9D.

La surface d'os corticale S_{os} diminue de manière générale de 30 à 15 mm². Le groupe 1 (valeurs entre 21 et 28 mm²) subit une diminution jusqu'à la coupe 40, puis les valeurs restent quasi constantes. La côte 6 semble avoir une surface de section plus importante que les autres, entre 24 et 28 mm². Le groupe 2 subit une chute de surface d'os plus importante, de 30 à 15 mm². En général, la surface d'os des deux groupes est quasi-égale jusqu'à la coupe 40, puis, on note que S_{os} du groupe 1 est supérieure à celle du groupe 2.

La surface de section totale S_{totale} est comprise entre 60 et 110 mm². Les côtes du groupe 1 ont une section qui augmente de 78 à 110 mm², avec une côte 7D qui apparaît moins volumineuse que les autres. Les côtes du groupe 2 ont une section qui diminue de 90 à 60 mm² (de 91 à 70 mm² pour la côte 9G et de 77 à 60 mm² pour la 9D). Les zones costales scannées du groupe 1 apparaissent plus volumineuses que celles du groupe 2.

Le pourcentage de surface corticale PSC décroît de manière générale de 37 à 22%. La côte 7G affiche le plus faible PSC et la côte 9D le plus grand.

Le moment d'inertie selon Y I_Y varie entre 200 et 650 mm⁴. I_Y du groupe 1 augmente le long de la zone scannée, passant de 300-350 mm⁴ à 500-600 mm⁴. I_Y du groupe 2 diminue, pour la côte 9G de 650 à 300 mm⁴ et pour la côte 9D de 450 à 200 mm⁴. Cela correspond aux variations notées sur la largeur h .

Le moment d'inertie selon X I_X varie entre 80 et 350 mm⁴ et diminue le long du segment scannée. I_X du groupe 1 varie entre 160 et 350 mm⁴ et celui du groupe 2 entre 80 et 170 mm⁴. On note un étagement comparable à celui obtenu pour les épaisseurs.

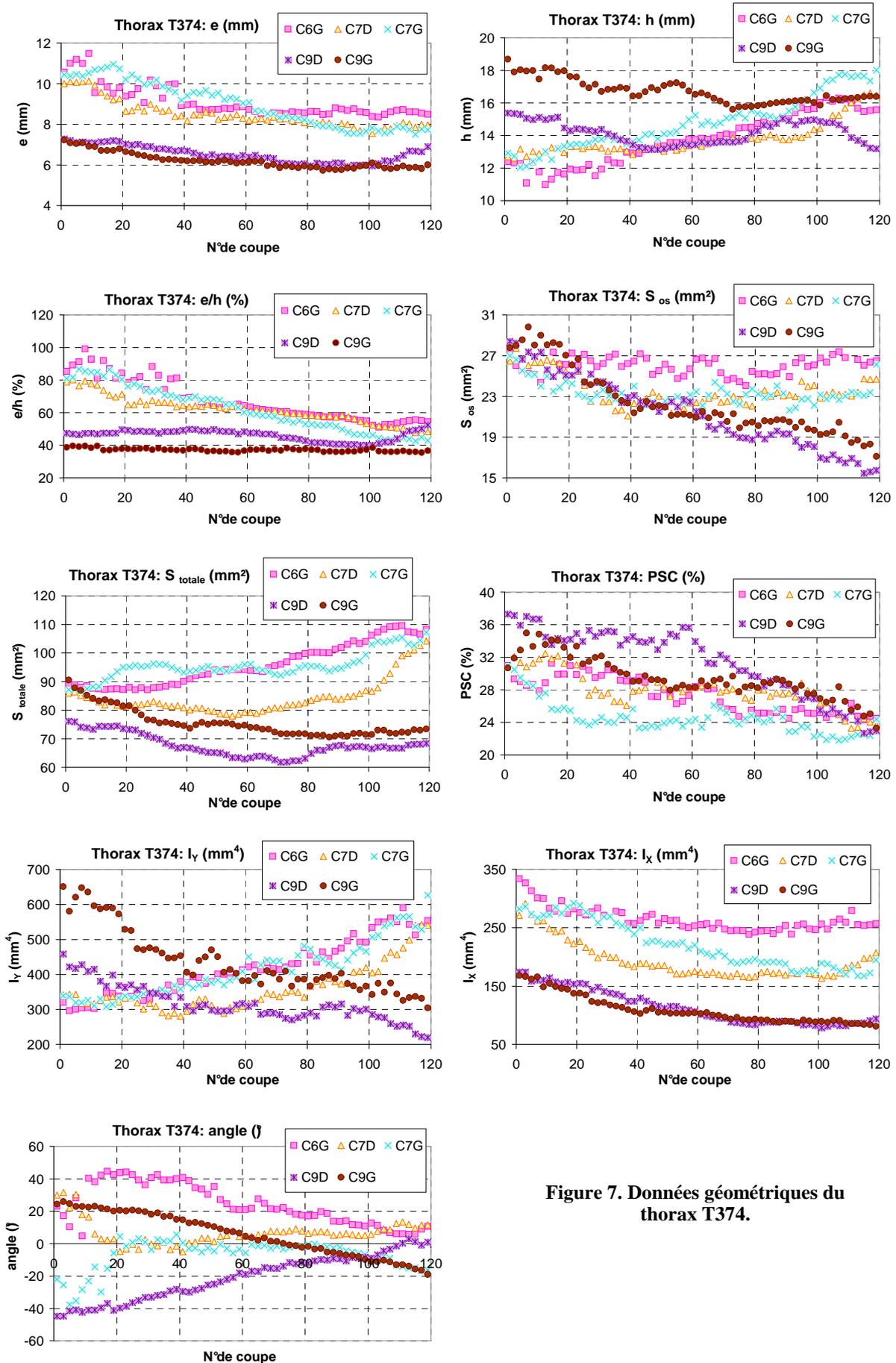


Figure 7. Données géométriques du thorax T374.

3.1.5 Thorax T592 (Figure 8)

L'épaisseur e diminue le long des segments. Pour les côtes 7 et 9, elle chute, respectivement, de 9 à 6 mm et de 7.5 à 5 mm.

La largeur h varie de 14 à 17 mm et il n'y a pas de différence notable entre les deux côtes.

Le rapport e/h chute. Il varie de 47 à 32% pour la côte 9 et de 55 à 37% pour la côte 7. La côte 9 est plus plate que la côte 7.

La surface d'os compact S_{os} diminue pour chaque côte de 25 à 20 mm² pour la côte 7 et de 37 à 17 mm² pour la côte 9.

La surface totale S_{totale} des segments des côtes 7 et 9 diminue, respectivement, de 88 à 61 mm² et de 80 à 52 mm².

Le pourcentage de surface corticale PSC décroît pour la côte 9 de 53 à 33% et augmente légèrement pour la côte 7 de 27 à 32%.

Le moment d'inertie I_Y diminue dans l'ensemble. Jusqu'à la 20^{ième} coupe, I_Y de la côte 9 est supérieur à celui de la côte 7, puis ils sont semblables, décroissant de 400 à 250 mm⁴. Cela s'explique par le fait que, bien que les côtes 7 et 9 aient des largeurs semblables, la surface d'os est plus grande en début de segment pour la côte 9.

Le moment d'inertie I_X est décroissant pour les deux côtes : de 200 à 80 mm⁴ pour la côte 7, et de 180 à 50 pour la côte 9. Ceci est en accord avec les variations d'épaisseurs e de chacune des côtes.

3.1.6 Thorax T599 (Figure 9)

L'épaisseur e varie entre 3.5 et 11 mm. On distingue deux groupes : les côtes 6 et 7 (groupe 1) et les côtes 8 et 9 (groupe 2). L'épaisseur du groupe 1 décroît de 11 à 6 mm. Pour le groupe 2, l'épaisseur du segment de la côte 8, est comprise entre 5.5 et 3.5 mm et pour le groupe 2, entre 7.2 et 5.1 mm.

La largeur h est comprise 10.5 et 18 mm. Les segments du groupe 1 ont une largeur qui croît de 11 à 15 mm pour les côtes 6 et 7D, et de 14 à 17 mm pour la côte 7G. Quant au groupe 2, la décroissance est faible jusqu'à la 70^{ième} coupe (h entre 15 et 18 mm), puis elle devient plus importante pour passer d'environ 16 mm de large à 12. La côte 8 apparaît un peu moins large que la 9.

Le rapport e/h est compris entre 20 et 90% pour l'ensemble des segments scannés. Les côtes du groupe 1 ont un e/h décroissant, montrant un aplatissement ; la côte 7G ($35 < e/h < 60\%$) apparaît plus plate que les deux autres ($40-50 < e/h < 75-90\%$). Le groupe 2 montre plutôt une tendance à la croissance de e/h avec une côte 8 dont le e/h varie entre 20 et 42%, et une côte 9, entre 42 et 55%. On a donc un segment de côte 8 plus plat que celui de la côte 9.

La surface d'os compact S_{os} est comprise entre 15 et 40 mm². Pour le groupe 1, la côte 6 a une S_{os} comprise entre 30 et 40 mm² qui a tendance à croître, les côtes 7G et 7D ont une S_{os} qui varient moins (aux alentours de 35 mm² avant la 20^{ième} coupe, puis entre 25 et 30 mm² pour la côte 7G, et entre 20 et 25 mm² pour la côte 7D). La surface d'os du groupe 2 décroît entre 30 et 15 mm². La côte 8 présente une surface légèrement plus grande que celle de la côte 9.

La surface totale S_{totale} varie entre 60 et 100 mm² pour l'ensemble des côtes scannées, sauf la côte 8, qui apparaît moins volumineuse que les autres avec une surface totale comprise entre 40 et 70 mm².

Le pourcentage de surface corticale PSC est compris entre 22 et 61%. Un classement des côtes par ordre décroissant de PSC peut être fait : la côte 8 avec un PSC variant entre 35 et 60%, puis la côte 6 avec une PSC entre 35 et 48%, et enfin les autres côtes avec un PSC entre 22 et 35%. Ceci est mettre en rapport avec les évolutions pour chaque côte de S_{os} et S_{totale} .

Le moment d'inertie I_Y est compris entre 200 et 700 mm⁴. Pour le groupe 2, on note une décroissance franche le long du segment. Pour le groupe 1, on constate une légère décroissance jusqu'à la 50^{ième} coupe, suivit ensuite d'une croissance le long du segment. La côte 7D présente le plus faible I_Y variant entre 230 et 380 mm⁴, alors que pour les côtes 6 et 7G, I_Y varie entre 350 et 650 mm⁴.

Le moment d'inertie I_X varie entre 30 et 360 mm⁴. Le groupe 1 décroît entre 360 et 110 mm⁴, avec une côte 6 présentant le plus grand I_X . Le groupe 2 diminue plus légèrement, avec une côte 8 ayant un I_X entre 100 et 30 mm⁴, et une côte 9 ayant un I_X entre 180 et 65 mm⁴. Les moments du groupe 1 sont plus grands que ceux du groupe 2.

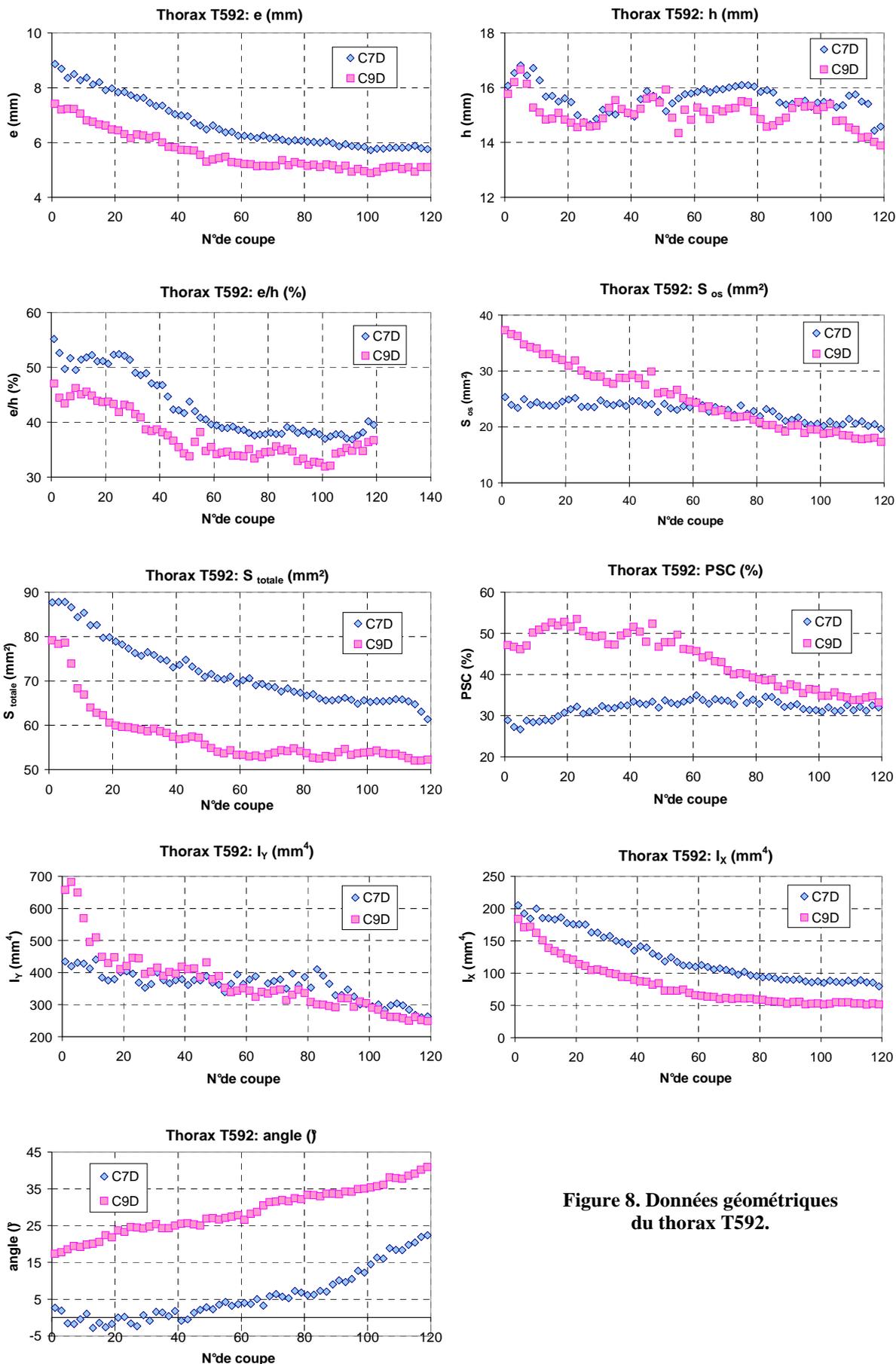


Figure 8. Données géométriques du thorax T592.

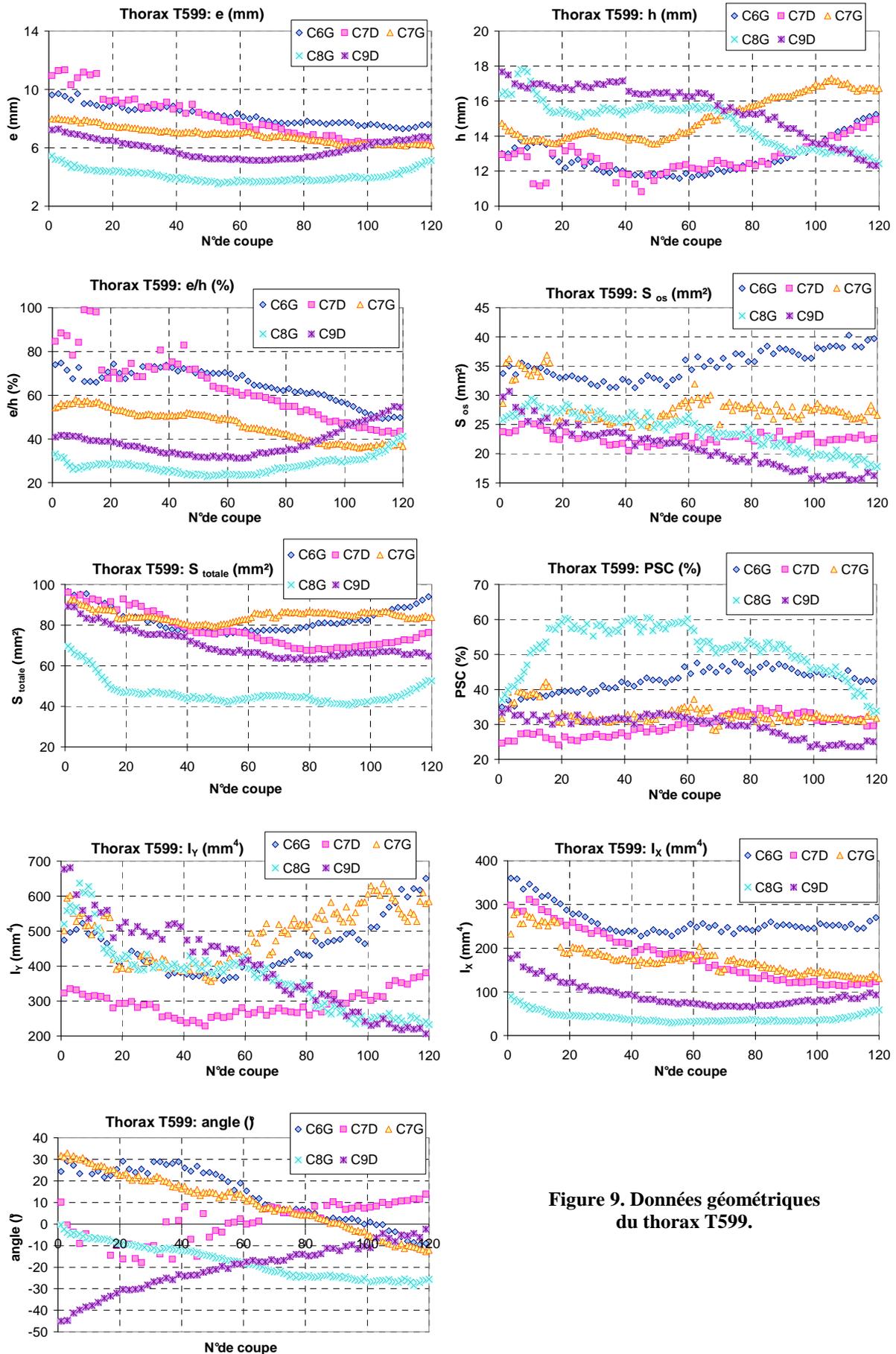
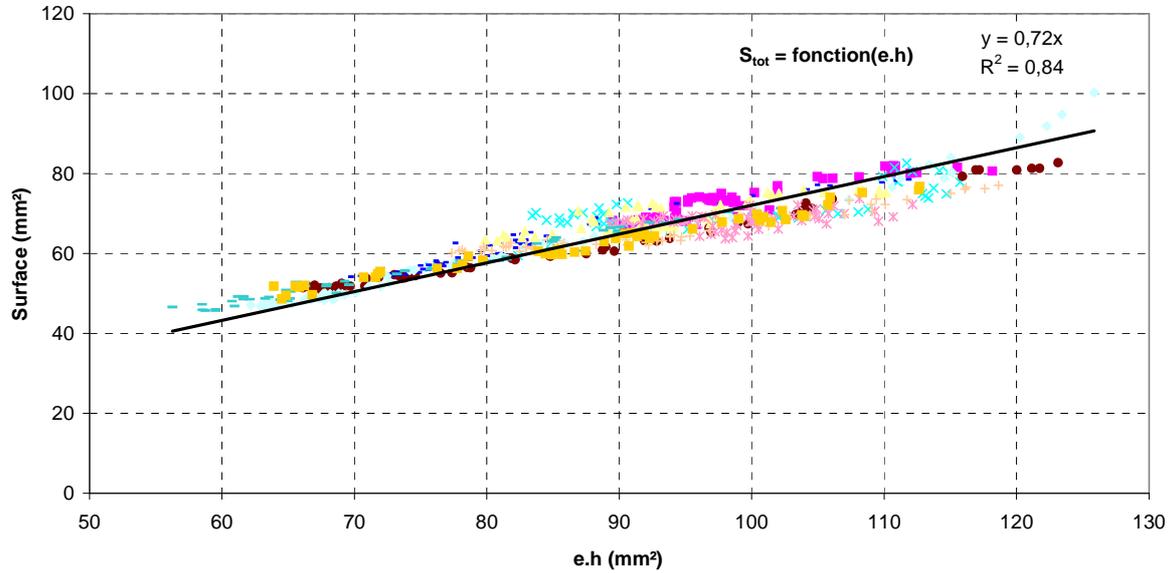


Figure 9. Données géométriques du thorax T599.

3.2 Relations par thorax entre les données géométriques

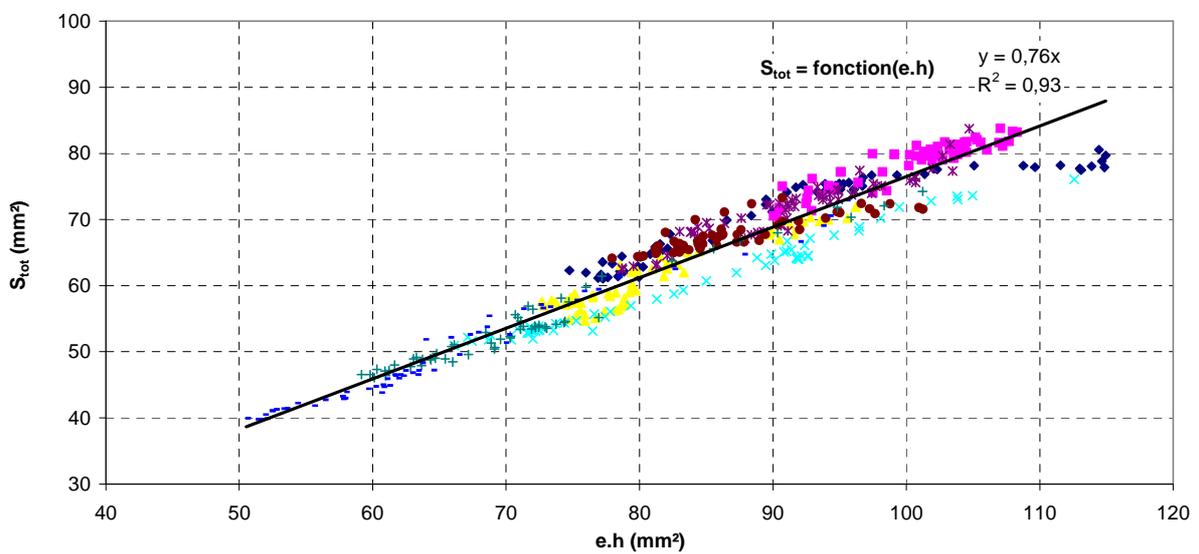
3.2.1 Surface totale

Thorax T041: Surface totale en fonction des dimensions transverses (h et e) des sections



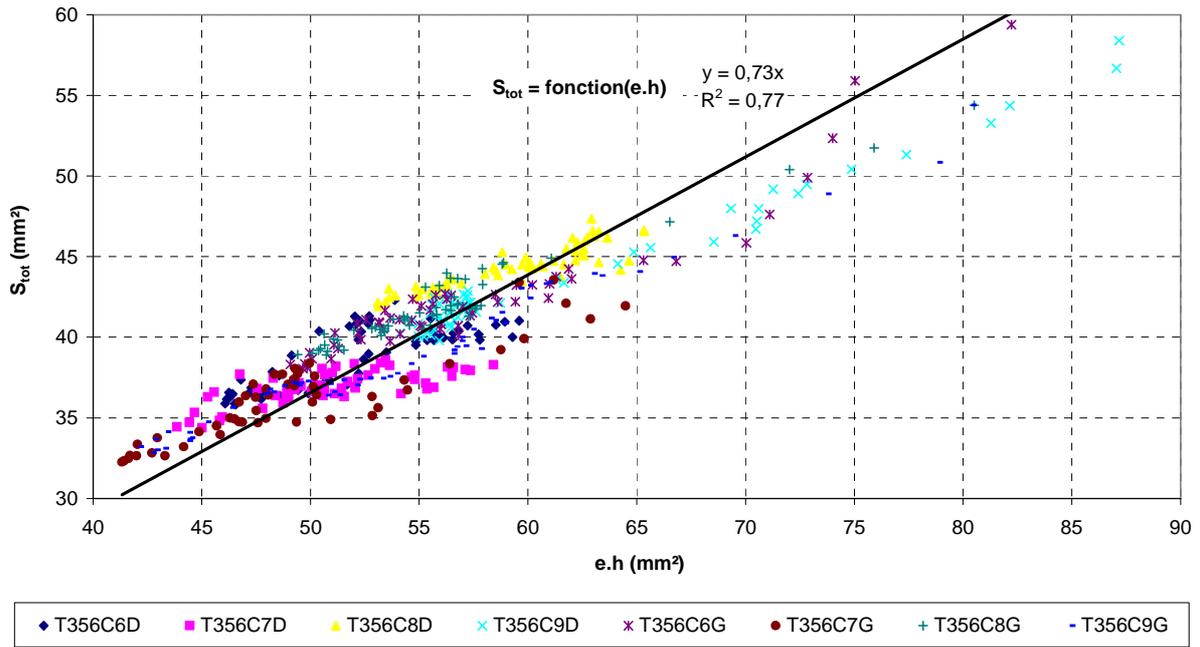
- T041C7G × T041C6G ● T041C8G - T041C9G ◆ T041C10G ▲ T041C6D × T041C7D + T041C8D - T041C9D ■ T041C10D

Thorax T288: Surface totale en fonction des dimensions transverses (h et e) des sections

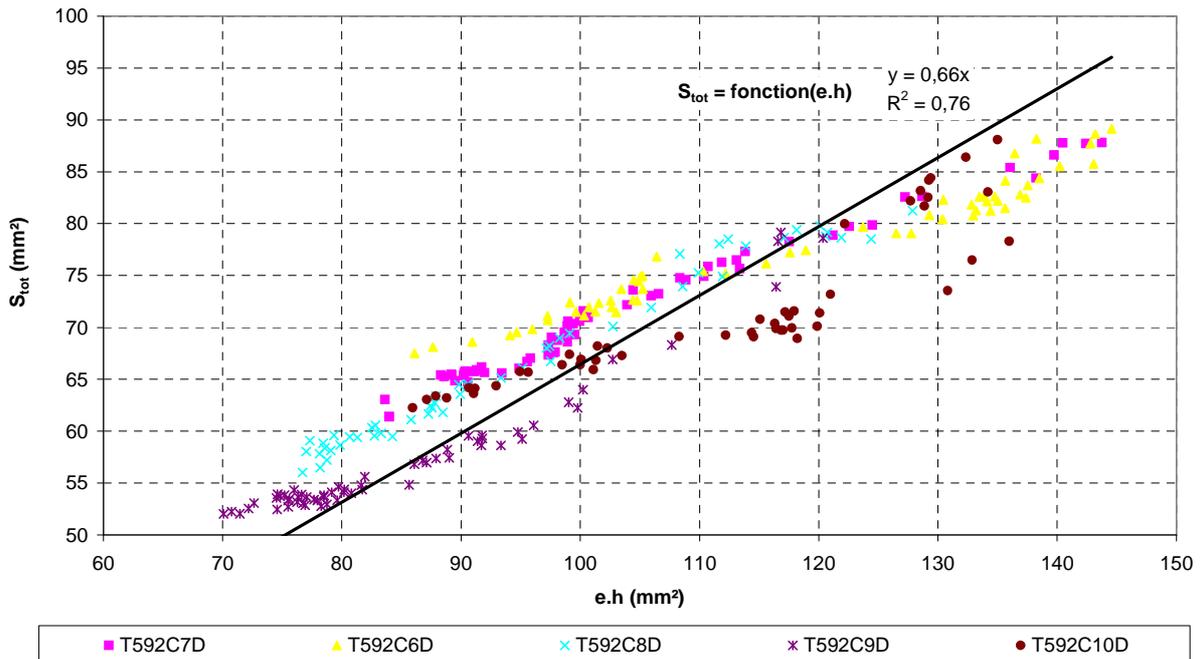


- ◆ T288C6D ■ T288C7D ▲ T288C8D × T288C9D × T288C6G ● T288C7G + T288C8G - T288C9G

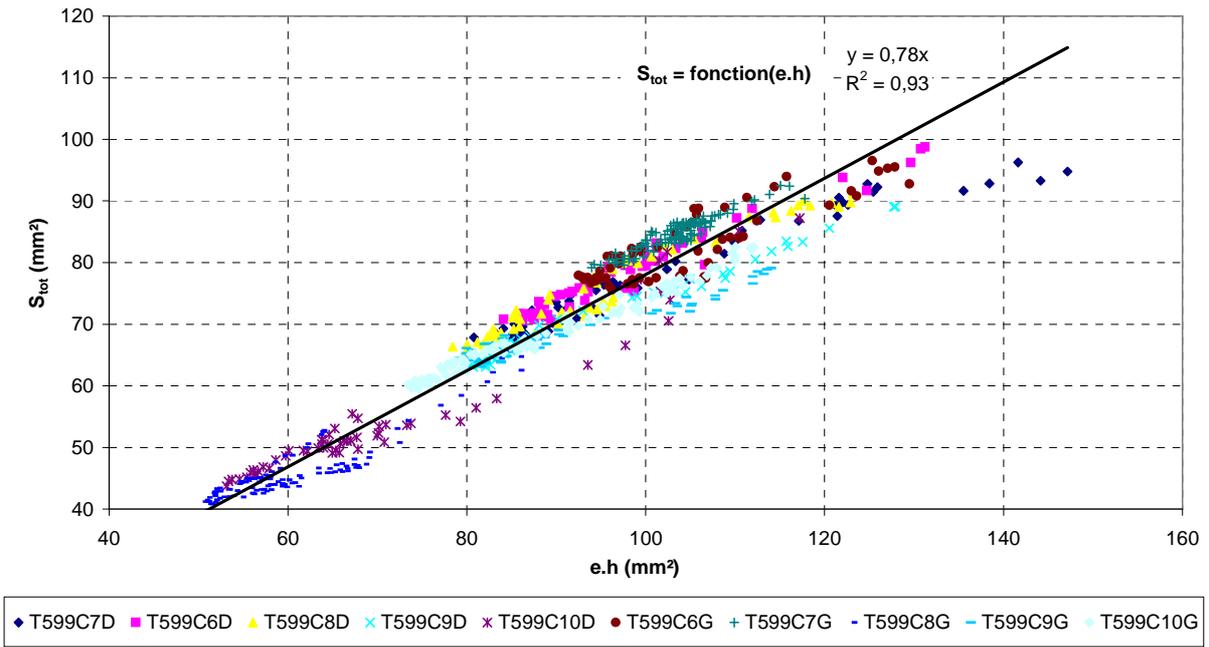
Thorax T356: Surface totale en fonction des dimensions transverses (h et e) des sections



Thorax T592: Surface totale en fonction des dimensions transverses (h et e) des sections

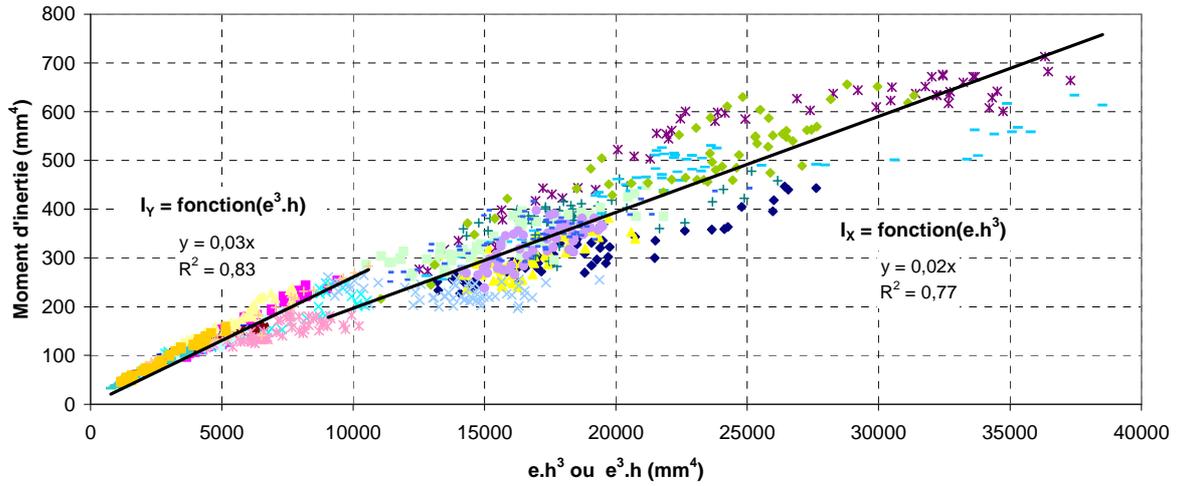


Thorax T599: Surface totale en fonction des dimensions transverses (h et e) des sections



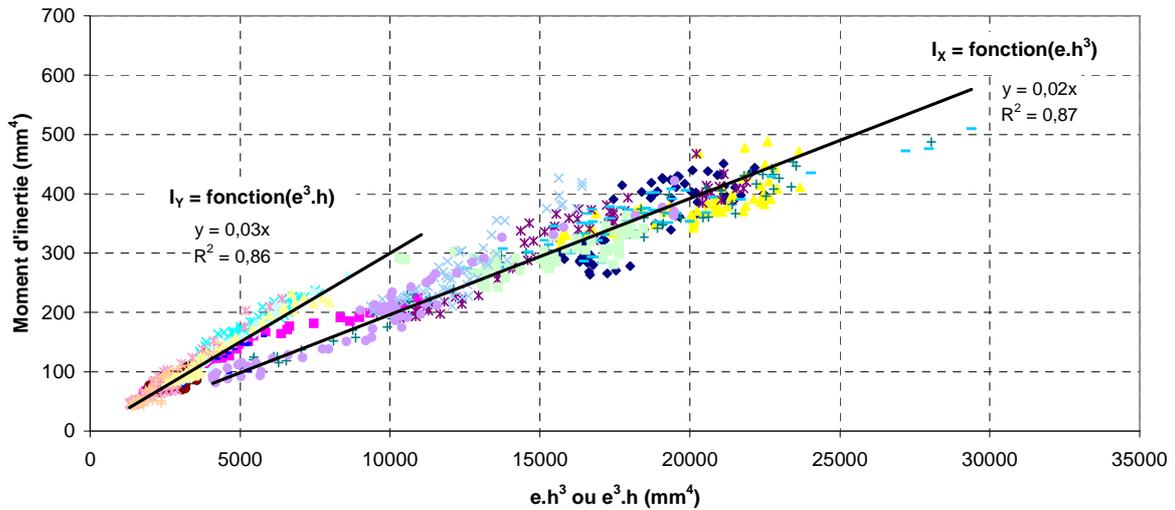
3.2.2 Inerties

Thorax T041: Moments d'inertie principaux (I_x et I_y) en fonction des dimensions transverses (h et e) des sections



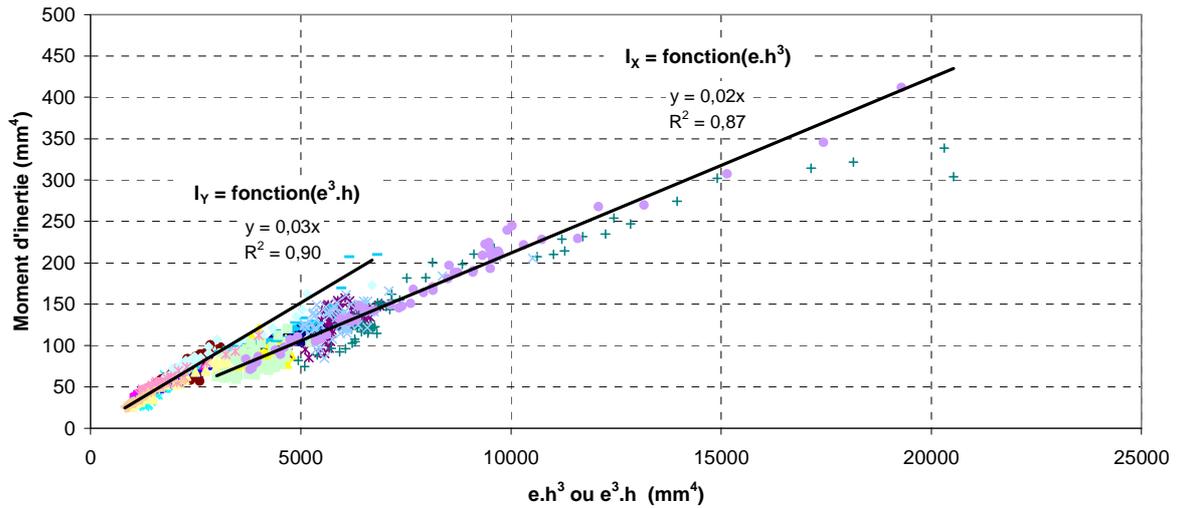
◆ T041C7G (Ix)	■ T041C7G (Iy)	▲ T041C6G (Ix)	× T041C6G (Iy)	✱ T041C8G (Ix)	● T041C8G (Iy)	+ T041C9G (Ix)
- T041C9G (Iy)	- T041C10G (Ix)	○ T041C10G (Iy)	■ T041C6D (Ix)	▲ T041C6D (Iy)	× T041C7D (Ix)	✱ T041C7D (Iy)
● T041C8D (Ix)	+ T041C8D (Iy)	- T041C9D (Ix)	- T041C9D (Iy)	◆ T041C10D (Ix)	■ T041C10D (Iy)	

Thorax T288: Moments d'inertie principaux (I_x et I_y) en fonction des dimensions transverses (h et e) des sections



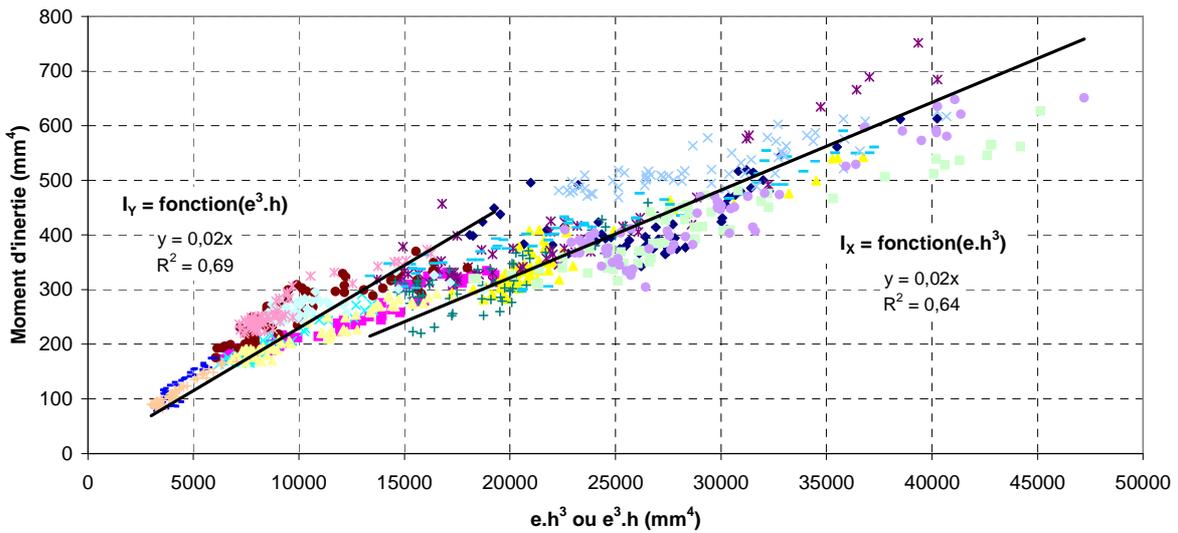
◆ T288C6D (Ix)	■ T288C6D (Iy)	▲ T288C7D (Ix)	× T288C7D (Iy)	✱ T288C8D (Ix)	● T288C8D (Iy)	+ T288C9D (Ix)	- T288C9D (Iy)
- T288C6G (Ix)	○ T288C6G (Iy)	■ T288C7G (Ix)	▲ T288C7G (Iy)	× T288C8G (Ix)	✱ T288C8G (Iy)	● T288C9G (Ix)	+ T288C9G (Iy)

Thorax T356: Moments d'inertie principaux (I_x et I_y) en fonction des dimensions transverses (h et e) des sections



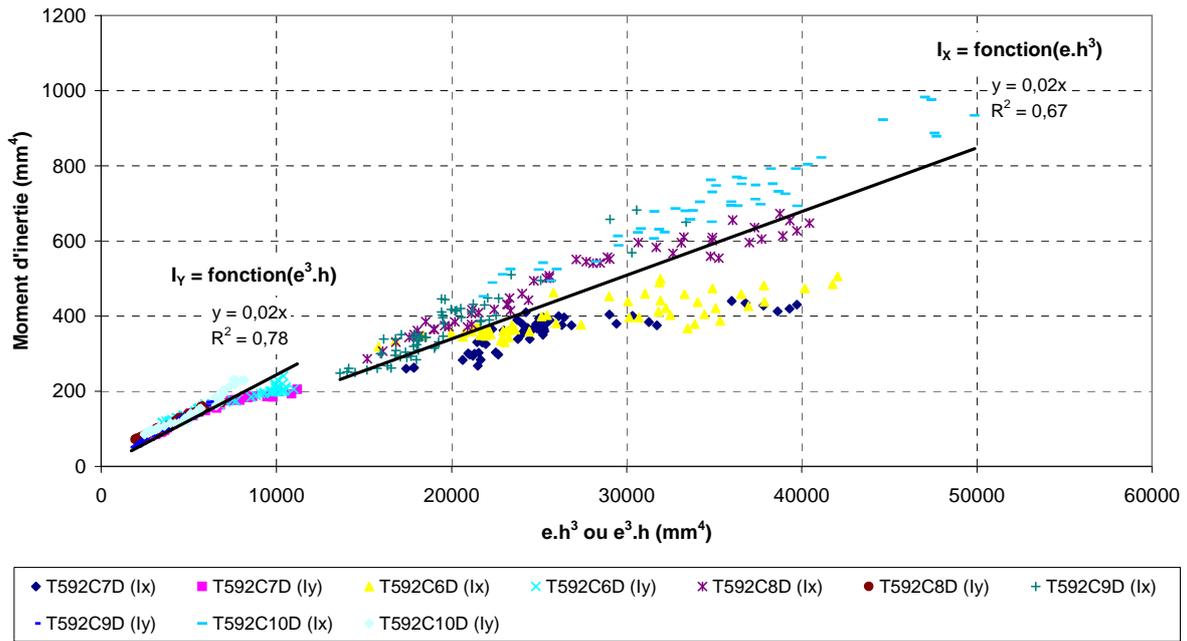
- ◆ T356C6D (I_x) ■ T356C6D (I_y) ▲ T356C7D (I_x) × T356C7D (I_y) * T356C8D (I_x) ● T356C8D (I_y) + T356C9D (I_x) - T356C9D (I_y)
- T356C6G (I_x) ○ T356C6G (I_y) ■ T356C7G (I_x) ▲ T356C7G (I_y) × T356C8G (I_x) * T356C8G (I_y) ● T356C9G (I_x) + T356C9G (I_y)

Thorax T374: Moments d'inertie principaux (I_x et I_y) en fonction des dimensions transverses (h et e) des sections

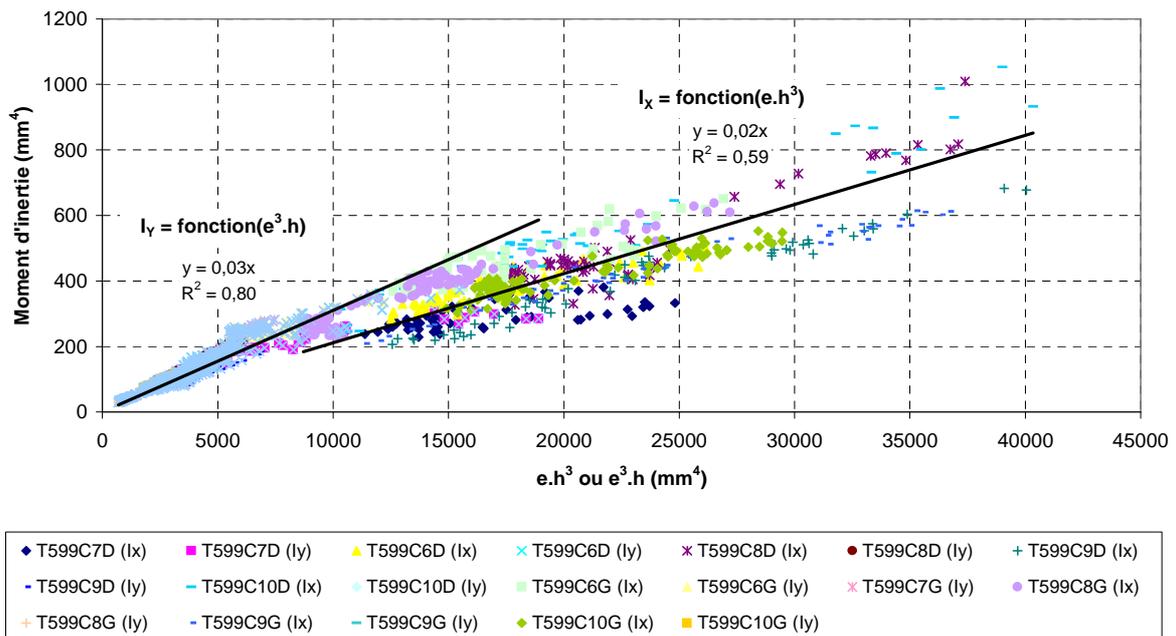


- ◆ T374C6D (I_x) ■ T374C6D (I_y) ▲ T374C7D (I_x) × T374C7D (I_y) * T374C8D (I_x) ● T374C8D (I_y) + T374C9D (I_x) - T374C9D (I_y)
- T374C6G (I_x) ○ T374C6G (I_y) ■ T374C7G (I_x) ▲ T374C7G (I_y) × T374C8G (I_x) * T374C8G (I_y) ● T374C9G (I_x) + T374C9G (I_y)

Thorax T592: Moments d'inertie principaux (I_x et I_y) en fonction des dimensions transverses (h et e) des sections



Thorax T599: Moments d'inertie principaux (I_x et I_y) en fonction des dimensions transverses (h et e) des sections



3.3 Epaisseur d'os compact et densité HU

Les Figure 10 à Figure 15 nous donnent les épaisseurs moyennes d'os compact (e_{os}) et les densités HU moyennes (HU) pour chaque côte scannée. Les barres représentent le maximum et le minimum. L'épaisseur moyenne d'os est inférieure à 1 mm pour tous thorax. Dans l'ensemble, l'épaisseur et la densité HU varient peu d'un niveau costal à l'autre.

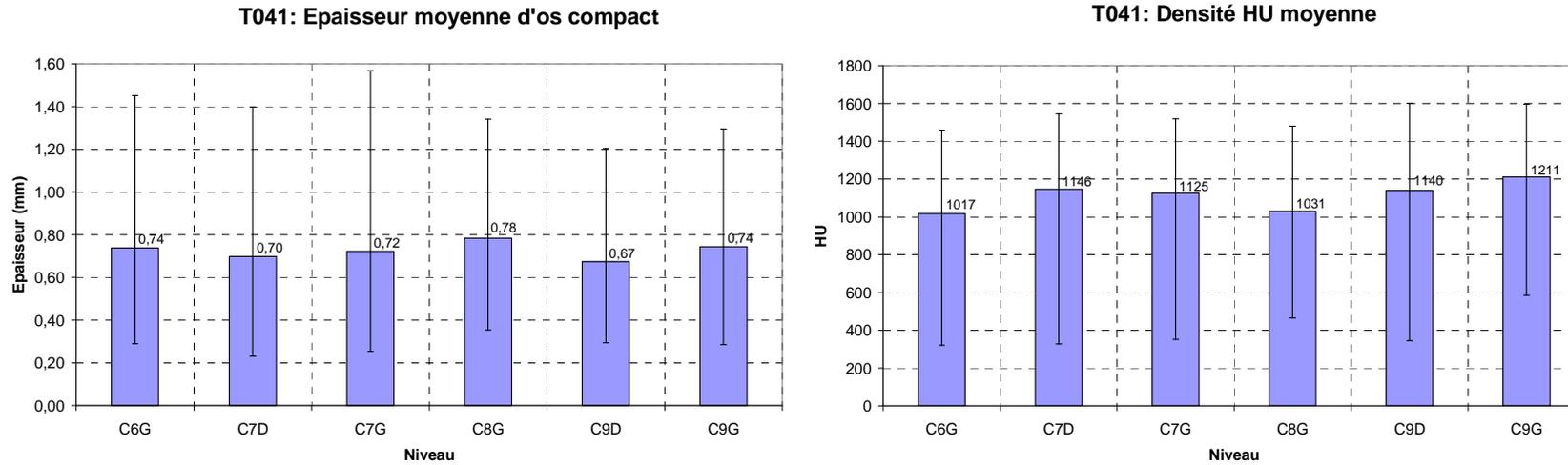


Figure 10. Histogrammes représentant les valeurs moyennes (sur la zone scannée) d'épaisseur d'os compact et de densité HU pour chaque côte du thorax T041.

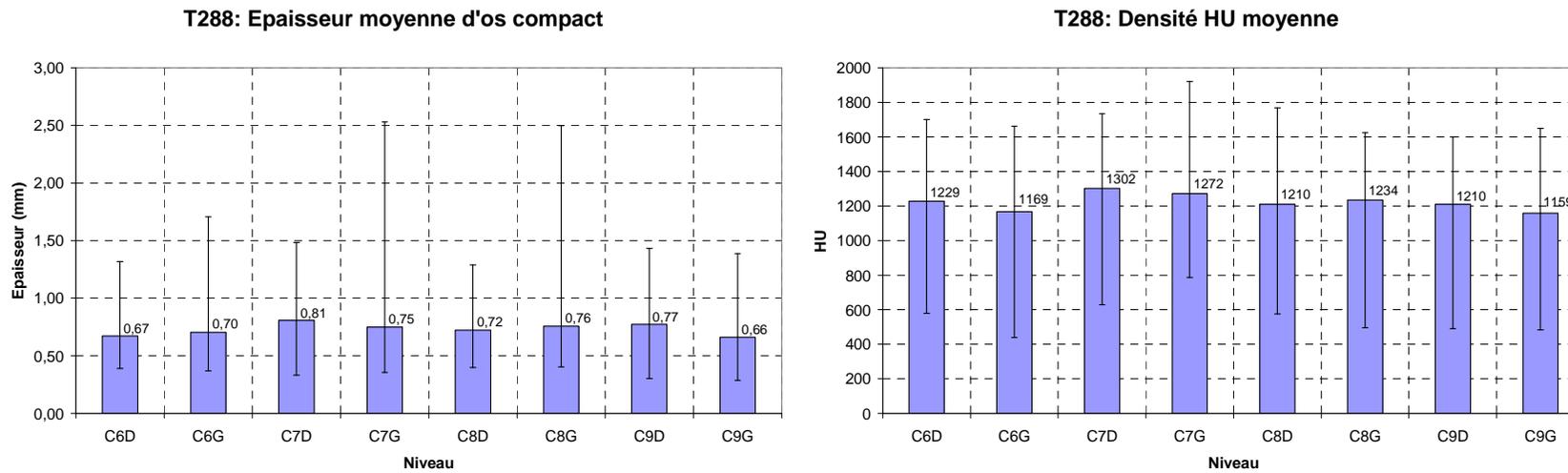


Figure 11. Histogrammes représentant les valeurs moyennes (sur la zone scannée) d'épaisseur d'os compact et de densité HU pour chaque côte du thorax T288.

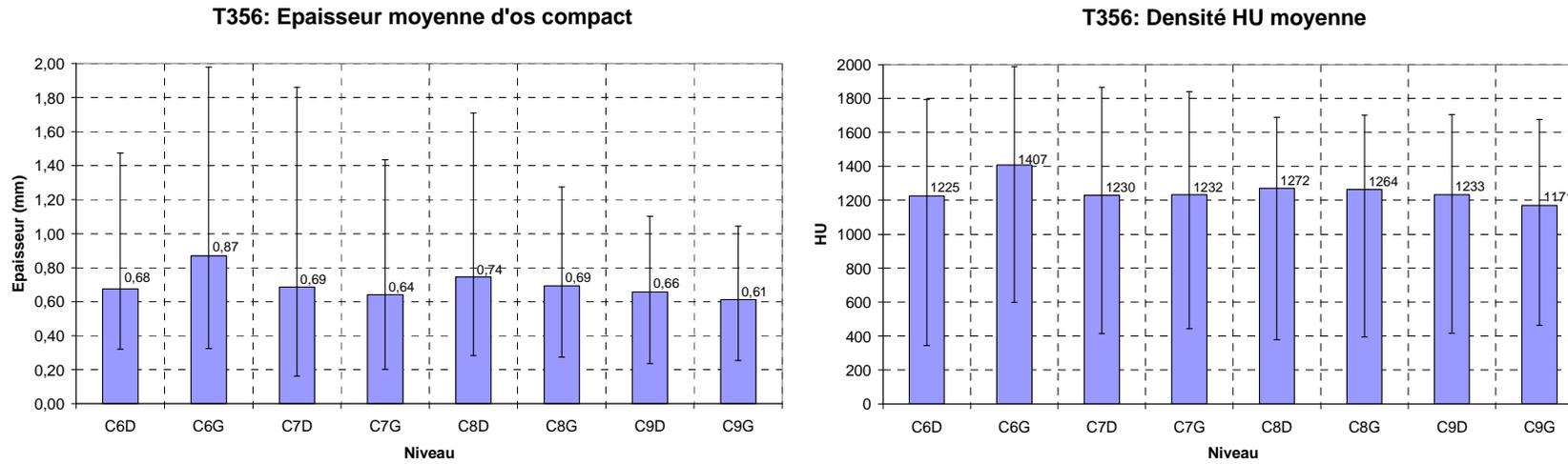


Figure 12. Histogrammes représentant les valeurs moyennes (sur la zone scannée) d'épaisseur d'os compact et de densité HU pour chaque côte du thorax T356.

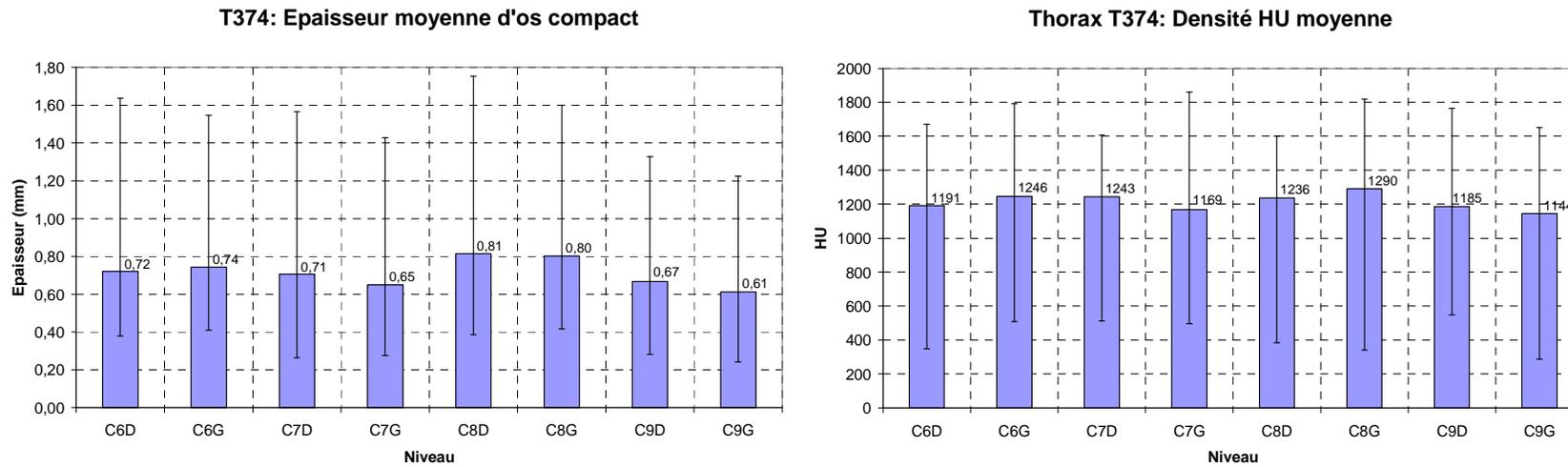


Figure 13. Histogrammes représentant les valeurs moyennes (sur la zone scannée) d'épaisseur d'os compact et de densité HU pour chaque côte du thorax T374.

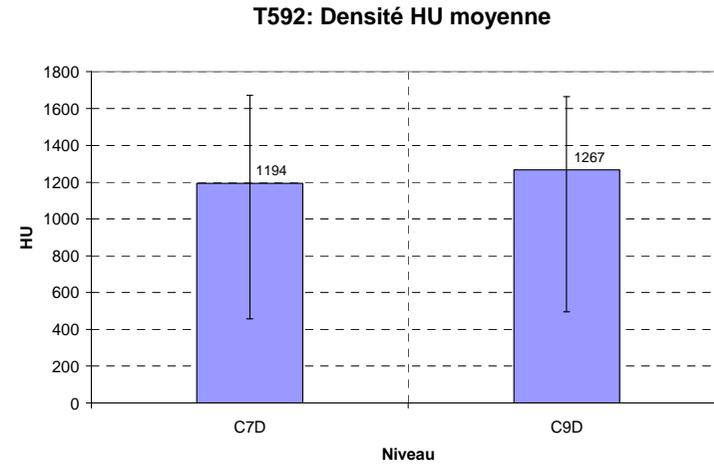
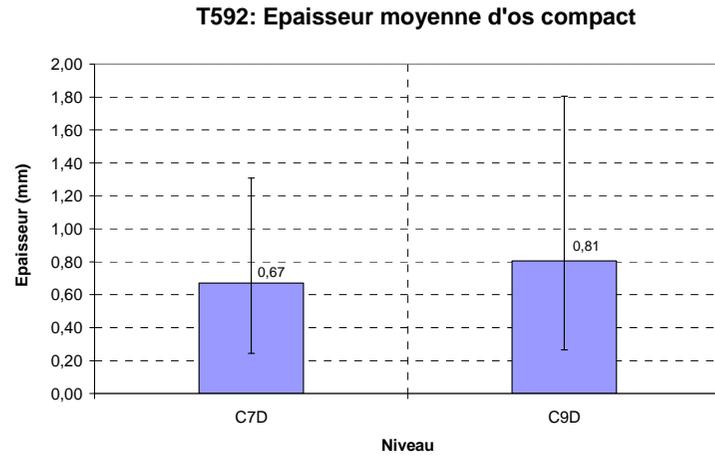


Figure 14. Histogrammes représentant les valeurs moyennes (sur la zone scannée) d'épaisseur d'os compact et de densité HU pour chaque côte du thorax T592.

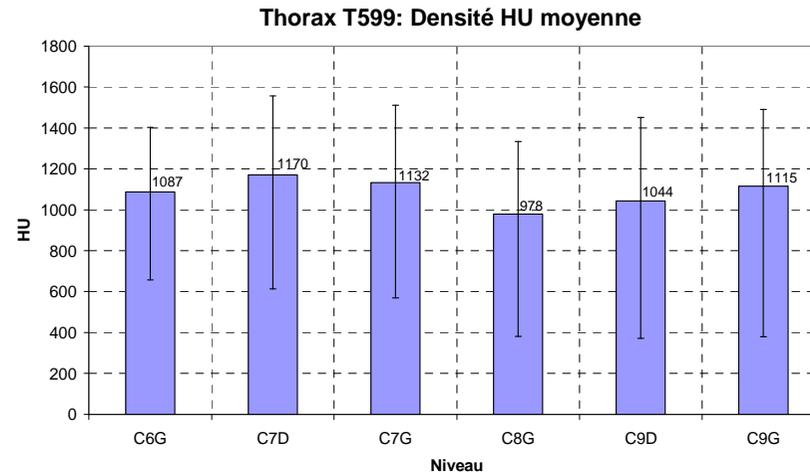
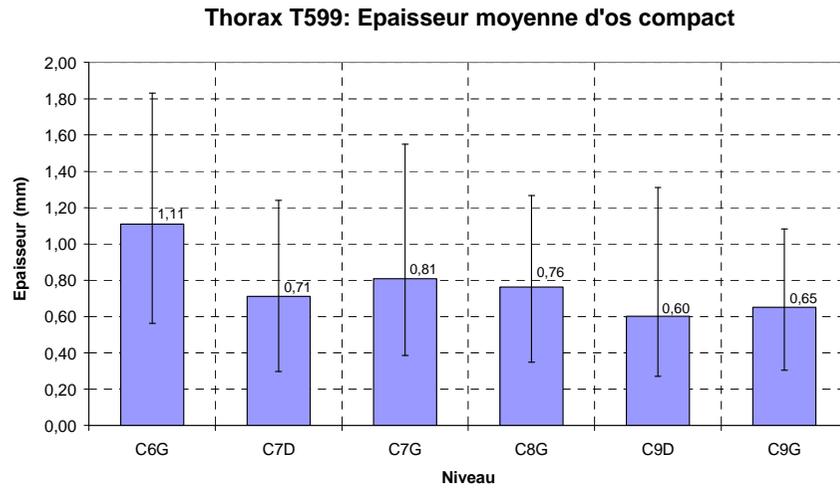


Figure 15. Histogrammes représentant les valeurs moyennes (sur la zone scannée) d'épaisseur d'os compact et de densité HU pour chaque côte du thorax T599.

ANNEXE 2 : COMPRESSION AXIALE

1 Détermination des vitesses de déformation

Les essais de compression uniaxiale sont réalisés après les essais de flexion trois points. Pour être en mesure de comparer les 2 essais, les vitesses de déformation en compression doivent être cohérentes avec celles obtenues en flexion. Les vitesses de déformations mesurées pour les essais et les simulations de **Stéphane Diet** sont analysées pour déterminer les vitesses de déformations sous impacteur, selon la vitesse de déplacement en flexion (0.10 et 0.25 m/s).

Données des jauges des essais de flexion trois points de Stéphane Diet (Tableau 1) :

Des jauges de déformation ont été placées à 15 mm de part et d'autre de l'impacteur.

Tableau 1. Moyenne des vitesses de déformation obtenues pour les côtes testées (n=3 pour chaque vitesse).

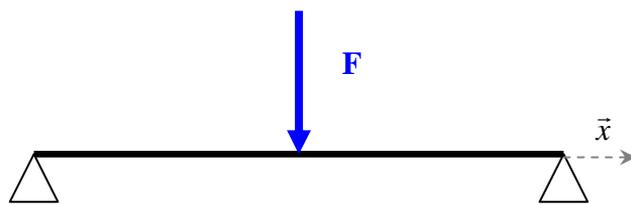
	En antérieur : $\dot{\mathcal{E}}_{compression}$	En postérieur : $\dot{\mathcal{E}}_{compression}$
v=0.10 m/s	0.19 s ⁻¹	0.12 s ⁻¹
v=0.25 m/s	0.31 s ⁻¹	0.22 s ⁻¹

Données issues des simulations de Stéphane Diet (Tableau 2) :

Tableau 2. Moyenne des vitesses de déformation obtenues pour les simulations des côtes (reproduction de l'emplacement des jauges) [n=3 côtes].

	En antérieur : $\dot{\mathcal{E}}_{compression}$	En postérieur : $\dot{\mathcal{E}}_{compression}$
v=0.10 m/s	0.15 s ⁻¹	0.18 s ⁻¹
v=0.25 m/s	0.30 s ⁻¹	0.23 s ⁻¹

Détermination des vitesses de déformation analytiquement :



Module d'élasticité en flexion trois points :

$$E_f = \frac{\Delta F}{\Delta X} \cdot \frac{L^3}{48 \cdot I}$$

Moment de flexion : $M_f = \frac{F}{2} \cdot x$

Contrainte : $\sigma = E_f \cdot \mathcal{E}$ et $\sigma = \frac{M_f \cdot c}{I}$

Vitesse de déformation : $\dot{\mathcal{E}} = \frac{24 \cdot c \cdot x \cdot v}{L^3}$

Tableau 3. Vitesse de déformation calculées pour la section milieu et l'emplacement des jauges, avec c=6.5/2 mm (6.5 mm est la hauteur moyenne des sections centrales des côtes testées en flexion trois points).

	Vitesse de déformation des jauges	Vitesse de déformation section centrale
v=0.10 m/s	0.27	0.39 s ⁻¹
v=0.25 m/s	0.68	0.98 s ⁻¹

On constate que les vitesses de déformations obtenues pour les expérimentations et leur simulation sont environ 2 fois moins grandes que celles obtenues pour un modèle de poutre.

La vitesse de déformation est la plus importante dans la section centrale. On peut faire une approximation de cette vitesse en divisant par 2 les vitesses données pour une poutre (Tableau 3).

Tableau 4. Evaluation de la vitesse de déformation de la section centrale.

	Vitesse de déformation section centrale
v=0.10 m/s	$\approx 0.20 \text{ s}^{-1}$
v=0.25 m/s	$\approx 0.50 \text{ s}^{-1}$

Données issues des simulations des essais de flexion trois points :

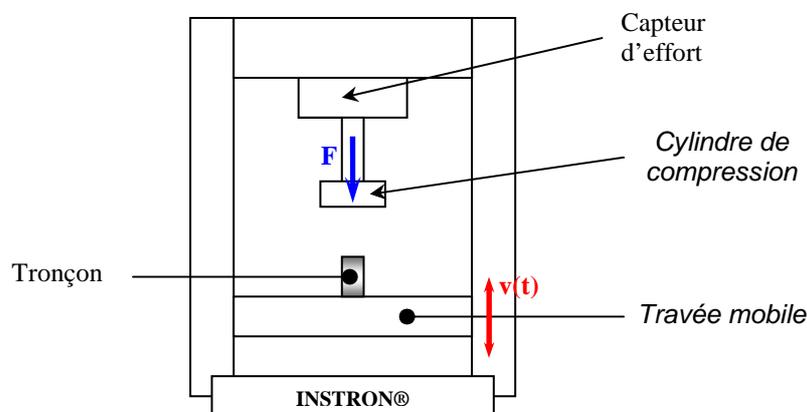
On remarque que les vitesses moyennes de déformation définies au Tableau 5 sont proches de celle définies au Tableau 4.

Rappel : Ces essais ont été réalisés sans jauge, on déduit de la simulation les vitesses de déformation des coques sous l'impacteur.

Tableau 5. Vitesse de déformation en compression, sous impacteur, pour les simulations. Entre parenthèses, le max et le min.

	Vitesse de déformation section centrale
v=0.10 m/s (n=5)	0.23 (0.28-0.15) s^{-1}
v=0.25 m/s (n=5)	0.46 (0.55-0.36) s^{-1}

Les vitesses de déformation de la section milieu en flexion trois points sont : ~ 0.20 et $\sim 0.50 \text{ s}^{-1}$, pour, respectivement, des vitesses de déplacements de 0.10 et 0.25 m/s.



Calcul de la déformation et de la vitesse de déformation :

$$\mathcal{E}_{comp} = \frac{\Delta d}{L_s}$$

$$\dot{\mathcal{E}}_{comp} = \frac{v(t)}{L_s}$$

avec : L_s , la hauteur du tronçon d'os
et, $v(t)$, la vitesse de déplacement de la travée

Figure 16. Principe de l'essai de compression.

Pour l'essai de compression, les segments mesurent 25 mm (**Rumelhart *et coll.*, 1987**). A partir des équations de la Figure 16, les vitesses de déplacements de la travée de l'Instron ® sont calculées afin d'obtenir les vitesses de déformation calculées précédemment (Tableau 6).

Tableau 6. Vitesse de la travée selon la hauteur de l'échantillon et la vitesse de déformation désirée.

Hauteur de l'échantillon (mm)	Vitesse de déformation (s^{-1})	Vitesse de la travée (mm/s)
25	0.20	5
	0.50	12.5

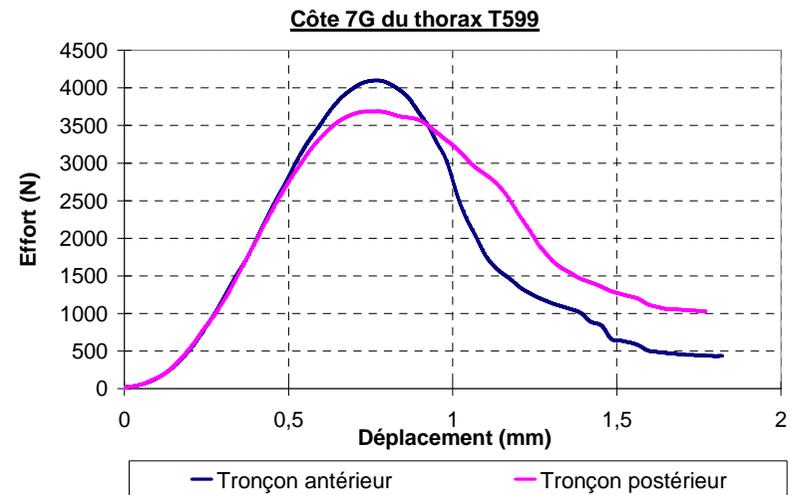
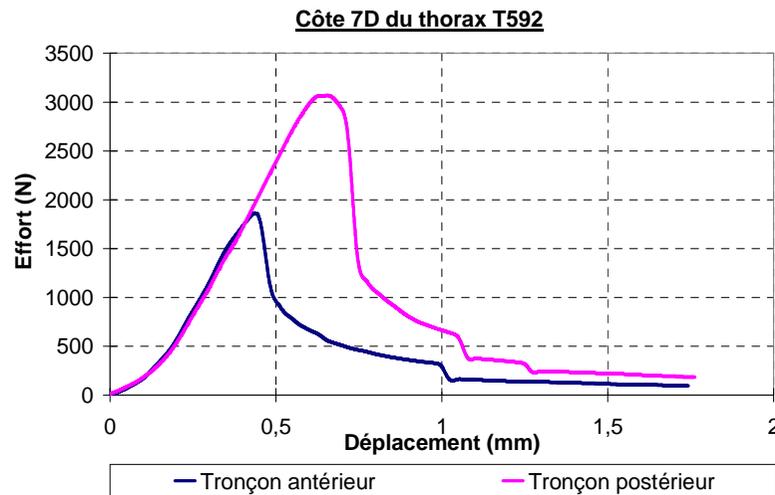
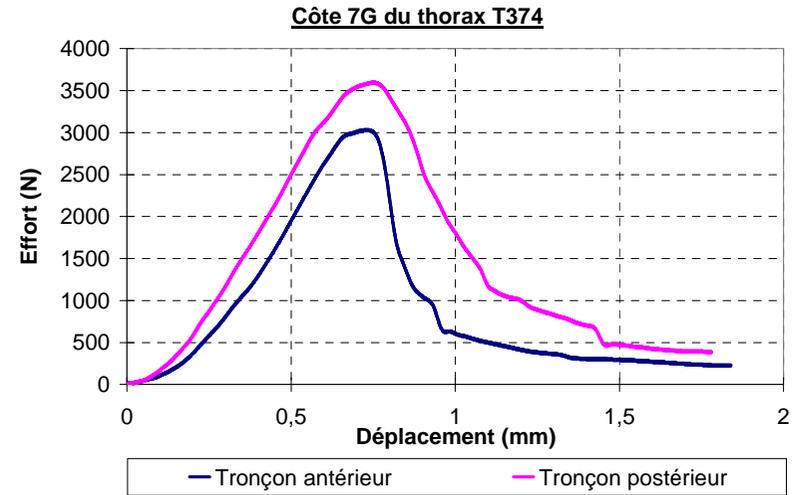
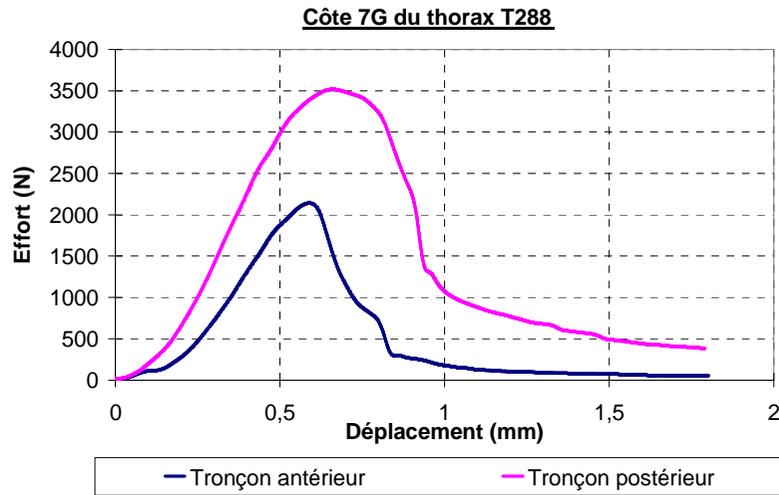
Pour l'os compact, la déformation ultime en compression est d'environ 2%. Avec les informations du Tableau 7, on en déduit le déplacement max avant la rupture et, aussi, la durée de l'essai pour chaque vitesse de déformation :

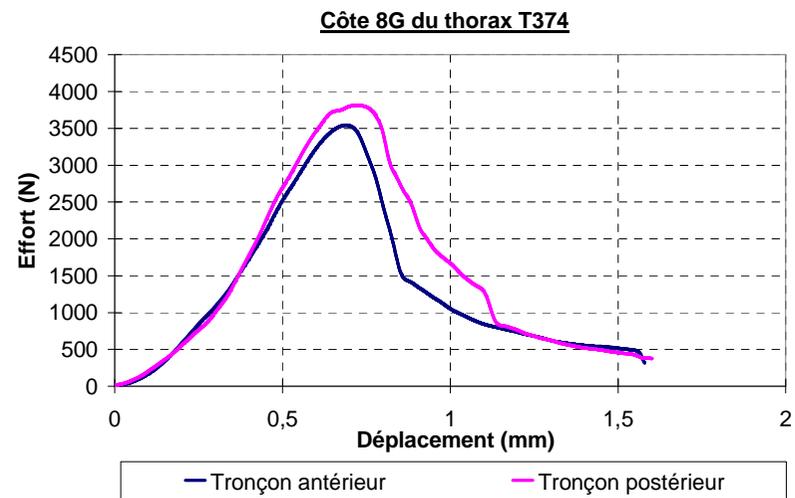
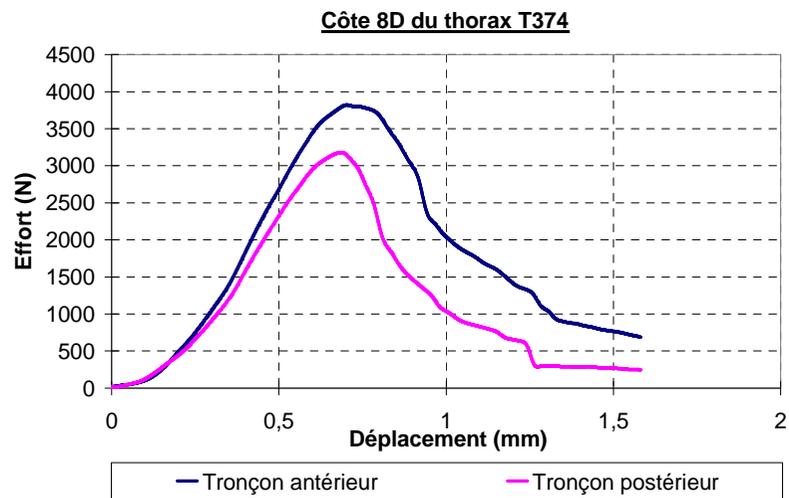
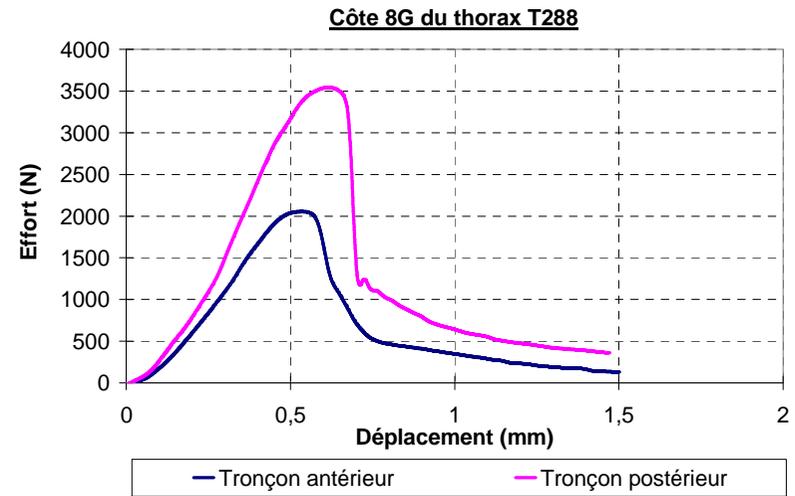
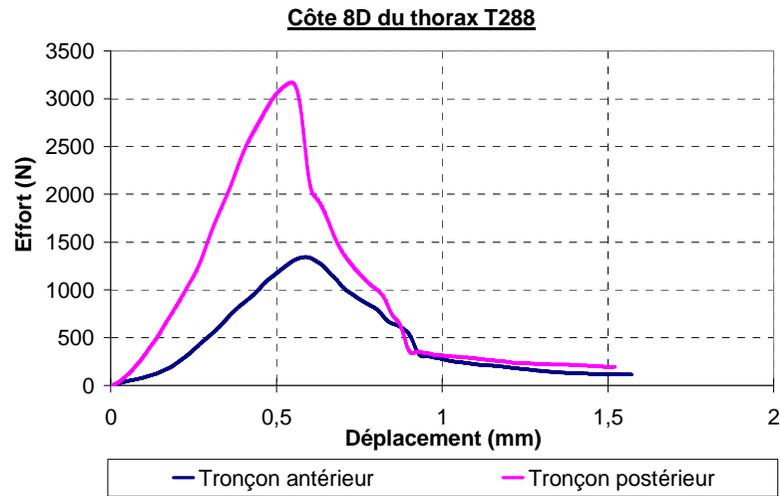
- Si $\dot{\epsilon}=0.20 s^{-1}$, la durée de l'essai est de 100 ms ;
- Si $\dot{\epsilon}=0.50 s^{-1}$, la durée de l'essai est de 40 ms.

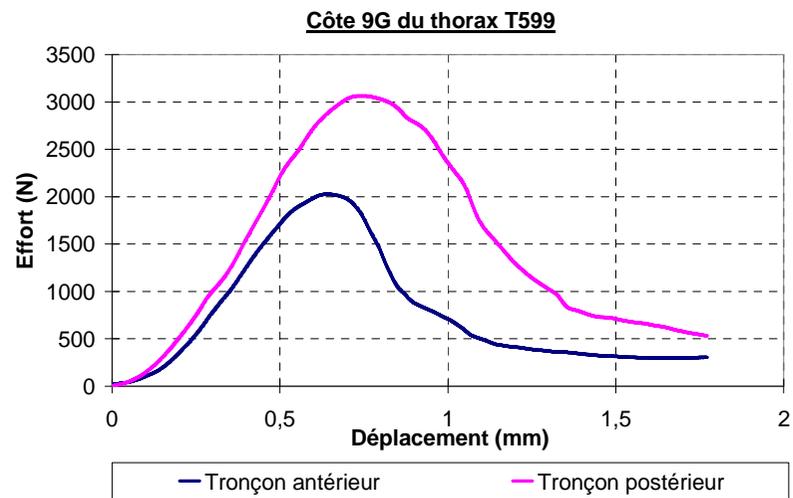
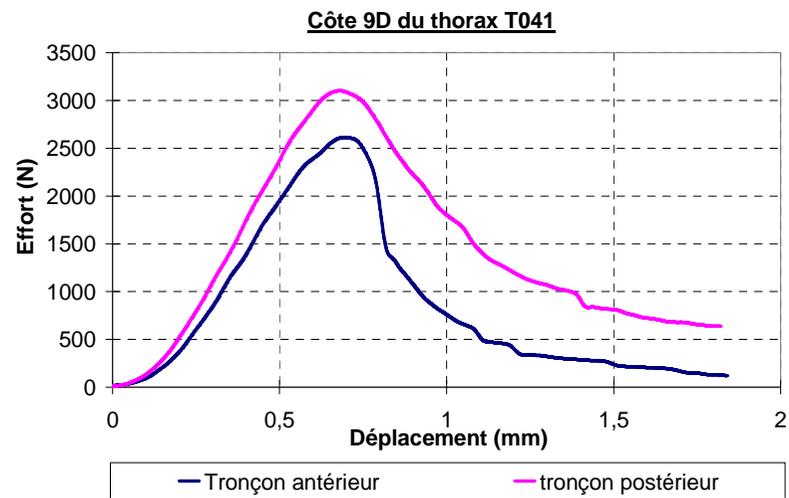
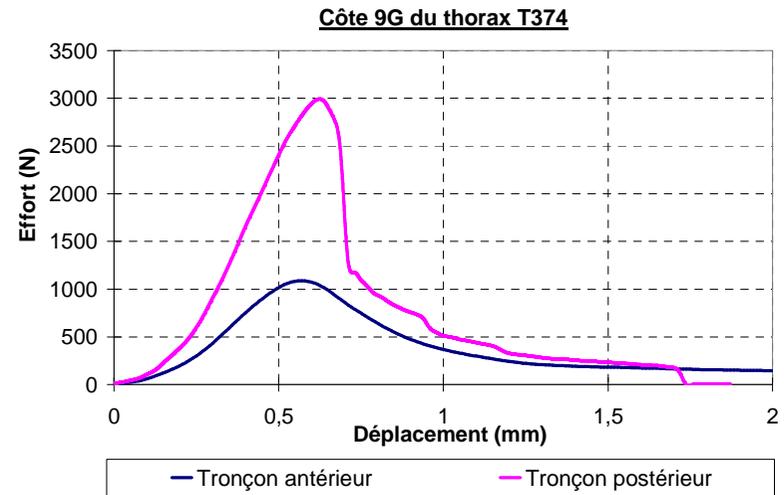
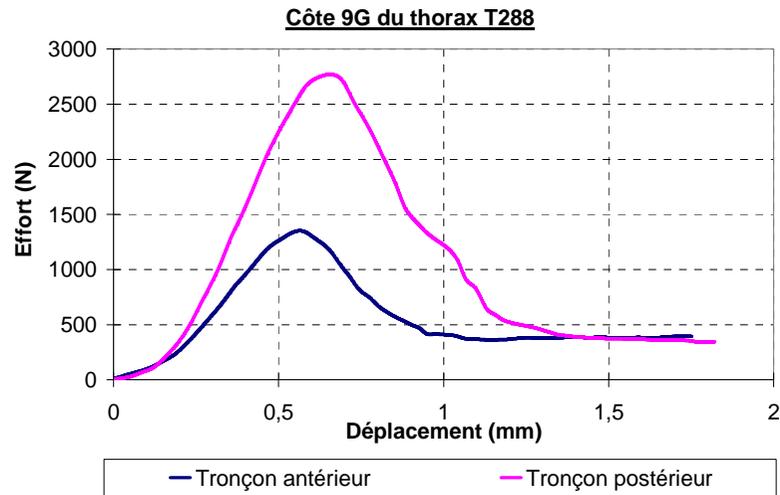
Tableau 7. Déplacement en mm attendu de la travée pour $\epsilon_{ult}=2\%$.

Hauteur de l'échantillon (mm)	Déplacement (mm) pour $\epsilon_{ult}=2\%$
25	0.5

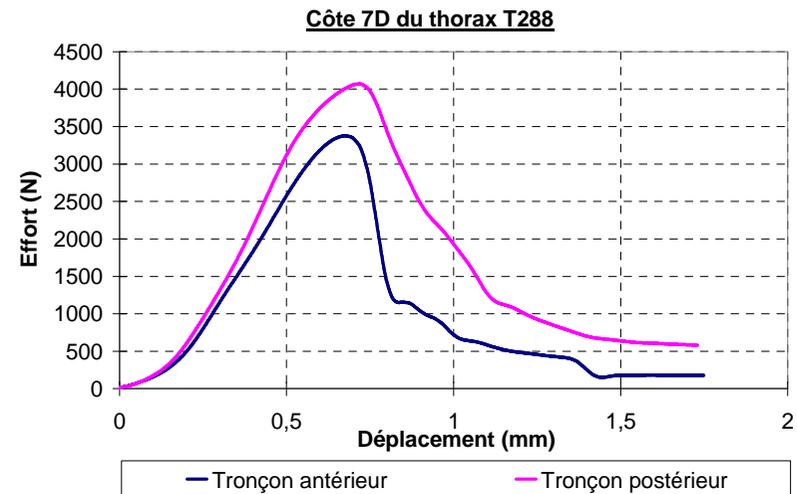
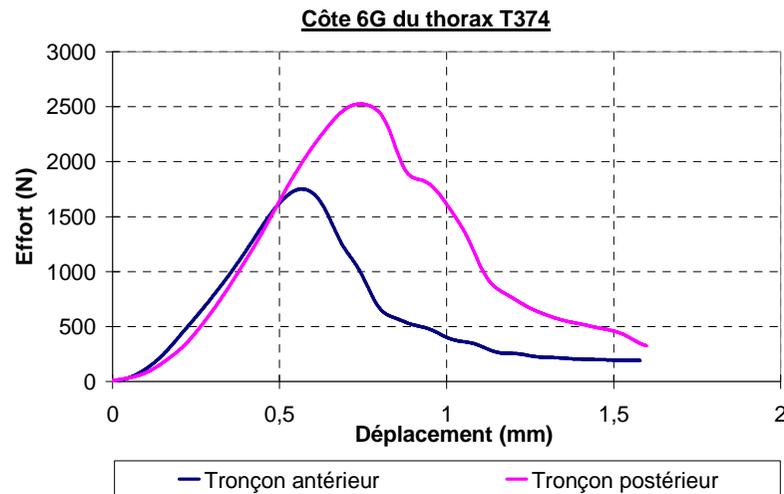
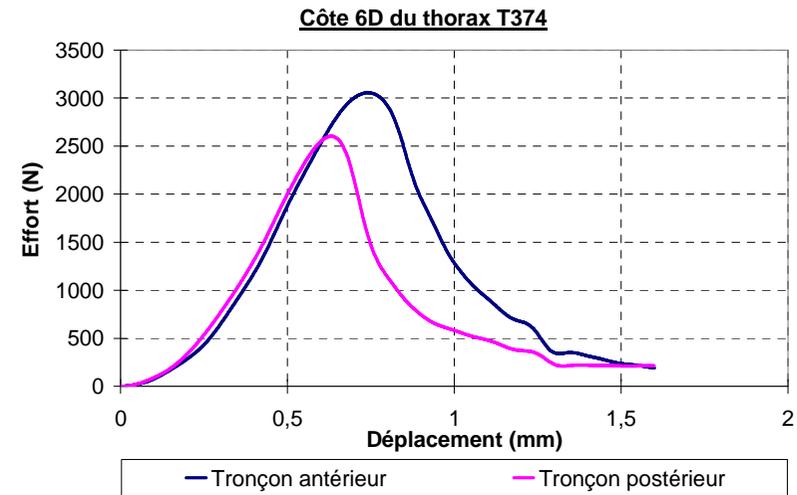
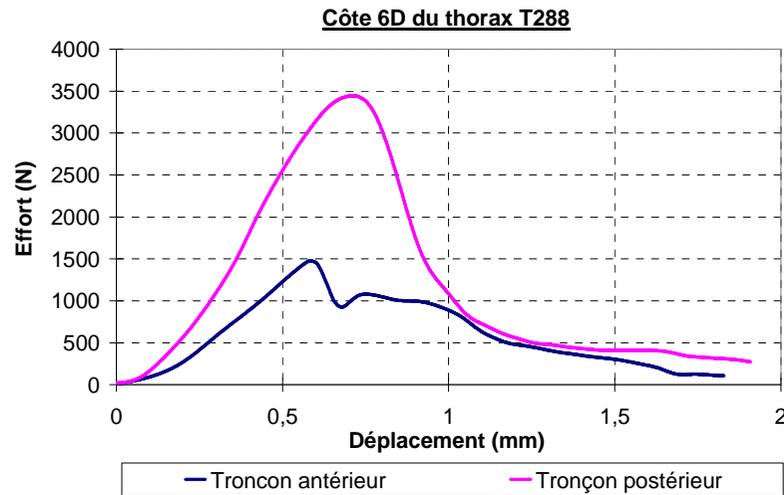
2 Courbes effort-déplacement pour $v = 5 \text{ mm/s}$

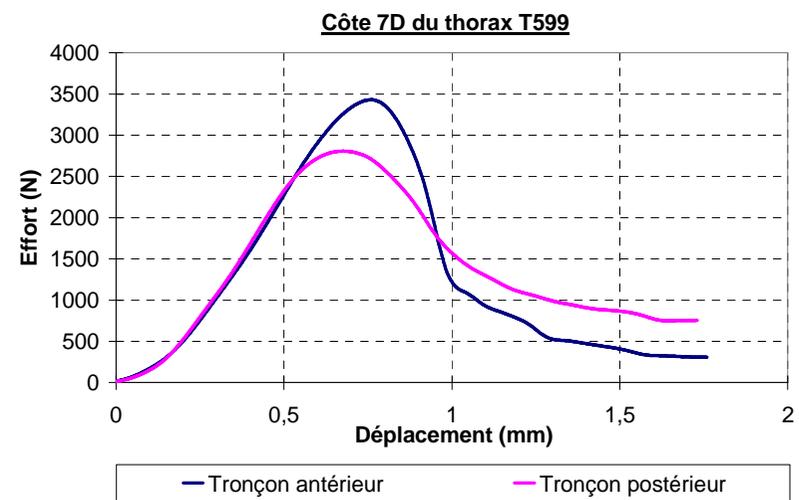
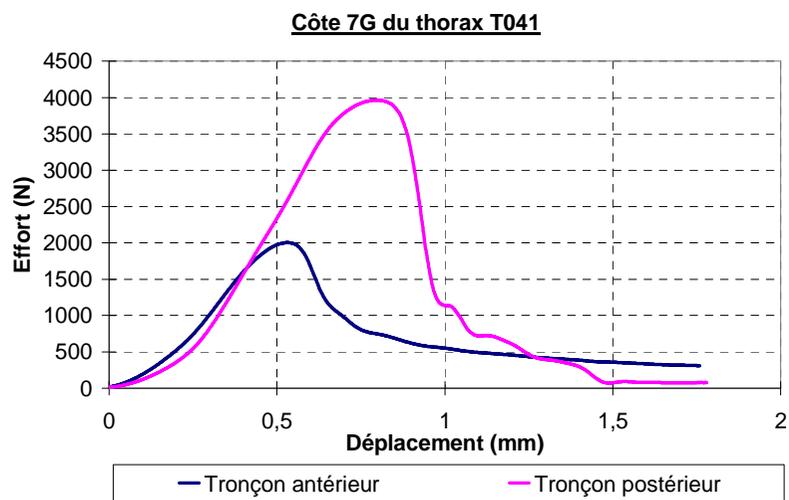
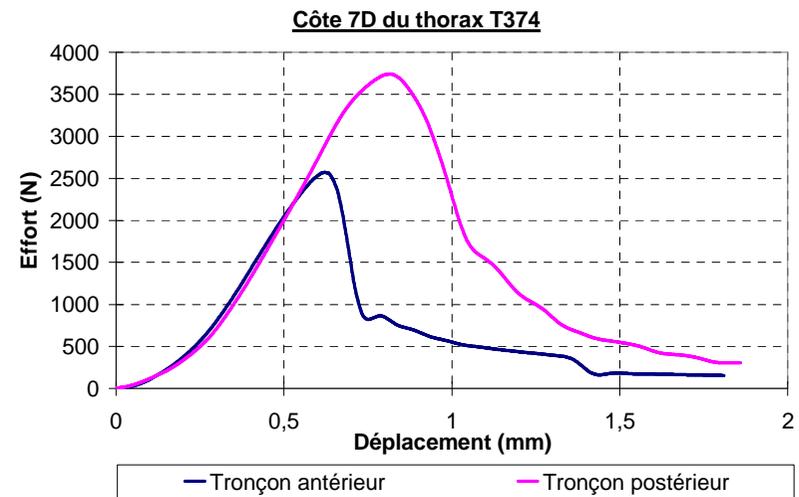
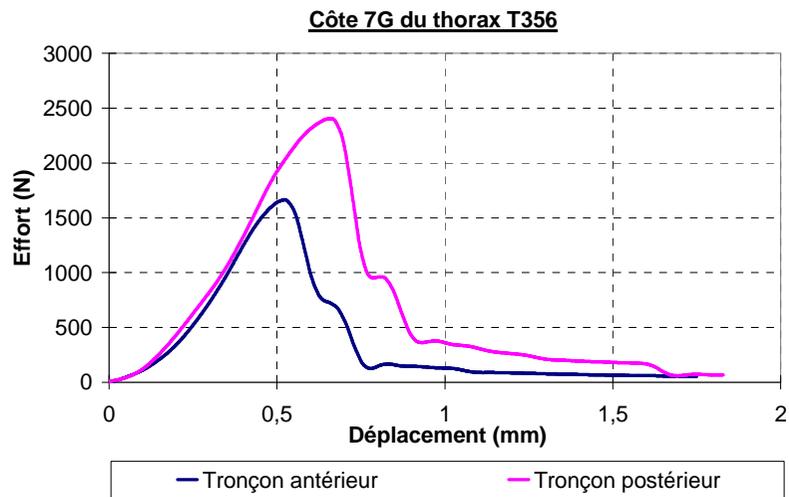


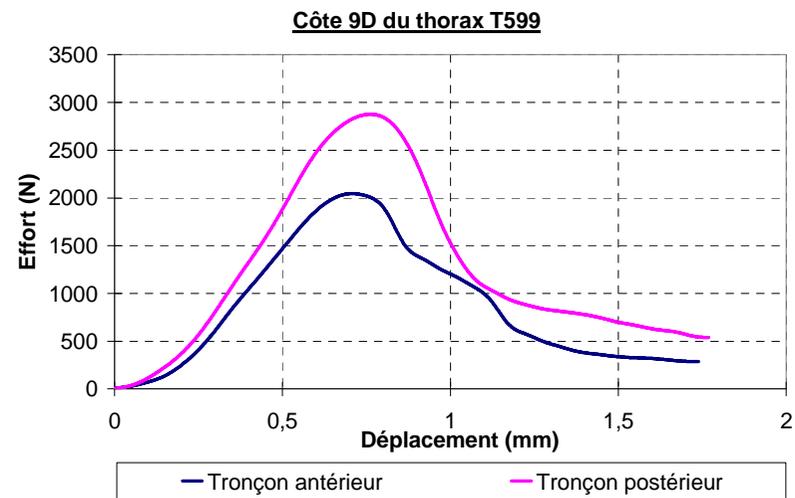
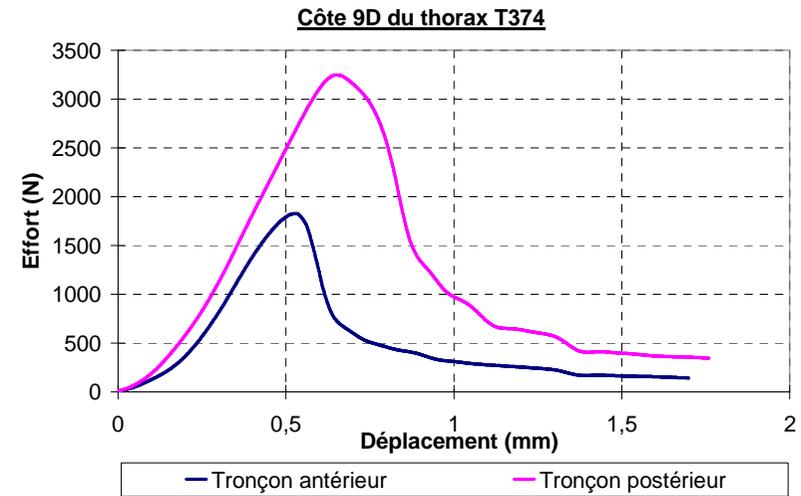
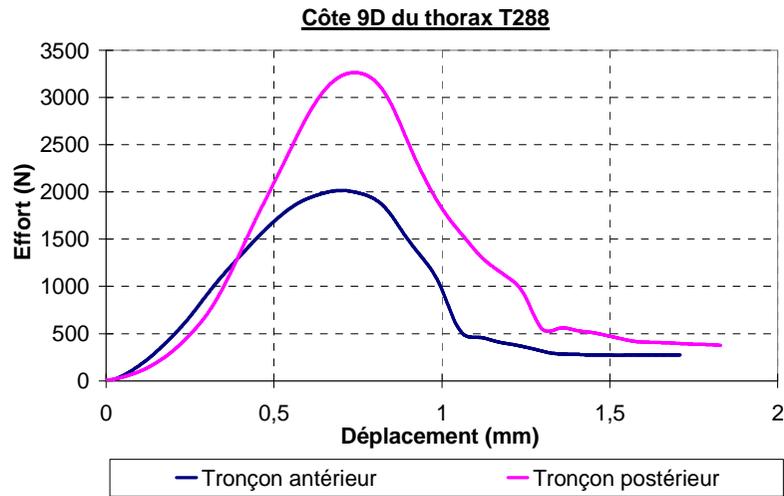




3 Courbes effort-déplacement pour $v = 12.5$ mm/s







4 Tableaux de résultats

4.1 Géométrie des segments

Tableau 8. Caractéristiques géométriques des tronçons postérieurs (post.) et antérieurs (ant.) testés à $v = 5$ mm/s.

	L _{segment} (mm)		S _{segment} (mm ²)		e _{corticale} moy. (mm)		HU moyen		PSC moyen (%)		V _{os} moyen (mm ³)	
	post.	ant.	post.	ant.	post.	ant.	post.	ant.	post.	ant.	post.	ant.
T288C07G	25,40	25,50	25	19	0,83	0,60	1338	1153	36	28	620	468
T374C07G	25,40	25,40	23	23	0,67	0,58	1256	954	25	22	584	573
T592C07D	25,40	25,50	24	20	0,72	0,62	1235	1164	32	32	606	512
T599C07G	25,38	25,40	27	27	0,81	0,73	1237	1013	32	32	678	677
T288C08D	25,70	25,90	24	17	0,75	0,61	1254	1030	36	31	603	425
T288C08G	25,50	25,50	24	17	0,83	0,59	1270	1095	43	33	600	421
T374C08D	25,52	25,50	29	26	0,91	0,73	1306	1131	35	29	726	657
T374C08G	25,64	25,50	30	28	0,82	0,74	1295	1196	31	28	748	698
T288C09G	25,70	25,40	22	12	0,76	0,55	1242	1026	39	30	544	307
T374C09G	25,50	25,50	24	19	0,65	0,55	1197	1022	32	27	615	482
T41C09D	25,40	25,40	23	19	0,72	0,61	1187	1020	35	39	563	476
T599C09G	25,50	25,40	25	19	0,69	0,60	1138	1044	35	29	635	472
Moyenne	25,50	25,49	25	21	0,76	0,63	1246	1071	34	30	627	514
max	25,70	25,90	30	28	0,91	0,74	1338	1196	43	39	748	698
min	25,38	25,40	22	12	0,65	0,55	1138	954	25	22	544	307

Tableau 9. Caractéristiques géométriques des tronçons postérieurs (post.) et antérieurs (ant.) testés à $v = 12.5$ mm/s.

	L _{segment} (mm)		S _{segment} (mm ²)		e _{corticale} moy. (mm)		HU moyen		PSC moyen (%)		V _{os} moyen (mm ³)	
	post.	ant.	post.	ant.	post.	ant.	post.	ant.	post.	ant.	post.	ant.
T288C06D	25,60	25,90	22	21	0,71	0,62	1229	1204	29	34	551	524
T374C06D	25,60	25,40	27	24	0,79	0,63	1165	1127	29	24	692	595
T374C06G	25,66	25,42	26	27	0,80	0,71	1338	1106	30	25	662	666
T288C07D	25,50	25,50	27	24	0,84	0,72	1347	1240	33	33	673	587
T356C07G	25,50	25,50	16	11	0,77	0,51	1409	1075	45	32	411	240
T374C07D	25,50	25,50	24	23	0,71	0,67	1253	1179	29	26	597	588
T41C07G	25,40	25,40	25	21	0,80	0,61	1207	1003	33	28	627	523
T599C07D	25,50	25,40	22	23	0,69	0,70	1114	1230	27	31	553	519
T288C09D	25,50	25,40	25	18	0,79	0,68	1274	1101	38	34	631	442
T374C09D	25,50	25,30	25	18	0,75	0,54	1224	1047	34	26	619	439
T599C09D	25,60	25,40	23	16	0,63	0,53	1071	939	31	24	586	369
Moyenne	25,53	25,47	24	21	0,75	0,63	1239	1114	33	29	600	499
max	25,66	25,90	27	27	0,84	0,72	1409	1240	45	34	692	666
min	25,40	25,30	16	11	0,63	0,51	1071	939	27	24	411	240

4.2 Paramètres mécaniques

Tableau 10. Paramètres mécaniques mesurés pour la compression à 5 mm/s.

v = 5 mm/s	Tronçon postérieur			Tronçon antérieur		
	F _{max} (N)	d _{max} (mm)	K _{comp} (N/mm)	F _{max} (N)	d _{max} (mm)	K _{comp} (N/mm)
T288C07G	3518	0,65	8356	2192	0,58	5905
T374C07G	3597	0,74	6606	3032	0,72	6761
T592C07D	3066	0,65	6448	1908	0,48	6354
T599C07G	3683	0,73	7908	4097	0,74	8408
T288C08D	3263	0,62	8661	1436	0,66	3234
T288C08G	3600	0,62	9138	2163	0,58	5323
T374C08D	3821	0,66	8264	3182	0,65	7168
T374C08G	3814	0,69	8805	3545	0,65	7614
T288C09G	2772	0,61	6855	1353	0,56	3615
T374C09G	2990	0,60	7545	1082	0,56	3100
T41C09D	3103	0,65	6394	2613	0,65	5481
T599C09G	3120	0,75	6291	2025	0,63	4731
Moyenne globale	3362	0,66	7606	2386	0,62	5641
<i>max</i>	3821	0,75	9138	4097	0,74	8408
<i>min</i>	2772	0,60	6291	1082	0,48	3100
niveau 7	3466	0,69	7330	2807	0,63	6857
<i>max</i>	3683	0,74	8356	4097	0,74	8408
<i>min</i>	3066	0,65	6448	1908	0,48	5905
niveau 8	3625	0,65	8717	2582	0,64	5835
<i>max</i>	3821	0,69	9138	3545	0,66	7614
<i>min</i>	3263	0,62	8264	1436	0,58	3234
niveau 9	2996	0,65	6771	1768	0,60	4232
<i>max</i>	3120	0,75	7545	2613	0,65	5481
<i>min</i>	2772	0,60	6291	1082	0,56	3100

Tableau 11. Paramètres mécaniques mesurés pour la compression à 12.5 mm/s.

v = 12.5 mm/s	Tronçon postérieur			Tronçon antérieur			
	F _{max} (N)	d _{max} (mm)	K _{comp} (N/mm)	F _{max} (N)	d _{max} (mm)	K _{comp} (N/mm)	
	T288C06D	3445	0,66	7228	1479	0,59	3255
	T374C06D	3096	0,71	6691	2607	0,57	6545
	T374C06G	2528	0,70	5221	1755	0,54	4321
	T288C07D	4072	0,69	8691	3378	0,65	7046
	T356C07G	2406	0,65	5855	1667	0,50	5076
	T374C07D	3744	0,81	7056	2573	0,58	6206
	T41C07G	3962	0,77	8043	2002	0,53	5882
	T599C07D	2813	0,67	6431	3437	0,76	6694
	T288C09D	3264	0,70	7296	2057	0,68	4123
	T374C09D	3252	0,63	6779	1830	0,51	5399
	T599C09D	2882	0,74	5596	2051	0,68	4220
Moyenne globale	3224	0,70	6808	2258	0,60	5342	
<i>max</i>	4072	0,81	8691	3437	0,76	7046	
<i>min</i>	2406	0,63	5221	1479	0,50	3255	
niveau 6	3023	0,69	6380	1947	0,57	4707	
<i>max</i>	3445	0,71	7228	2607	0,59	6545	
<i>min</i>	2528	0,66	5221	1479	0,54	3255	
niveau 7	3399	0,72	7215	2611	0,60	6181	
<i>max</i>	4072	0,81	8691	3437	0,76	7046	
<i>min</i>	2406	0,65	5855	1667	0,50	5076	
niveau 9	3133	0,69	6557	1979	0,62	4581	
<i>max</i>	3264	0,74	7296	2057	0,68	5399	
<i>min</i>	2882	0,63	5596	1830	0,51	4123	

4.3 Propriétés de matériau

Tableau 12. Propriétés de matériau pour la compression à 5 mm/s.

	Tronçon postérieur		Tronçon antérieur	
	E (MPa)	σ_{\max} (MPa)	E (MPa)	σ_{\max} (MPa)
T288C07G	8490	141	7925	115
T374C07G	7295	156	7466	132
T592C07D	6824	128	8101	95
T599C07G	7434	136	7910	152
T288C08D	9274	136	4927	84
T288C08G	9709	150	7985	127
T374C08D	7272	132	7030	122
T374C08G	7525	127	6934	127
T288C09G	8008	126	7652	113
T374C09G	8017	125	4161	57
T41C09D	7061	135	7327	138
T599C09G	6417	125	6325	107

Moyenne globale	7777	135	6979	114
<i>max</i>	9709	156	8101	152
<i>min</i>	6417	125	4161	57
niveau 7	7511	140	7851	124
<i>max</i>	8490	156	8101	152
<i>min</i>	6824	128	7466	95
niveau 8	8445	136	6719	115
<i>max</i>	9709	150	7985	127
<i>min</i>	7272	127	4927	84
niveau 9	7376	128	6366	103
<i>max</i>	8017	135	7652	138
<i>min</i>	6417	125	4161	57

Tableau 13. Propriétés de matériau pour la compression à 12.5 mm/s.

	Tronçon postérieur		Tronçon antérieur	
	E (MPa)	σ_{\max} (MPa)	E (MPa)	σ_{\max} (MPa)
T288C06D	8411	157	4015	70
T374C06D	6344	115	6927	109
T374C06G	5153	97	4068	65
T288C07D	8208	151	7486	141
T356C07G	9117	147	12321	159
T374C07D	7497	156	6881	112
T41C07G	8172	158	7114	95
T599C07D	7454	128	7393	149
T288C09D	7442	131	5818	114
T374C09D	6915	130	7589	102
T599C09D	6229	125	6699	128
Moyenne globale	7358	136	6937	113
<i>max</i>	9117	158	12321	159
<i>min</i>	5153	97	4015	65
niveau 6	6636	123	5003	81
<i>max</i>	8411	157	6927	109
<i>min</i>	5153	97	4015	65
niveau 7	8090	148	8239	131
<i>max</i>	9117	158	12321	159
<i>min</i>	7454	128	6881	95
niveau 9	6862	129	6702	115
<i>max</i>	7442	131	7589	128
<i>min</i>	6229	125	5818	102

Tableau 14. Modules d'élasticité moyens pour chaque vitesse d'essai.

v = 5 mm/s	E_{moyen} (MPa)	v = 12.5 mm/s	E_{moyen} (MPa)
T288C07G	8207	T288C06D	6213
T374C07G	7381	T374C06D	6635
T592C07D	7463	T374C06G	4610
T599C07G	7672	T288C07D	7847
T288C08D	7101	T356C07G	10719
T288C08G	8847	T374C07D	7189
T374C08D	7151	T41C07G	7643
T374C08G	7230	T599C07D	7423
T288C09G	7830	T288C09D	6630
T374C09G	6089	T374C09D	7252
T41C09D	7194	T599C09D	6464
T599C09G	6371		
Moyenne	7378	Moyenne	7148
<i>max</i>	8847	<i>max</i>	10719
<i>min</i>	6089	<i>min</i>	4610

ANNEXE 3 : CALCINATION

1 Calcination des côtes testées en compression et en flexion trois points

Les erreurs de mesure et de méthode sont les suivantes :

- Erreur de mesure due à la balance : ± 1 mg ;
- Erreur due à la perte de matière lors de la pesée des cendres : ± 1 mg ;
- Erreur due au taux d'humidité des échantillons d'os lors de leur pesée : ± 5 mg.

Les incertitudes expérimentales relatives (ε) pour les tronçons postérieur, antérieur et milieu sont calculées comme il suit :

- $\varepsilon_{\frac{C}{V}} = \frac{\Delta C}{C} + \frac{\Delta V}{V}$ avec $\frac{\Delta V}{V} = \frac{\Delta M}{V} + \frac{\Delta M_r}{V} = \frac{6}{V} + \frac{1}{V} = \frac{7}{V}$ et $\frac{\Delta C}{C} = \frac{2}{C}$;
- $\varepsilon_{\frac{M_{org}}{V}} = \frac{\Delta M_{org}}{M_{org}} + \frac{\Delta V}{V}$ avec $\frac{\Delta M_{org}}{M_{org}} = \frac{\Delta M}{M_{org}} + \frac{\Delta C}{M_{org}} = \frac{6}{M_{org}} + \frac{2}{M_{org}} = \frac{8}{M_{org}}$;
- $\varepsilon_{\frac{M}{V}} = \frac{\Delta M}{M} + \frac{\Delta V}{V}$ avec $\frac{\Delta M}{M} = \frac{6}{M}$;
- $\varepsilon_{\frac{C}{M}} = \frac{\Delta C}{C} + \frac{\Delta M}{M}$.

Les incertitudes expérimentales relatives (ε') pour les segments complets sont calculées comme il suit :

- $\varepsilon'_{\frac{C}{V}} = \frac{\Delta C}{C} + \frac{\Delta V}{V}$ avec $\frac{\Delta V}{V} = \frac{21}{V}$ et $\frac{\Delta C}{C} = \frac{6}{C}$;
- $\varepsilon'_{\frac{M_{org}}{V}} = \frac{\Delta M_{org}}{M_{org}} + \frac{\Delta V}{V}$ avec $\frac{\Delta M_{org}}{M_{org}} = \frac{24}{M_{org}}$;
- $\varepsilon'_{\frac{M}{V}} = \frac{\Delta M}{M} + \frac{\Delta V}{V}$ avec $\frac{\Delta M}{M} = \frac{18}{M}$;
- $\varepsilon'_{\frac{C}{M}} = \frac{\Delta C}{C} + \frac{\Delta M}{M}$.

Le Tableau 15, le Tableau 16 et le Tableau 17 récapitulent les résultats de calcination ainsi que des incertitudes relatives. Les incertitudes varient entre 1 et 3% pour $\frac{C}{M}$, 1 et 6% pour

$\frac{C}{V}$, 1 et 11% pour $\frac{M_{org}}{V}$ et 1 et 7% pour $\frac{M}{V}$.

Tableau 15. Données mesurées et calculées lors de la calcination des côtes 6 à 9 du thorax T288.

Thorax T288	Localisation du tronçon	M (mg)	V (mm ³)	C (mg)	M _{org} (mg)	C/M (%)	ϵ_{CM} (%)	C/V (g.cm ⁻³)	ϵ_{CV} (%)	M _{org} /V (g.cm ⁻³)	$\epsilon_{Morg/V}$ (%)	M/V (g.cm ⁻³)	ϵ_{MV} (%)
Côte 6D	post.	742	386	412	330	56	1,3	1,1	2,3	0,9	4,2	1,9	2,6
	ant.	889	453	490	399	55	1,1	1,1	2,0	0,9	3,6	2,0	2,2
	milieu	1719	913	940	779	55	0,6	1,0	1,0	0,9	1,8	1,9	1,1
	segment complet	3350	1752	1842	1508	55	0,9	1,1	1,5	0,9	2,8	1,9	1,7
Côte 6G	post.	1300	696	695	605	53	0,7	1,0	1,3	0,9	2,3	1,9	1,5
	ant.												
	milieu	1879	1017	1017	862	54	0,5	1,0	0,9	0,8	1,6	1,8	1,0
	segment complet	3179	1713	1712	1467	54	0,6	1,0	1,1	0,9	1,9	1,9	1,2
Côte 7D	post.	973	491	550	423	57	1,0	1,1	1,8	0,9	3,3	2,0	2,0
	ant.	892	435	520	372	58	1,1	1,2	2,0	0,9	3,8	2,1	2,3
	milieu	2234	1148	1278	956	57	0,4	1,1	0,8	0,8	1,4	1,9	0,9
	segment complet	4099	2074	2348	1751	57	0,7	1,1	1,3	0,8	2,4	2,0	1,5
Côte 7G	post.	819	405	464	355	57	1,2	1,1	2,2	0,9	4,0	2,0	2,5
	ant.	615	299	355	260	58	1,5	1,2	2,9	0,9	5,4	2,1	3,3
	milieu	1468	752	836	632	57	0,6	1,1	1,2	0,8	2,2	2,0	1,3
	segment complet	2902	1456	1655	1247	57	1,0	1,1	1,8	0,9	3,4	2,0	2,1
Côte 8D	post.	1000	513	557	443	56	1,0	1,1	1,7	0,9	3,2	1,9	2,0
	ant.	708	361	395	313	56	1,4	1,1	2,4	0,9	4,5	2,0	2,8
	milieu	1963	1006	1121	842	57	0,5	1,1	0,9	0,8	1,6	2,0	1,0
	segment complet	3671	1880	2073	1598	56	0,8	1,1	1,4	0,9	2,6	2,0	1,6
Côte 8G	post.	1083	559	599	484	55	0,9	1,1	1,6	0,9	2,9	1,9	1,8
	ant.	704	353	386	318	55	1,4	1,1	2,5	0,9	4,5	2,0	2,8
	milieu	1750	904	976	774	56	0,5	1,1	1,0	0,9	1,8	1,9	1,1
	segment complet	3537	1816	1961	1576	55	0,8	1,1	1,5	0,9	2,7	1,9	1,7
Côte 9D	post.	908	466	505	403	56	1,1	1,1	1,9	0,8	3,5	1,9	2,2
	ant.	554	260	325	229	59	1,7	1,3	3,3	0,7	6,2	2,1	3,8
	milieu	1746	897	1002	744	57	0,5	1,1	1,0	0,7	1,9	1,9	1,1
	segment complet	3208	1623	1832	1376	57	0,9	1,1	1,6	0,8	3,0	2,0	1,9
Côte 9G	post.	747	370	434	313	58	1,3	1,2	2,4	0,7	4,4	2,0	2,7
	ant.	374	174	216	158	58	2,5	1,2	4,9	0,7	9,1	2,1	5,6
	milieu	1108	556	637	471	57	0,9	1,1	1,6	0,7	3,0	2,0	1,8
	segment complet	2229	1100	1287	942	58	1,3	1,2	2,4	0,9	4,5	2,0	2,7

« post. » et « ant. » représentent les segments postérieur et antérieur testés en compression. « milieu » représente la partie centrale du segment testé en flexion trois points, restante lorsque les 2 tronçons ont été découpés. « segment complet » représente le segment testé en flexion trois points ; les données (M_{os} , V , $M_{cendres}$ et $M_{organique}$) sont obtenues en faisant la somme des trois parties constituant le segment dans son ensemble.

Tableau 16. Données mesurées et calculées lors de la calcination des côtes 6 à 9 du thorax T356.

Thorax T356	Localisation du tronçon	M (mg)	V (mm ³)	C (mg)	M _{org} (mg)	C/M (%)	ϵ_{CM} (%)	C/V (g.cm ⁻³)	ϵ_{CV} (%)	M _{org} /V (g.cm ⁻³)	$\epsilon_{Morg/V}$ (%)	M/V (g.cm ⁻³)	$\epsilon_{M/V}$ (%)
Côte 6D	post.	509	245	294	215	58	1,9	1,2	3,5	0,9	6,6	2,1	4,0
	ant.	617	305	348	269	56	1,5	1,1	2,9	0,9	5,3	2,0	3,3
	milieu	604	294	345	259	57	1,6	1,2	3,0	0,9	5,5	2,1	3,4
	segment complet	1730	844	987	743	57	1,6	1,2	3,1	0,9	5,7	2,0	3,5
Côte 6G		2557	1375	1369	1188	54	0,4	1,0	0,7	0,9	1,2	1,9	0,7
Côte 7D	post.	624	291	384	240	62	1,5	1,3	2,9	0,8	5,7	2,1	3,4
	ant.												
	milieu	1787	915	1042	745	58	0,5	1,1	1,0	0,8	1,8	2,0	1,1
	segment complet	2411	1206	1426	985	59	0,8	1,2	1,4	0,8	2,8	2,0	1,7
Côte 7G	post.	643	304	389	254	60	1,4	1,3	2,8	0,8	5,5	2,1	3,2
	ant.	460	204	288	172	63	2,0	1,4	4,1	0,8	8,1	2,3	4,7
	milieu	1758	883	1054	704	60	0,5	1,2	1,0	0,8	1,9	2,0	1,1
	segment complet	2861	1391	1731	1130	61	1,0	1,2	1,9	0,8	3,6	2,1	2,1
Côte 8D	post.	767	372	450	317	59	1,2	1,2	2,3	0,9	4,4	2,1	2,7
	ant.	598	288	346	252	58	1,6	1,2	3,0	0,9	5,6	2,1	3,4
	milieu	1228	614	714	514	58	0,8	1,2	1,4	0,8	2,7	2,0	1,6
	segment complet	2593	1274	1510	1083	58	1,1	1,2	2,0	0,9	3,9	2,0	2,3
Côte 8G	post.	529	250	310	219	59	1,8	1,2	3,4	0,9	6,5	2,1	3,9
	ant.	401	178	238	163	59	2,3	1,3	4,8	0,9	8,8	2,3	5,4
	milieu	1821	954	1053	768	58	0,5	1,1	0,9	0,8	1,8	1,9	1,1
	segment complet	2751	1382	1601	1150	58	1,0	1,2	1,9	0,8	3,6	2,0	2,2
Côte 9D	post.	500	220	307	193	61	1,9	1,4	3,8	0,9	7,3	2,3	4,4
	ant.												
	milieu	1420	702	839	581	59	0,7	1,2	1,2	0,8	2,4	2,0	1,4
	segment complet	1920	922	1146	774	60	1,0	1,2	1,9	0,8	3,6	2,1	2,1
Côte 9G	post.	397	170	247	150	62	2,3	1,5	4,9	0,9	9,5	2,3	5,6
	ant.	357	152	216	141	61	2,6	1,4	5,5	0,9	10,3	2,3	6,3
	milieu	632	293	383	249	61	1,5	1,3	2,9	0,8	5,6	2,2	3,3
	segment complet	1386	615	846	540	61	2,0	1,4	4,1	0,9	7,9	2,3	4,7

Tableau 17. Données mesurées et calculées lors de la calcination des côtes 6 à 9 du thorax T374.

Thorax T374	Localisation du tronçon	M (mg)	V (mm ³)	C (mg)	M _{org} (mg)	C/M (%)	ϵ_{CM} (%)	C/V (g.cm ⁻³)	ϵ_{CV} (%)	M _{org} /V (g.cm ⁻³)	$\epsilon_{Morg/V}$ (%)	M/V (g.cm ⁻³)	$\epsilon_{M/V}$ (%)
Côte 6D	post.	918	475	504	414	55	1,1	1,1	1,9	0,9	3,4	1,9	2,1
	ant.	747	379	420	327	56	1,3	1,1	2,3	0,9	4,3	2,0	2,7
	milieu	1836	973	1016	820	55	0,5	1,0	0,9	0,8	1,7	1,9	1,0
	segment complet	3501	1827	1940	1561	55	0,8	1,1	1,5	0,9	2,7	1,9	1,7
Côte 6G	post.	696	352	389	307	56	1,4	1,1	2,5	0,9	4,6	2,0	2,9
	ant.	595	303	325	270	55	1,6	1,1	2,9	0,9	5,3	2,0	3,3
	milieu	1629	885	871	758	53	0,6	1,0	1,0	0,9	1,8	1,8	1,2
	segment complet	2920	1540	1585	1335	54	1,0	1,0	1,7	0,9	3,2	1,9	2,0
Côte 7D	post.	970	486	558	412	58	1,0	1,1	1,8	0,8	3,4	2,0	2,1
	ant.	820	399	475	345	58	1,2	1,2	2,2	0,9	4,1	2,1	2,5
	milieu	1463	748	840	623	57	0,6	1,1	1,2	0,8	2,2	2,0	1,3
	segment complet	3253	1633	1873	1380	58	0,9	1,1	1,6	0,8	3,0	2,0	1,8
Côte 7G	post.	987	491	565	422	57	1,0	1,2	1,8	0,9	3,3	2,0	2,0
	ant.	917	474	506	411	55	1,0	1,1	1,9	0,9	3,4	1,9	2,1
	milieu	1716	878	976	740	57	0,6	1,1	1,0	0,8	1,9	2,0	1,1
	segment complet	3620	1843	2047	1573	57	0,8	1,1	1,4	0,9	2,7	2,0	1,6
Côte 8D	post.	1097	583	601	496	55	0,9	1,0	1,5	0,9	2,8	1,9	1,7
	ant.	1017	534	564	453	55	0,9	1,1	1,7	0,8	3,1	1,9	1,9
	milieu	1828	972	1021	807	56	0,5	1,1	0,9	0,8	1,7	1,9	1,0
	segment complet	3942	2089	2186	1756	55	0,7	1,0	1,3	0,8	2,4	1,9	1,5
Côte 8G	post.	1107	572	626	481	57	0,9	1,1	1,5	0,8	2,9	1,9	1,8
	ant.	987	521	541	446	55	1,0	1,0	1,7	0,9	3,1	1,9	2,0
	milieu	2096	1103	1180	916	56	0,5	1,1	0,8	0,8	1,5	1,9	0,9
	segment complet	4190	2196	2347	1843	56	0,7	1,1	1,2	0,8	2,3	1,9	1,4
Côte 9D	post.	830	409	481	349	58	1,1	1,2	2,1	0,9	4,0	2,0	2,4
	ant.	580	270	346	234	60	1,6	1,3	3,2	0,9	6,0	2,1	3,6
	milieu	1483	757	852	631	57	0,6	1,1	1,2	0,8	2,2	2,0	1,3
	segment complet	2893	1436	1679	1214	58	1,0	1,2	1,8	0,8	3,4	2,0	2,1
Côte 9G	post.	852	417	500	352	59	1,1	1,2	2,1	0,8	4,0	2,0	2,4
	ant.	485	225	291	194	60	1,9	1,3	3,8	0,9	7,2	2,2	4,3
	milieu	1939	983	1139	800	59	0,5	1,2	0,9	0,8	1,7	2,0	1,0
	segment complet	3276	1625	1930	1346	59	0,9	1,2	1,6	0,8	3,1	2,0	1,8

Tableau 18. Incertitudes expérimentales moyennes par thorax.

	$\frac{C}{M}$ (%)	$\frac{C}{V}$ (g.cm ⁻³)	$\frac{M_{org}}{V}$ (g.cm ⁻³)	$\frac{M}{V}$ (g.cm ⁻³)
T288	± 0.6 %	± 0.02 g.cm⁻³	± 0.03 g.cm⁻³	± 0.04 g.cm⁻³
max	± 1.5 %	± 0.06 g.cm ⁻³	± 0.07 g.cm ⁻³	± 0.12 g.cm ⁻³
min	± 0.2 %	± 0.01 g.cm ⁻³	± 0.01 g.cm ⁻³	± 0.02 g.cm ⁻³
T356	± 0.8 %	± 0.03 g.cm⁻³	± 0.04 g.cm⁻³	± 0.06 g.cm⁻³
max	± 1.6 %	± 0.08 g.cm ⁻³	± 0.10 g.cm ⁻³	± 0.15 g.cm ⁻³
min	± 0.2 %	± 0.00 g.cm ⁻³	± 0.00 g.cm ⁻³	± 0.00 g.cm ⁻³
T374	± 0.5 %	± 0.02 g.cm⁻³	± 0.03 g.cm⁻³	± 0.04 g.cm⁻³
max	± 1.2 %	± 0.05 g.cm ⁻³	± 0.06 g.cm ⁻³	± 0.09 g.cm ⁻³
min	± 0.3 %	± 0.01 g.cm ⁻³	± 0.01 g.cm ⁻³	± 0.02 g.cm ⁻³

2 Calcination pour les essais en sollicitation antéro-postérieure

Les erreurs de mesure et de méthode sont les suivantes :

- Erreur de mesure due à la balance : ± 1 mg ;
- Erreur due à la perte de matière lors de la pesée des cendres : ± 5 mg ;
- Erreur due à la mesure avec le mètre ruban : ± 2 mm ;
- Erreur due au nettoyage des tissus mous sur les segments : ± 5 mg.

Les incertitudes expérimentales relatives (ϵ) sont calculées comme il suit :

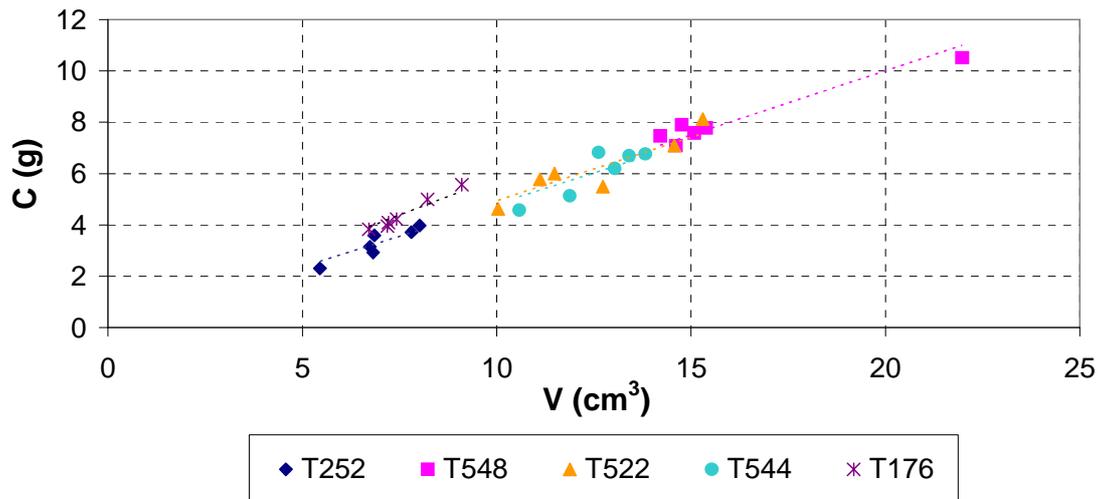
- $\epsilon_{\frac{C}{L}} = \frac{\Delta C}{C} + \frac{\Delta L}{L}$ avec $\frac{\Delta L}{L} = \frac{2}{L}$ et $\frac{\Delta C}{C} = \frac{6}{C}$;
- $\epsilon_{\frac{C}{V}} = \frac{\Delta C}{C} + \frac{\Delta V}{V}$ avec $\frac{\Delta V}{V} = \frac{7}{V}$.

Le Tableau 19 récapitule les données de calcination pour chaque côte ainsi que les incertitudes expérimentales commises. En moyenne, l'incertitude sur C/V est de $\pm 1.9 \cdot 10^{-3} \text{ g.cm}^{-3}$ (min : $\pm 8.9 \cdot 10^{-4} \text{ g.cm}^{-3}$ – max : $\pm 3.9 \cdot 10^{-3} \text{ g.cm}^{-3}$) et l'incertitude sur C/L de $\pm 1.3 \cdot 10^{-2} \text{ g.m}^{-1}$ (min : $\pm 8.9 \cdot 10^{-3} \text{ g.m}^{-1}$ – max : $\pm 1.6 \cdot 10^{-2} \text{ g.m}^{-1}$).

Tableau 19. Données mesurées et calculées lors des calcinations des côtes 4 à 9 des thorax T252, T548, T522, T544 et T176.

Référence	Niveau	L (mm)	M _r (g)	M (g)	V (cm ³)	C (g)	C/V (g.cm ⁻³)	$\epsilon_{C/V}$ (g.cm ⁻³)	C/L (g.m ⁻¹)	$\epsilon_{C/L}$ (g.m ⁻¹)
T252 (F)	4 G	155	1,100	6,553	5,453	2,303	0,42	3,9E-03	14,9	1,6E-02
	5 D	170	1,790	8,527	6,737	3,153	0,47	2,9E-03	18,5	1,4E-02
	6 D	157	1,653	8,477	6,824	2,927	0,43	3,1E-03	18,6	1,5E-02
	7 G	170	2,024	9,831	7,807	3,714	0,48	2,5E-03	21,8	1,3E-02
	8 G	158	2,102	10,116	8,014	3,974	0,50	2,4E-03	25,2	1,4E-02
9 G	160	1,241	8,094	6,853	3,590	0,52	2,7E-03	22,4	1,4E-02	
T548 (H)	4 D	195	4,763	19,371	14,608	7,081	0,48	1,3E-03	36,3	1,1E-02
	5 D	188	5,278	20,670	15,392	7,769	0,50	1,2E-03	41,3	1,1E-02
	6 G	171	5,424	20,183	14,759	7,891	0,53	1,2E-03	46,1	1,2E-02
	7 D	240	7,067	29,043	21,976	10,506	0,48	8,9E-04	43,8	8,9E-03
	8 D	183	4,476	19,559	15,083	7,574	0,50	1,3E-03	41,4	1,2E-02
9 D	181	4,566	18,773	14,207	7,466	0,53	1,3E-03	41,2	1,2E-02	
T522 (H)	4 G	156	2,014	12,048	10,034	4,616	0,46	2,0E-03	29,6	1,4E-02
	5 D	194	1,457	14,189	12,732	5,491	0,43	1,6E-03	28,3	1,1E-02
	6 G	197	3,674	18,246	14,572	7,088	0,49	1,3E-03	36,0	1,1E-02
	7 D	204	4,818	20,117	15,299	8,119	0,53	1,2E-03	39,8	1,1E-02
	8 G	152	2,432	13,920	11,488	5,993	0,52	1,6E-03	39,4	1,4E-02
9 G	170	2,558	13,671	11,113	5,779	0,52	1,7E-03	34,0	1,3E-02	
T544 (H)	4 D	170	2,682	13,262	10,580	4,577	0,43	2,0E-03	26,9	1,3E-02
	5 G	177	1,758	13,640	11,882	5,125	0,43	1,8E-03	29,0	1,2E-02
	6 G	177	2,504	15,540	13,036	6,196	0,48	1,5E-03	35,0	1,2E-02
	7 G	186	3,284	17,108	13,824	6,765	0,49	1,4E-03	36,4	1,2E-02
	8 D	217	2,890	16,297	13,407	6,690	0,50	1,4E-03	30,8	1,0E-02
9 G	192	3,533	16,154	12,621	6,822	0,54	1,4E-03	35,5	1,1E-02	
T176 (F)	4 D	182	2,214	9,402	7,188	3,957	0,55	2,5E-03	21,7	1,3E-02
	5 G	143	2,116	8,824	6,708	3,831	0,57	2,6E-03	26,8	1,6E-02
	6 G	176	2,816	11,921	9,105	5,569	0,61	1,8E-03	31,6	1,2E-02
	7 G	157	3,146	11,365	8,219	4,989	0,61	2,1E-03	31,8	1,4E-02
	8 G	147	2,616	9,829	7,213	4,088	0,57	2,4E-03	27,8	1,5E-02
9 G	136	2,250	9,676	7,426	4,227	0,57	2,4E-03	31,1	1,6E-02	

Relation de la masse de cendres (C) en fonction du volume (V) pour l'ensemble des thorax



T176: $C = 0,58V$ T548: $C = 0,50V$ T522: $C = 0,49V$ T544: $C = 0,48V$ T252: $C = 0,47V$
 $R^2 = 0,92$ $R^2 = 0,91$ $R^2 = 0,84$ $R^2 = 0,73$ $R^2 = 0,83$

Figure 17. Masse volumique des sels minéraux pour chaque thorax.

ANNEXE 4 : FLEXION TROIS POINTS

1 Analyse des essais

1.1 Matrice des essais

N°de côte	Vitesse m/s
T41C06G	0,10
T41C07D	0,10
T41C07G	0,25
T41C08G	0,25
T41C09D	0,10
T41C09G	0,25

N°de côte	Vitesse m/s
T288C06D	0,25
T288C06G	0,25
T288C07D	0,25
T288C07G	0,10
T288C08D	0,10
T288C08G	0,10
T288C09D	0,25
T288C09G	0,10

N°de côte	Vitesse m/s
T356C06G	0,25
T356C07D	0,10
T356C07G	0,25
T356C08D	0,10
T356C08G	0,10
T356C09D	0,10
T356C09G	0,25

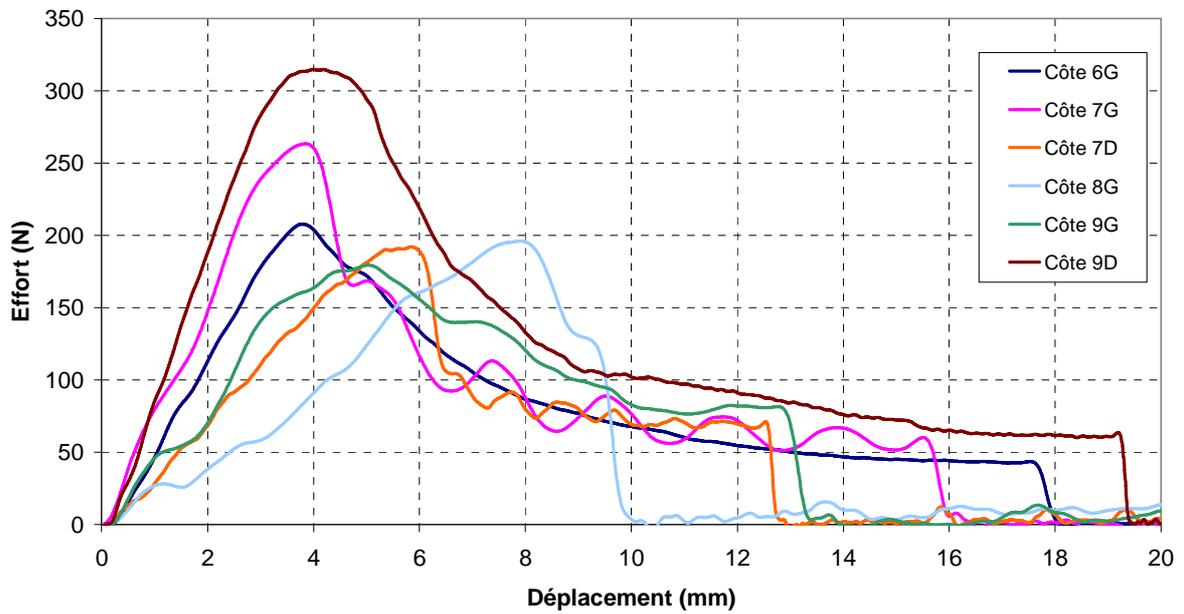
N°de côte	Vitesse m/s
T374C06D	0,25
T374C06G	0,25
T374C07D	0,25
T374C07G	0,10
T374C09D	0,25
T374C09G	0,10

N°de côte	Vitesse m/s
T592C06G	0,10
T592C07D	0,10
T592C07G	0,25
T592C08G	0,25
T592C09D	0,10

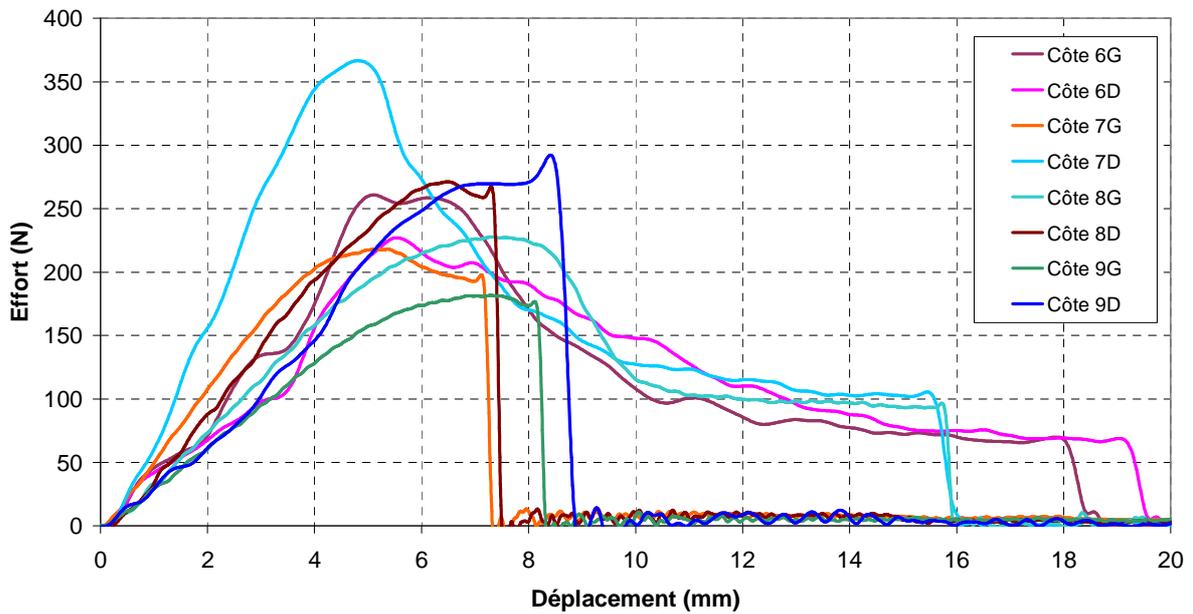
N°de côte	Vitesse m/s
T599C06G	0,10
T599C07D	0,25
T599C07G	0,10
T599C08G	0,25
T599C09D	0,25

1.2 Courbes effort-déplacement par thorax

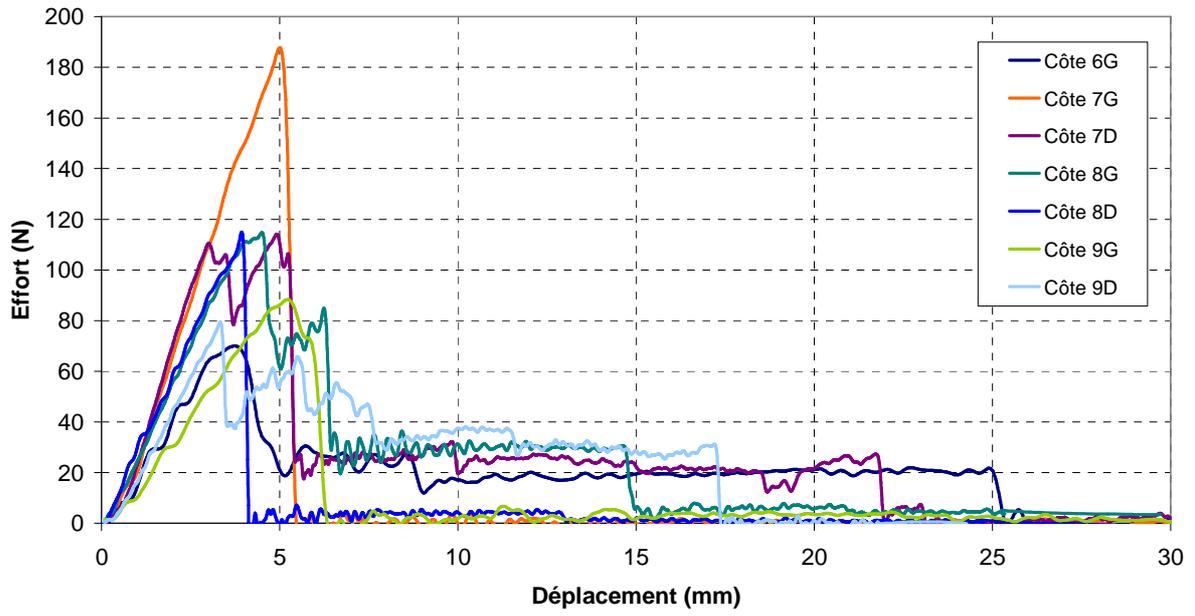
Thorax T041: Courbes effort-déplacement



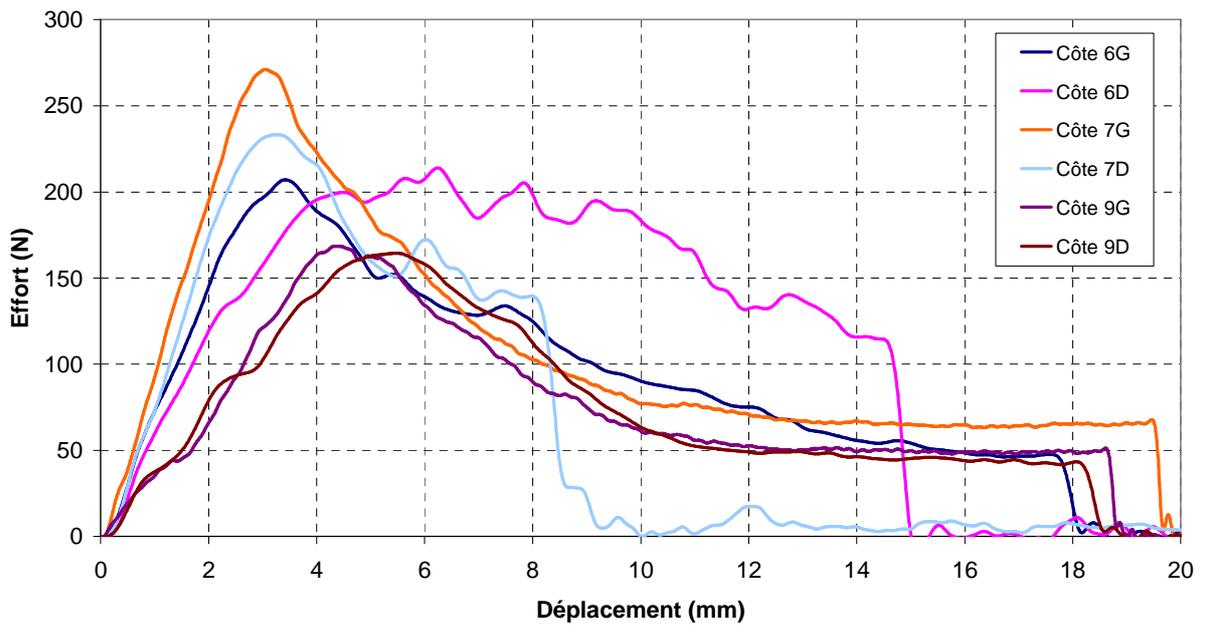
Thorax T288: Courbes effort-déplacement



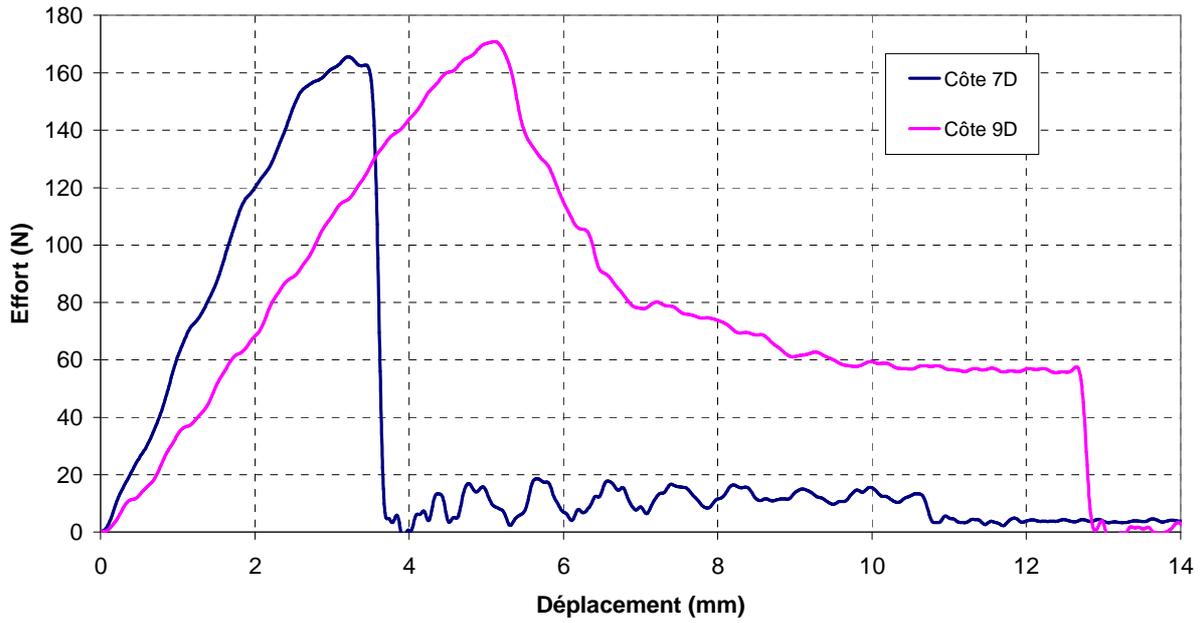
Thorax T356: Courbes effort-déplacement



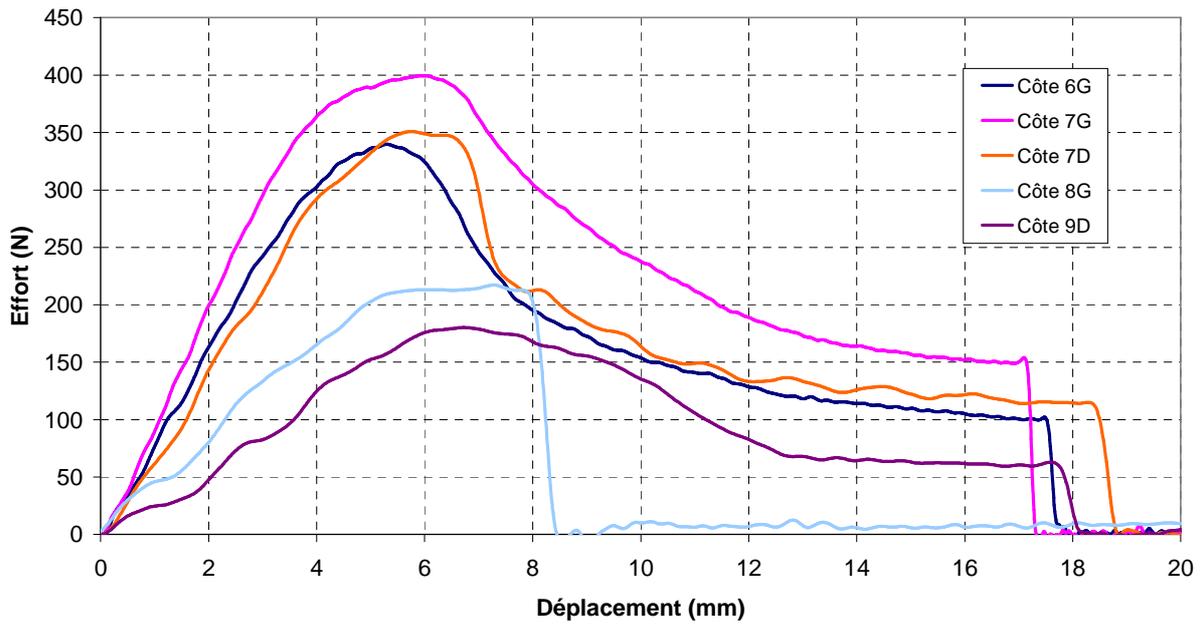
Thorax T374: Courbes effort-déplacement



Thorax T592: Courbes effort-déplacement



Thorax T599: Courbes effort-déplacement



1.3 Paramètres mécaniques

1.3.1 Côtes testées à $v = 0.10$ m/s

N°de côte	Temps à F_{max} (ms)	Temps à la rupture (ms)	Raideur K (N.mm ⁻¹)	Effort max F_{max} (N)	Déflexion d_{max} (mm)	Moment max M_{fmax} (N.m)	Energie d'endommagement J_{end} (J)	Energie de rupture J_{rupt} (J)
T41C06G	35	178	65	209	3,4	5,23	0,40	1,54
T599C06G	52	177	82	340	5,2	8,50	1,05	3,05
T41C07D	56	127	40	193	5,6	4,83	0,61	1,19
T288C07G	50	72	56	219	5,3	5,48	0,66	1,09
T356C07D	47	220	46	116	4,7	2,90	0,34	0,77
T374C07G	30	198	102	272	2,9	6,80	0,44	2,13
T592C07D	31	38	61	166	3,1	4,15	0,29	0,36
T599C07G	60	172	99	400	6,0	10,00	1,55	4,07
T288C08G	72	155	42	228	7,0	5,70	1,02	2,06
T356C08G	43	146	30	116	4,5	2,90	0,28	0,67
T41C09D	38	193	103	315	3,9	7,88	0,71	2,55
T288C09G	71	81	33	182	6,9	4,55	0,79	0,96
T356C09D	30	170	27	82	3,0	2,05	0,12	0,64
T374C09G	42	189	51	169	4,3	4,23	0,36	1,44
T592C09D	50	127	38	171	5,0	4,28	0,46	1,04

1.3.2 Côtes testées à $v = 0.25$ m/s

N°de côte	Temps à F_{max} (ms)	Temps à la rupture (ms)	Raideur K (N.mm ⁻¹)	Effort max F_{max} (N)	Déflexion d_{max} (mm)	Moment max M_{fmax} (N.m)	Energie d'endommagement J_{end} (J)	Energie de rupture J_{rupt} (J)
T288C06D	20	75	28	228	5,2	5,70	0,58	2,27
T356C06G	13	96	22	70	3,2	1,75	0,14	0,60
T374C06D	23	56	60	221	5,9	5,53	0,88	2,28
T41C07G	15	65	87	263	3,6	6,58	0,56	1,67
T288C07D	18	64	98	368	4,5	9,20	0,94	2,70
T356C07G	19	21	43	186	4,9	4,65	0,44	0,50
T374C07D	12	39	97	234	3,1	5,85	0,43	1,31
T599C07D	23	74	77	337	5,2	8,43	1,13	3,27
T41C08G	30	40	30	197	7,6	4,93	0,76	1,02
T599C08G	29	34	42	219	7,3	5,48	1,01	1,21
T41C09G	19	54	68	180	4,7	4,50	0,52	1,41
T288C09D	33	34	47	291	8,3	7,28	1,33	1,41
T356C09G	20	24	20	89	4,8	2,23	0,23	0,30
T374C09D	21	74	37	166	5,3	4,15	0,52	1,44
T599C09D	26	72	35	182	6,6	4,55	0,65	1,78

1.4 Propriétés de matériau

1.4.1 Côtes testées à $v = 0.10$ m/s

N°de côte	$I_{1/4}$ (mm ⁴)	I_{milieu} (mm ⁴)	$I_{3/4}$ (mm ⁴)	I_{moyen} (mm ⁴)	E (MPa)	E' (MPa)	E'' (MPa)	σ_{max} (MPa)
T41C06G	172	120	107	139	11319	10918	9768	161
T599C06G	239	251	253	251	6805	6857	6816	137
T41C07D	165	142	128	150	5857	5825	5564	144
T288C07G	118	97	82	109	11977	12009	10740	177
T356C07D	52	45	34	44	21532	22148	21732	181
T374C07G	237	204	174	213	10395	10464	9965	146
T592C07D	128	103	86	111	12326	12320	11429	128
T599C07G	172	185	146	167	11137	11867	12314	184
T288C08D	91	80	67	84	13562	13727	12958	244
T356C08G	51	46	45	50	13543	13340	12549	164
T41C09D	79	50	38	60	42907	42541	35583	387
T288C09G	68	47	43	58	14751	14112	11947	263
T356C09D	51	47	45	50	12038	11935	11315	116
T374C09G	106	100	88	102	10577	10750	10421	128
T592C09D	99	70	57	81	11233	11103	9811	171

1.4.2 Côtes testées à $v = 0.25$ m/s

N°de côte	$I_{1/4}$ (mm ⁴)	I_{milieu} (mm ⁴)	$I_{3/4}$ (mm ⁴)	I_{moyen} (mm ⁴)	E (MPa)	E' (MPa)	E'' (MPa)	σ_{max} (MPa)
T288C06G	89	141	85	112	22166	20839	17668	233
T356C06G	79	78	63	75	5774	6083	6082	70
T374C06G	254	257	250	259	6161	6160	6021	92
T41C07G	132	158	123	142	13726	13506	12809	180
T288C07D	168	196	132	166	12182	12466	12271	192
T356C07G	41	45	35	42	21647	22025	21371	304
T374C07D	172	186	171	183	11748	11592	11018	141
T599C07D	149	191	123	162	10782	10762	9925	211
T41C08G	53	99	43	65	11904	11341	9622	222
T599C08G	33	37	34	37	26407	25876	23626	327
T41C09G	79	92	59	79	17867	18593	17840	153
T288C09D	91	95	83	95	10705	10849	10269	243
T356C09G	31	35	30	33	13328	13186	12677	161
T374C09D	101	127	90	109	7606	7497	7075	132
T599C09D	67	83	80	83	10805	10101	8819	195

1.5 Données mécaniques et géométriques : tableau bilan

N°de côte	Raideur (N/mm)	Effort max (N)	Déflexion max (mm)	Moment max (N.mm)	Energie à Fmax (J)	Energie de rupture (J)	e _{os} moyen (mm)	HU moyen	E (MPa)	σ _{max} (MPa)	h (mm)	e (mm)	e/h (%)	S _{os} (mm ²)	S _{totale} (mm ²)	PSC (%)
T41C06G	65	209	3,4	5225	0,40	1,54	0,74	1017	11319	161	13,2	7,4	58	22	70	32
T599C06G	82	340	5,2	8500	1,05	3,05	1,11	1087	6805	137	12,6	8,1	66	35	81	43
T41C07D	40	193	5,6	4825	0,61	1,19	0,70	1146		144	11,9	8,5	72	21	68	30
T288C07G	56	219	5,3	5475	0,66	1,09	0,75	1272	11977	177	13,6	6,3	47	21	67	32
T356C07D	46	116	4,7	2900	0,34	0,77	0,69	1230	21532	181	9,0	5,6	62	14	37	37
T374C07G	102	272	2,9	6800	0,44	2,13	0,65	1169	10395	146	15,1	8,8	59	23	96	24
T592C07D	61	166	3,1	4150	0,29	0,36	0,67	1194	12326	128	15,5	6,4	41	23	69	33
T599C07G	99	400	6,0	10000	1,55	4,07	0,81	1132	11137	184	15,1	6,8	46	27	84	32
T288C08D	52	271	6,2	6775	0,95	1,20	0,72	1210	13562	244	13,9	5,8	42	22	60	37
T356C08G	30	116	4,5	2900	0,28	0,67	0,69	1264	13543	164	10,4	5,2	50	16	41	38
T41C09D	103	315	3,9	7875	0,71	2,55	0,67	1140			15,0	4,9	33	21	55	38
T288C09G	33	182	6,9	4550	0,79	0,96	0,66	1159	14751	263	11,5	5,4	48	17	47	35
T356C09D	27	82	3,0	2050	0,12	0,64	0,66	1233	12038	116	11,2	5,3	47	16	43	37
T374C09G	51	169	4,3	4225	0,36	1,44	0,61	1144	10577	128	16,5	6,1	37	21	74	29
T592C09D	38	171	5,0	4275	0,46	1,04	0,81	1267	11233	171	15,1	5,6	37	25	57	45
T288C06G	95	262	4,8	6550	0,58	2,20	0,70	1169	22166	233	14,2	6,3	45	22	70	31
T356C06G	22	70	3,2	1750	0,14	0,60	0,87	1407	5774	70	8,6	6,4	74	18	41	43
T374C06G	75	209	3,2	5225	0,40	1,80	0,74	1246	6161	92	13,8	8,9	64	26	96	27
T41C07G	87	263	3,6	6575	0,56	1,67	0,72	1125	13726	180	13,5	7,2	54	22	72	31
T288C07D	98	368	4,5	9200	0,94	2,70	0,81	1302	12182	192	14,3	7,0	50	27	78	34
T356C07G	43	186	4,9	4650	0,44	0,50	0,64	1232	21647	304	8,9	5,4	61	13	36	36
T374C07D	97	234	3,1	5850	0,43	1,31	0,71	1243	11748	141	13,8	8,3	60	23	84	28
T599C07D	77	337	5,2	8425	1,13	3,27	0,71	1170	10782	211	12,7	7,5	59	22	74	30
T41C08G	30	197	7,6	4925	0,76	1,02	0,78	1031	11904	222	17,2	4,7	28	27	58	47
T599C08G	42	219	7,3	5475	1,01	1,21	0,76	978		327	14,7	4,0	27	24	44	54
T41C09G	68	180	4,7	4500	0,52	1,41	0,74	1211	17867	153	14,9	5,4	37	23	60	39
T288C09D	47	291	8,3	7275	1,33	1,41	0,77	1210	10705	243	13,5	6,1	47	23	59	39
T356C09G	20	89	4,8	2225	0,23	0,30	0,61	1171	13328	161	11,6	4,5	39	15	38	39
T374C09D	37	166	5,3	4150	0,52	1,44	0,67	1185	7606	132	14,1	6,4	46	21	67	31
T599C09D	35	182	6,6	4550	0,65	1,78	0,60	1044	10805	195	15,4	5,8	38	20	68	29

v = 0.10 m.s ⁻¹	e _{os} moyen (mm)	HU moyen	h (mm)	e (mm)	e/h (%)	S _{os} (mm ²)	S _{totale} (mm ²)	PSC (%)	v = 0.25 m.s ⁻¹	e _{os} moyen (mm)	HU moyen	h (mm)	e (mm)	e/h (%)	S _{os} (mm ²)	S _{totale} (mm ²)	PSC (%)
Niveau 6	0,93	1052	12,9	7,7	62	29	75	38	Niveau 6	0,77	1274	12,2	7,2	61	22	69	34
max	1,11	1087	13,2	8,1	66	35	81	43	max	0,87	1407	14,2	8,9	74	26	96	43
min	0,74	1017	12,6	7,4	58	22	70	32	min	0,70	1169	8,6	6,3	45	18	41	27
Niveau 7	0,71	1191	13,3	7,1	54	21	70	31	Niveau 7	0,72	1214	12,6	7,1	57	22	69	32
max	0,81	1272	15,5	8,8	72	27	96	37	max	0,81	1302	14,3	8,3	61	27	84	36
min	0,65	1132	9,0	5,6	41	14	37	24	min	0,64	1125	8,9	5,4	50	13	36	28
Niveau 8	0,71	1237	12,1	5,5	46	19	51	37	Niveau 8	0,77	1005	15,9	4,4	27	26	51	50
max	0,72	1264	13,9	5,8	50	22	60	38	max	0,78	1031	17,2	4,7	28	27	58	54
min	0,69	1210	10,4	5,2	42	16	41	37	min	0,76	978	14,7	4,0	27	24	44	47
Niveau 9	0,68	1189	13,9	5,5	40	20	55	37	Niveau 9	0,68	1164	13,9	5,6	41	21	59	36
max	0,81	1267	16,5	6,1	48	25	74	45	max	0,77	1211	15,4	6,4	47	23	68	39
min	0,61	1140	11,2	4,9	33	16	43	29	min	0,60	1044	11,6	4,5	37	15	38	29

1.6 Comparaison flexion trois points et compression

	E _{compression} (MPa)	E _{flexion} (MPa)	COMPRESSION		FLEXION	
			σ_{\max} (MPa) post.	σ_{\max} (MPa) ant.	σ_{\max} MPa	
T288C07G	8207	11977	T288C07G	141	115	177
T374C07G	7381	10395	T374C07G	156	132	146
T592C07D	7463	12326	T592C07D	128	95	128
T599C07G	7672	11137	T599C07G	136	152	184
T288C08D	7101	16808	T288C08D	136	84	283
T288C09G	7830	14751	T288C09G	126	113	263
T374C09G	6089	10577	T374C09G	125	57	128
T599C09G	6371	11233	T599C09G	125	107	171
T288C06D	6213	5629	T288C06D	157	70	173
T374C06D	6635	5660	T374C06D	115	109	116
T288C07D	7847	12182	T288C07D	151	141	192
T356C07G	10719	21647	T356C07G	147	159	304
T374C07D	7189	11748	T374C07D	156	112	141
T599C07D	7423	10782	T599C07D	128	149	211
T288C09D	6630	10705	T288C09D	131	114	243
T374C09D	7252	7606	T374C09D	130	102	132
T599C09D	6464	10805	T599C09D	125	128	195

2 Comparaison essai/simulation

2.1 Modèles creux

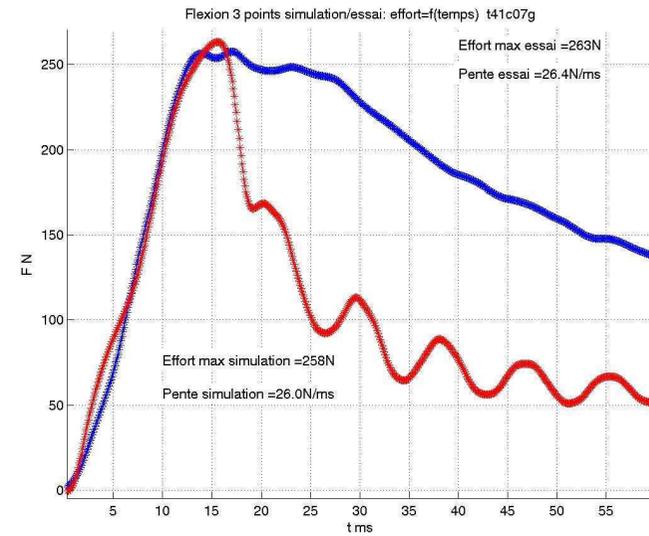
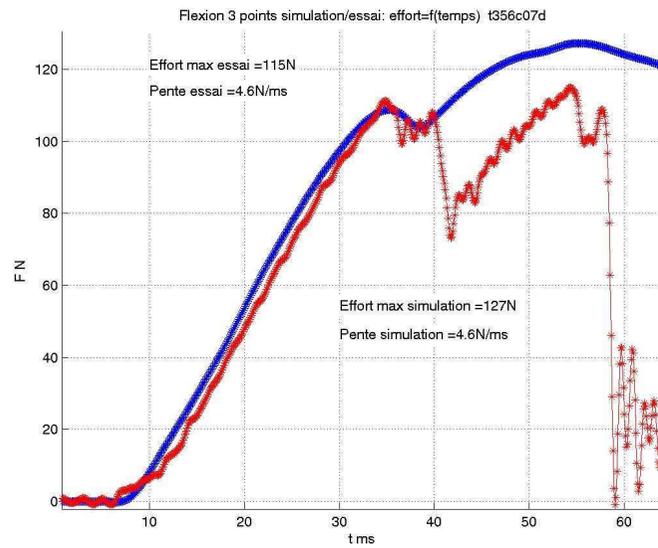
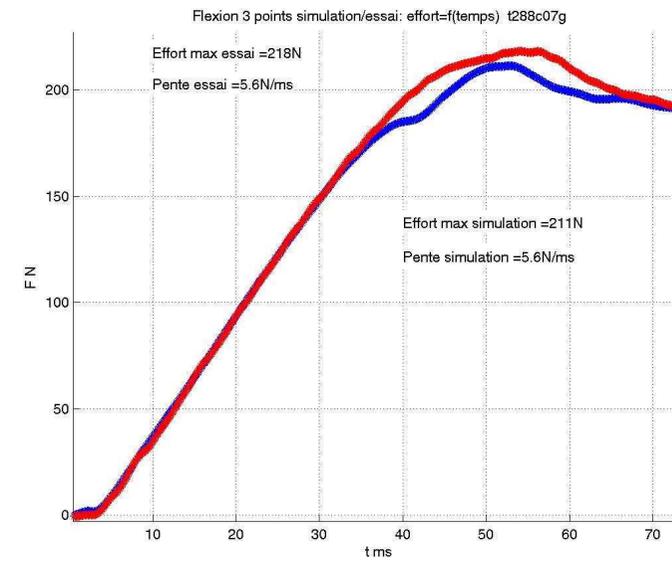
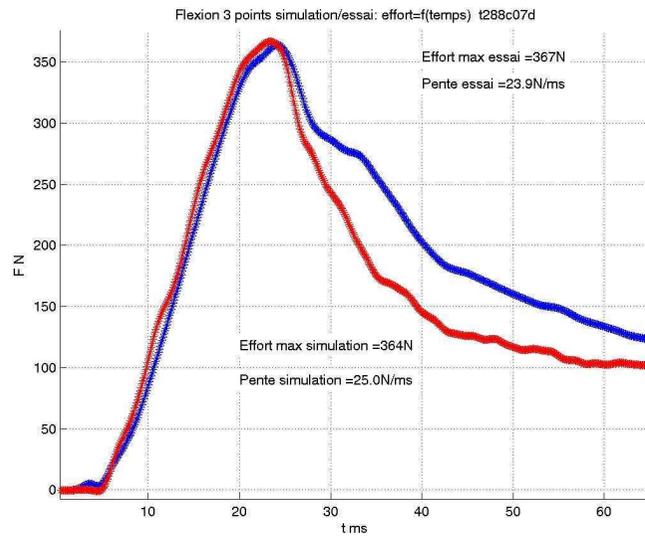
La Figure 18 récapitule toutes les simulations recalées avec les essais. Les courbes rouges représentent les essais et les bleues les simulations. Les courbes ont été tracées sous Matlab avec un programme permettant de comparer les pentes des parties linéaires des essais et des simulations, ainsi que les efforts max atteints. Les courbes des essais et des simulations sont filtrées avec un filtre CFC 180.

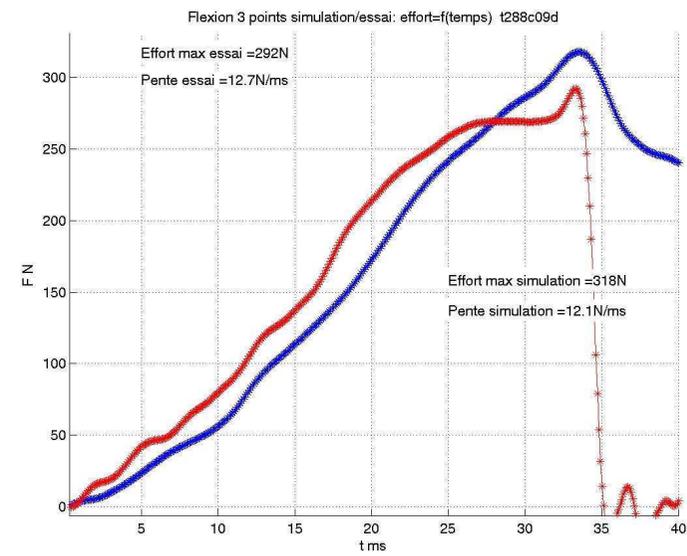
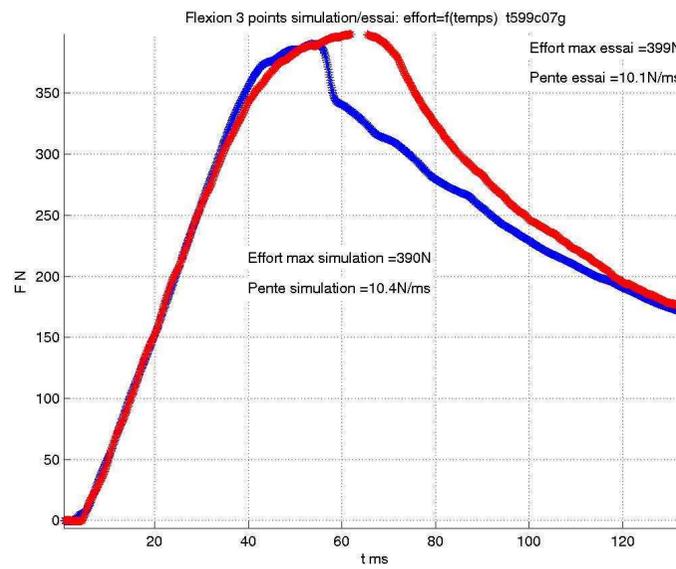
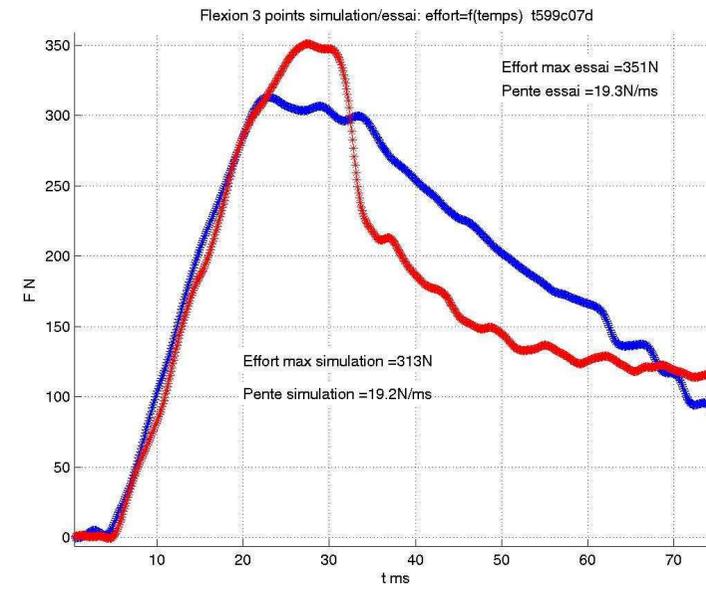
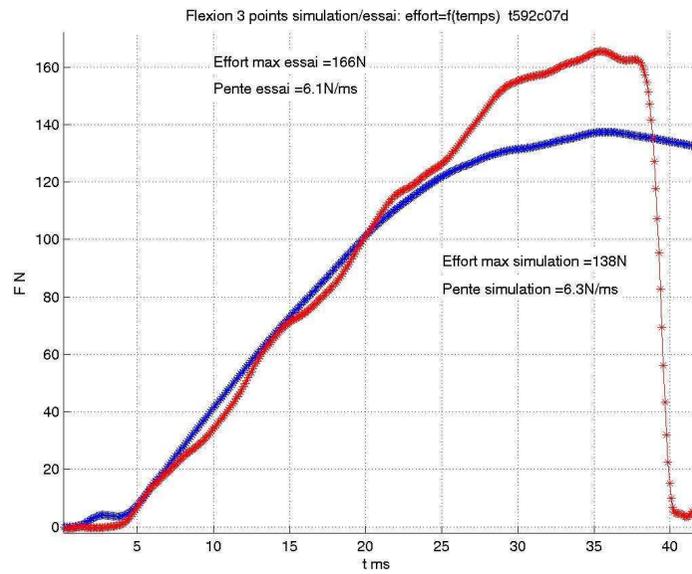
2.2 Modèles dégauchis

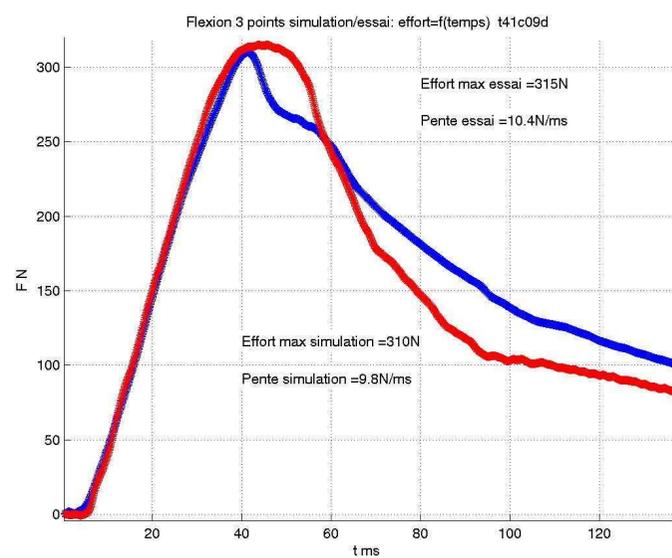
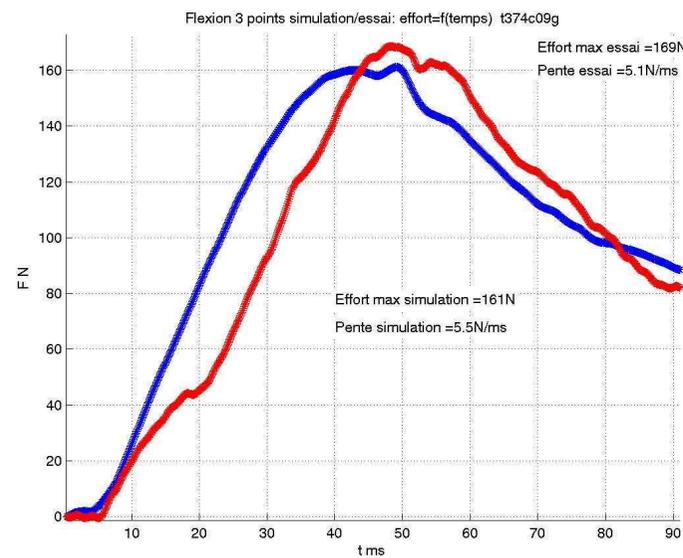
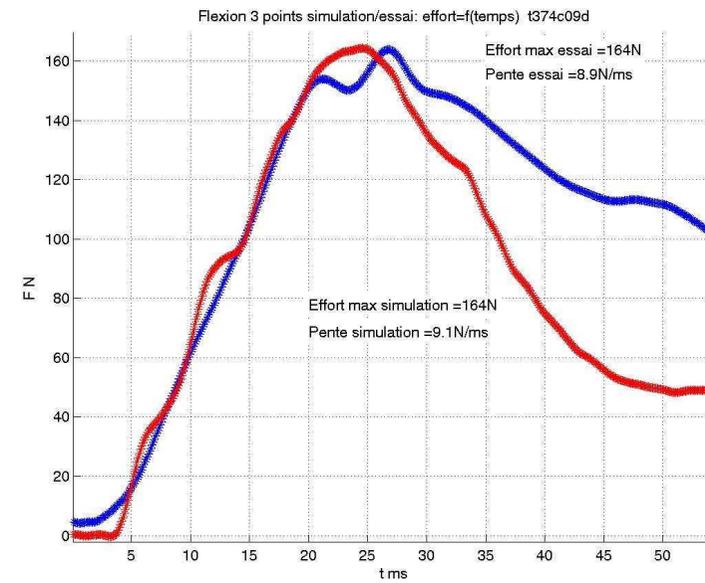
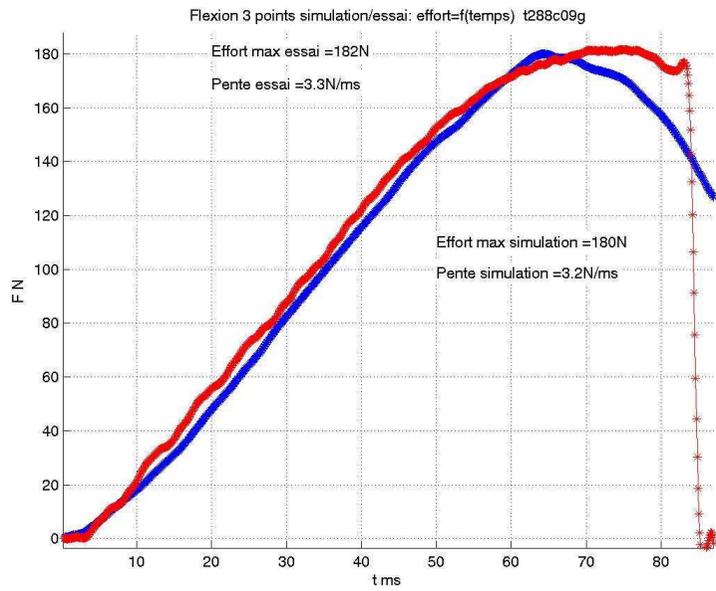
Pour étudier l'influence du gauchissement de la côte, la section milieu (section sous impacteur) du modèle personnalisé a été extrudée pour obtenir une poutre droite. Ce modèle dégauchi est ensuite soumis au même chargement que le modèle personnalisé, avec la même loi de matériau (propriétés de matériau calculées avec le modèle analytique, avec un coefficient de Poisson $\nu = 0.3$ et $\epsilon_{ult} = 10\%$). La Figure 19 récapitule tous ces résultats.

2.3 Modèles remplis

Pour étudier l'influence du remplissage du modèle personnalisé (ie prendre en compte l'os spongieux), le modèle est rempli avec des éléments brique à 8 nœuds. Ce nouveau modèle est ensuite soumis au même chargement que le modèle creux, avec la même loi de matériau pour l'os compact e pour le spongieux, issue de la littérature (**Deng et coll.**, 1999). L'ensemble des résultats est récapitulé dans la Figure 20.







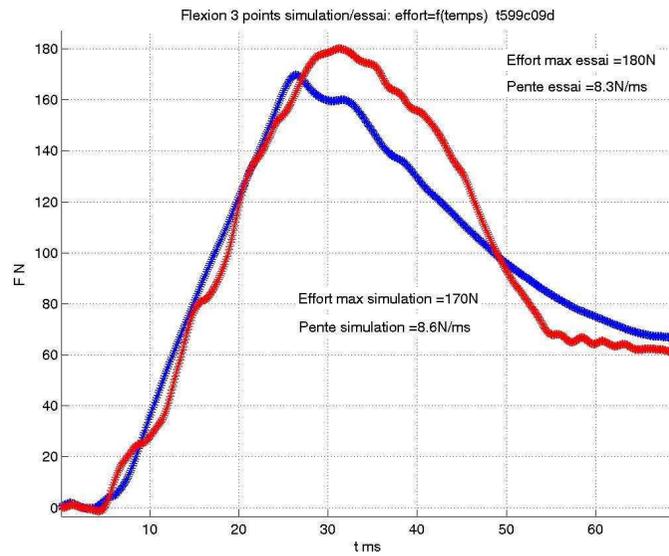
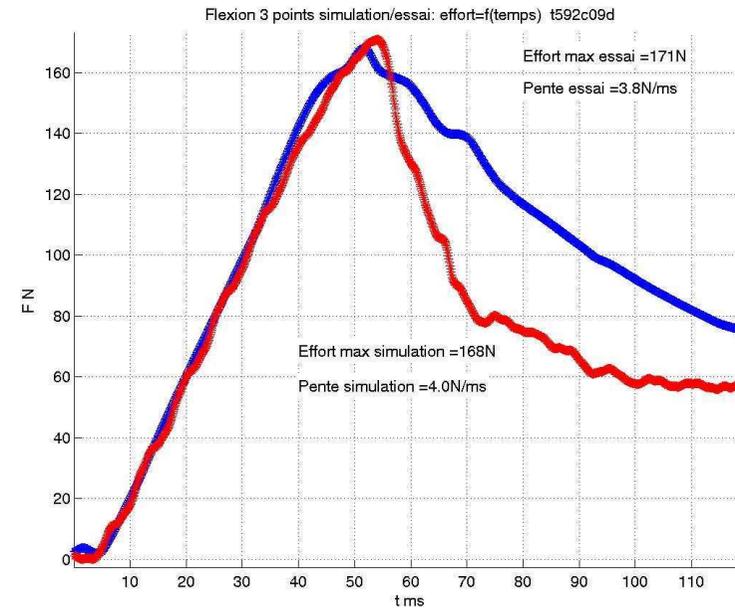
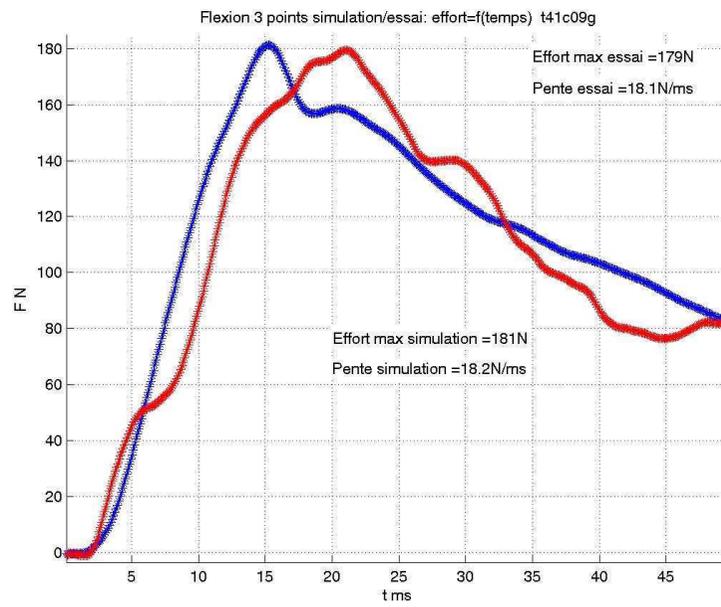


Figure 18. Superposition des courbes d'effort en fonction du temps des essais et des simulations numériques.

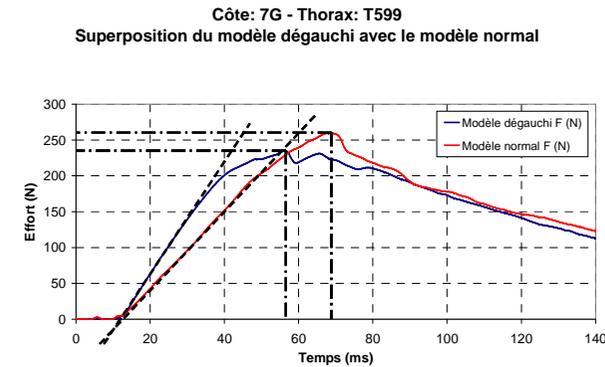
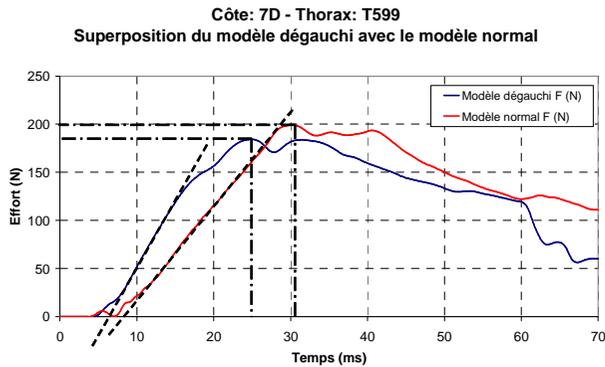
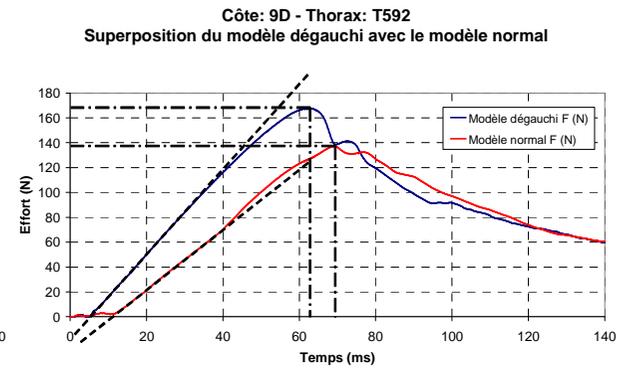
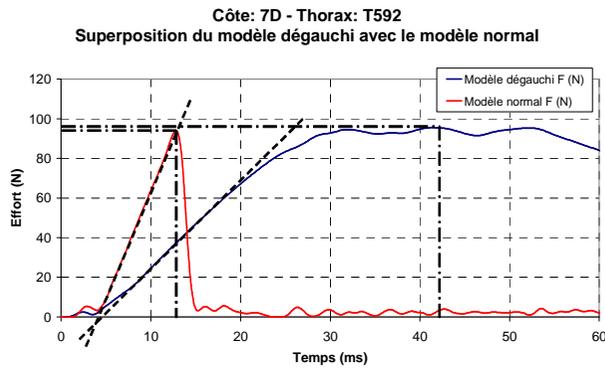
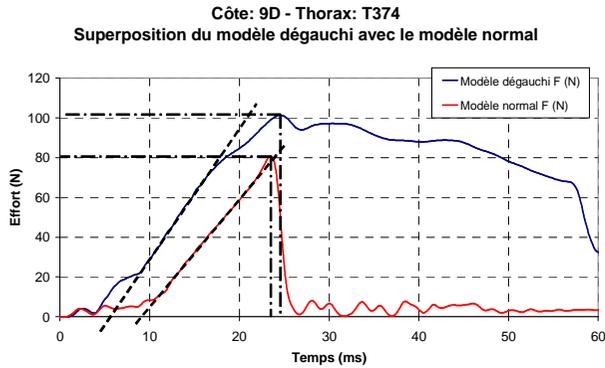
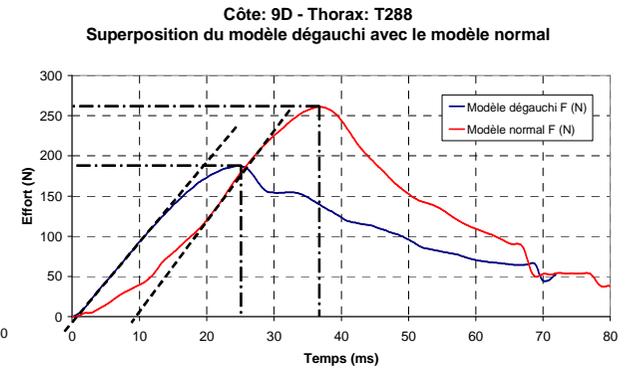
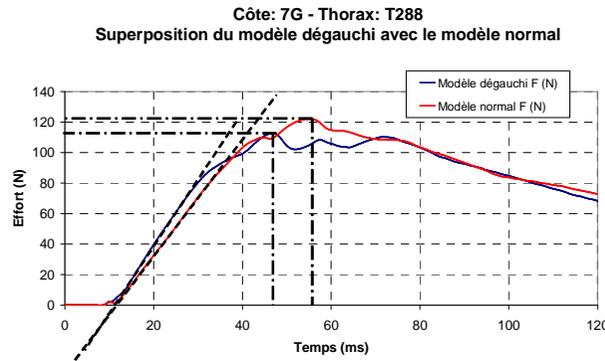
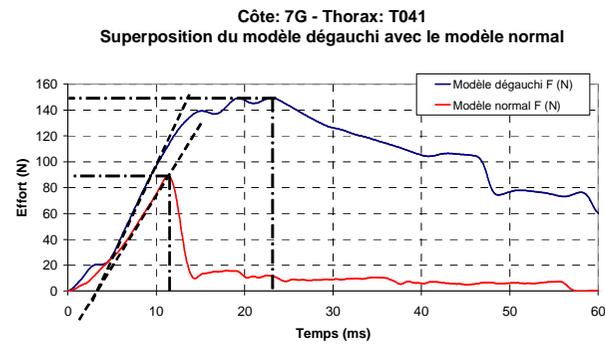


Figure 19. Superposition des courbes d'effort du modèle dégauchi et du modèle personnalisé pour les mêmes propriétés de matériau.

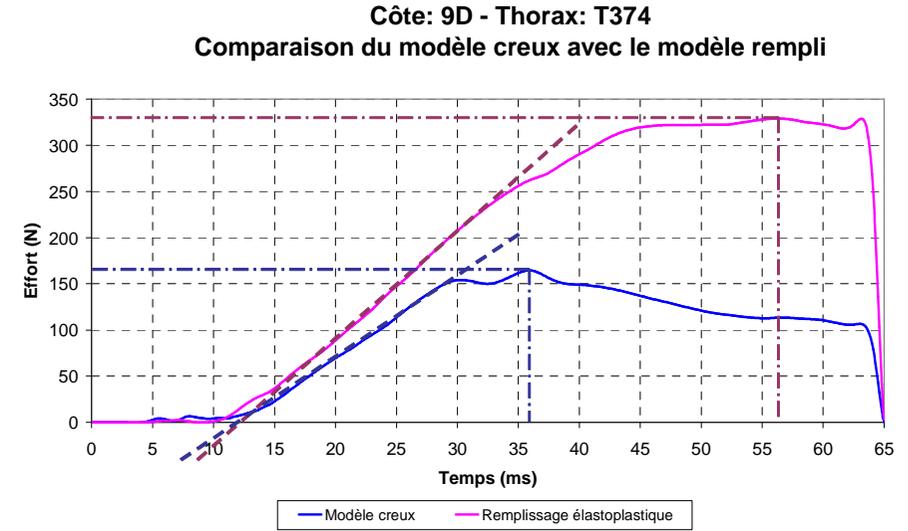
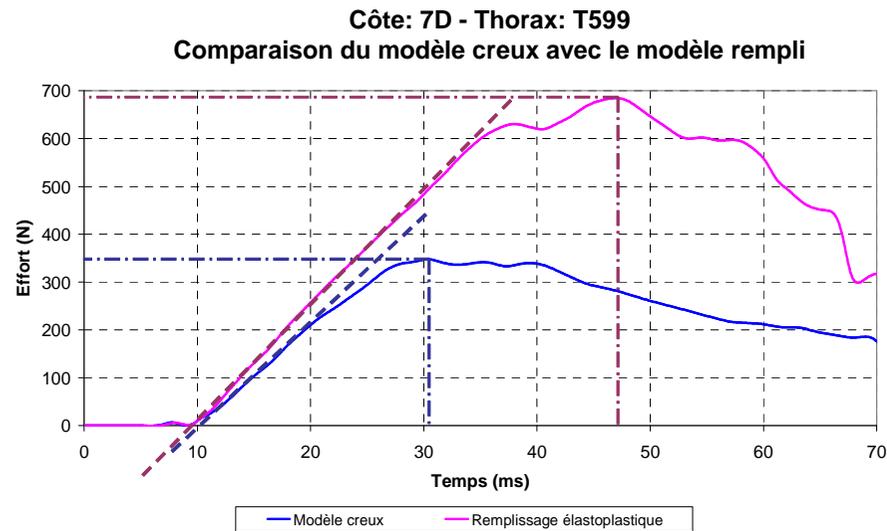
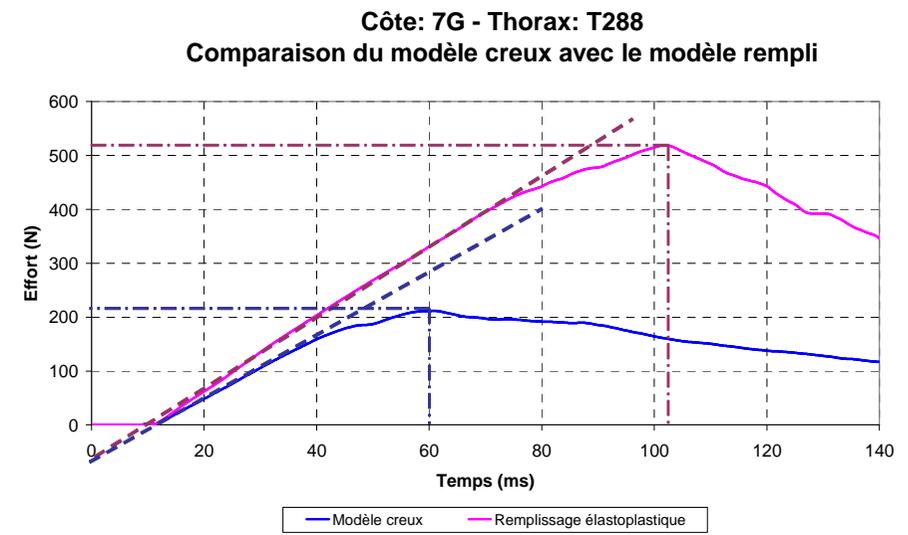
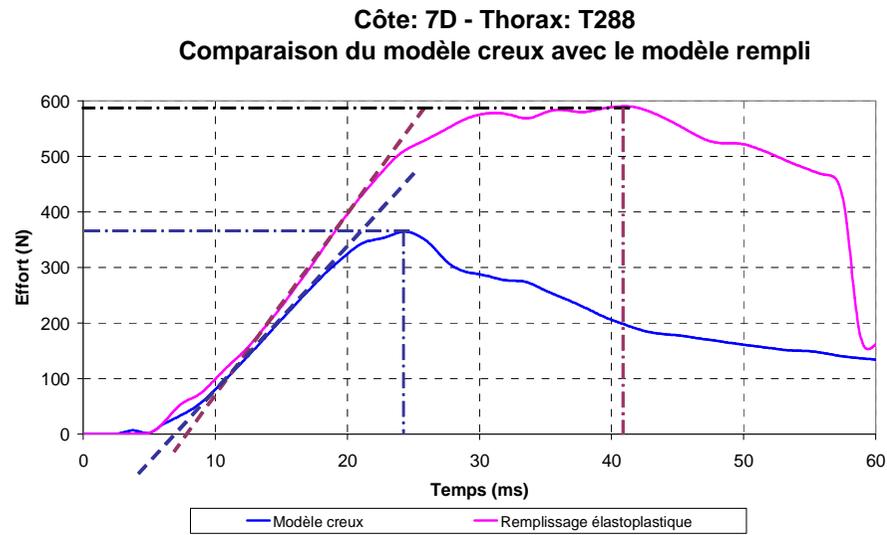


Figure 20. Superposition des courbes d'effort du modèle creux et du modèle rempli.

3 Comparaison : poutre à inertie constante/poutre à inertie variable

3.1 Modèle analytique de la poutre à inertie constante

On considère une poutre droite en flexion trois points (Figure 21) dont l'inertie est constante le long de l'axe neutre (ie $I_Y(z) = I_Y = I$). Pour les calculs de résistance des matériaux, on suppose que les hypothèses de Navier et Bernoulli s'appliquent aux sections droites, ie elles restent droites, indéformables et perpendiculaires à la ligne moyenne.

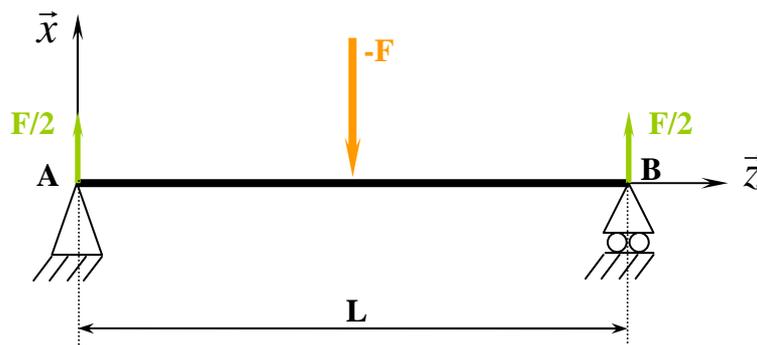


Figure 21. Poutre droite en flexion trois points.

3.1.1 Le torseur de cohésion

Le torseur de cohésion en G pour $z \leq \frac{L}{2}$ est de la forme : $\begin{Bmatrix} \frac{F}{2} & 0 \\ 0 & -\frac{F}{2} \cdot z \\ 0 & 0 \end{Bmatrix}$ avec $M_f(z) = -\frac{F}{2} \cdot z$, le

moment de flexion selon \bar{y} .

Le torseur de cohésion en G pour $z \geq \frac{L}{2}$ est de la forme : $\begin{Bmatrix} -\frac{F}{2} & 0 \\ 0 & -\frac{F}{2} \cdot (L-z) \\ 0 & 0 \end{Bmatrix}$

avec $M_f(z) = -\frac{F}{2} \cdot (L-z)$, le moment de flexion selon \bar{y} .

Le moment de flexion est max pour $z = \frac{L}{2}$: $M_f\left(\frac{L}{2}\right) = -\frac{FL}{4}$.

3.1.2 La déformée

On calcule la déformée : $E \cdot I_Y(z) \cdot \frac{d^2v}{dz^2} = M_f(z)$.

$$EI \cdot \ddot{v} = -\frac{F}{2} \cdot z$$

$$\rightarrow \text{Pour } z \leq \frac{L}{2} : EI \cdot \dot{v} = -\frac{F}{4} \cdot z^2 + K_1$$

$$EI \cdot v = -\frac{F}{12} \cdot z^3 + K_1 \cdot z + K_2$$

$$EI \cdot \ddot{v} = -\frac{F}{2} \cdot (L - z)$$

$$\rightarrow \text{Pour } z \geq \frac{L}{2} : EI \cdot \dot{v} = -\frac{F}{2} \cdot \left(L \cdot z - \frac{z^2}{2} \right) + K_3$$

$$EI \cdot v = -\frac{F}{2} \cdot \left(\frac{L}{2} \cdot z^2 - \frac{z^3}{6} \right) + K_3 \cdot z + K_4$$

Les 4 conditions aux limites de zones sont :

- en A : $v(0) = 0$, donc : $K_2 = 0$;
- en B : $v(L) = 0$, donc : $K_3 \cdot L + K_4 = \frac{FL^3}{6}$;
- en M : la continuité de $\dot{v}_{gauche} = \dot{v}_{droite}$;
- en M : la continuité de $v_{gauche} = v_{droite}$.

$$K_1 = \frac{FL^2}{16}; K_2 = 0$$

On obtient alors :

$$K_3 = \frac{3}{16} \cdot FL^2; K_4 = -\frac{FL^3}{48}$$

Les équations de la déformée sont :

$$\rightarrow \text{pour } z \leq \frac{L}{2} : EI \cdot v = -\frac{F}{4} \cdot \left[\frac{z^3}{3} - \frac{L^2}{4} \cdot z \right] ;$$

$$\rightarrow \text{pour } z \geq \frac{L}{2} : EI \cdot v = -\frac{F}{12} \cdot z^2 \cdot (3L - z) + \frac{FL^2}{48} \cdot (9z - L).$$

La flèche max est pour $z = \frac{L}{2} : f = \frac{FL^3}{48 \cdot EI}$.

3.1.3 Contraintes et déformations

La Figure 22 représente la répartition des contraintes normales dans la section droite. La

relation entre la contrainte normale et le moment de flexion est : $\sigma_z = \frac{M_f(z)}{I} \cdot x = E \cdot \ddot{v} \cdot x$. La

contrainte max est obtenue pour le moment de flexion max sur la fibre la plus éloignée de la

fibre neutre : $\sigma_{\max} = \frac{FLe}{4 \cdot I}$ (e est la demi-épaisseur de la section).

La relation entre la déformation et le moment de flexion est : $\varepsilon = \frac{M_f(z)}{EI} \cdot x = \ddot{v} \cdot x$. La

déformation max est : $\varepsilon_{\max} = \frac{FLe}{4 \cdot EI}$.

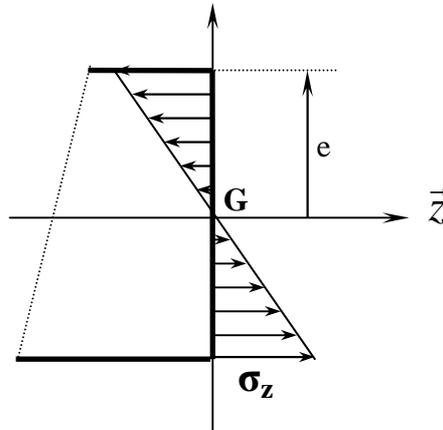


Figure 22. Répartition des contraintes normales.

3.2 Modèle de la poutre à inertie variable

Le torseur de cohésion pour une poutre droite à inertie variable est le même que celui d'une poutre droite à inertie constante (§3.1.1) et la formulation de la déformée est identique (§3.1.2) à part que l'inertie n'est pas constante le long de la poutre, mais varie selon z ($I_y(z) = I(z)$). C'est donc par intégration numérique que la déformée est calculée (Figure 23).

D'après le traitement des coupes scanner, on connaît l'inertie selon la position z pour chacune des côtes testées. On peut donc calculer pour $z \leq 50$ mm : $\frac{E}{F} \cdot \ddot{v} = \frac{z}{2 \cdot I}$, et pour $z \geq 50$ mm :

$\frac{E}{F} \cdot \ddot{v} = \frac{L-z}{2 \cdot I}$ (3^{ième} colonne). On intègre ensuite numériquement $\frac{E}{F} \cdot \ddot{v}$ en fonction de z , avec

la méthode des trapèzes. On obtient « $\frac{E}{F} \cdot \dot{v}$ (calcul intermédiaire) » (4^{ième} colonne de la

Figure 23). On intègre ensuite « $\frac{E}{F} \cdot v$ (vrai) » (5^{ième} colonne) qui est la colonne précédente à

laquelle on retire une constante (Cste) pour obtenir « $\frac{E}{F} \cdot v$ » (6^{ième} colonne). On sait que la

déformée doit être nulle en $z = 0$ et en $z = 100$ mm (conditions aux limites). A l'aide du solveur Excel, on optimise donc la constante à retirer pour avoir une déformée nulle en $z = 100$ mm.

		Cste		4,65	
z	I	E/F.v''	E/F.v' (calcul intermediaire)	E/F.v' (vrai)	E/F.v
0	238	0	0	-4,645194403	0
2	226	0,004415756	0,004415756	-4,640778647	-9,28597305
4	230	0,00869763	0,017529142	-4,627665261	-18,55441696
6	226	0,013301185	0,039527957	-4,605666446	-27,78774866
8	221	0,018071629	0,070900771	-4,574293632	-36,96770874
10	213	0,023481242	0,112453642	-4,532740761	-46,07474314
			...		
44	126	0,175277221	3,104287952	-1,540906451	-163,8221254
46	121	0,189645726	3,469210899	-1,175983504	-166,5390153
48	117	0,205984362	3,864840988	-0,780353415	-168,4953522
50	115	0,216922951	4,287748301	-0,357446102	-169,6331518
52	116	0,206775987	4,711447239	0,066252835	-169,924345
54	118	0,194734567	5,112957793	0,467763389	-169,3903288
			...		
92	94	0,042612701	9,851511754	5,206317351	-42,65430584
94	82	0,036488943	9,930613398	5,285418995	-32,16256949
96	76	0,026422466	9,993524808	5,348330405	-21,52882009
98	71	0,014057769	10,03400504	5,38881064	-10,79167905
100	70	0	10,04806281	5,402868409	0,00

Figure 23. Méthode de calcul de la déformée par intégration numérique. Exemple pris pour la côte 6G du thorax T041.

Les formulations des contraintes et des déformations sont les mêmes que précédemment (§3.1.3).

3.3 Comparaisons

On prend comme exemple la côte 6G du thorax T041 qui a une inertie variant de 238 à 70 mm⁴ ($I = 115 \text{ mm}^4$ pour $z = 50 \text{ mm}$). On la compare à une poutre d'inertie constante, égale à 115 mm⁴.

La Figure 24 nous montre que la poutre à inertie constante a une déformée plus grande que celle à inertie variable. Dans notre exemple, la flèche max (f_{\max}) de la poutre à inertie constante est 7% plus grande que celle atteinte par la poutre à inertie variable. De plus, f_{\max} est atteinte pour la section milieu pour la poutre à inertie constante, alors qu'elle est atteinte en décalé pour l'autre poutre.

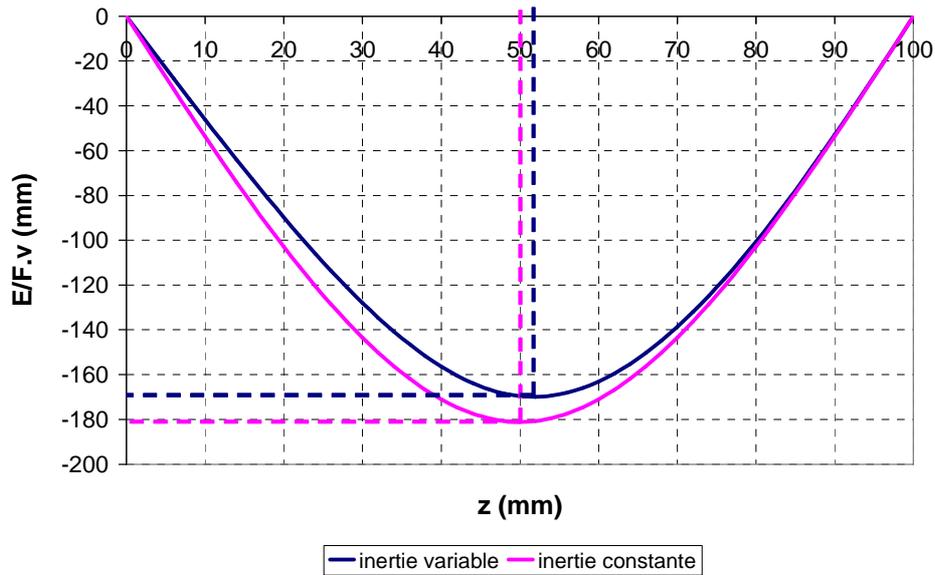


Figure 24. Superposition de $\frac{E}{F} \cdot v$ pour une poutre à inertie variable et une autre à inertie constante.

La Figure 25 nous montre que la contrainte normale de la poutre à inertie constante est plus grande que celle de la poutre à inertie variable pour $0 \leq z \leq 50$ mm : demi-poutre où l'inertie est la plus grande ($115 \leq I \leq 238 \text{ mm}^4$). La contrainte normale pour la poutre à inertie variable n'est pas symétrique : les contraintes obtenues pour la demi-poutre où l'inertie est plus faible, sont plus grandes. Ceci explique pourquoi les déformations enregistrées par les jauges collées sur la corticale externe de part et d'autre de l'impacteur, sont plus grandes en antérieur qu'en postérieur (Tableau 20).

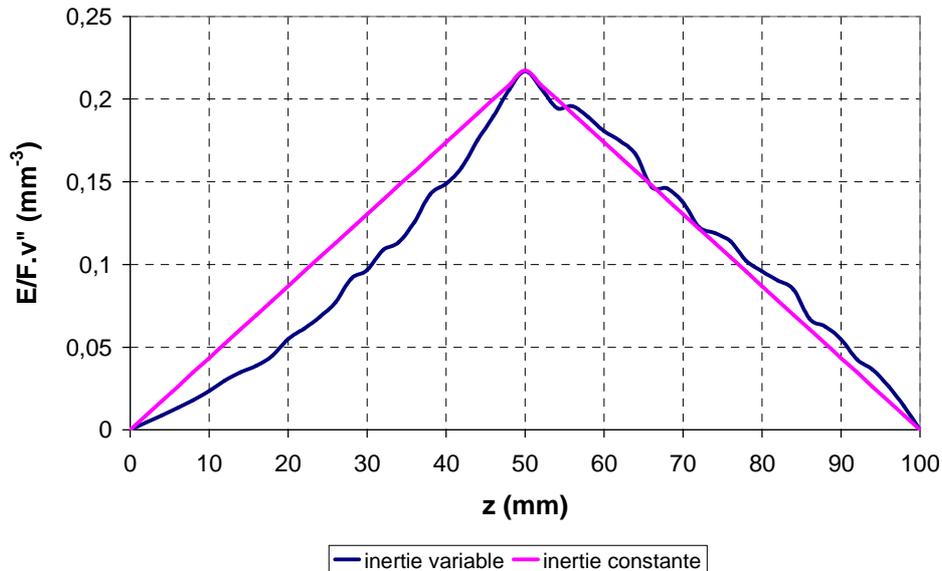


Figure 25. Superposition de $\frac{E}{F} \cdot v''$ pour une poutre à inertie variable et une autre à inertie constante.

Tableau 20. Moyenne des vitesses de déformation obtenues pour les côtes testées (n=3 pour chaque vitesse).

	En antérieur : $\dot{\varepsilon}$	En postérieur : $\dot{\varepsilon}$
v=0.10 m/s	0.19 s ⁻¹	0.12 s ⁻¹
v=0.25 m/s	0.31 s ⁻¹	0.22 s ⁻¹

3.4 Calcul du module d'élasticité pour une poutre à inertie variable

3.4.1 Méthode

On utilise la méthode des moindres carrés pour calculer le module d'élasticité en faisant varier l'inertie le long de la côte (Figure 26). Dans le paragraphe §3.2, on a estimé $\frac{E}{F} \cdot v$ pour la section milieu et on connaît l'effort F appliqué durant l'essai ainsi que le déplacement. Pour l'effort et le déplacement, on ne garde seulement les données correspondant à la partie linéaire à partir de laquelle on a calculé la raideur, ie « F essai » et « v essai » (colonne 1 et 3 de la Figure 26). On retire l'offset de la voie de mesure du déplacement pour obtenir « v exp » (colonne 4). Le déplacement théorique « v num » est obtenu en multipliant $\frac{E}{F} \cdot v \cdot \left(\frac{L}{2}\right)$ par « F essai » et en divisant par un module d'élasticité E quelconque qui sera ensuite optimisé. On calcule ensuite le carré des écarts « (v exp - v num)² » (colonne 5) et le critère quadratique S (qui est la somme des carrés des écarts). Grâce au solveur Excel, on détermine le module E minimisant le critère S ($S \approx 0$).

F essai	v num	v essai	v exp = offset-v essai	(v exp - v num) ²
60	-0,9580	45,2488	-0,9766	0,0003
61	-0,9719	45,2588	-0,9865	0,0002
62	-0,9857	45,2687	-0,9965	0,0001
63	-0,9995	45,2787	-1,0064	0,0000
63	-1,0133	45,2886	-1,0164	0,0000
64	-1,0269	45,2985	-1,0263	0,0000
65	-1,0405	45,3084	-1,0362	0,0000
			...	
136	-2,1718	46,4376	-2,1653	0,0000
137	-2,1805	46,4475	-2,1753	0,0000
137	-2,1892	46,4575	-2,1853	0,0000
138	-2,1979	46,4675	-2,1953	0,0000
138	-2,2067	46,4775	-2,2053	0,0000
139	-2,2156	46,4875	-2,2153	0,0000
139	-2,2244	46,4975	-2,2253	0,0000
140	-2,2334	46,5075	-2,2353	0,0000
			S	0,0619

Figure 26. Méthode pour évaluer le module d'élasticité d'une poutre à inertie variable.

3.4.2 Résultats

Le Tableau 21 récapitule les modules calculés pour chaque côte. On constate que les modules obtenus avec la méthode du §3.4.1, sont en moyenne soit 7% plus grands ou 15% plus petits que ceux calculés plus classiquement.

Tableau 21. Comparaison des modules d'élasticité calculés pour une inertie constante et une inertie variable.

N°de côte	E ^[1] MPa	E ^[2] MPa	S	% de différence
T41C06G	11319	10624	0,06	-6,1
T599C06G	6805	7304	0,09	7,3
T41C07D	5857	5877	0,36	0,3
T288C07G	11977	10627	0,07	-11,3
T356C07D	21532	22963	0,01	6,6
T374C07G	10395	10266	0,01	-1,2
T592C07D	12326	11603	0,11	-5,9
T599C07G	11137	8872	0,02	-20,3
T288C08G	16808	15430	0,02	-8,2
T356C08G	13543	13833	0,04	2,1
T41C09D	42907	39325	0,00	-8,3
T288C09G	14751	13879	0,07	-5,9
T356C09D	12038	12033	0,05	0,0
T374C09G	10577	7956	0,05	-24,8
T592C09D	11233	11523	0,12	2,6
T288C06D	5629	7395	0,09	31,4
T356C06G	5774	6187	0,49	7,2
T374C06D	5660	6241	0,05	10,3
T41C07G	13726	12516	0,06	-8,8
T288C07D	12182	10744	0,07	-11,8
T356C07G	21647	22963	0,01	6,1
T374C07D	11748	10061	0,06	-14,4
T599C07D	10782	11079	0,24	2,8
T41C08G	11904	8009	0,14	-32,7
T599C08G	26407	17666	0,47	-33,1
T41C09G	17867	12907	0,12	-27,8
T288C09D	10705	8636	0,01	-19,3
T356C09G	13328	13229	0,44	-0,7
T374C09D	7606	8572	0,04	12,7
T599C09D	10805	7329	0,33	-32,2

[1] Module d'élasticité calculé par régression linéaire sur la courbe effort-déplacement de l'essai, en considérant l'inertie constante.

[2] Module d'élasticité déterminé par la méthode des moindres carrés en considérant la variation d'inertie.

4 Plasticité

En comparant les modules d'élasticité obtenus en compression axiale et en flexion trois points, on constate qu'en moyenne : $E_{flexion} > E_{compression}$, avec un $E_{flexion} \approx 12000$ MPa et $E_{compression} \approx 8000$ MPa. Ceci peut s'expliquer par le fait que le comportement de l'os en traction et compression est différent (Burnstein *et al.*, 1972).

4.1 Partie théorique : modèles analytiques

4.1.1 Section rectangulaire pleine

On modélise la côte par une poutre de section rectangulaire pleine (Figure 27). La loi de comportement associée est élastoplastique avec un comportement non symétrique en traction-compression. Le comportement en traction est discriminant : la rupture s'opère dans la zone en traction.

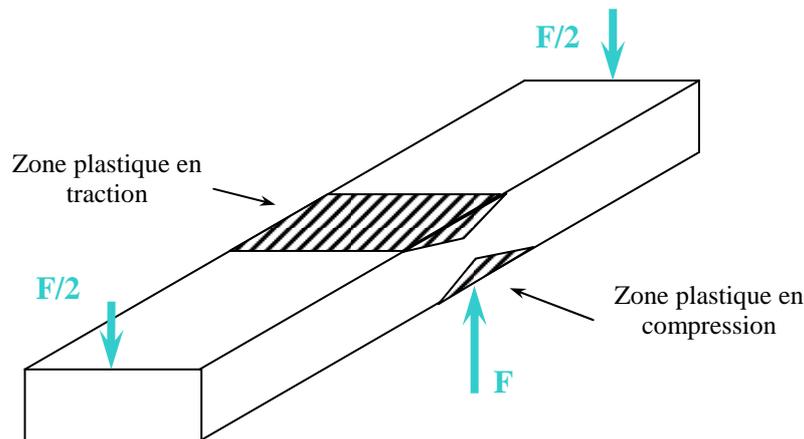
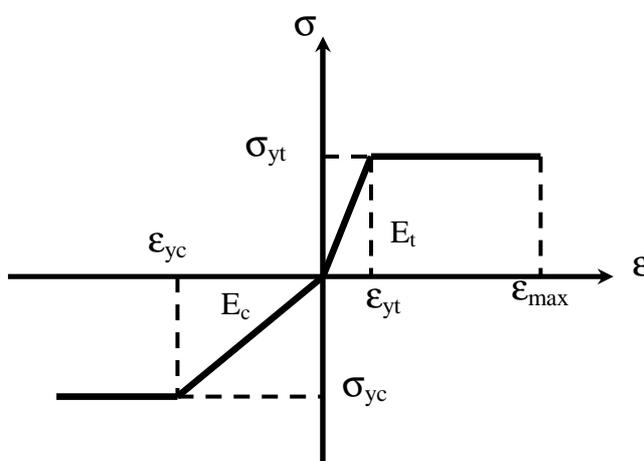


Figure 27. Poutre de section rectangulaire en flexion trois points.

Loi de comportement :

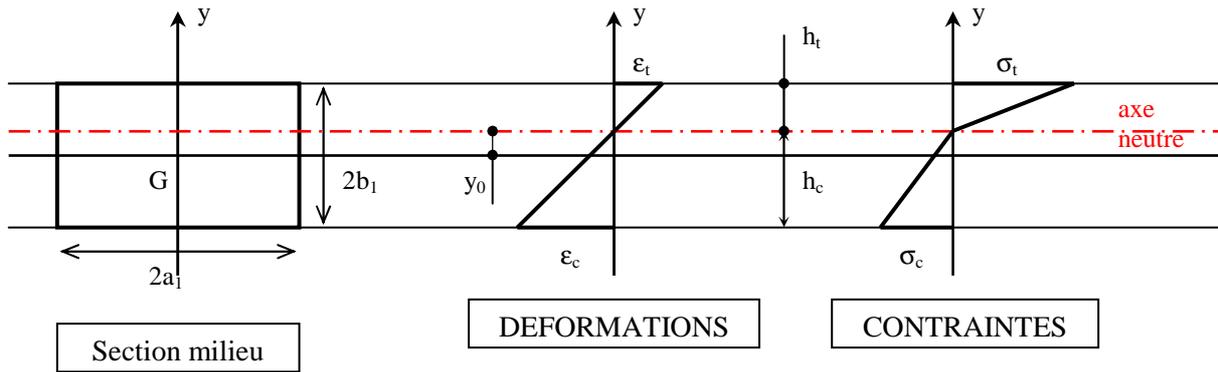


$$E_t = R \cdot E_c \text{ avec } R \geq 1$$

$$\frac{\sigma_{yc}}{\sigma_{yt}} = -\eta \Rightarrow \frac{\varepsilon_{yc}}{\varepsilon_{yt}} = -\eta \cdot R$$

$$\frac{\varepsilon_{yt}}{\varepsilon_{max}} = \gamma$$

▪ **Domaine élastique :**



Expression des déformations :

$$\varepsilon(y) = \frac{\varepsilon_t}{h_t} \cdot y$$

$$\frac{\varepsilon_t}{\varepsilon_c} = -\frac{h_t}{h_c}$$

ou $\varepsilon(y) = -\frac{\varepsilon_c}{h_c} \cdot y$

Expression des contraintes :

en traction : $\sigma_t(y) = E_t \cdot \varepsilon(y)$

en compression : $\sigma_c(y) = E_c \cdot \varepsilon(y)$

Equation d'équilibre :

Les efforts normaux dans la section s'annulent : $N=0$ ($F_t + F_c = 0$).

$$\int \sigma(y) \cdot B(y) \cdot dy = 0 \quad \text{avec } B(y) = 2 \cdot a_1$$

$$2a_1 \cdot E_t \cdot \frac{\varepsilon_t}{h_t} \int_0^{h_t} y \cdot dy + 2a_1 \cdot E_c \cdot \frac{\varepsilon_t}{h_t} \int_{-h_c}^0 y \cdot dy = 0$$

donc : $E_t \cdot h_t^2 = E_c \cdot h_c^2$

$$\sqrt{\frac{E_c}{E_t}} = \frac{h_t}{h_c}$$

La position y_0 de l'axe neutre pendant la phase élastique est : $\sqrt{\frac{E_c}{E_t}} = \frac{b_1 - y_0}{b_1 + y_0}$

Soit : $y_0 = b_1 \cdot \frac{\sqrt{E_t} - \sqrt{E_c}}{\sqrt{E_t} + \sqrt{E_c}} = b_1 \cdot \frac{\sqrt{R} - 1}{\sqrt{R} + 1}$

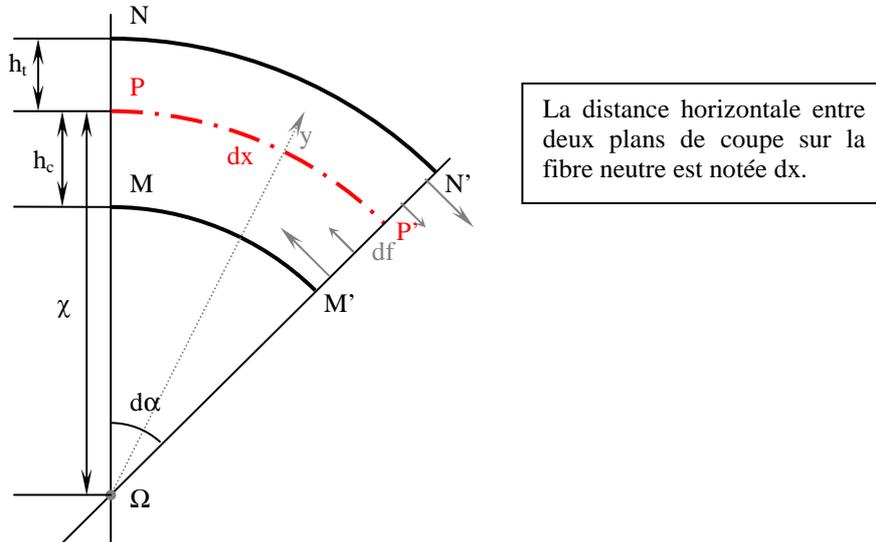
Expression du moment :

$$M = \int y \cdot \sigma(y) \cdot B(y) \cdot dy$$

$$M = 2a_1 \cdot E_t \cdot \frac{\varepsilon_t}{h_t} \cdot \int_0^{h_t} y^2 \cdot dy - 2a_1 \cdot E_c \cdot \frac{\varepsilon_c}{h_c} \cdot \int_{-h_c}^0 y^2 \cdot dy$$

$$M = \frac{2}{3} a_1 [\sigma_t \cdot h_t^2 - \sigma_c \cdot h_c^2]$$

Expression du rayon de courbure H :



La fibre PP' est la fibre neutre, elle ne subit pas d'allongement.

Les autres fibres, situées à R+y, subissent un allongement relatif de : $\frac{y}{\chi} = y \cdot \frac{d\alpha}{dx}$.

Elles sont étirées si y est positif ou comprimées si y est négatif, par des forces : $df = E \cdot dS \cdot \frac{y}{\chi}$.

On a donc :

pour les fibres en traction : $F_t = \frac{E_t}{\chi} \cdot \int_0^{h_t} 2a_1 \cdot y \cdot dy$ et $F_t = a_1 \cdot h_t \cdot \sigma_t$

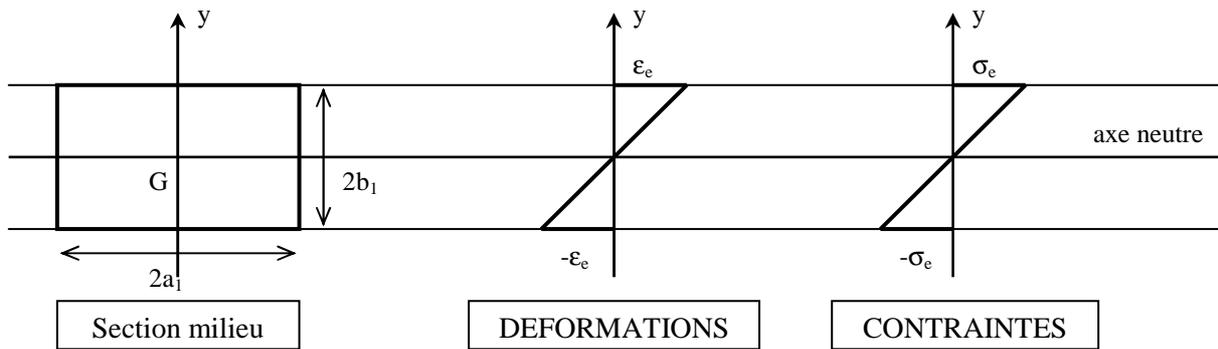
d'où : $\frac{1}{\chi} = \frac{\sigma_t}{E_t \cdot h_t}$;

pour les fibres en compression : $F_c = \frac{E_c}{\chi} \cdot \int_{-h_c}^0 2a_1 \cdot y \cdot dy$ et $F_c = a_1 \cdot h_c \cdot \sigma_c$

d'où : $\frac{1}{\chi} = \frac{-\sigma_c}{E_c \cdot h_c}$.

Modèle équivalent :

Les modules en traction et en compression du précédent modèle seront transformés en un module équivalent.



$$\text{Déformations : } \varepsilon(y) = \frac{\varepsilon_e}{b_1} \cdot y$$

$$\text{Contraintes : } \sigma_e(y) = E_e \cdot \varepsilon(y) \text{ avec } E_e : \text{ module d'élasticité équivalent}$$

$$\text{Moment : } M = \frac{4}{3} a_1 \cdot b_1^2 \cdot \sigma_e$$

$$\text{Courbure : } \frac{1}{\chi} = \frac{\sigma_e}{E_e \cdot b_1}$$

Expression de E_e :

$$\text{Égalité des moments : } \frac{4}{3} a_1 \cdot b_1^2 \cdot \sigma_e = \frac{2}{3} a_1 [\sigma_t \cdot h_t^2 - \sigma_c \cdot h_c^2]$$

$$\text{Égalité des courbures : } \frac{1}{\chi} = \frac{\sigma_e}{E_e \cdot b_1} = \frac{\sigma_t}{E_t \cdot h_t} = \frac{-\sigma_c}{E_c \cdot h_c}$$

$$\text{On en déduit : } E_e = \frac{4E_t E_c}{(\sqrt{E_t} + \sqrt{E_c})^2}$$

A partir des essais de flexion, on a un E_e et à partir des essais de compression, on a un E_c . On peut en déduire le module E_t .

$$\text{AN : } E_e = 12000 \text{ MPa et } E_c = 8000 \text{ MPa} \Rightarrow E_t = 19966 \text{ MPa}$$

$$\text{Or : } E_t = R \cdot E_c, \text{ donc : } R \approx 2.5$$

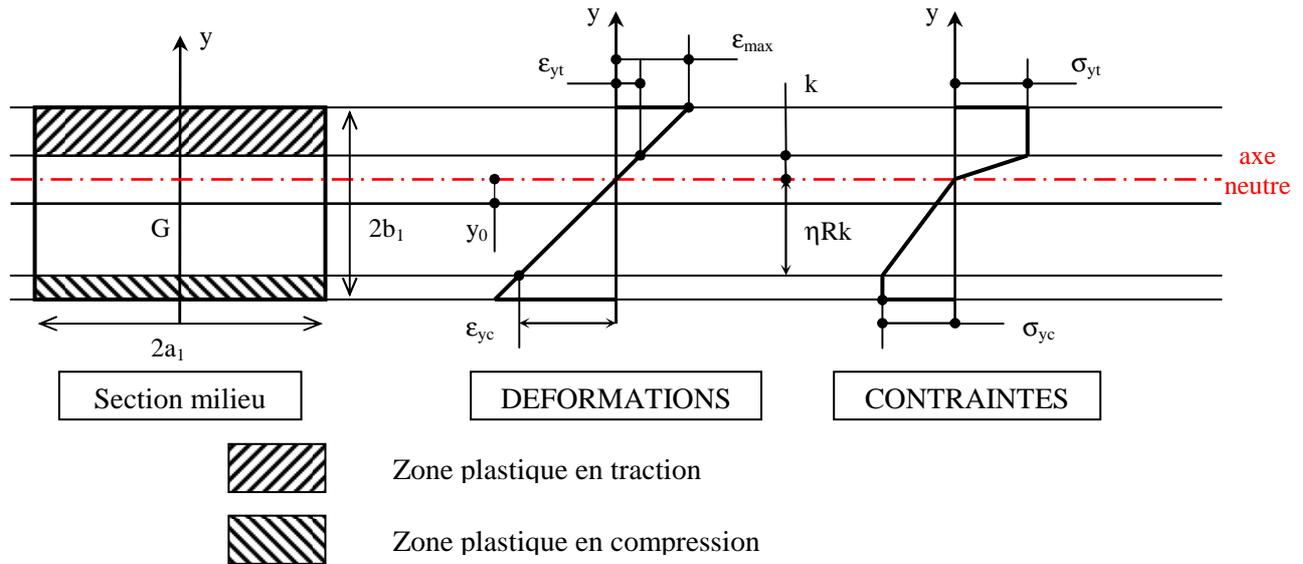
Moment élastique :

On définit le **moment élastique** tel que la contrainte max en traction atteint la limite élastique en traction :

$$M_e = \frac{2}{3} \cdot a_1 \cdot [\sigma_{yt} \cdot (b_1 - y_{0\text{élast}})^2 - \sigma_c \cdot (b_1 + y_{0\text{élast}})^2] \text{ avec } \frac{\sigma_c}{\sigma_{yt}} = \frac{-1}{R} \cdot \frac{(b_1 + y_{0\text{élast}})}{b_1 - y_{0\text{élast}}}$$

$$\text{donc : } \frac{M_e}{2a_1 b_1^2 \cdot \sigma_{yt}} = \frac{R \cdot \left(1 - \frac{y_{0\text{élast}}}{b_1}\right)^3 + \left(1 + \frac{y_{0\text{élast}}}{b_1}\right)^3}{3R \cdot \left(1 - \frac{y_{0\text{élast}}}{b_1}\right)}$$

▪ **Domaine élastoplastique avec rupture en traction :**



Expression des déformations :

$$\varepsilon(y) = \frac{\varepsilon_{yt}}{k} \cdot y$$

Expression des contraintes selon les zones :

zone plastique en traction : $\sigma_t(y) = \sigma_{yt}$

zone élastique en traction : $\sigma_t(y) = E_t \cdot \varepsilon(y) = \frac{\sigma_{yt}}{k} \cdot y$

zone élastique en compression : $\sigma_c(y) = E_c \cdot \varepsilon(y) = \frac{\sigma_{yt}}{Rk} \cdot y$

zone plastique en compression : $\sigma_c(y) = \sigma_{yc} = -\eta \cdot \sigma_{yt}$

Equation d'équilibre :

$$N=0$$

$$\sigma_{yt} \cdot (b_1 - (k + y_0)) + \frac{\sigma_{yt}}{k} \cdot \left[\frac{y^2}{2} \right]_0^k + \frac{\sigma_{yt}}{Rk} \cdot \left[\frac{y^2}{2} \right]_{-\eta Rk}^0 - \eta \cdot \sigma_{yt} \cdot (b_1 + y_0 - \eta Rk) = 0$$

$$\text{donc : } b_1 - y_0 - \frac{k}{2} = -\eta \cdot \left[\eta R \frac{k}{2} - b_1 - y_0 \right]$$

$$\text{On a : } \frac{k}{b_1 - y_0} = \gamma$$

$$\text{d'où : } \frac{y_0}{b_1} = \frac{1 + \frac{\gamma}{2} \cdot (\eta^2 R - 1) - \eta}{1 + \frac{\gamma}{2} \cdot (\eta^2 R - 1) + \eta}$$

Il s'agit de la position de l'axe neutre au moment de la rupture.

Expression du moment à la rupture :

$$M = \int y \cdot \sigma(y) \cdot B(y) dy$$

$$M = 2a_1 \cdot \sigma_{yt} \cdot \left\{ \left[\frac{y^2}{2} \right]_k^{b_1 - y_0} + \frac{1}{k} \cdot \left[\frac{y^3}{3} \right]_0^k + \frac{1}{Rk} \cdot \left[\frac{y^3}{3} \right]_{-\eta Rk}^0 - \eta \cdot \left[\frac{y^2}{2} \right]_{-(b_1 + y_0)}^{-\eta Rk} \right\}$$

donc :

$$\frac{M}{2a_1 \cdot \sigma_{yt}} = \frac{1}{2} (b_1 + y_0)^2 \cdot \left\{ 1 - \frac{\gamma^2}{3} \cdot (1 + \eta^3 R^2) + \eta \right\} + 2 \cdot (b_1^2 - b_1 \cdot (b_1 + y_0)) \cdot \left\{ 1 - \frac{\gamma^2}{3} \cdot (1 + \eta^3 R^2) \right\}$$

$$\frac{M}{2a_1 \cdot b_1^2 \cdot \sigma_{yt}} = \frac{1}{2} \left(1 + \frac{y_0}{b_1} \right)^2 \cdot \left\{ 1 - \frac{\gamma^2}{3} \cdot (1 + \eta^3 R^2) + \eta \right\} + 2 \cdot \left(1 - \left(1 + \frac{y_0}{b_1} \right) \right) \cdot \left\{ 1 - \frac{\gamma^2}{3} \cdot (1 + \eta^3 R^2) \right\}$$

Remarque :

Pour chaque jeu de valeurs (R, η, γ), on connaît les positions extrêmes de l'axe neutre (domaine élastique et rupture).

▪ **Evolution de la plasticité durant l'essai :**

On connaît les positions extrêmes de l'axe neutre, ie : y_0 élastique et y_0 rupture.

On considère que le profil plastifie d'abord en traction et enfin en compression. On cherche à savoir à partir de quel moment, on commence à plastifier en compression. Pour cela, on étudie l'évolution de la déformation en compression de la fibre la plus comprimée.

On calcule ε_c : $\varepsilon_c = -\varepsilon_{yt} \cdot \frac{b_1 + y_0}{k}$ avec y_0 variant entre y_0 élastique et y_0 rupture.

à la **limite élastique** (ie la fibre la plus allongée plastifie) :

$$\varepsilon_c = -\varepsilon_{yt} \cdot \frac{b_1 + y_{0\text{élastique}}}{b_1 - y_{0\text{élastique}}} = -\varepsilon_{yt} \cdot \sqrt{R}$$

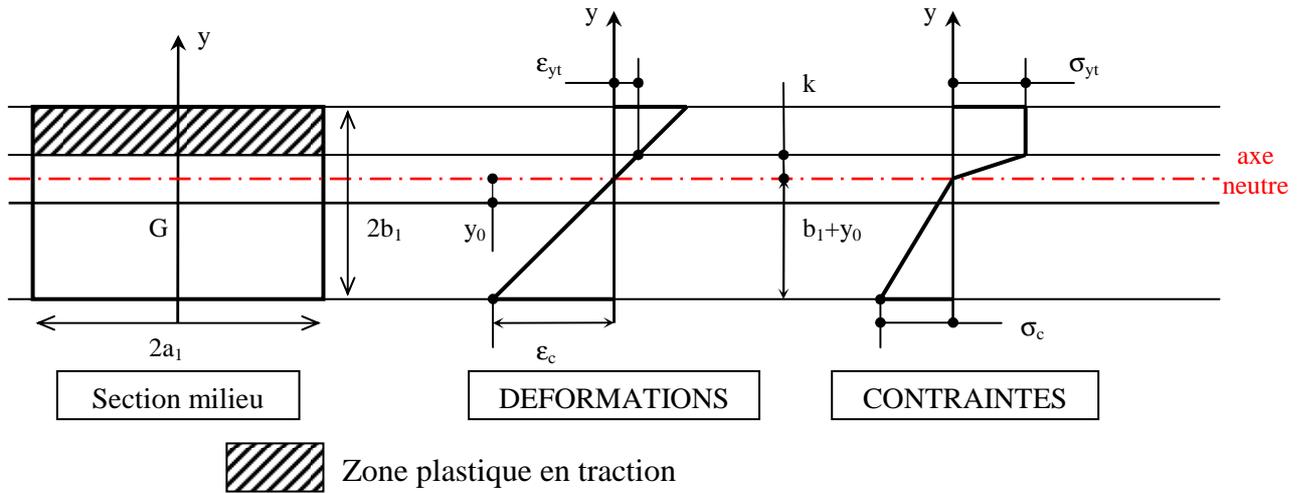
à la **rupture** (ie la fibre la plus allongée atteint ε_{\max}) : $\varepsilon_c = -\varepsilon_{yt} \cdot \frac{b_1 + y_{0\text{rupture}}}{\gamma \cdot (b_1 - y_{0\text{rupture}})}$

au **début de la plastification** en compression (ie la fibre la plus comprimée plastifie) :

$$\varepsilon_c = -\varepsilon_{yt} \cdot \eta R$$

à **y_0 quelconque** : $\varepsilon_c = -\varepsilon_{yt} \cdot \frac{b_1 + y_0}{k}$.

- **Domaine élastoplastique avant plastification en compression (avant ruine) :**



Equation d'équilibre :

$$N=0$$

$$\sigma_{yt} \cdot (b_1 - (k + y_0)) + \frac{\sigma_{yt}}{k} \cdot \left[\frac{y^2}{2} \right]_0^k + \frac{\sigma_{yt}}{Rk} \cdot \left[\frac{y^2}{2} \right]_{-(b_1+y_0)}^0 = 0$$

$$\text{donc : } b_1 - y_0 - \frac{k}{2} - \frac{(b_1 + y_0)^2}{2Rk} = 0$$

$$\text{et si } \varepsilon_c = \varepsilon_{yc}, \text{ alors } (b_1 + y_{0\text{plast}}) = \eta R k_{\text{plast}} \text{ et } (b_1 - y_{0\text{plast}}) = \frac{k_{\text{plast}}}{2} \cdot (1 + \eta^2 R)$$

$$\Rightarrow y_{0\text{plast}} = -b_1 \cdot \frac{1 + \eta R \cdot (\eta - 2)}{1 + \eta R \cdot (\eta + 2)}$$

On a, pour y_0 donné variant entre y_0 élastique et y_0 plast, k solution de l'équation :

$$\frac{k^2}{2} - k \cdot (b_1 - y_0) + \frac{(b_1 + y_0)^2}{2R} = 0.$$

Expression du moment :

$$M = \int y \cdot \sigma(y) \cdot B(y) dy$$

$$M = 2a_1 \cdot \sigma_{yt} \cdot \left\{ \left[\frac{y^2}{2} \right]_k^{b_1-y_0} + \frac{1}{k} \cdot \left[\frac{y^3}{3} \right]_0^k + \frac{1}{Rk} \cdot \left[\frac{y^3}{3} \right]_{-(b_1+y_0)}^0 \right\}$$

$$\text{donc : } \frac{M}{2a_1 b_1^2 \sigma_{yt}} = \frac{1}{2} \cdot \left(1 - \frac{y_0}{b_1} \right)^2 - \frac{1}{6} \cdot \left(\frac{k}{b_1} \right)^2 + \frac{1}{3R} \cdot \left(\frac{b_1}{k} \right) \cdot \left(1 + \frac{y_0}{b_1} \right)^3.$$

La condition sur γ pour que la rupture est lieu lorsque $\varepsilon_c = -\varepsilon_{yc}$ et $\varepsilon_t = \varepsilon_{max}$, est :

$$\frac{\gamma_{lim}}{2} \cdot (1 + \eta^2 R) = 1.$$

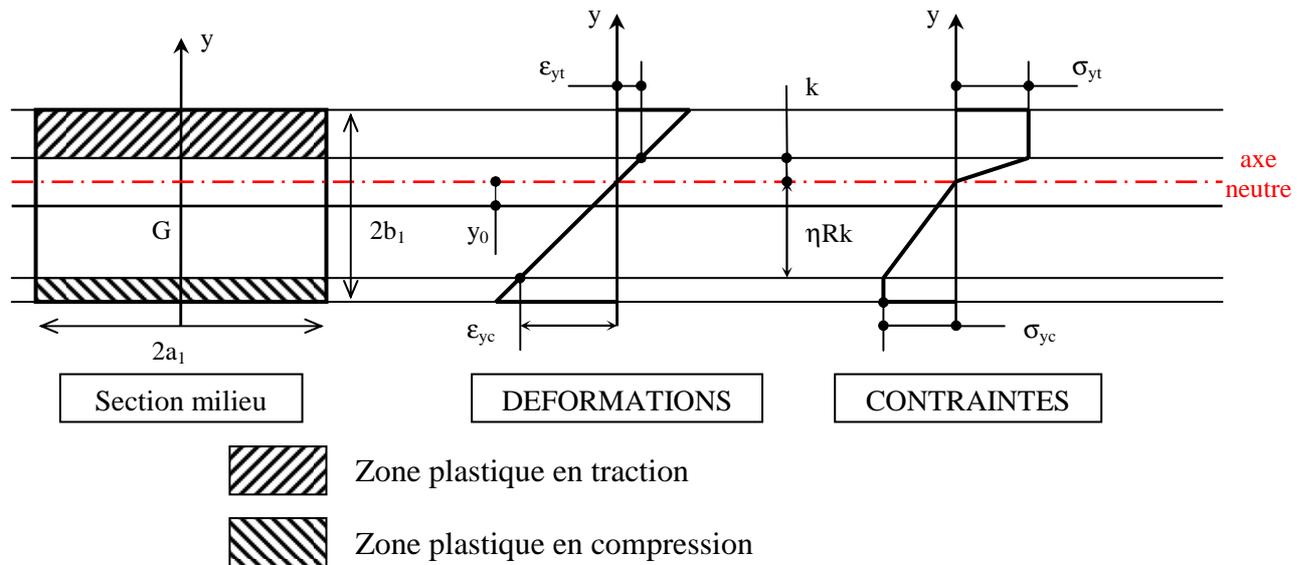
Si $\gamma_{lim} \leq \gamma \leq 1$, la rupture a lieu avant qu'il y ait plastification en compression,

$$\text{Avec : } \frac{M}{2a_1 b_1^2 \sigma_{yt}} = \left(1 - \frac{y_0}{b_1}\right)^2 \cdot \left(\frac{1}{2} - \frac{\gamma^2}{6}\right) + \frac{1}{3\gamma R} \cdot \left(\frac{1}{1 - \frac{y_0}{b_1}}\right) \cdot \left(1 + \frac{y_0}{b_1}\right)^3, \text{ le moment à la rupture,}$$

$$\text{et : } \frac{y_0}{b_1} = \frac{\sqrt{R\gamma \cdot (2 - \gamma)} - 1}{\sqrt{R\gamma \cdot (2 - \gamma)} + 1}, \text{ la position de l'axe neutre lors de la rupture.}$$

Si $\gamma < \gamma_{lim}$, la rupture a lieu avec plastification en compression (cf. § suivant).

- **Domaine élastoplastique avec plastification en compression (avant ruine) :**



Equation d'équilibre :

$$N=0$$

$$\sigma_{yt} \cdot (b_1 - (k + y_0)) + \frac{\sigma_{yt}}{k} \cdot \left[\frac{y^2}{2}\right]_0^k + \frac{\sigma_{yt}}{Rk} \cdot \left[\frac{y^2}{2}\right]_{-\eta Rk}^0 - \eta \cdot \sigma_{yt} \cdot (b_1 + y_0 - \eta Rk) = 0$$

$$\text{donc : } b_1 - y_0 - \frac{k}{2} = -\eta \cdot \left[\eta R \frac{k}{2} - b_1 - y_0\right]$$

$$\text{On a : } \frac{k}{b_1} = \frac{2}{\eta^2 R - 1} \cdot \left[(\eta - 1) + \frac{y_0}{b_1} \cdot (1 + \eta)\right].$$

y_0 varie entre les valeurs calculées précédemment (y_0 plast et y_0 rupture).

Expression du moment :

$$M = \int y \cdot \sigma(y) \cdot B(y) \cdot dy$$

$$M = 2a_1 \cdot \sigma_{yt} \cdot \left\{ \left[\frac{y^2}{2} \right]_k^{b_1 - y_0} + \frac{1}{k} \cdot \left[\frac{y^3}{3} \right]_0^k + \frac{1}{Rk} \cdot \left[\frac{y^3}{3} \right]_{-\eta Rk}^0 - \eta \cdot \left[\frac{y^2}{2} \right]_{-(b_1 + y_0)}^{-\eta Rk} \right\}$$

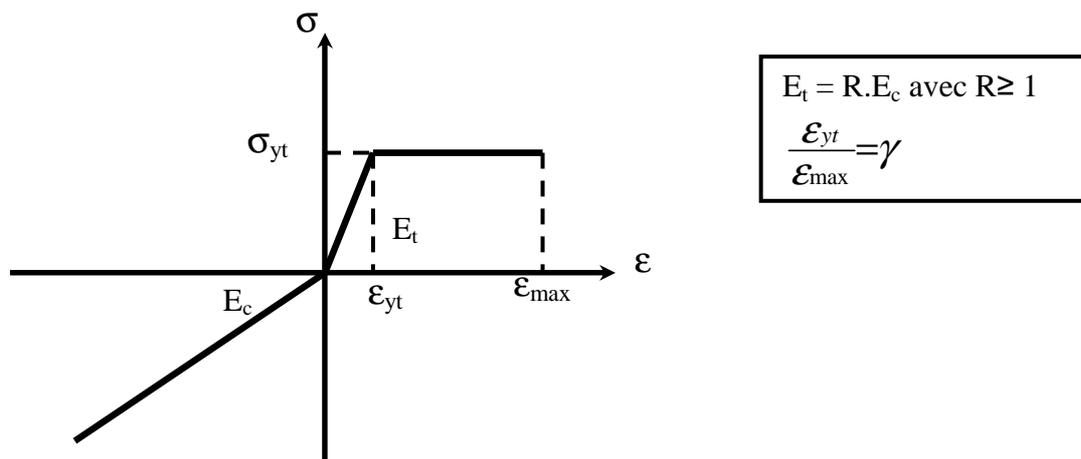
$$\text{donc : } \frac{M}{2a_1 \cdot \sigma_{yt}} = \frac{1}{2} \cdot \left\{ (b_1 - y_0)^2 + \eta \cdot (b_1 + y_0)^2 \right\} - \frac{k^2}{6} \cdot (1 + \eta^3 R^2)$$

$$\frac{M}{2a_1 \cdot b_1^2 \cdot \sigma_{yt}} = \frac{1}{2} \cdot \left\{ \left(1 - \frac{y_0}{b_1}\right)^2 + \eta \cdot \left(1 + \frac{y_0}{b_1}\right)^2 \right\} - \frac{1}{6} \cdot \left(\frac{k}{b_1}\right)^2 \cdot (1 + \eta^3 R^2).$$

4.1.2 Section rectangulaire creuse

On modélise la côte par une poutre de section rectangulaire creuse (Figure 28).

La loi de comportement associée est :



On considère qu'il n'y a pas plastification en compression.

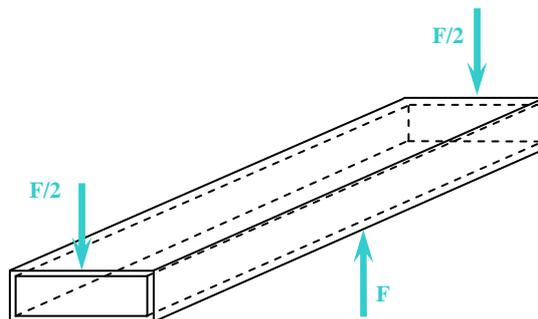
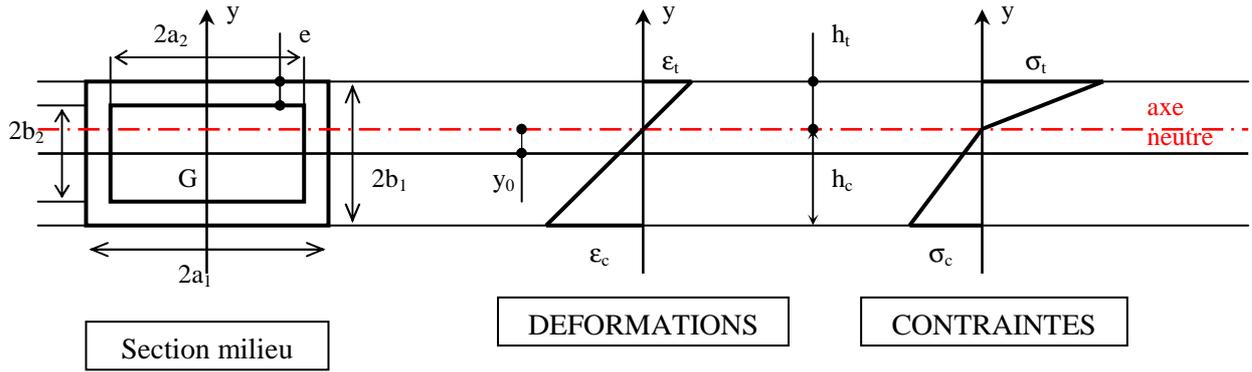


Figure 28. Poutre de section rectangulaire creuse en flexion trois points.

▪ **Domaine élastique :**



Expression des déformations :

$$\frac{\varepsilon_t}{\varepsilon_c} = \frac{h_t}{h_c} \quad \varepsilon(y) = \frac{\varepsilon_t}{h_t} \cdot y \quad \text{ou} \quad \varepsilon(y) = \frac{-\varepsilon_c}{h_c} \cdot y$$

Expression des contraintes :

en traction : $\sigma_t(y) = E_t \cdot \varepsilon(y)$

en compression : $\sigma_c(y) = E_c \cdot \varepsilon(y)$

Equation d'équilibre :

Les efforts normaux dans la section s'annulent : $N=0$ ($F_t + F_c = 0$).

$$\int \sigma(y) \cdot B(y) \cdot dy = 0$$

$$2a_1 \cdot E_t \cdot \frac{\varepsilon_t}{h_t} \cdot \int_0^{h_t} y \cdot dy - 2a_2 \cdot E_t \cdot \frac{\varepsilon_t}{h_t} \cdot \int_0^{h_t-e} y \cdot dy + 2a_1 \cdot E_c \cdot \frac{\varepsilon_t}{h_t} \cdot \int_{-h_c}^0 y \cdot dy - 2a_2 \cdot E_c \cdot \frac{\varepsilon_t}{h_t} \cdot \int_{-(h_t-e)}^0 y \cdot dy = 0$$

$$(a_1 \cdot (b_1 - y_0)^2 - a_2 \cdot (b_2 - y_0)^2) \cdot E_t = (a_1 \cdot (b_1 + y_0)^2 - a_2 \cdot (b_2 + y_0)^2) \cdot E_c$$

Donc : $\frac{E_t}{E_c} = \frac{a_1 \cdot (b_1 + y_0)^2 - a_2 \cdot (b_2 + y_0)^2}{a_1 \cdot (b_1 - y_0)^2 - a_2 \cdot (b_2 - y_0)^2}$, avec y_0 la position de l'axe neutre dans le

domaine élastique.

Expression du moment :

$$M = \int y \cdot \sigma(y) \cdot B(y) \cdot dy$$

$$M = 2a_1 \cdot E_t \cdot \frac{\varepsilon_t}{h_t} \cdot \int_0^{h_t} y^2 \cdot dy - 2a_2 \cdot E_t \cdot \frac{\varepsilon_t}{h_t} \cdot \int_0^{h_t-e} y^2 \cdot dy - 2a_1 \cdot E_c \cdot \frac{\varepsilon_t}{h_t} \cdot \int_{-h_c}^0 y^2 \cdot dy + 2a_2 \cdot E_c \cdot \frac{\varepsilon_t}{h_t} \cdot \int_{-(h_t-e)}^0 y^2 \cdot dy$$

$$\text{d'où : } M = \frac{2}{3} a_1 \cdot [\sigma_t \cdot h_t^2 - \sigma_c \cdot h_c^2] - \frac{2}{3} a_2 \cdot \left[\sigma_t \cdot \frac{(h_t - e)^3}{h_t} - \sigma_c \cdot \frac{(h_c - e)^3}{h_c} \right]$$

Moment élastique :

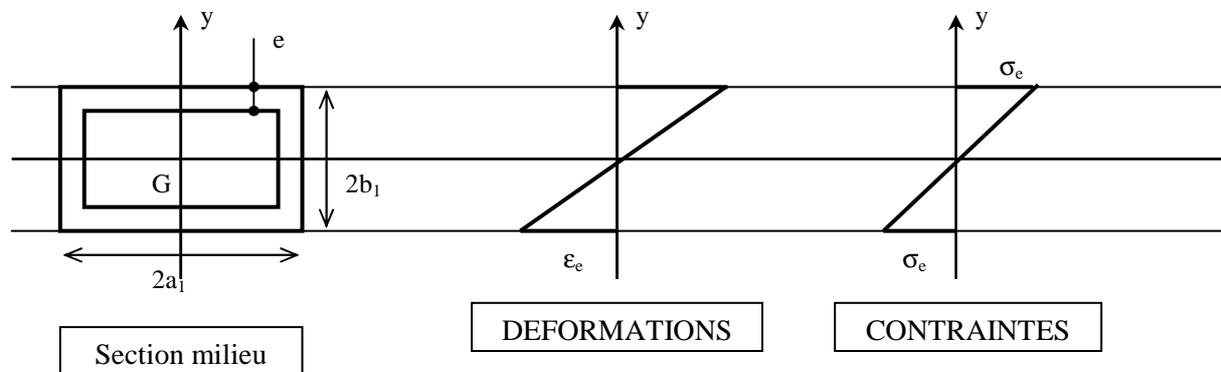
On définit le **moment élastique** tel que la contrainte max en traction atteint la limite élastique en traction :

$$M_e = \frac{2}{3} a_1 \cdot \left[\sigma_{yt} \cdot (b_1 - y_{0\text{élast}})^2 - \sigma_c \cdot (b_1 + y_{0\text{élast}})^2 \right] - \frac{2}{3} a_2 \cdot \left[\sigma_{yt} \cdot \frac{(b_2 - y_{0\text{élast}})^3}{b_1 - y_{0\text{élast}}} - \sigma_c \cdot \frac{(b_2 + y_{0\text{élast}})^3}{b_1 + y_{0\text{élast}}} \right]$$

avec $\frac{\sigma_c}{\sigma_{yt}} = \frac{-1}{R} \cdot \frac{(b_1 + y_{0\text{élast}})}{b_1 - y_{0\text{élast}}}$

d'où :

$$\frac{M_e}{\sigma_{yt}} = \frac{2}{3} \cdot \frac{1}{R(b_1 - y_{0\text{élast}})} \cdot \left[a_1 \cdot \left\{ R(b_1 - y_{0\text{élast}})^3 + (b_1 + y_{0\text{élast}})^3 \right\} - a_2 \cdot \left\{ R(b_2 - y_{0\text{élast}})^3 + (b_2 + y_{0\text{élast}})^3 \right\} \right]$$

Modèle équivalent :

Expression du module équivalent :

$$\frac{2E_e}{E_c} \cdot (a_1 b_1^3 - a_2 b_2^3) = a_1 \cdot \left[R \cdot (b_1 - y_0)^3 + (b_1 + y_0)^3 \right] - a_2 \cdot \left[R \cdot (b_2 - y_0)^3 + (b_2 + y_0)^3 \right]$$

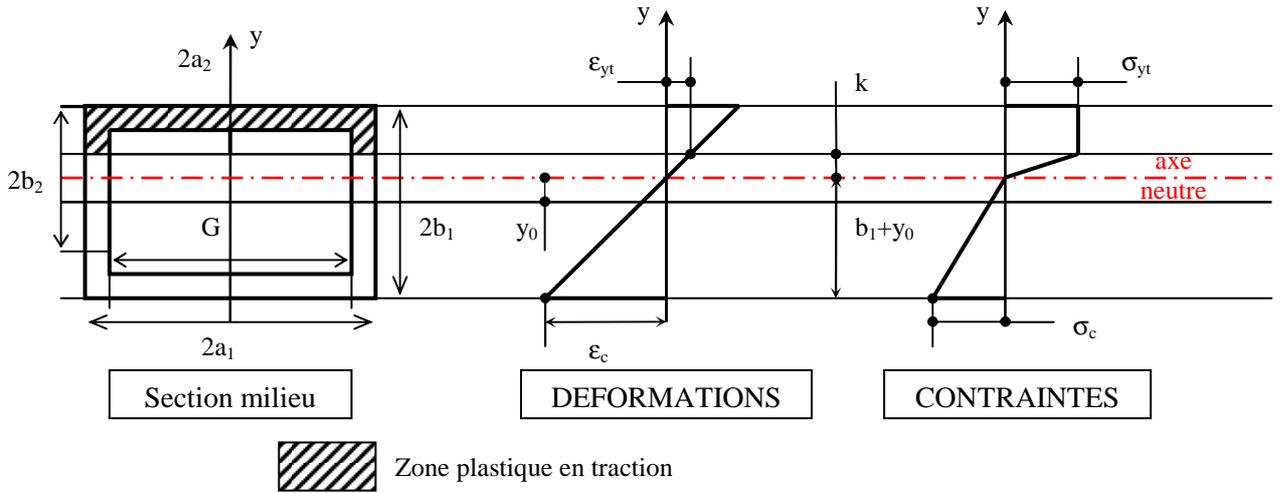
avec : y_0 la position de l'axe neutre dans le domaine élastique définie précédemment.

AN : $E_e = 12000 \text{ MPa}$ et $E_c = 8000 \text{ MPa} \Rightarrow E_t \approx 21829 \text{ MPa}$

Or : $E_t = R \cdot E_c$, donc : $R \approx 2.7$

Le E_t obtenu pour une section creuse est 9% plus grand que celui calculé pour une section pleine (§4.1.1).

▪ **Domaine élastoplastique avant plastification en compression (avant ruine) :**



Deux cas se présentent :

Cas n°1 : $k + y_0 > b_2$

Cas n°2 : $k + y_0 < b_2$

Equation d'équilibre :

$N=0$

Cas n°1 :

$$2a_1 \cdot (b_1 - y_0 - k) + \frac{2a_1}{k} \cdot \left[\frac{y^2}{2} \right]_{b_2 - y_0}^k + \frac{2e}{k} \cdot \left[\frac{y^2}{2} \right]_0^{b_2 - y_0} + \frac{1}{Rk} \cdot \left[2a_1 \cdot \left[\frac{y^2}{2} \right]_{-(b_1 + y_0)}^0 - 2a_2 \cdot \left[\frac{y^2}{2} \right]_{-(b_2 + y_0)}^0 \right] = 0$$

$$a_1 k^2 - 2a_1 \cdot (b_1 - y_0) \cdot k + a_2 \cdot (b_2 - y_0)^2 + \frac{1}{R} [a_1 \cdot (b_1 + y_0)^2 - a_2 \cdot (b_2 + y_0)^2] = 0$$

Si $k = b_2 - y_{0\text{lim}}$, on en déduit grâce à l'équation précédente y_0 limite.

On peut donc calculer k pour tout y_0 compris entre y_0 élastique et y_0 limite.

Si la rupture intervient pour le cas n°1, alors on calcule γ_{lim} tel que : $k_{\text{rupt}} = \gamma_{\text{lim}} \cdot (b_1 - y_{0\text{rupt}})$ et $\gamma_{\text{lim}} \cdot (b_1 - y_{0\text{rupt}}) = (b_2 - y_{0\text{rupt}})$.

La rupture a lieu en cas n°1, ssi $\gamma > \gamma_{\text{lim}}$. On en déduit $y_{0\text{rupt}}$ avec l'équation précédente.

Cas n°2 :

$$\{2a_1 \cdot (b_1 - y_0 - k) - 2a_2 \cdot (b_2 - y_0 - k)\} + ek - \frac{1}{Rk} \cdot [a_1 \cdot (b_1 + y_0)^2 - a_2 \cdot (b_2 + y_0)^2] = 0$$

$$eR \cdot k^2 - 2R \cdot k \cdot [a_1 \cdot (b_1 - y_0) - a_2 \cdot (b_2 - y_0)] + [a_1 \cdot (b_1 + y_0)^2 - a_2 \cdot (b_2 + y_0)^2] = 0$$

Si on a rupture (ssi $\gamma < \gamma_{\text{lim}}$), alors $k_{\text{rupt}} = \gamma \cdot (b_1 - y_{0\text{rupt}})$, on en déduit : $y_{0\text{rupt}}$.

On peut donc calculer k pour tout y_0 compris entre y_0 limite et y_0 rupture.

Expression du moment :

$$M = \int y \cdot \sigma(y) \cdot B(y) dy$$

Cas n°1 :

$$\frac{M}{\sigma_{yt}} = 2a_1 \cdot \left[\frac{1}{2} \cdot \left((b_1 - y_0)^2 - k^2 \right) + \frac{1}{3k} \cdot \left(k^3 - (b_2 - y_0)^3 \right) + \frac{1}{3Rk} \cdot \left((b_1 + y_0)^3 - (b_2 + y_0)^3 \right) \right] + \frac{2e}{3k} \cdot \left[(b_2 - y_0)^3 + \frac{(b_2 + y_0)^3}{R} \right]$$

Cas n°2 :

$$\frac{M}{\sigma_{yt}} = a_1 e \cdot [b_1 + b_2 - 2y_0] + e \cdot \left[(b_2 - y_0)^2 - k^2 \right] + \frac{2e}{3} \cdot \left[k^2 + \frac{1}{Rk} \cdot (b_2 + y_0)^3 \right] + \frac{2a_1}{3Rk} \cdot \left[(b_1 + y_0)^3 - (b_2 + y_0)^3 \right]$$

4.2 Analyse

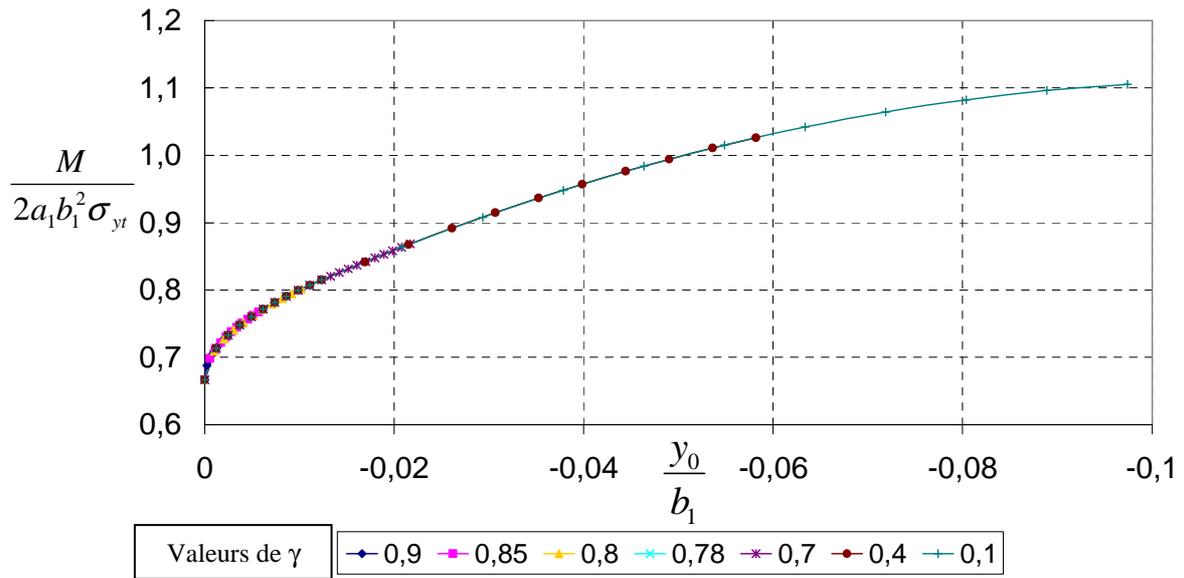
4.2.1 Section rectangulaire pleine

4.2.1.1 Evolution de la zone plastique et du moment

En observant les courbes de la Figure 29, on remarque que le moment élastique (moment le plus petit) est plus grand pour R=1 par rapport à R=2.5. Ce 2^{ième} modèle atteint plus rapidement la limite élastique avec un axe neutre décalé dans la demi-section travaillant en traction, alors que pour R=1, l'axe neutre est l'axe de symétrie de la section. On constate que l'axe neutre se décale en fonction du moment : plus le moment augmente, plus l'axe neutre se déplace vers la demi-section travaillant en compression.

Les données de la Figure 30 nous montrent que le moment atteint une asymptote (~1.1), plus rapidement pour le modèle où R=1. Pour avoir un moment égal entre les 2 modèles, le déplacement de la section milieu est plus important pour R=2.5.

Evolution du moment selon la position de l'axe neutre pour R=1 et $\eta=1.25$



Evolution du moment en fonction de la position de l'axe neutre pour R=2.5 et h=1.25

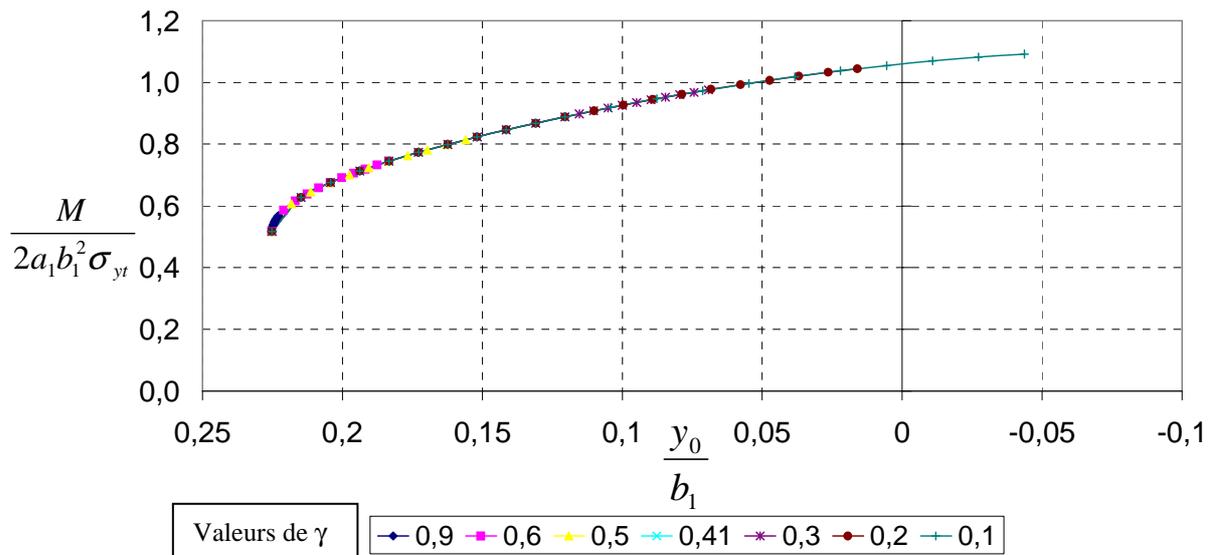
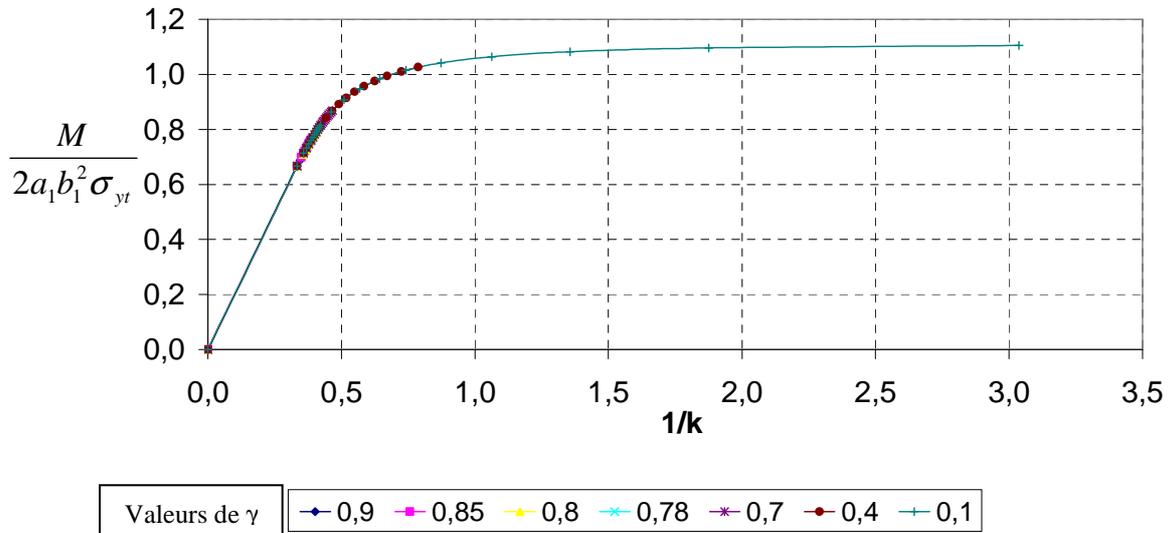


Figure 29. Evolution du moment selon y_0 pour une section pleine.

**Evolution du moment en fonction de la courbure pour
R=1 et $\eta=1,25$**



**Evolution du moment en fonction de la courbure pour
R=2.5 et $\eta=1.25$**

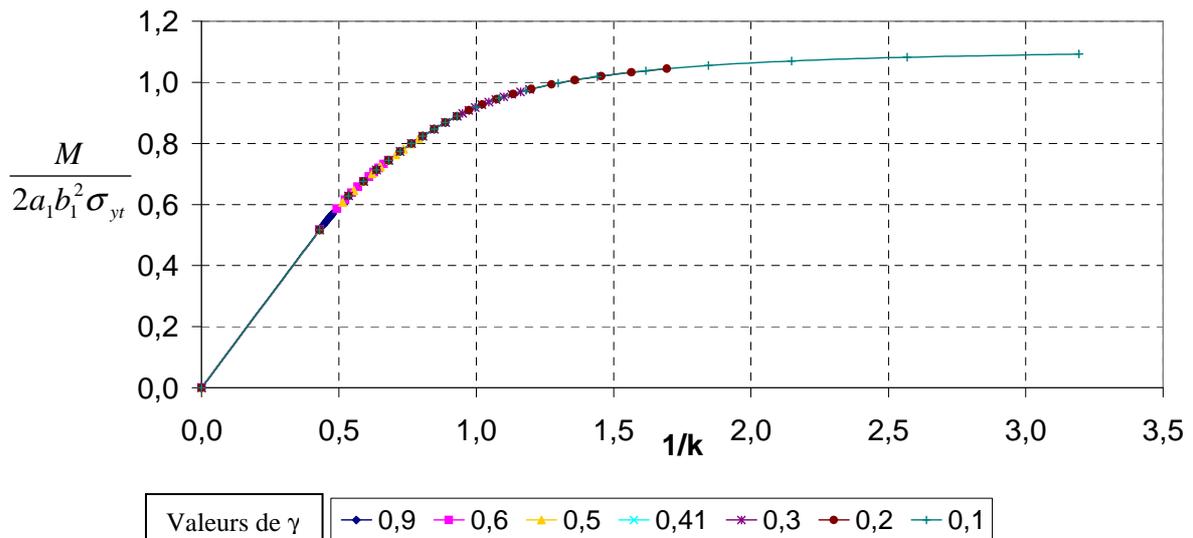


Figure 30. Moment en fonction de la courbure pour une section pleine.

4.2.1.2 Module d'élasticité en traction

A partir de la formule suivante : $E_e = \frac{4E_t E_c}{(\sqrt{E_t} + \sqrt{E_c})^2}$ (§4.1.1), on peut estimer les modules

d'élasticité en traction à partir des modules déduits de la flexion et de la compression pour les essais (Tableau 22). On constate que E_t est ~ 3 fois supérieur à E_c , sauf pour 2 exceptions (T288C6D et T374C6D). Le module en traction varie entre 5 et 37 GPa, deux côtes font exception (T288C8D et T356C7G) où E_t est très grand avec des valeurs aberrantes.

Tableau 22. Modules d'élasticité déduits des essais de flexion et de compression et module d'élasticité en traction calculés à partir de ces données.

	E _{compression} (MPa)	E _{flexion} (MPa)	E _{traction} (MPa)
T288C07G	8207	11977	19093
T374C07G	7381	10395	15716
T592C07D	7463	12326	24122
T599C07G	7672	11137	17614
T288C08D	7101	16808	78922
T288C09G	7830	14751	37468
T374C09G	6089	10577	22742
T599C09G	6371	11233	24862
T288C06D	6213	5629	5123
T374C06D	6635	5660	4886
T288C07D	7847	12182	21425
T356C07G	10719	21647	64590
T374C07D	7189	11748	22561
T599C07D	7423	10782	17067
T288C09D	6630	10705	20124
T374C09D	7252	7606	7986
T599C09D	6464	10805	21612

4.2.1.3 Contrainte max

Pour déterminer la contrainte max soutenue par la côte avant rupture, on utilise usuellement la

formule suivante : $\sigma_{\max} = \frac{Mc}{I}$, avec M le moment max de flexion, I le moment d'inertie et c

la distance de l'axe neutre à la fibre la plus éloignée. En fait, cette formule peut s'appliquer seulement à un matériau élastique. Un matériau fragile ne plastifiant pas, aurait un γ proche de 1. Si le matériau plastifie de manière significative, γ est alors inférieur à 1 et l'équation pour

déterminer la contrainte max n'est pas applicable. On peut calculer le ratio $\frac{\sigma_{\max}}{\sigma_{yt}}$ pour

différentes valeurs de γ , afin d'estimer de combien on surévalue la contrainte à la rupture.

$$\sigma_{\max} = \frac{3}{4} \cdot \frac{M}{a_1 b_1^2} \Rightarrow \frac{\sigma_{\max}}{\sigma_{yt}} = \frac{3}{2} \cdot \frac{M}{2 a_1 b_1^2 \sigma_{yt}}$$

Les courbes de la Figure 31 et de la Figure 32 représentent l'erreur de calcul faite sur la contrainte max pour un spécimen en flexion lorsqu'on utilise la simple formule de la théorie des poutres. Si l'os a un comportement élastoplastique (§4.1.1), avec un module d'élasticité en traction égal à celui en compression, la contrainte max calculée excède la contrainte max en traction du facteur donné en ordonnée pour un γ donné en abscisse.

Pour $R = 1$, un ratio $\frac{\sigma_{\max}}{\sigma_{yt}}$ égal à 1 indique que la poutre ne plastifie pas. Des valeurs plus

grandes reflètent le comportement plastique de l'os. Pour $R = 2.5$, on constate que lorsque

$1 \leq \gamma \leq 0.73$, le ratio est inférieur à 1, on sous-estime donc la contrainte max, pour ensuite la surévaluer. La méthode pour calculer σ_{\max} n'est pas adaptée.

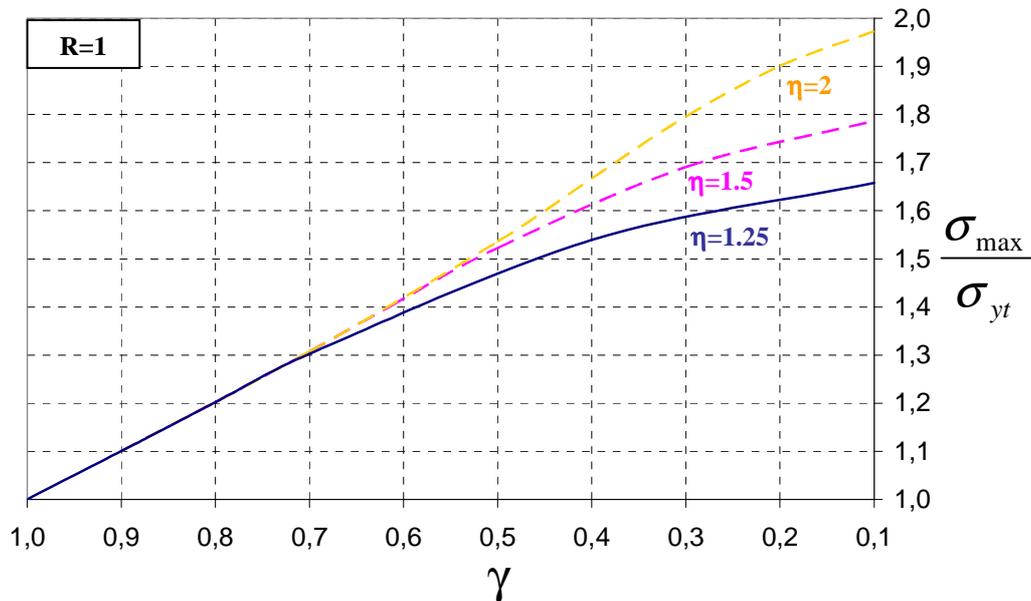


Figure 31. Ratio du moment max en fonction de la plasticité, pour R=1.

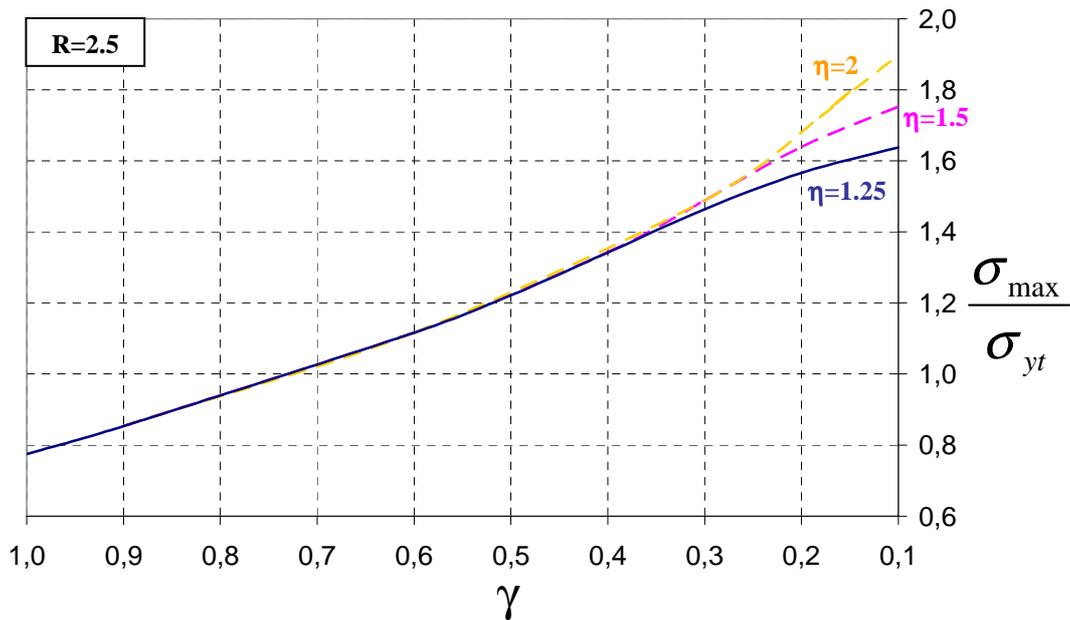


Figure 32. Ratio du moment max en fonction de la plasticité, pour R=2.5.

4.2.2 Section rectangulaire creuse

Les données géométriques de la section sont :

- ✓ les dimensions extérieures : 6 et 12 mm et,
- ✓ l'épaisseur : 0.8 mm.

4.2.2.1 Evolution de la zone plastique et du moment

On constate que la position de l'axe neutre se déplace vers la demi-section travaillant en compression (Figure 33). Les moments sont plus grands pour $R=1$, en comparaison avec $R=2.5$. Plus γ augmente, plus le moment à la rupture est grand et l'axe neutre se déplace.

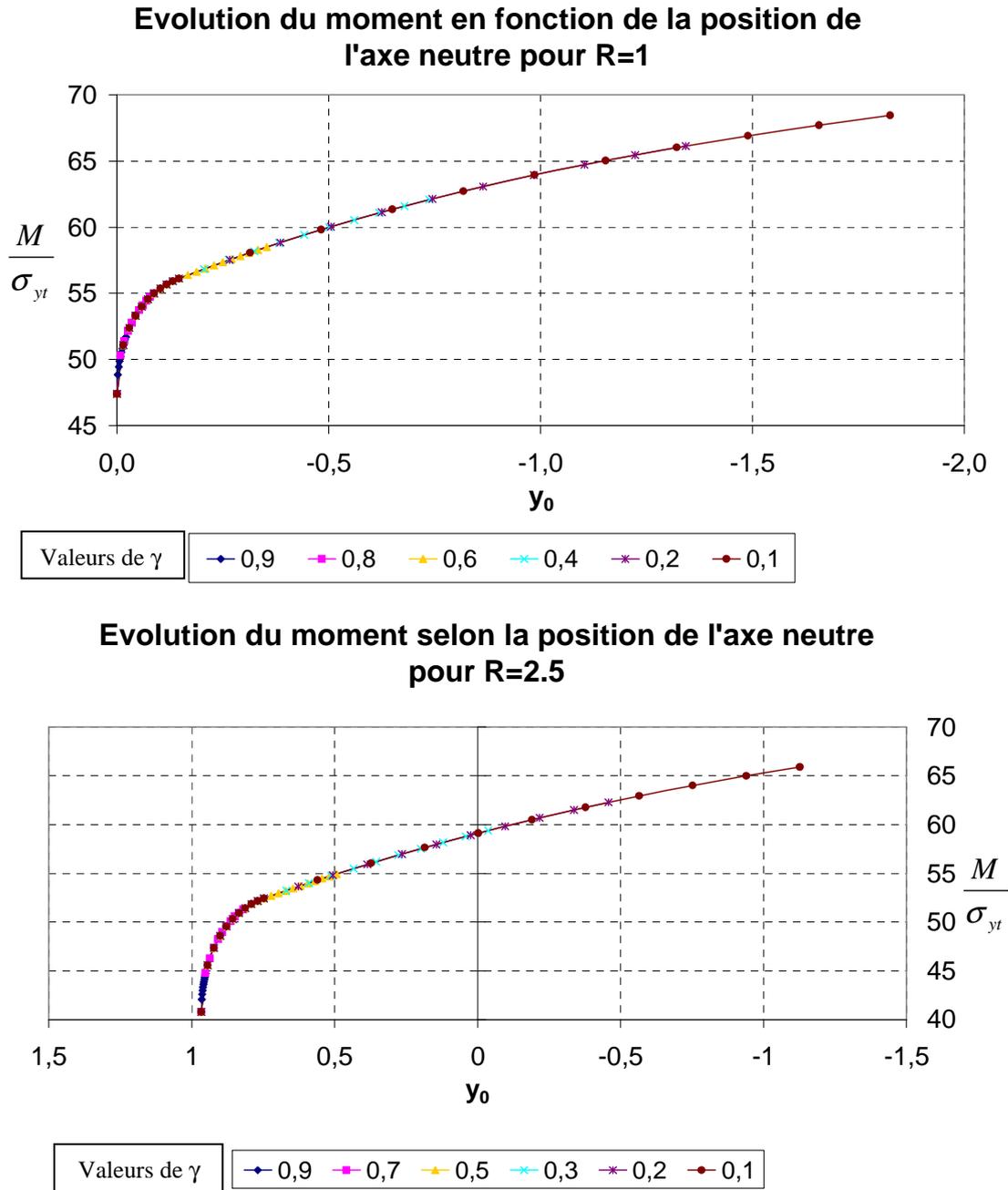
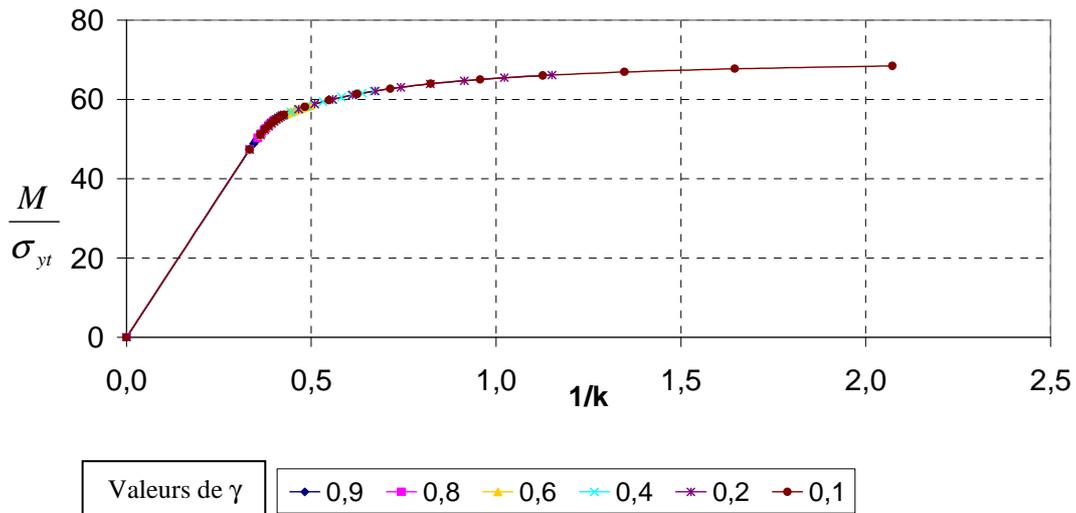


Figure 33. Evolution du moment selon y_0 pour une section creuse.

La Figure 34 nous montre que les moments atteints sont plus grands pour $R=1$, pour une courbure plus faible que celle obtenue pour $R=2.5$. Le déplacement est donc plus important dans ce 2^{ème} cas.

Evolution du moment en fonction du déplacement pour R=1



Evolution du moment en fonction du déplacement pour R=2.5

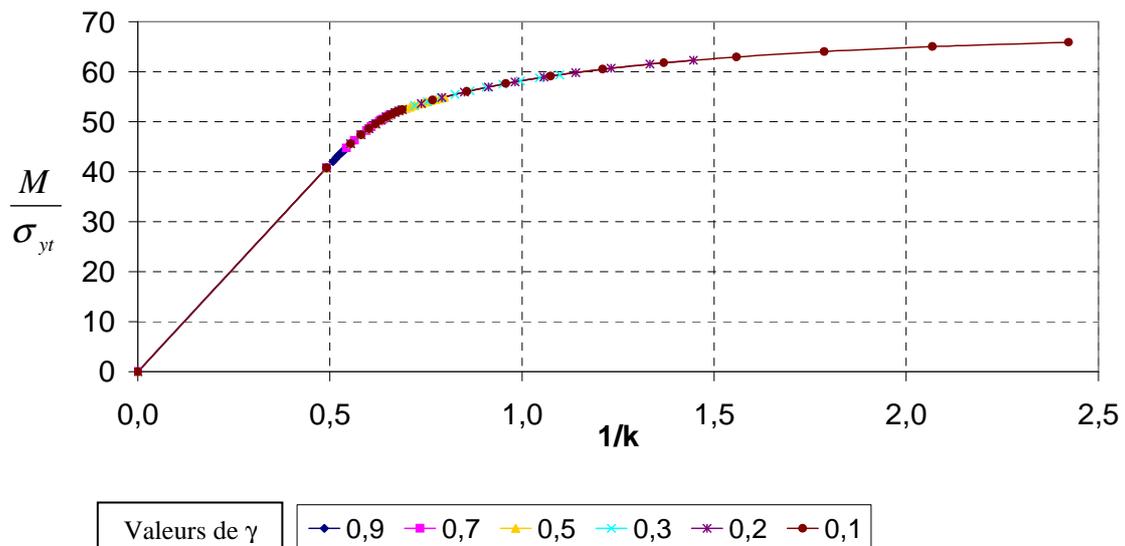


Figure 34. Moment en fonction de la courbure pour une section creuse.

4.2.2.2 Module d'élasticité en traction

A partir de la formule du modèle équivalent (§4.1.2) et grâce au solveur d'Excel, on peut estimer les modules d'élasticité en traction à partir des modules déduits de la flexion et de la compression pour les essais (Tableau 23). On constate que E_t est ~ 3 fois supérieur à E_c , sauf pour 2 exceptions (T288C6D et T374C6D). Le module en traction varie entre 8 et 32 GPa, trois côtes font exception (T288C8D, T288C9G et T356C7G) où E_t est très grand avec des valeurs aberrantes. Les modules E_t obtenus pour le modèle de section creuse sont en moyenne 14% supérieur à ceux obtenus pour le modèle de section pleine.

Tableau 23. Modules d'élasticité déduits des essais de flexion et de compression et module d'élasticité en traction calculés à partir de ces données.

	E compression (MPa)	E flexion (MPa)	E traction (MPa)
T288C07G	8207	11977	20545
T374C07G	7381	10395	16624
T592C07D	7463	12326	28583
T599C07G	7672	11137	18902
T288C08D	7101	16808	373859
T288C09G	7830	14751	55408
T374C09G	6089	10577	28739
T599C09G	6371	11233	32150
T288C06D	6213	5629	5136
T374C06D	6635	5660	4914
T288C07D	7847	12182	23987
T356C07G	10719	21647	119453
T374C07D	7189	11748	26435
T599C07D	7423	10782	18320
T288C09D	6630	10705	23299
T374C09D	7252	7606	7992
T599C09D	6464	10805	25959

4.2.2.3 Contrainte max

Comme précédemment (§4.2.1.3), on calcule le ratio $\frac{\sigma_{\max}}{\sigma_{yt}}$ pour différentes valeurs de γ , afin

d'estimer de combien on surévalue la contrainte à la rupture. Pour la section creuse, le ratio

est égal à : $\frac{\sigma_{\max}}{\sigma_{yt}} = \frac{3}{4} \cdot \frac{M}{\sigma_{yt}} \cdot \frac{b_1}{a_1 b_1^3 - a_2 b_2^3}$.

On remarque que l'on surévalue plus la contrainte max pour R=1. Par contre, pour R=2.5, on commence par la sous-évaluer, pour ensuite la surévaluer.

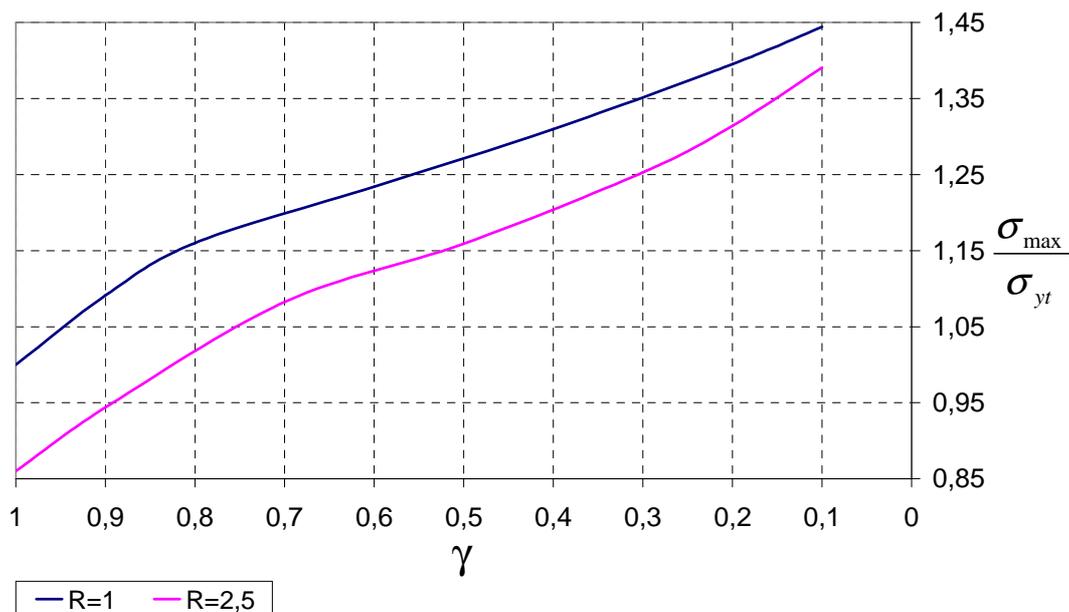


Figure 35. Ratio du moment max en fonction de la plasticité, pour R=1 et R=2.5.

ANNEXE 5 : SOLLICITATION ANTEROPOSTERIEURE

1 Le montage

1.1 Instrumentation

Segment	Emplacement	Type	Axes	EM ^(*) théorique	Unité	Sensibilité (mV/unité/10V)	Gain
Chariot	Capteur fixé au bâti	Déplacement linéaire laser	1 (celui de la translation)	100	mm	98.383	1
Chariot	Capteur fixé sur le chariot	Accéléromètre	1	500	g	0.131	512
Bâti	Capteur fixé sous le porte godet postérieur	Efforts et moments	6	20 50	daN Nm	0.2036 0.2348	1024 1024
Pendule	Capteur fixé en face arrière du pendule	Accéléromètre	1	100	G	0.324	1024
Godets	Potentiomètres fixés aux extrémités des axes	Déplacement angulaire		352	°	28.46	1

(*) EM : étendue de mesure

Chaîne d'acquisition : fréquence d'échantillonnage 20 kHz, filtre d'entrée 10 kHz

Des mires sont collées sur le chariot, la face latérale du pendule et les axes des godets en vue de « tracking » sur les vidéos.

Deux caméras numériques sont utilisées une à 6000 images/s avec un plan serré sur la côte et une à 2000 images/s pour une vue d'ensemble de l'essai.

Type	Longueur (mm)	Résistance (Ω)	Facteur de jauge (%)	Sensibilité (%)
Rosette (45°)	2	120.4 \pm 0.4	2.09 \pm 1.0	0.70
Jauge longitudinale	3	120.4 \pm 0.4	2.09 \pm 1.0	0.50

Les jauges sont collées sur la corticale de la côte. Au préalable, la côte est nettoyée avec soin avec une rugine pour retirer tous les résidus de tissus mous et de périoste. Elle est ensuite dégraissée avec de l'acétone (en insistant sur les zones où seront positionnées les extensomètres). Les jauges sont alors collées avec une résine +catalyseur (Loctite® Tak Pak).

Le câblage des jauges se fait en quart de pont à trois fils (Figure 36). L'avantage de ce montage à un quart de pont classique (à 2 fils) est que le déséquilibre induit par la résistance des fils de liaison est compensé.

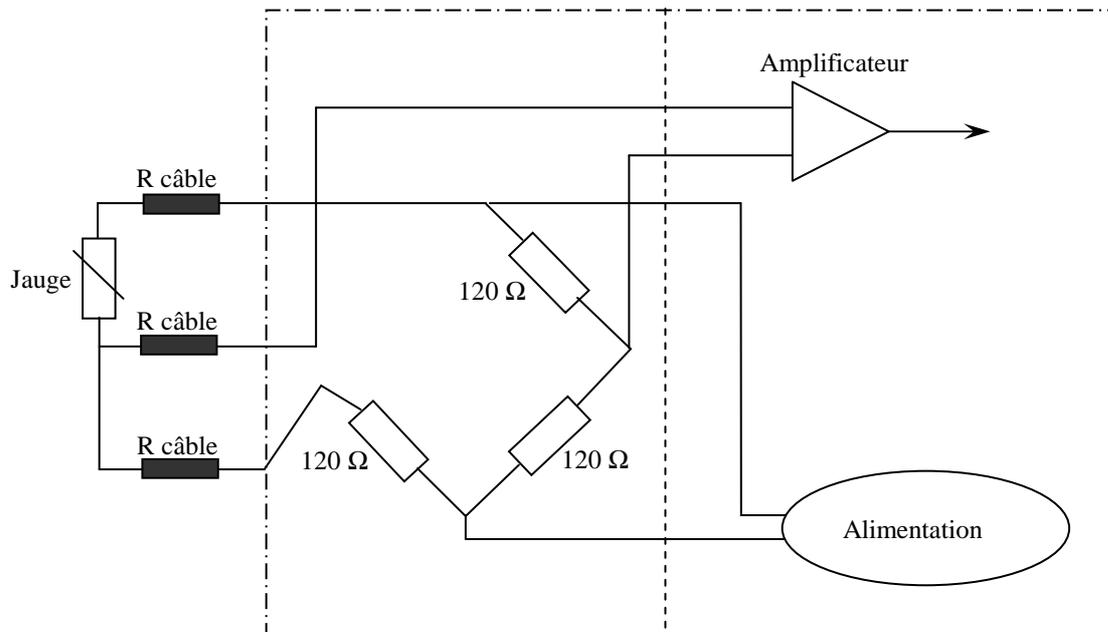


Figure 36. Montage en quart de pont à trois fils.

1.2 Informations sur le moyen d'essai

Vue du moyen d'essai :



Description du moyen d'essai :

Pendule : Le pendule est bridé au sol, la masse carrée de 40 Kg (18x18x16 cm) fixée au bout du bras. Il supporte un bilame de déclenchement des moyens d'acquisition mesure et vidéo, un accéléromètre et la plaque réceptrice du système de largage à distance.

Sécurité : Le pendule dispose d'un dispositif embrayable et d'une courroie crantée pour régler la hauteur de chute. Une goupille de sécurité permet de bloquer le levier de débrayage : elle doit être mise en place pendant toute la phase de préparation.

Pour permettre le largage à distance du bras, un système de verrouillage mécanique est ajouté au bras, la commande par électroaimant permet de débloquent le verrou à partir du poste de commande.

Hauteur du montage : Le montage est positionné en hauteur, sur un marbre, de façon à ce que la masse impactante vienne couvrir toute la surface du bouclier (12x10 cm).

La distance au sol du montage est de 106 cm, le centre du bouclier arrive à 50 mm du bas de la masse impactante.

Alignement du montage : Le montage est centré transversalement sur la masse impactante. Un rail de guidage est aligné longitudinalement et bridé sur le marbre par 2 serre-joints. Ce rail doit faciliter le réglage longitudinal du montage en fonction de la longueur de la côte et/ou de l'épaisseur du nid d'abeille. Le montage, en appui sur le rail de guidage, est réglé longitudinalement, puis bridé sur le marbre en 4 points. On pense à bloquer la planque du montage en translation.

Le rail supporte le capteur de déplacement par l'intermédiaire d'une plaque vissée.

Nid d'abeille : Il s'agit d'un carré de résistance 0.31 MPa, collé sur plaque alu. Il est centré sur le bouclier et maintenu avec du double-face.

Protection contre les projections : Les éléments sensibles, ne résistant pas à la désinfection, sont protégés par du plastique : laser, connecteurs, appareil électriques, caméra (paravent en plexiglas), chaîne d'acquisition, expérimentateur...

Les outils, capteurs, câbles, éléments de montages...sont susceptibles de resservir et peuvent suivre la procédure de désinfection du LPE.

Les éléments non démontables : marbre, pendule...doivent être désinfectés sur place.

Les matériaux souillés, jetables, pouvant être incinérés donc non métalliques, sont éliminés en poubelle carton.

Les matériaux métalliques, liquides et pièces biologiques sont éliminés en poubelle étanche.

Capteur de déplacement laser : Modèle Bullier M5L ayant une étendue de mesure +/- 100 mm pour +/- 10 Volts. Le rayon laser vient se réfléchir sur une partie plane et verticale du côté du chariot. Le laser est fixé verticalement (utiliser le niveau à bulle) sur la plaque par de l'adhésif double face. On vérifie l'alignement du laser sur le chariot par contrôle visuel du point de réflexion laser : le rayon laser doit toujours viser le même point du chariot pendant sa translation (utiliser une pastille blanche marquée).

Zéro laser : La focale du laser est à environ 33 cm de la lentille. A cette distance, le signal de sortie est proche de 0 Volt.

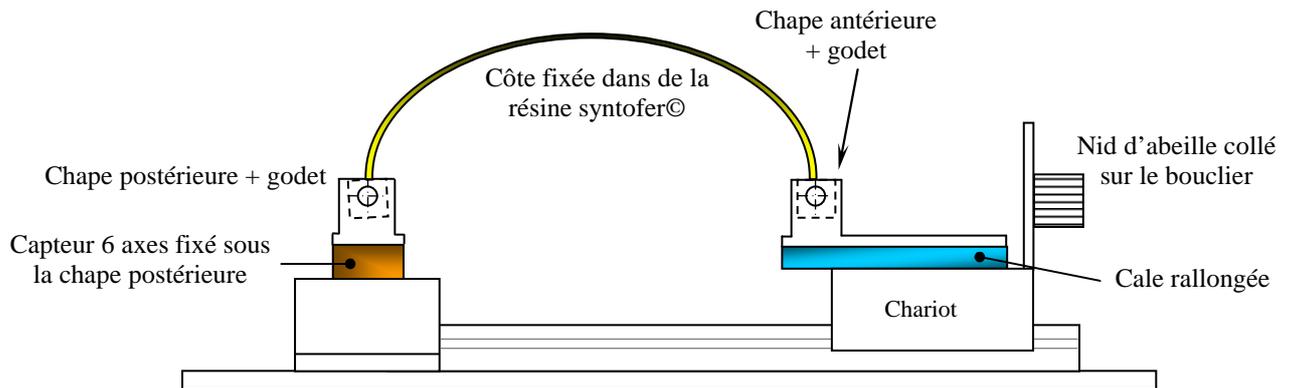
Proposition de réglage : le pendule est à 0°, le chariot est au contact de la masse, la position du laser est réglée pour 0 Volt. La lentille du laser est alors à 33 cm du chariot.

Potentiomètres rotatifs : Modèle RCP09 de Penny & Gilles ayant une étendue de mesure de 352° pour un signal de sortie de 10 Volts.

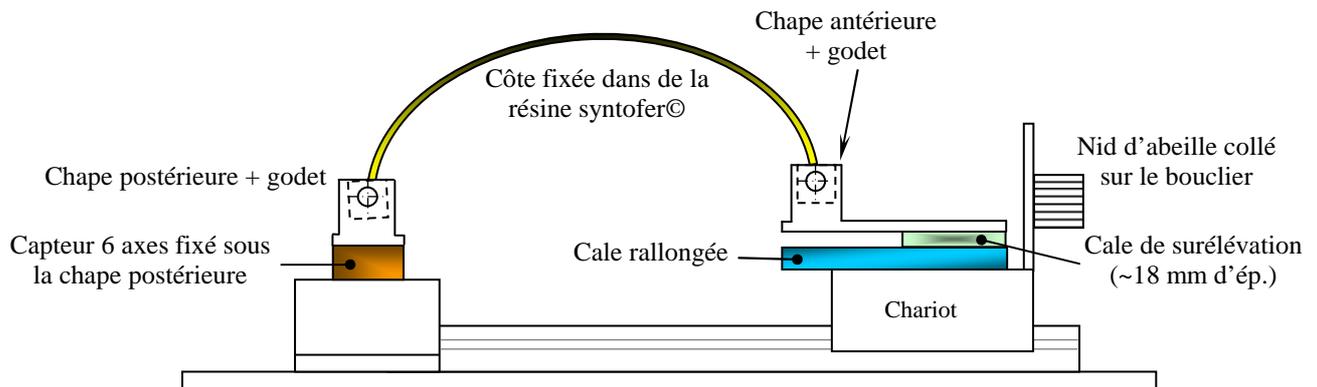
Proposition de réglage : le godet étant droit, vertical (sans possibilité de mouvement), tourner le corps du potentiomètre jusqu'à obtenir la position médiane, 5 Volts. Bloquer le corps.

1.3 Réglages et configurations

✓ Configuration du montage pour tester les côtes de niveau 4 à 6



✓ Configuration du montage pour tester les côtes de niveau 7 à 9



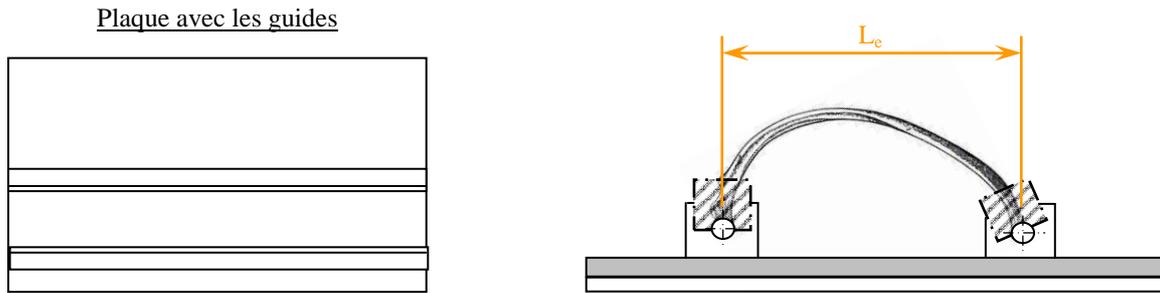
✓ Réglages du banc d'essai

▪ Montage de la côte dans les godets avec la résine

La côte est déperiostée avec soin, le cartilage costo-chondral est retiré totalement à l'aide d'une scie oscillante.

La côte est fixée dans les godets avec de la résine sur un montage différent du banc d'essai : plaque en polyuréthane avec 2 cornières en alu pour guider la chape postérieure et la chape antérieure.

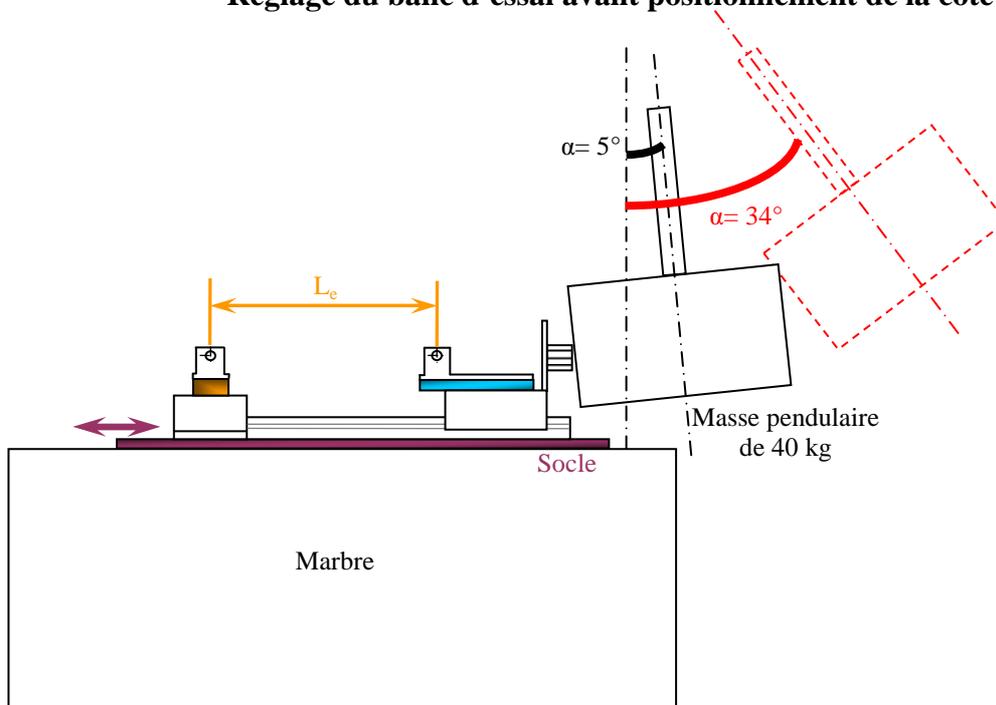
La partie postérieure de la côte est prise dans la résine jusqu'au milieu du tubercule, ce qui peut nécessiter de découper un morceau de la tête. Lorsque l'on installe des côtes de niveau 7 à 9, la cale d'origine est positionnée sous la fixation antérieure lors du montage blanc.



Pendant le séchage de la résine, l'entraxe des godets est mesuré avec un réglet.

NB : La résine est injectée à l'aide d'une seringue à l'intérieur des godets afin d'être sûr de la qualité de fixation (éviter les poches d'air).

- **Réglage du banc d'essai avant positionnement de la côte sur celui-ci**



Le réglage de position du banc d'essai se fait à partir de la position de référence qui correspond à un angle de 5° par rapport à la verticale, du pendule. Comme on connaît, l'entraxe des godets, on déplace alors le socle de fixation du banc d'essai sur le marbre, afin d'obtenir cette distance. On bloque ensuite le socle.

NB : Le socle est guidé en translation par un appui plan, afin de respecter l'alignement pendule-montage.

On règle l'angle de lâcher à 34° . Tous les essais ont été réalisés avec le même angle.

A la fin du séchage, la côte est montée sur le banc, les hauts de chape sont vissés et les capteurs de rotation installés. L'essai peut avoir lieu.

1.4 Dimensionnement du nid d'abeille (NIDA)

1.4.1 Dimensionnement théorique

On veut : $v_{chariot}=1.5m/s$.

Cas d'un choc mou :

$M_{pendule} \cdot v_0 = (M_{pendule} + M_{chariot}) v_{chariot}$, avec $M_{pendule} = 40 \text{ kg}$ et $M_{chariot} = 4 \text{ kg}$

$$\Rightarrow v_0 = \frac{M_p + M_c}{M_p} \cdot v_c = 1.65m/s$$

Accélération du chariot :

$$x = \frac{a}{2} \cdot t^2 = \frac{v_c^2}{2 \cdot a} \Rightarrow a = \frac{v_c^2}{2 \cdot x}$$
 , avec x le déplacement du chariot

Effort du NIDA :

$$F_{NIDA} = M_c \cdot a$$

Ecrasement du NIDA :

$$\frac{1}{2} \cdot (M_p \cdot v_0^2 - (M_p + M_c) \cdot v_c^2) = F_{NIDA} \cdot d$$
 , avec d l'écrasement du NIDA

x (mm)	a (m/s ²)	F (N)	d (mm)
2	563	2250	2.2
5	225	900	5.5
10	113	450	11

1.4.2 Simulations

On simule (Figure 37) les 3 NIDA calculés, pour $v_0=1.65m/s$:

Caractéristiques de la côte simulée :

$$E=13000 \text{ MPa}$$

$$\nu=0.3$$

$$\sigma_{yield}=150 \text{ Mpa}$$

$$\epsilon_{rupt}=2\%$$

F (N)	v_c (m/s)	x (mm)	a (m/s ²)	d (mm)
2250	1.60	2.5	533	2.3
900	1.54	5.4	220	5.6
450	1.52	11	107	11.3

La côte se casse pour un déplacement de 16 mm.

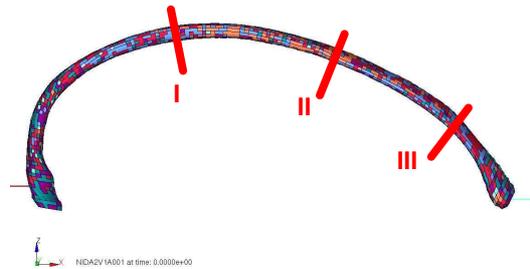


Figure 37. Modèle EF de côte utilisé pour la simulation du nid d'abeille.

⇒ Simulations avec $F_{NIDA} = 900$ N et v_{chariot} variant

v_c (m/s)	v_c simulation (m/s)	d (mm)	t_{vit} (ms)	x_{rupt} (mm)	t_{rupt} (ms)
1	1.04	2.5	4.5	24	26
1.5	1.54	5.6	7	16	14
2	2.04	10	9	15	12

On remarque que lorsque que la vitesse du chariot augmente, le déplacement de la côte à la rupture diminue.

⇒ Vitesses de déformation (en 3 points sur la côte)

v_{chariot} (m/s)	I	II	III
1	-0.28 s ⁻¹ 0.20 s ⁻¹	-0.24 s ⁻¹ 0.26 s ⁻¹	-0.15 s ⁻¹ 0.16 s ⁻¹
1.5	-0.49 s ⁻¹ 0.34 s ⁻¹	-0.28 s ⁻¹ 0.31 s ⁻¹	-0.20 s ⁻¹ 0.22 s ⁻¹
2	-0.55 s ⁻¹ 0.38 s ⁻¹	-0.35 s ⁻¹ 0.40 s ⁻¹	-0.25 s ⁻¹ 0.27 s ⁻¹

Il s'agit des déformations max mesurées sur les éléments coques en 3 endroits sur la côte. On remarque que plus la vitesse du chariot augmente, plus les déformations sont grandes.

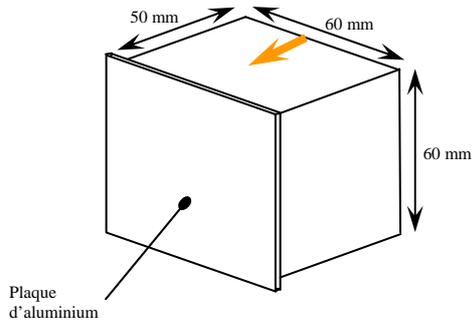
1.4.3 Caractéristiques techniques du NIDA

Résistance à l'écrasement : 0.31 MPa

Energie absorbée : 45 J

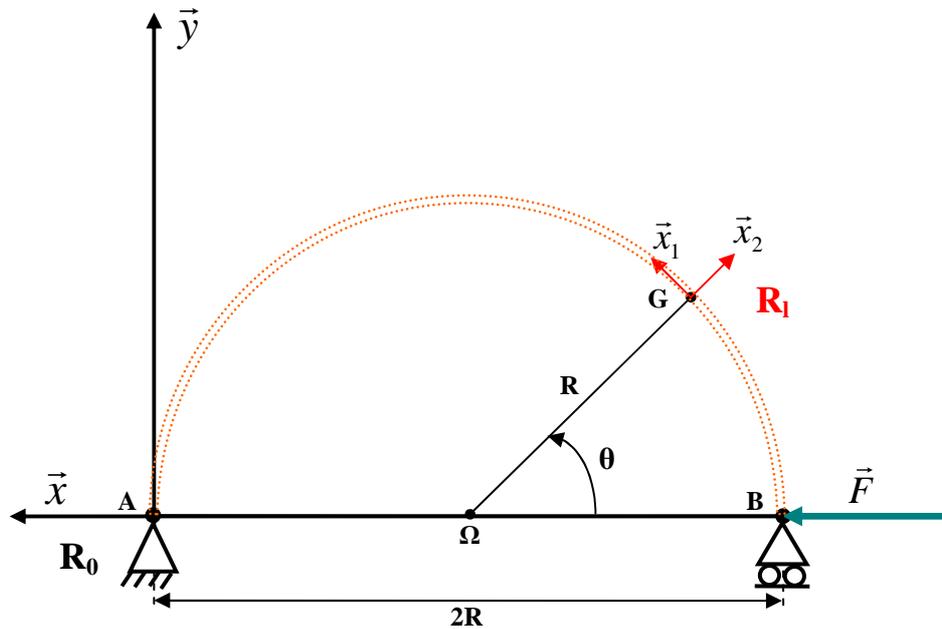
Effort absorbé : 1116 N

Description : 1 face collée sur une plaque d'aluminium de 1 mm et 1 face amorcée « pré-crush ».



2 Modèle analytique : poutre courbe

2.1 1^{ier} modèle : configuration des côtes 4, 5 et 6



Conditions aux limites :

Soient u et v les déplacements respectivement, selon \vec{x}_1 et \vec{x}_2 , et ω le déplacement angulaire selon \vec{z} .

$$u_A = v_A = 0$$

$$u_B = 0$$

$$v_B \neq 0$$

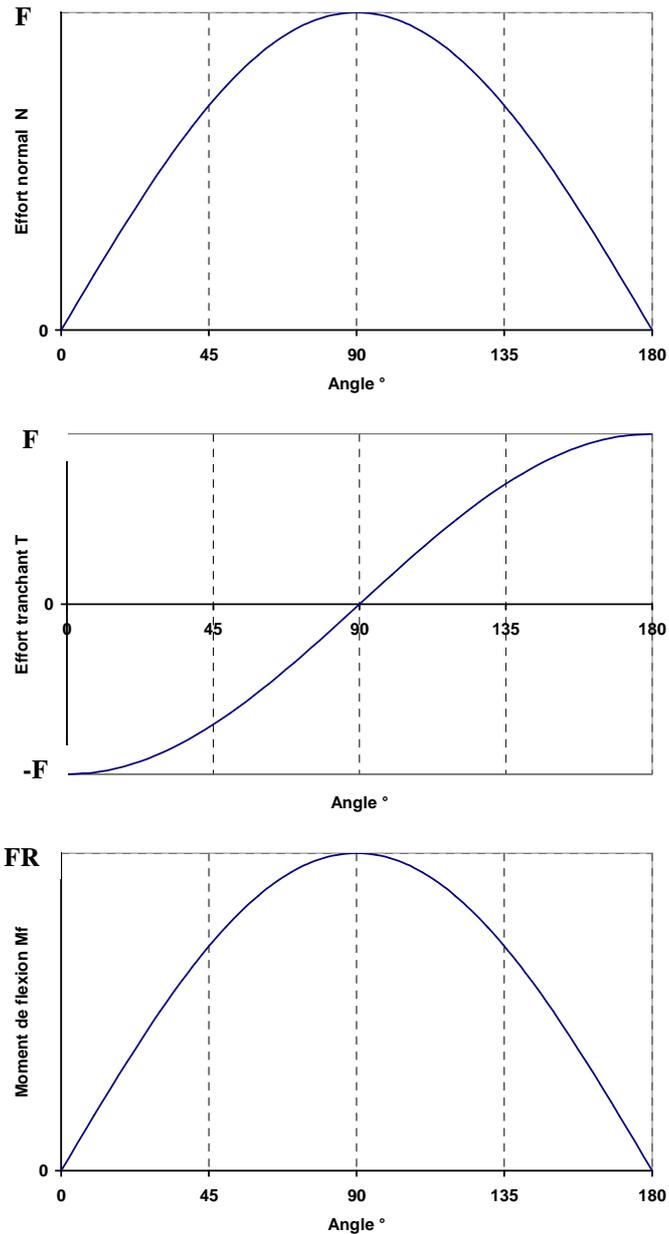
$$\omega_A \neq 0$$

$$\omega_B \neq 0$$

Torseur de cohésion :

$$\begin{cases} N = F \cdot \sin(\theta) \\ T = -F \cdot \cos(\theta) \\ M_f = FR \cdot \sin(\theta) \end{cases} \text{ avec } \theta \in [0; \pi]$$

Diagrammes :



Déplacements :

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{du}{ds} - \frac{v}{R} = \frac{N}{ES} \\ \frac{dv}{ds} + \frac{u}{R} = \omega \\ \frac{d\omega}{ds} = \frac{M_f}{EI} \end{array} \right. , \text{ on a : } \left\{ \begin{array}{l} \frac{du}{ds} = \frac{du}{d\theta} \cdot \frac{d\theta}{ds} = \frac{1}{R} \cdot \frac{du}{d\theta} \\ \frac{dv}{ds} = \frac{dv}{d\theta} \cdot \frac{d\theta}{ds} = \frac{1}{R} \cdot \frac{dv}{d\theta} \\ \frac{d\omega}{ds} = \frac{d\omega}{d\theta} \cdot \frac{d\theta}{ds} = \frac{1}{R} \cdot \frac{d\omega}{d\theta} \end{array} \right.$$

u et v sont les déplacements selon \vec{x}_1 et \vec{x}_2 ; ω est le déplacement angulaire selon \vec{z} .

$$\frac{d\omega}{d\theta} = \frac{FR^2}{EI} \cdot \sin(\theta)$$

$$\Rightarrow \omega = \frac{FR^2}{EI} \cdot \int_{\pi}^{\theta} \sin(\theta) \cdot d\theta + \omega_A = \frac{-FR^2}{EI} \cdot (\cos(\theta) + 1) + \omega_A$$

$$\frac{du}{d\theta} - v = \frac{FR}{ES} \cdot \sin(\theta) \Rightarrow \frac{d^2u}{d\theta^2} - \frac{dv}{d\theta} = \frac{FR}{ES} \cdot \cos(\theta)$$

$$\frac{dv}{d\theta} + u = \frac{-FR^3}{EI} \cdot (\cos(\theta) + 1) + R\omega_A \Rightarrow \frac{d^2v}{d\theta^2} + \frac{du}{d\theta} = \frac{FR^3}{EI} \cdot \sin(\theta)$$

$$\Rightarrow \frac{d^2u}{d\theta^2} + u = R\omega_A - \frac{FR^3}{EI} \cdot (\cos(\theta) + 1) + \frac{FR}{ES} \cdot \cos(\theta) = R\omega_A + \frac{FR}{E} \cdot \cos(\theta) \cdot \left[\frac{1}{S} - \frac{R^2}{I} \right] - \frac{FR^3}{EI}$$

$$\Rightarrow \frac{d^2v}{d\theta^2} + v = \frac{FR}{E} \cdot \sin(\theta) \cdot \left[\frac{R^2}{I} - \frac{1}{S} \right]$$

On a donc 2 équations différentielles à résoudre, du type :

$$\begin{cases} \ddot{u}(\theta) + u(\theta) = A + B \cdot \cos(\theta) \\ \ddot{v}(\theta) + v(\theta) = C \cdot \sin(\theta) \end{cases} \text{ avec } \begin{cases} A = R\omega_A - \frac{FR^3}{EI} \\ B = \frac{FR}{E} \cdot \left[\frac{1}{S} - \frac{R^2}{I} \right] \\ C = \frac{FR}{E} \cdot \left[\frac{R^2}{I} - \frac{1}{S} \right] \end{cases}$$

Pour pouvoir résoudre les équations avec la méthode des transformées de Laplace, on opère au changement de variable suivant : $\theta = \alpha + \pi$ avec $\alpha \in [-\pi; 0]$ et $d\theta = d\alpha$.

D'où :

$$\begin{cases} \ddot{u}(\alpha) + u(\alpha) = A - B \cdot \cos(\alpha) \\ \ddot{v}(\alpha) + v(\alpha) = -C \cdot \sin(\alpha) \end{cases}$$

Soit F image de u et G image de v :

$$p^2 F + F = \frac{-Bp}{p^2 + 1} \Rightarrow F = \frac{-Bp}{(p^2 + 1)^2} \Leftrightarrow u(\alpha) = A - \frac{B\alpha}{2} \cdot \sin(\alpha)$$

$$p^2 G + G = \frac{-C}{p^2 + 1} \Rightarrow F = \frac{-C}{(p^2 + 1)^2} \Leftrightarrow v(\alpha) = -\frac{C}{2} \cdot [\sin(\alpha) - \alpha \cdot \cos(\alpha)]$$

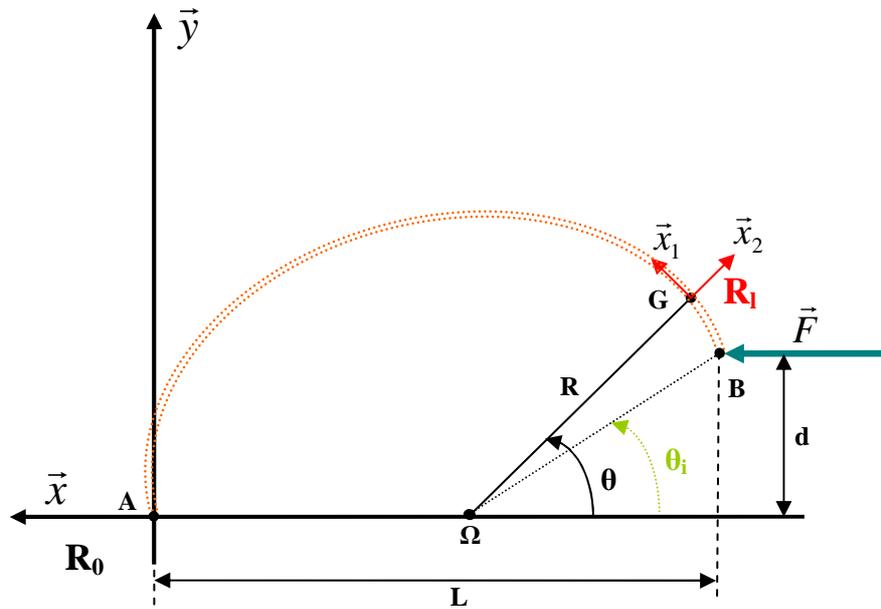
$$[\alpha = 0 \Leftrightarrow \text{point A}; \alpha = -\pi \Leftrightarrow \text{point B}]$$

$$\text{Le déplacement selon x de B est : } v_B = \frac{\pi}{2} \cdot C = \frac{\pi}{2} \cdot \frac{FR}{E} \cdot \left[\frac{R^2}{I} - \frac{1}{S} \right].$$

$$\text{Les rotations autour de z en A et B sont : } \omega_A = \frac{FR^2}{EI} \text{ et } \omega_B = \frac{-FR^2}{EI}.$$

2.2 2^{ème} modèle : configuration des côtes 7, 8 et 9

On considère la côte comme une portion de cercle et la tête antérieure est surélevée.



Conditions aux limites :

Soient u et v les déplacements respectivement, selon \vec{x}_1 et \vec{x}_2 et ω le déplacement angulaire selon \vec{z} .

$$\begin{aligned} u_A &= v_A = 0 \\ u_B &\neq 0 \\ v_B &\neq 0 \\ \omega_A &\neq 0 \\ \omega_B &\neq 0 \end{aligned}$$

Torseur de cohésion :

$$\begin{cases} N = F \cdot \left[\sin(\theta) - \frac{d}{L} \cdot \cos(\theta) \right] \\ T = -F \cdot \left[\cos(\theta) + \frac{d}{L} \cdot \sin(\theta) \right] \\ M_f = FR \cdot \left[\sin(\theta) - \frac{d}{L} \cdot (\cos(\theta) + 1) \right] \end{cases} \quad \text{avec } \theta \in [\theta_i; \pi]$$

Diagrammes :

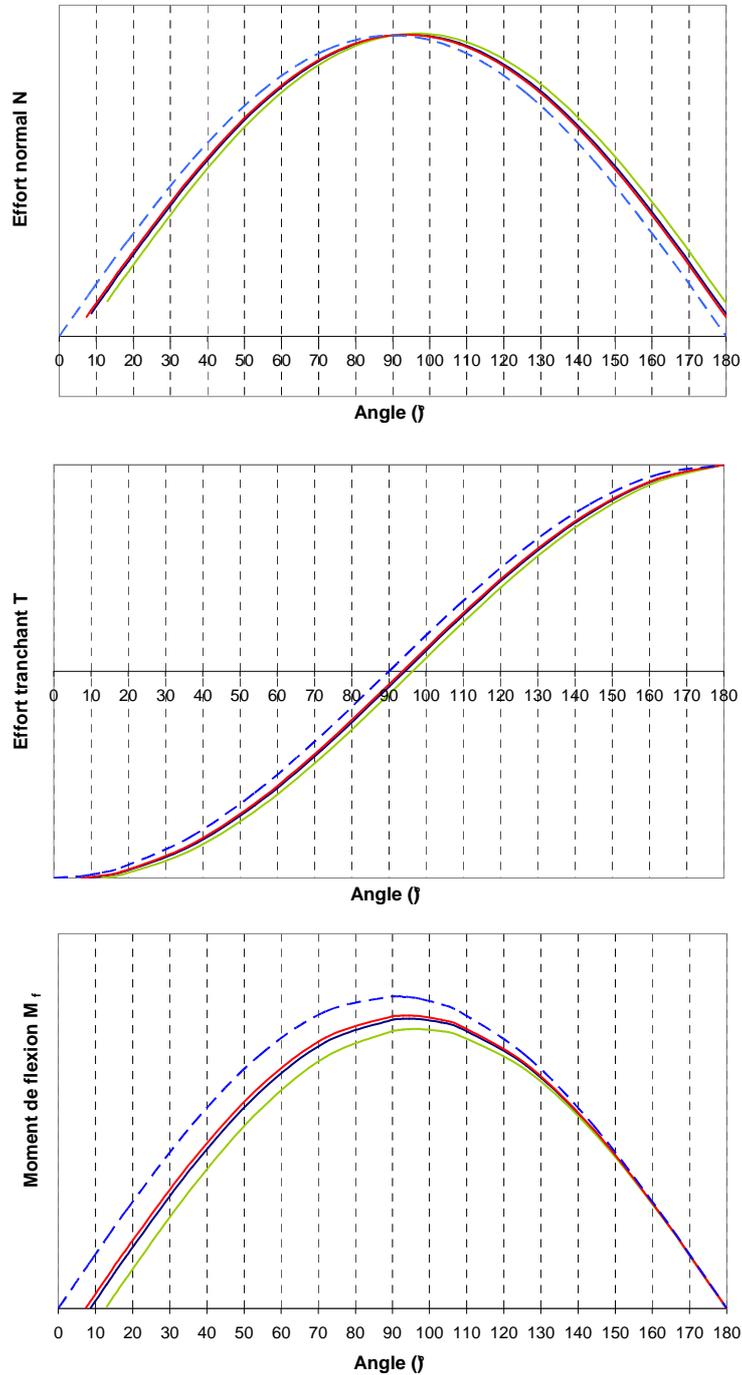
d (mm)	15			
L (mm)	200	R(mm)	101	θ_i (°)
min	135		68	13
max	235		118	7

L : entraxe mesuré entre les godets

d : hauteur de la cale

$$R : \text{rayon tel que : } R = \frac{L^2 - d^2}{2L}$$

On trace les efforts et les moments pour chaque entraxe.



Légende :

- L moyen
- L min
- L max
- - - 1^{er} modèle

Pour ce modèle, on constate que l'effort N max est atteint pour un angle légèrement supérieur à 90° (entre 93 et 97°) et que l'effort T s'annule pour ce même angle. Les différences entre le 1^{er} modèle et le 2^{ième} sont les plus marquées pour le moment M_f. Le fait de rajouter une cale diminue le moment de flexion le long de la poutre.

Déplacements :

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{du}{ds} - \frac{v}{R} = \frac{N}{ES} \\ \frac{dv}{ds} + \frac{u}{R} = \omega \\ \frac{d\omega}{ds} = \frac{M_f}{EI} \end{array} \right. , \text{ on a : } \left\{ \begin{array}{l} \frac{du}{ds} = \frac{du}{d\theta} \cdot \frac{d\theta}{ds} = \frac{1}{R} \cdot \frac{du}{d\theta} \\ \frac{dv}{ds} = \frac{dv}{d\theta} \cdot \frac{d\theta}{ds} = \frac{1}{R} \cdot \frac{dv}{d\theta} \\ \frac{d\omega}{ds} = \frac{d\omega}{d\theta} \cdot \frac{d\theta}{ds} = \frac{1}{R} \cdot \frac{d\omega}{d\theta} \end{array} \right.$$

u et v sont les déplacements selon \vec{x}_1 et \vec{x}_2 ; ω est le déplacement angulaire selon \vec{z} .

$$\begin{aligned} \frac{d\omega}{d\theta} &= \frac{FR^2}{EI} \cdot \left\{ \sin(\theta) - \frac{d}{L} \cdot (\cos(\theta) + 1) \right\} \\ \Rightarrow \omega &= \frac{-FR^2}{EI} \cdot \left\{ \cos(\theta) + 1 + \frac{d}{L} \cdot [\sin(\theta) + (\theta - \pi)] \right\} + \omega_A \\ \frac{du}{d\theta} - v &= \frac{FR}{ES} \cdot \left[\sin(\theta) - \frac{d}{L} \cdot \cos(\theta) \right] \Rightarrow \frac{d^2u}{d\theta^2} - \frac{dv}{d\theta} = \frac{FR}{ES} \cdot \left[\cos(\theta) + \frac{d}{L} \cdot \sin(\theta) \right] \\ \frac{dv}{d\theta} + u &= \frac{-FR^3}{EI} \cdot \left\{ (\cos(\theta) + 1) + \frac{d}{L} \cdot [\sin(\theta) + (\theta - \pi)] \right\} + R\omega_A \\ \Rightarrow \frac{d^2v}{d\theta^2} + \frac{du}{d\theta} &= \frac{-FR^3}{EI} \cdot \left[-\sin(\theta) + \frac{d}{L} \cdot (\cos(\theta) + 1) \right] \\ \Rightarrow \frac{d^2u}{d\theta^2} + u &= R\omega_A - \frac{FR^3}{EI} \cdot \left(1 + \frac{d}{L} \cdot (\theta - \pi) \right) + \frac{FR}{E} \cdot \left(\frac{1}{S} - \frac{R^2}{I} \right) \cdot \left(\cos(\theta) + \frac{d}{L} \cdot \sin(\theta) \right) \\ \Rightarrow \frac{d^2v}{d\theta^2} + v &= \frac{FR}{E} \cdot \left(\frac{R^2}{I} - \frac{1}{S} \right) \cdot \left(\sin(\theta) - \frac{d}{L} \cdot \cos(\theta) \right) - \frac{FR^3}{EI} \cdot \frac{d}{L} \end{aligned}$$

On a donc 2 équations différentielles à résoudre, du type :

$$\begin{cases} \ddot{u}(\theta) + u(\theta) = A + B \cdot \cos(\theta) + C \cdot \sin(\theta) - D \cdot (\theta - \pi) \\ \ddot{v}(\theta) + v(\theta) = -B \cdot \sin(\theta) + C \cdot \cos(\theta) - D \end{cases} \text{ avec } \begin{cases} A = R\omega_A - \frac{FR^3}{EI} \\ B = \frac{FR}{E} \cdot \left[\frac{1}{S} - \frac{R^2}{I} \right] \\ C = \frac{FR}{E} \cdot \frac{d}{L} \cdot \left[\frac{1}{S} - \frac{R^2}{I} \right] \\ D = \frac{FR^3}{EI} \cdot \frac{d}{L} \end{cases}$$

Pour pouvoir résoudre les équations avec la méthode des transformées de Laplace, on opère au changement de variable suivant : $\theta = \alpha + \pi$ avec $\alpha \in [\theta_i - \pi; 0]$ et $d\theta = d\alpha$.

Soit F image de u et G image de v :

$$p^2 F + F = \frac{-Bp}{p^2 + 1} - \frac{C}{p^2 + 1} - \frac{D}{p^2} \Leftrightarrow u(\alpha) = A - \frac{B\alpha}{2} \cdot \sin(\alpha) - \frac{C}{2} \cdot [\sin(\alpha) - \alpha \cdot \cos(\alpha)] - D\alpha \cdot \sin(\alpha)$$

$$p^2 G + G = \frac{B}{p^2 + 1} - \frac{Cp}{p^2 + 1} \Leftrightarrow v(\alpha) = -D + \frac{B}{2} \cdot [\sin(\alpha) - \alpha \cdot \cos(\alpha)] - \frac{C\alpha}{2} \cdot \sin(\alpha)$$

$\alpha = 0 \Leftrightarrow$ point A ; $\alpha = \theta_i - \pi \Leftrightarrow$ point B

Le **déplacement** selon x de **B** est :

$$x_B = v_B \cdot \cos(\theta_i) + u_B \cdot \sin(\theta_i) = \frac{L-R}{R} \cdot v_B + \frac{d}{R} \cdot u_B$$

$$\Rightarrow x_B = \frac{d}{2R} \left(\frac{d^2}{RL} - 1 \right) \cdot \frac{FR}{E} \left(\frac{1}{S} - \frac{R^2}{I} \right) - \frac{d}{L} (L-R) \cdot \frac{FR^2}{EI} + (\theta_i - \pi) \cdot \left[\frac{FR}{2E} \left(\frac{1}{S} - \frac{R^2}{I} \right) + \frac{d^3}{L} \cdot \frac{FR}{EI} \right]$$

Les **rotations** autour de z en **A** et **B** sont :

$$\omega_A = \frac{FR^2}{EI} \text{ et } \omega_B = \frac{-FR^2}{EI} \cdot \left[\frac{L-R}{R} + \frac{d}{L} \cdot \left(\frac{d}{R} + \theta_i - \pi \right) \right].$$

Si on compare ω_A et ω_B , on obtient : $\frac{\omega_B}{\omega_A} = - \left[\frac{L-R}{R} + \frac{d}{L} \cdot \left(\frac{d}{R} + \theta_i - \pi \right) \right].$

Si on compare le déplacement de B obtenu pour le 1^{er} modèle avec celui calculé ici, on a :

$$\frac{x_{B2}}{x_{B1}} = \frac{d}{\pi L} \left[\left(\frac{RL - d^2}{R^2} \right) - \frac{2SR(L-R)}{SR^2 - I} \right] + \left(\frac{\theta_i}{\pi} - 1 \right) \left[\frac{2Sd^3}{L(SR^2 - I)} - 1 \right], \text{ avec } x_{B1}, \text{ le déplacement de B}$$

pour le 1^{er} modèle et x_{B2} , pour le 2^{ième}.

AN :

$$S = 25 \text{ mm}^2$$

$$I = 120 \text{ mm}^4$$

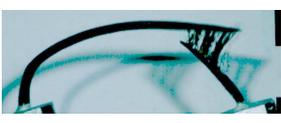
$$d = 15 \text{ mm}$$

L (mm)	ω_B / ω_A	x_{B2} / x_{B1}
200	0,78	0,95
135	0,68	0,92
235	0,81	0,96

Pour le ratio des rotations, on remarque que plus l'entraxe L est grand, plus la différence entre ω_A et ω_B s'amointrit. On note donc une différence d'amplitude de rotation entre la tête antérieure B et la tête postérieure A ; la rotation postérieure est légèrement plus grande que celle antérieure. Avec un test de Wilcoxon effectué sur les amplitudes de rotation des côtes 7, 8 et 9, on constate que pour les essais, il n'y a aucune différence significative ($p = 0.94$) entre ω_A et ω_B . Les données ont donc été traitées sans discriminer les côtes testées avec une cale. Au niveau du déplacement sur x, on constate que la différence entre les modèles est quasiment négligeable.

3 Analyse des essais et des simulations

3.1 Localisation des fractures

Référence	Fracture	Référence	Rupture location
T252 Côte 4 G		T252 Côte 5 D	
T548 Côte 4 D		T548 Côte 5 D	
T522 Côte 4 G		T522 Côte 5 D	
T544 Côte 4 G		T544 Côte 5 G	
T176 Côte 4 D		T176 Côte 5 G	
Référence	Rupture location	Référence	Rupture location
T252 Côte 6 D		T252 Côte 7 G	
T548 Côte 6 G		T548 Côte 7 D	
T522 Côte 6 G		T522 Côte 7 D	
T544 Côte 6 G		T544 Côte 7 G	
T176 Côte 6 G		T176 Côte 7 G	

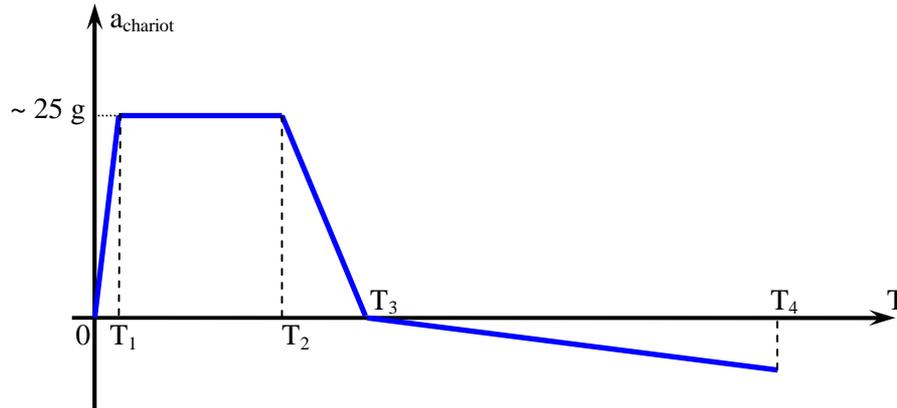
Référence	Rupture location	Référence	Rupture location
T252 Côte 8 G		T252 Côte 9 G	
T548 Côte 8 D		T548 Côte 9 D	
T522 Côte 8 G		T522 Côte 9 G	
T544 Côte 8 D		T544 Côte 9 G	
T176 Côte 8 G		T176 Côte 9 G	

3.2 Courbes des essais

Pour les 30 côtes testées, on trace sur un même graphique (lorsque les mesures sont disponibles) l'accélération du chariot, son déplacement, les rotations des godets, l'effort et le déclenchement, en fonction du temps.

Le déclenchement correspond au bilame collé en face avant du pendule (celle qui impacte le nid d'abeille) ; il permet de déclencher la chaîne d'acquisition. Le plateau de tension du déclenchement nous permet de connaître l'instant $t_{initial}$ du contact entre le nid d'abeille et le pendule, et l'instant t_{final} , à partir duquel il n'y a plus de contact, c'est-à-dire, le chariot est libre en déplacement. On constate que la durée moyenne de contact ($\Delta = t_{final} - t_{initial}$) est d'environ 15 ms. Dans ce laps de temps, le nid d'abeille s'écrase, et l'effort fourni permet de déplacer le chariot et de le mettre en vitesse. Comme les conditions initiales des essais sont identiques (les mêmes angles de lâché et d'impact de, respectivement, 34° et 5°), le début des essais est pour $t = 50$ ms.

Le profil de l'accélération est de ce type :



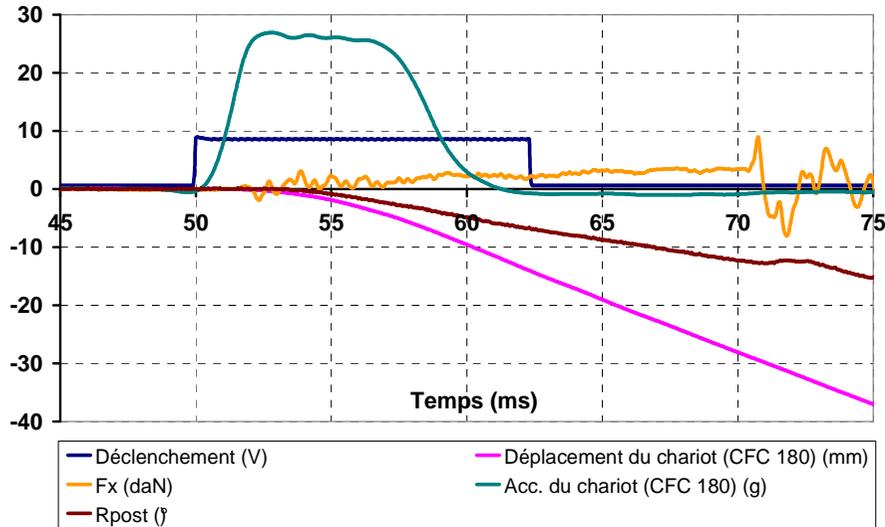
de 0 à T_1 : le pendule entre en contact avec le nid d'abeille, le « pré-crush » lui permet de commencer à s'écraser ; l'accélération du chariot augmente brusquement, mais son déplacement est négligeable ;

de T_1 à T_2 : le nid d'abeille s'écrase à effort quasi-constant entraînant une accélération constante du chariot : $F_{NIDA} = M_{chariot} \cdot a_{chariot}$;

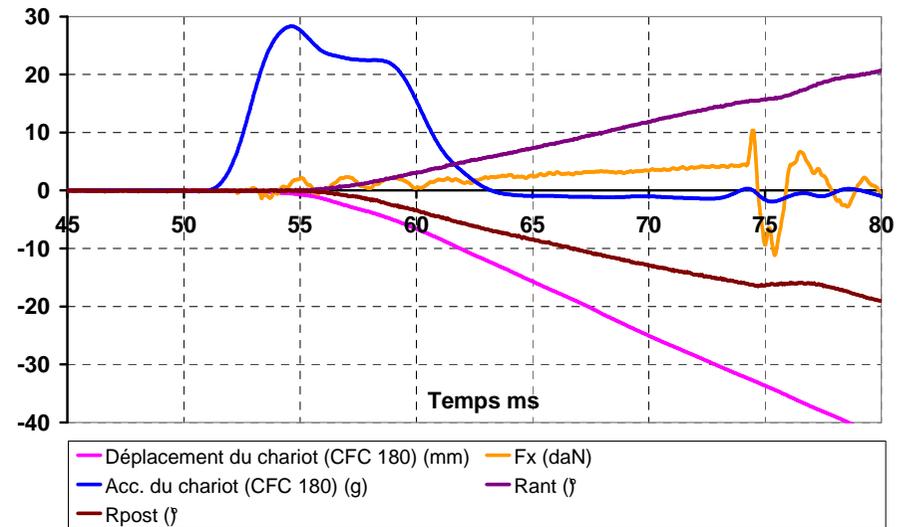
de T_2 à T_3 : c'est la phase de rebond, la vitesse du chariot continue à augmenter le chariot est libre ;

de T_3 à T_4 : le chariot est soumis à l'effort de résistance de la côte et décélère.

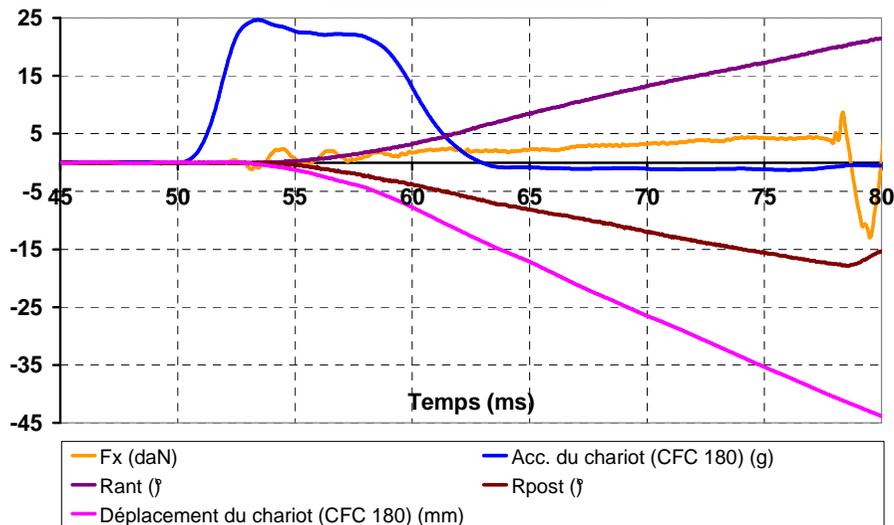
Côte 4G du thorax T252



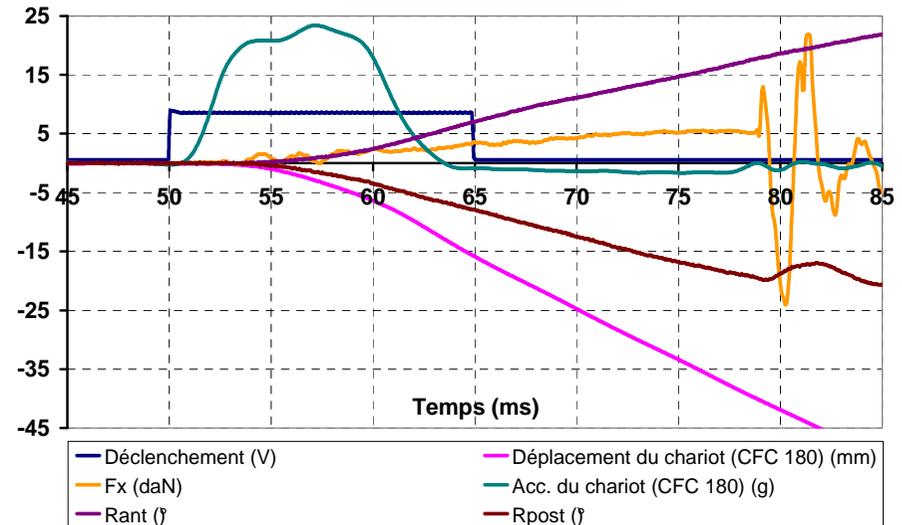
Côte 5D du thorax T252



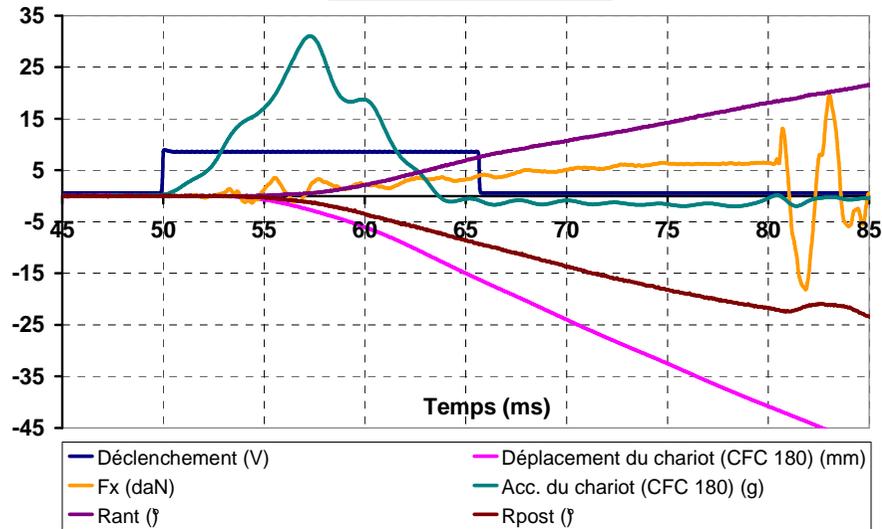
Côte 6D du thorax T252



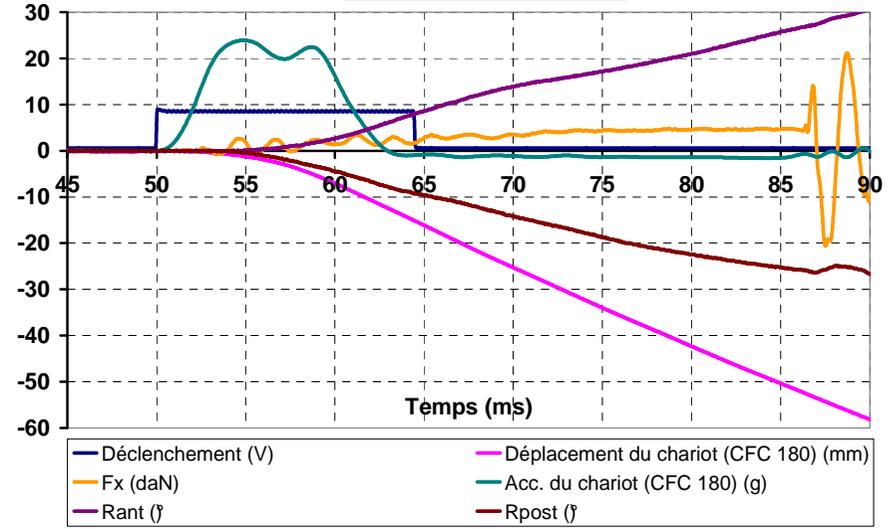
Côte 7G du thorax T252



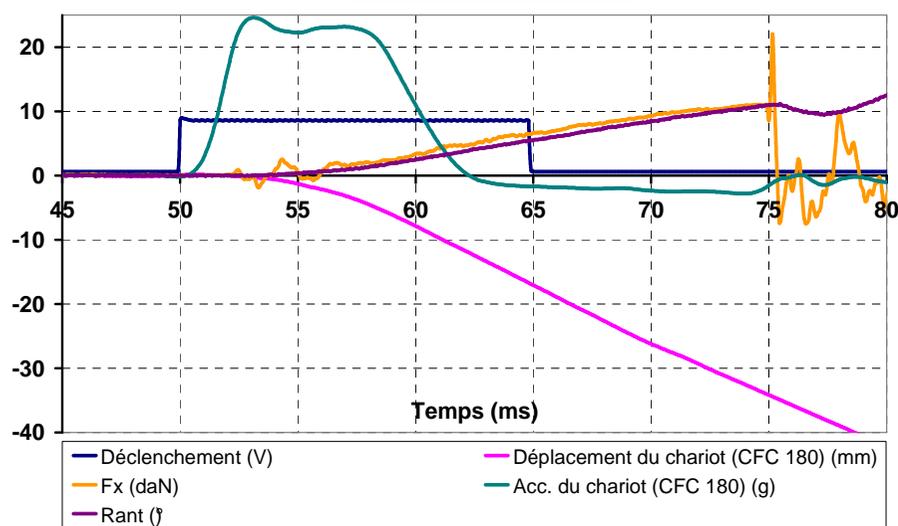
Côte 8G du thorax T252



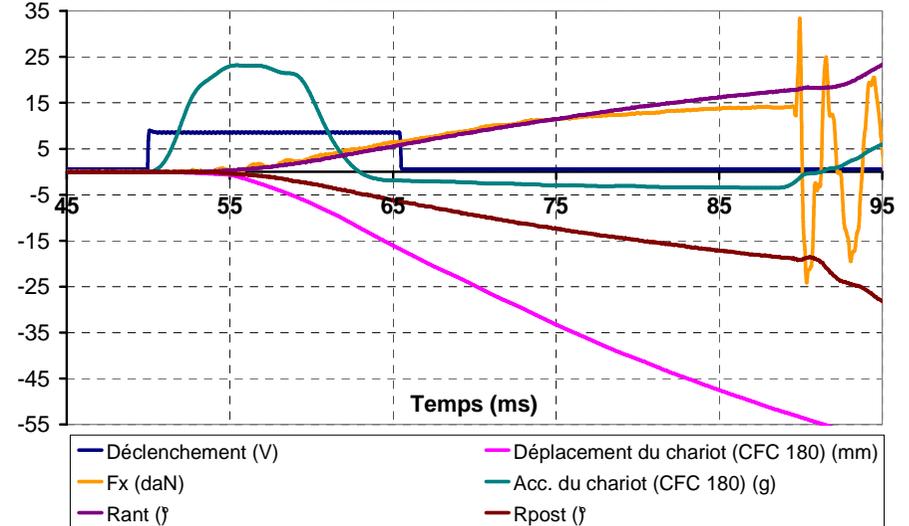
Côte 9G du thorax T252



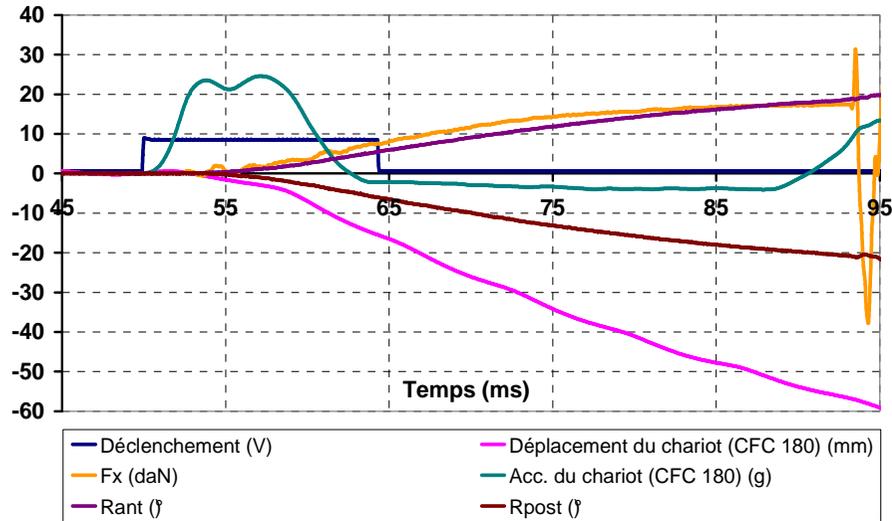
Côte 4D du thorax T548



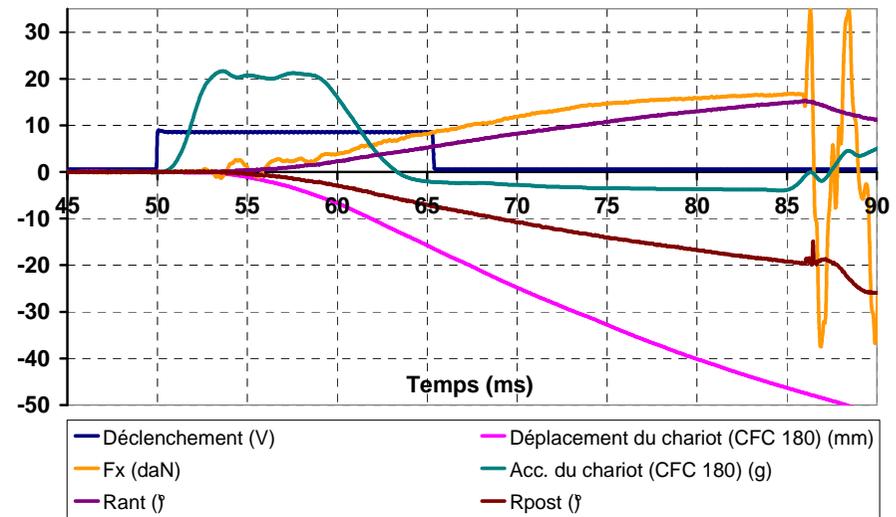
Côte 5D du thorax T548



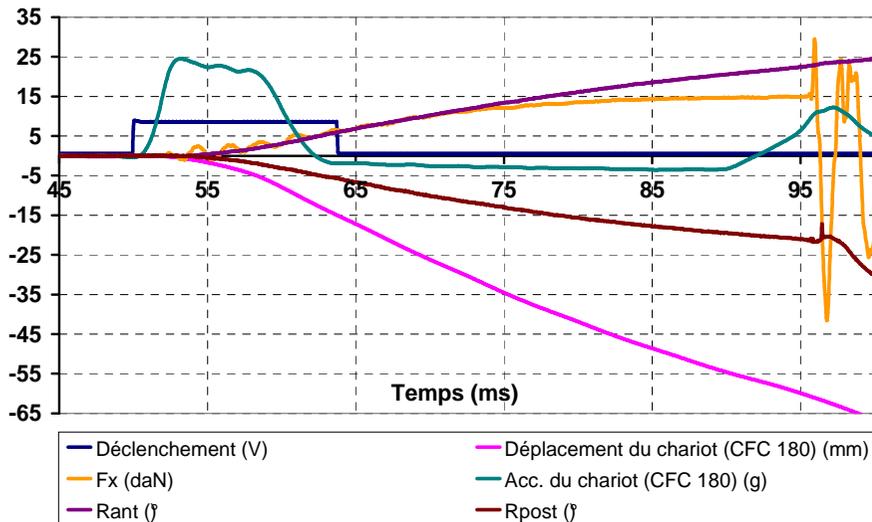
Côte 6G du thorax T548



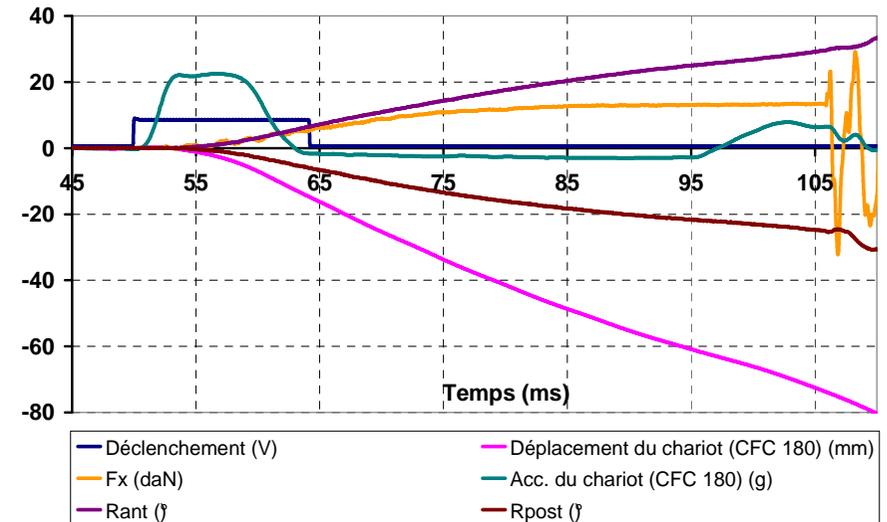
Côte 7D du thorax T548



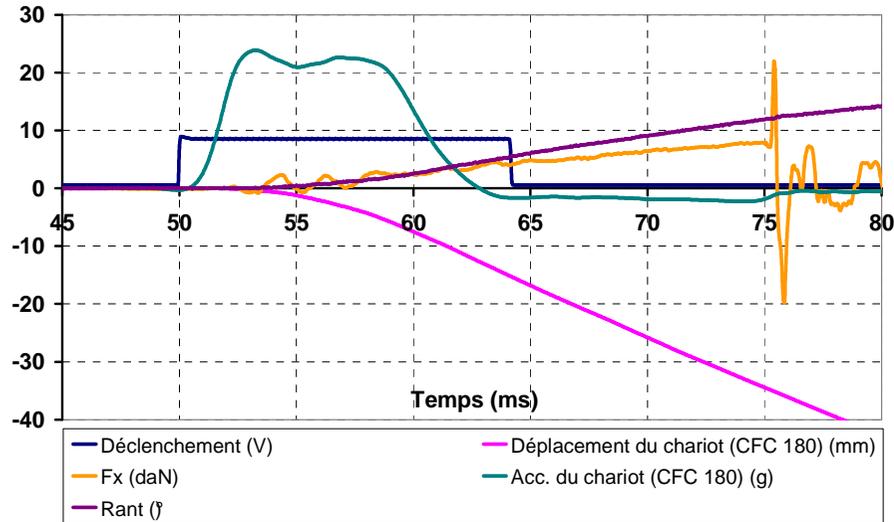
Côte 8D du thorax T548



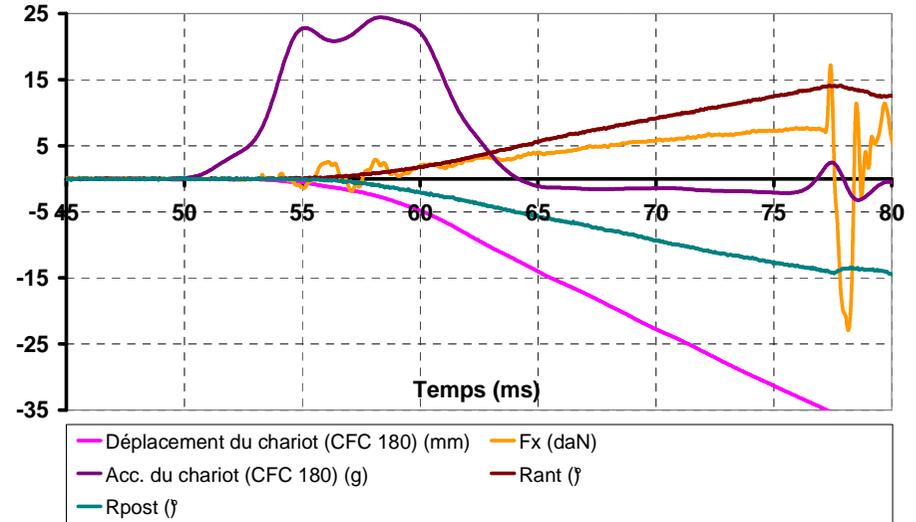
Côte 9D du thorax T548



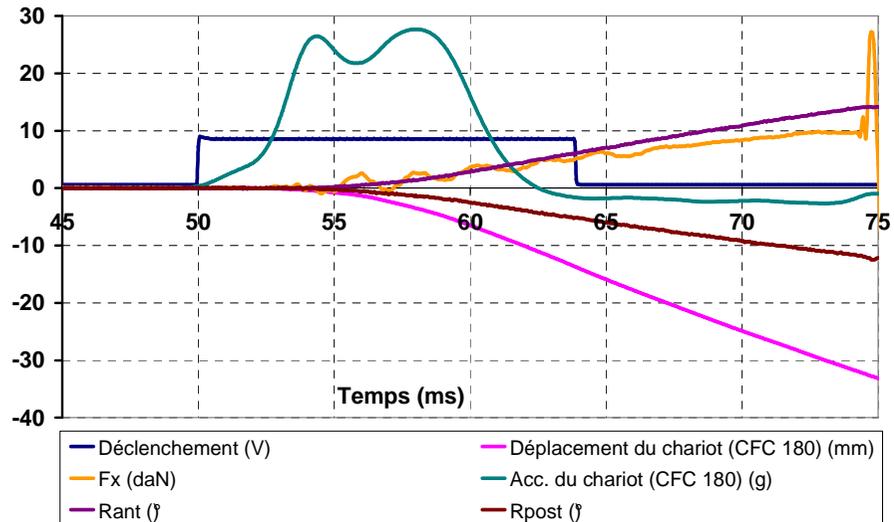
Côte 4G du thorax T522



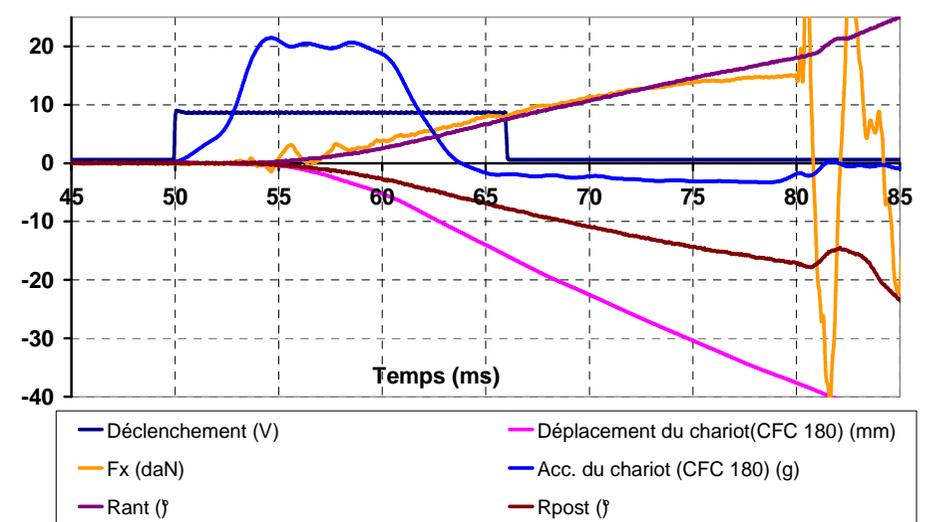
Côte 5D du thorax T522



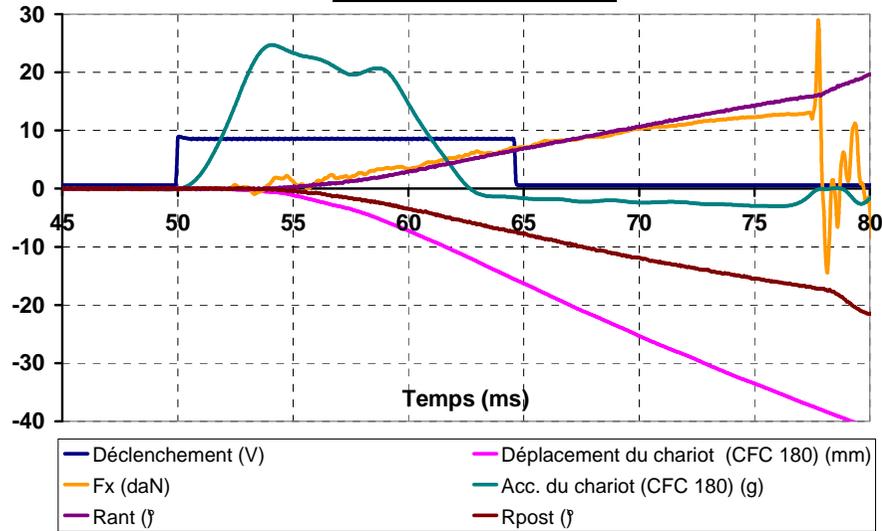
Côte 6G du thorax T522



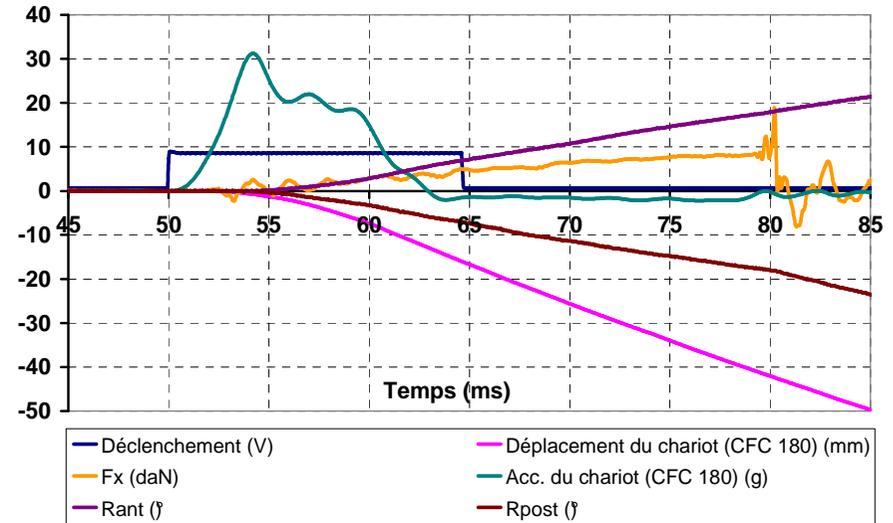
Côte 7D du thorax T522



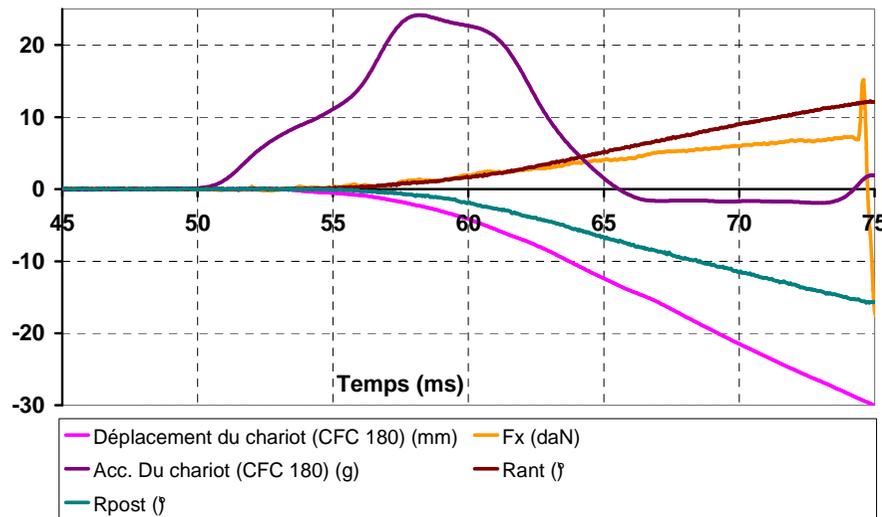
Côte 8G du thorax T522



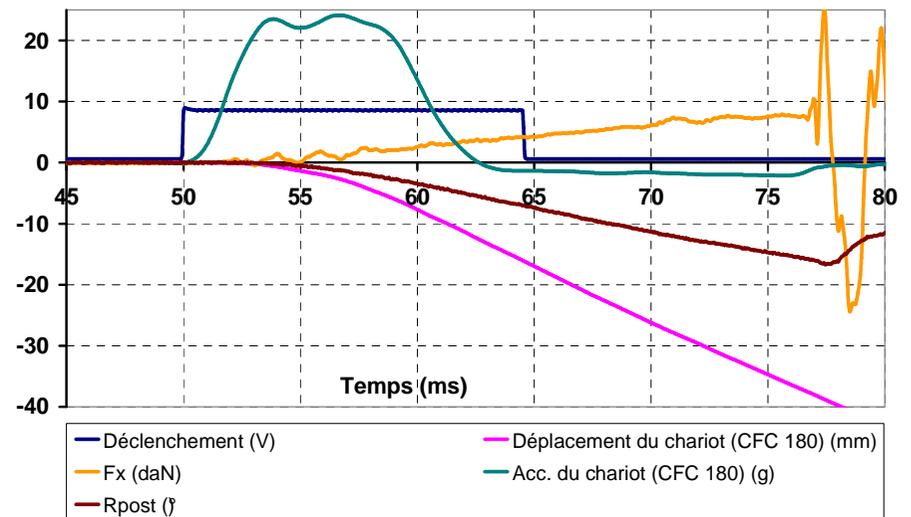
Côte 9G du thorax T522



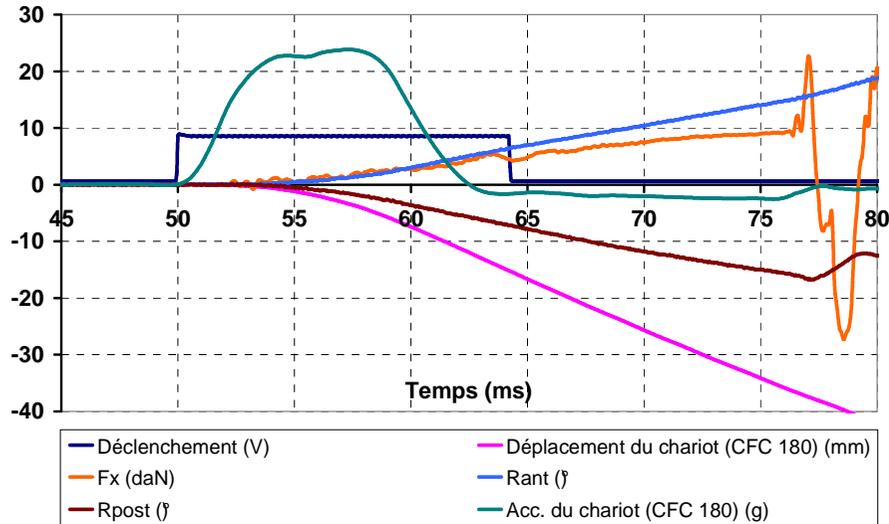
Côte 4D du thorax T544



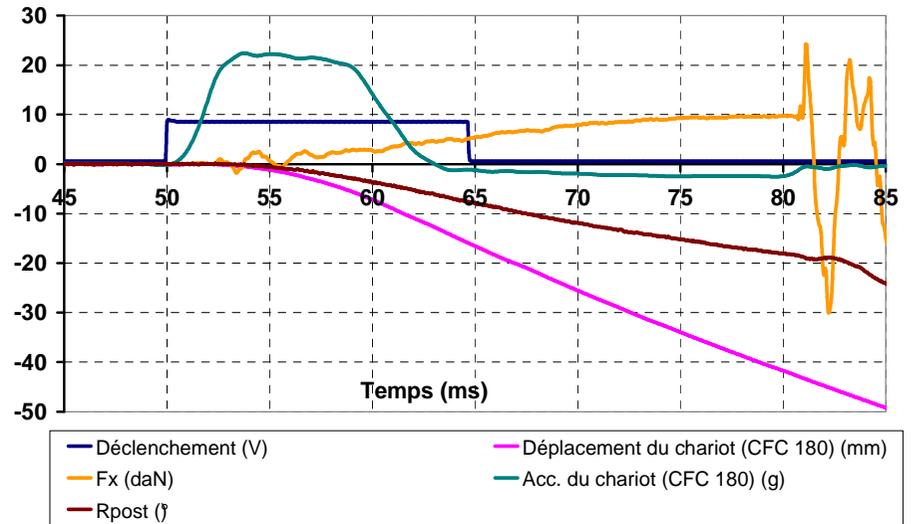
Côte 5G du thorax T544



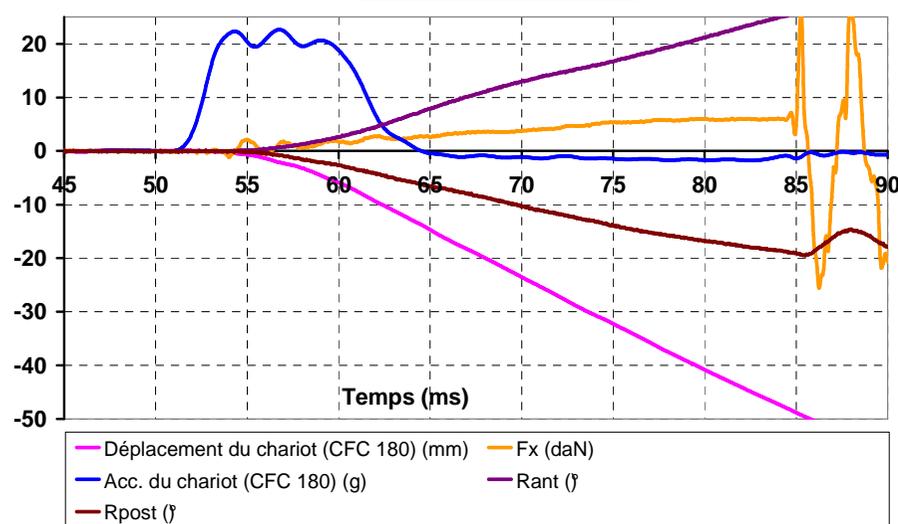
Côte 6G du thorax T544



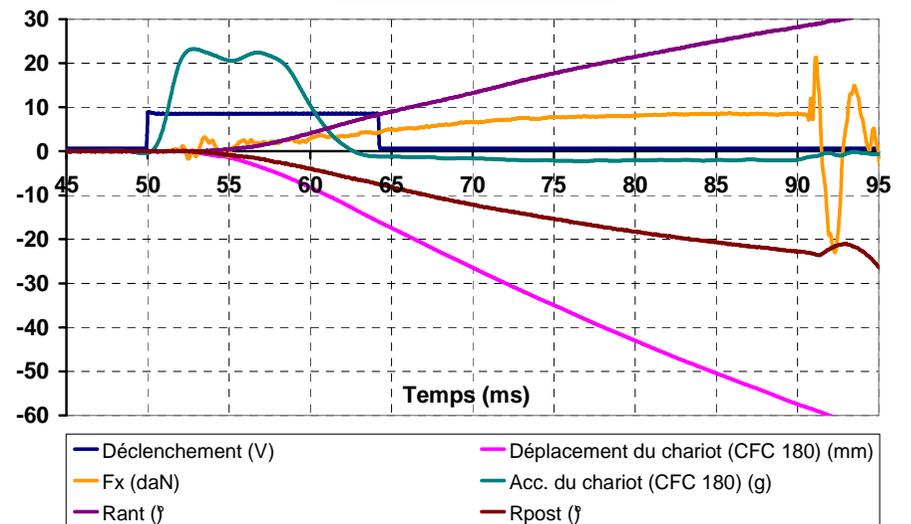
Côte 7G du thorax T544



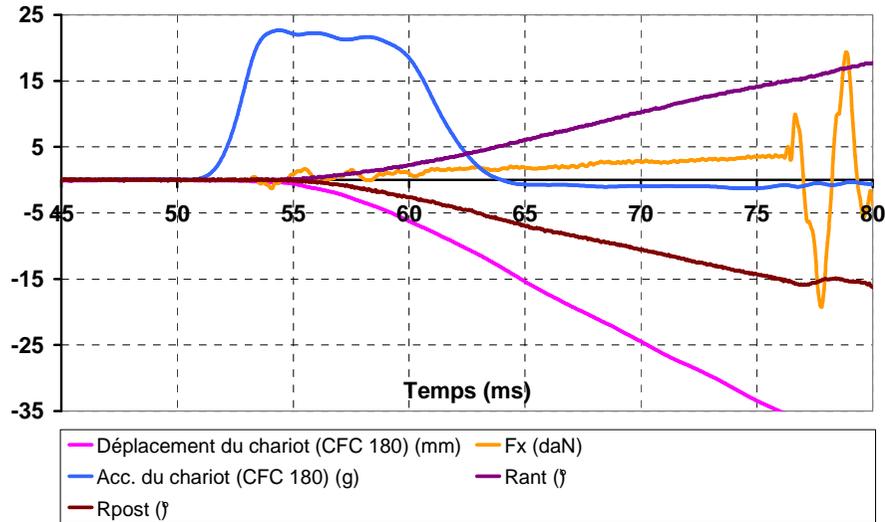
Côte 8D du thorax T544



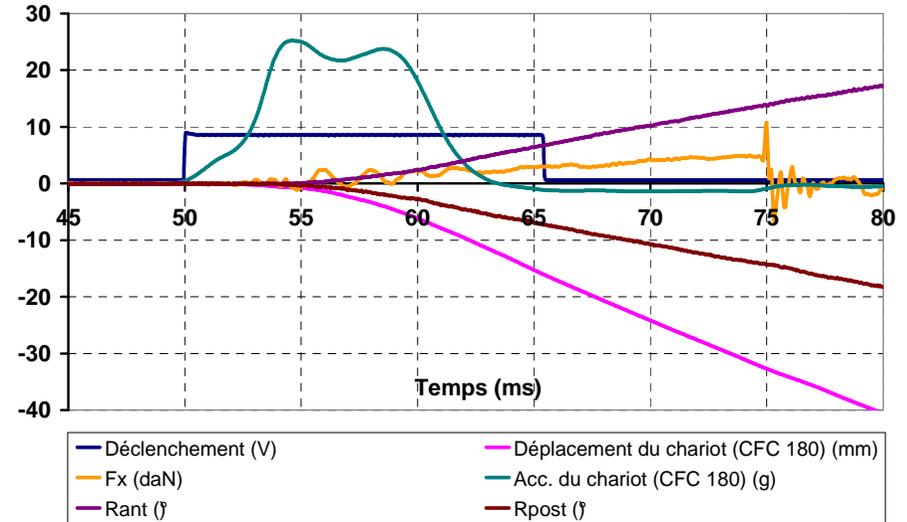
Côte 9G du thorax T544



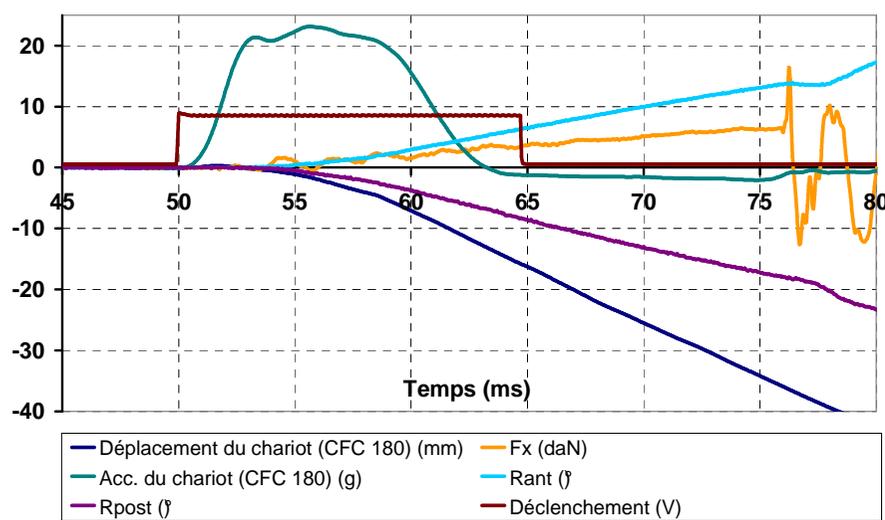
Côte 4D du thorax T176



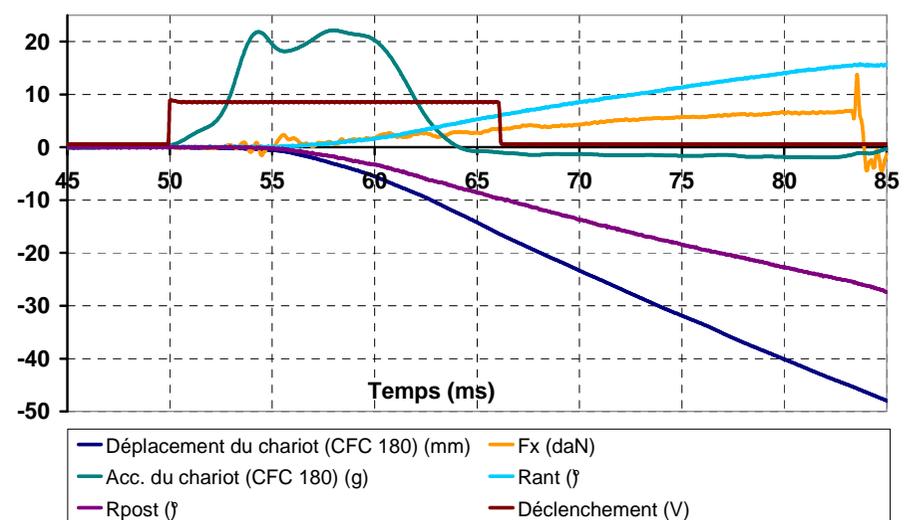
Côte 5G du thorax T176



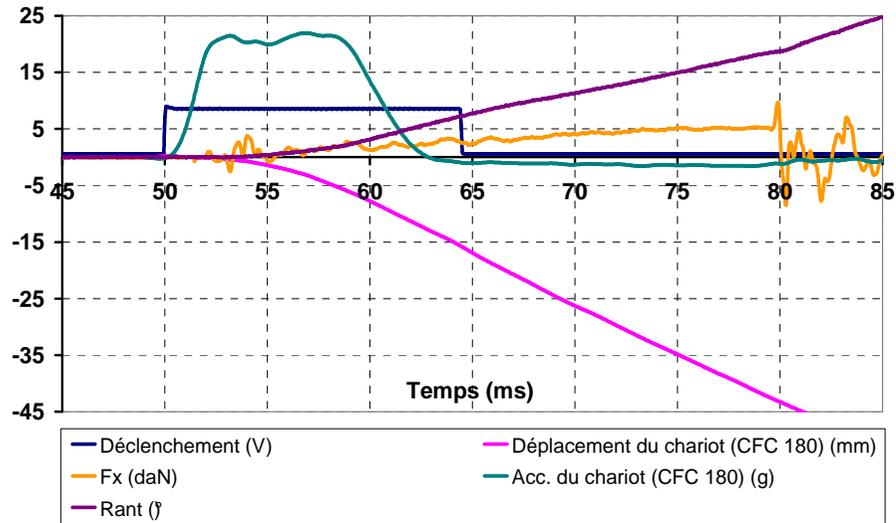
Côte 6G du thorax T176



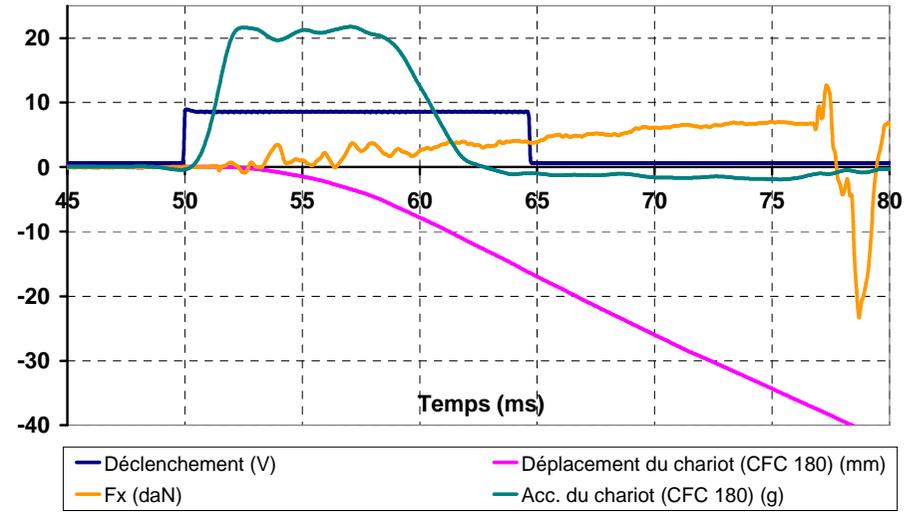
Côte 7G du thorax T176



Côte 8G du thorax T176



Côte 9G du thorax T176



4.3 Paramètres mécaniques

4.3.1 Paramètres mesurés

Tableau 24. Paramètres mécaniques mesurés sur les courbes.

Référence	Niveau	L_e (mm)	d_{max} (mm)	d_{max}/L_e (%)	F_{max} (N)	R_{ant} (°)	R_{post} (°)
T252	4 G	135	28,5	21,1	34		-12
	5 D	166	32,2	19,4	44	15	-16
	6 D	190	39,7	25,5	43	20	-17
	7 G	184	38,1	20,7	55	17	-19
	8 G	195	40,8	20,9	64	18	-22
	9 G	184	51,3	27,9	48	26	-26
	moyenne		38,4	22,6	48	19	-19
T548	4 D	177	34,0	19,2	110	11	
	5 D	190	45,8	25,1	141	18	-19
	6 G	205	56,8	27,7	174	19	-21
	7 D	220	47,3	21,5	167	15	-20
	8 D	212	60,3	28,4	149	23	-21
	9 D	205	53,4	24,6	135	30	-25
	moyenne		49,6	24,4	146	19	-21
T522	4 G	175	34,5	19,7	79	12	
	5 D	194	34,5	17,8	76	14	-14
	6 G	197	31,8	16,2	96	14	-12
	7 D	217	37,6	17,3	150	18	-17
	8 G	221	37,2	16,8	129	16	-17
	9 G	218	40,7	18,7	82	17	-18
	moyenne		36,1	17,8	102	15	-15
T544	4 D	195	28,8	14,8	72	12	-15
	5 G	219	36,3	16,6	78		-15
	6 G	233	36,2	15,5	92	15	-16
	7 G	235	42,6	18,1	97		-18
	8 D	226	47,8	21,1	60	25	-19
	9 G	218	57,6	26,4	85	28	-23
	moyenne		41,5	18,7	81	20	-18
T176	4 D	168	35,3	19,8	36	15	-15
	5 G	186	31,5	16,9	49	13	-14
	6 G	193	35,9	18,6	64	14	-18
	7 G	200	45,3	22,6	68	15	-25
	8 G	196	41,6	21,2	53	18	
	9 G	177	35,6	20,1	69		
	moyenne		37,5	19,9	56	15	-18

Tableau 25. Moyenne des paramètres mesurés par niveau costal.

Niveau costal		d_{\max} (mm)	d_{\max}/L_e (%)	F_{\max} (N)	R_{ant} (°)	R_{post} (°)
4	<i>moyenne</i>	32	19	66	12	-14
	<i>max</i>	35	21	110	15	-12
	<i>min</i>	29	15	34	11	-15
5	<i>moyenne</i>	36	19	77	15	-16
	<i>max</i>	46	25	141	18	-14
	<i>min</i>	32	17	44	13	-19
6	<i>moyenne</i>	40	21	94	16	-17
	<i>max</i>	57	28	174	20	-12
	<i>min</i>	32	16	43	14	-21
7	<i>moyenne</i>	42	20	107	16	-20
	<i>max</i>	47	23	167	18	-17
	<i>min</i>	38	17	55	15	-25
8	<i>moyenne</i>	46	22	91	20	-20
	<i>max</i>	60	28	149	25	-17
	<i>min</i>	37	17	53	16	-22
9	<i>moyenne</i>	48	24	84	25	-23
	<i>max</i>	58	28	135	30	-18
	<i>min</i>	36	19	48	17	-26

4.3.2 Paramètres dérivés

Tableau 26. Paramètres mécaniques dérivés des courbes.

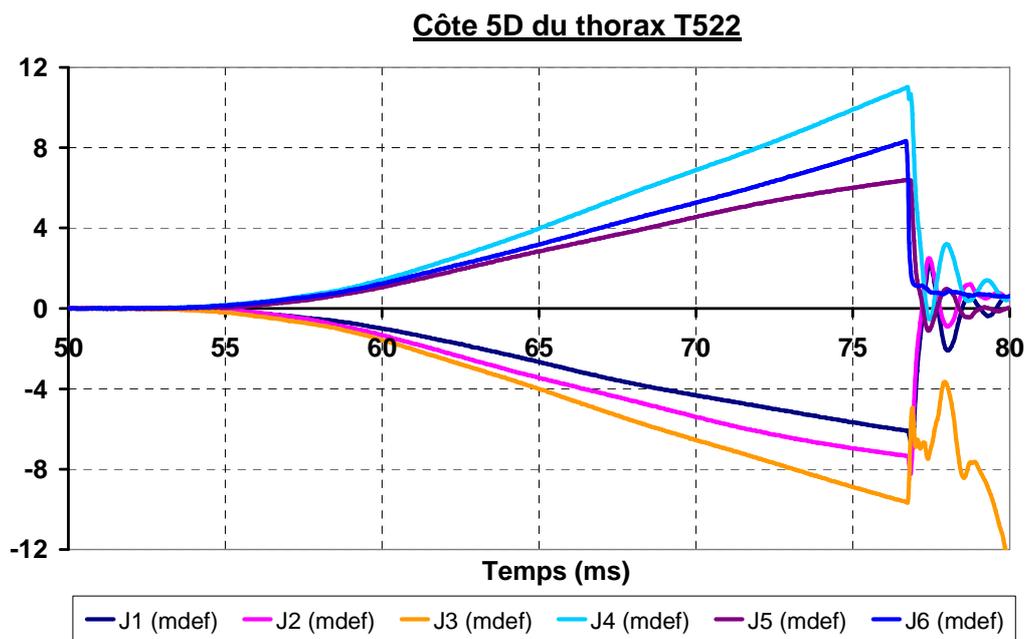
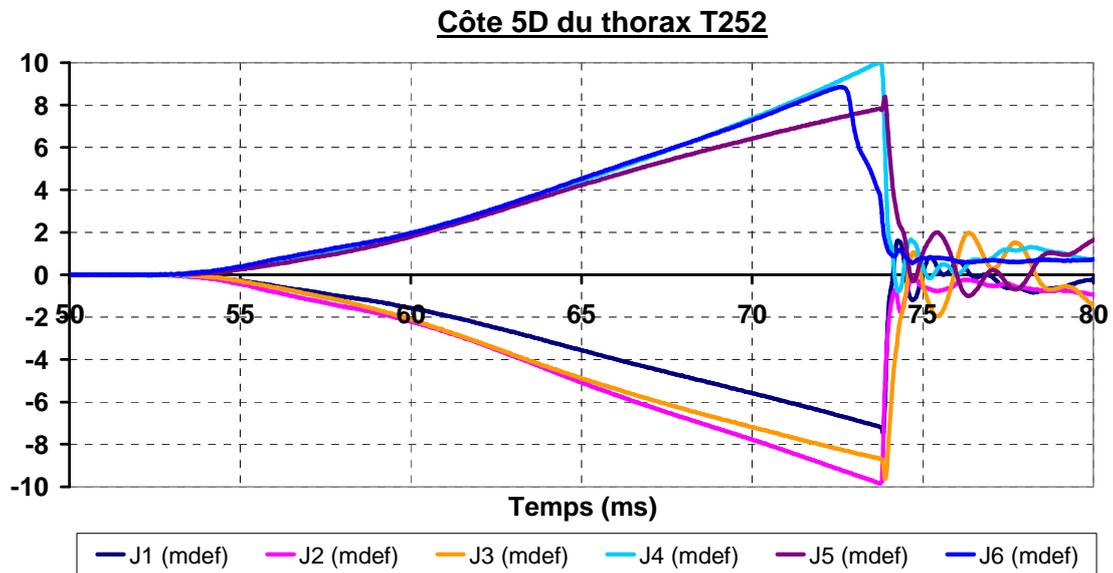
Référence	Niveau	v (m/s)	ω_{ant} (rad/s)	ω_{post} (rad/s)	K (N/m)	W (J)
T252	4 G	1,85		-12,6	799	0,33
	5 D	1,83	15,4	-15,4	1201	0,62
	6 D	1,82	16,1	-13,4	897	0,71
	7 G	1,80	13,9	-15,2	1391	1,01
	8 G	1,76	13,5	-16,3	1729	1,44
	9 G	1,73	15,1	-14,5	1001	1,32
	<i>moyenne</i>	1,80	14,8	-14,6	1170	0,90
T548	4 D	1,77	10,0		3280	1,90
	5 D	1,58	9,3	-9,6	3723	3,90
	6 G	1,49	8,5	-9,5	4869	7,85
	7 D	1,59	8,8	-11,2	4600	5,14
	8 D	1,48	9,5	-8,9	4044	7,35
	9 D	1,43	9,8	-8,1	3845	5,48
	<i>moyenne</i>	1,56	9,3	-9,5	4060	5,27
T522	4 L	1,81	10,8		2068	1,23
	5 R	1,76	12,4	-12,4	2177	1,30
	6 L	1,80	13,7	-11,3	3007	1,52
	7 R	1,64	13,7	-12,8	4357	3,08
	8 L	1,75	13,1	-13,6	3643	2,52
	9 L	1,74	13,1	-12,9	2046	1,70
	<i>moyenne</i>	1,75	12,8	-12,6	2883	1,89
T544	4 R	1,78	13,0	-16,7	2388	0,99
	5 L	1,80		-13,1	1876	1,24
	6 L	1,78	12,6	-13,2	2640	1,73
	7 L	1,73		-12,6	2893	2,63
	8 R	1,74	15,8	-11,8	1311	1,50
	9 L	1,64	14,0	-10,8	2291	3,80
	<i>moyenne</i>	1,74	13,8	-13,0	2233	1,98
T176	4 R	1,82	14,2	-13,5	830	0,52
	5 L	1,80	13,6	-13,5	1152	0,57
	6 L	1,81	11,9	-15,6	1628	1,05
	7 L	1,73	10,5	-16,7	1540	1,58
	8 L	1,79	13,3		1277	1,11
	9 L	1,77			1702	1,08
	<i>moyenne</i>	1,79	12,7	-14,8	1355	0,98

Tableau 27. Moyenne des paramètres dérivés selon le niveau costal.

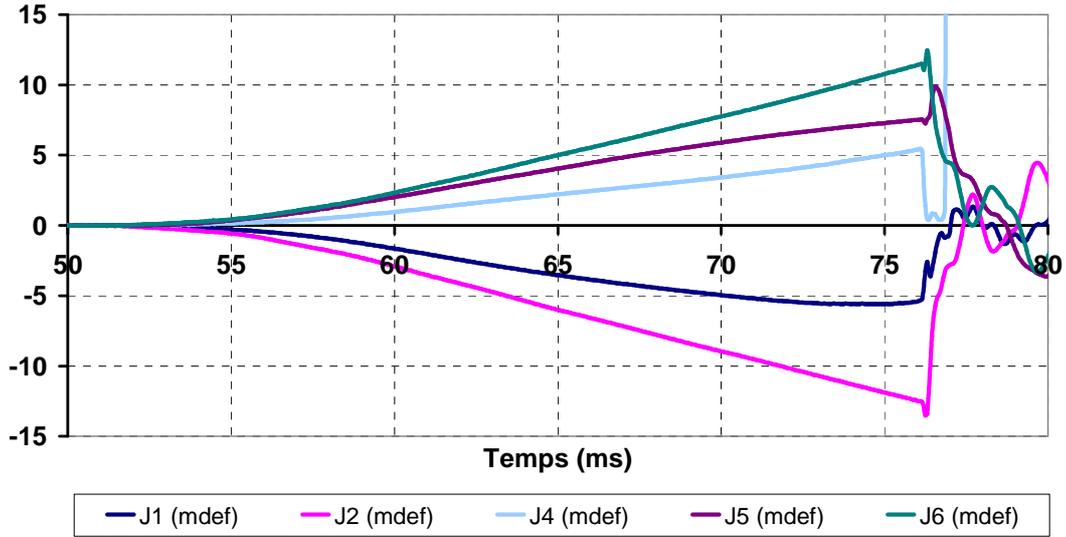
Niveau costal		v (m/s)	ω_{ant} (rad/s)	ω_{post} (rad/s)	K (N/m)	W (J)
4	<i>moyenne</i>	1,80	12	-14	1873	1,0
	<i>max</i>	1,85	14	-13	3280	1,9
	<i>min</i>	1,77	10	-17	799	0,3
5	<i>moyenne</i>	1,75	13	-13	2026	1,5
	<i>max</i>	1,83	15	-10	3723	3,9
	<i>min</i>	1,58	9	-15	1152	0,6
6	<i>moyenne</i>	1,74	13	-13	2608	2,6
	<i>max</i>	1,82	16	-9	4869	7,9
	<i>min</i>	1,49	8	-16	897	0,7
7	<i>moyenne</i>	1,70	12	-14	2956	2,7
	<i>max</i>	1,80	14	-11	4600	5,1
	<i>min</i>	1,59	9	-17	1391	1,0
8	<i>moyenne</i>	1,70	13	-13	2401	2,8
	<i>max</i>	1,79	16	-9	4044	7,4
	<i>min</i>	1,48	10	-16	1277	1,1
9	<i>moyenne</i>	1,66	13	-12	2177	2,7
	<i>max</i>	1,77	15	-8	3845	5,5
	<i>min</i>	1,43	10	-15	1001	1,1

3.3 Courbes de déformations

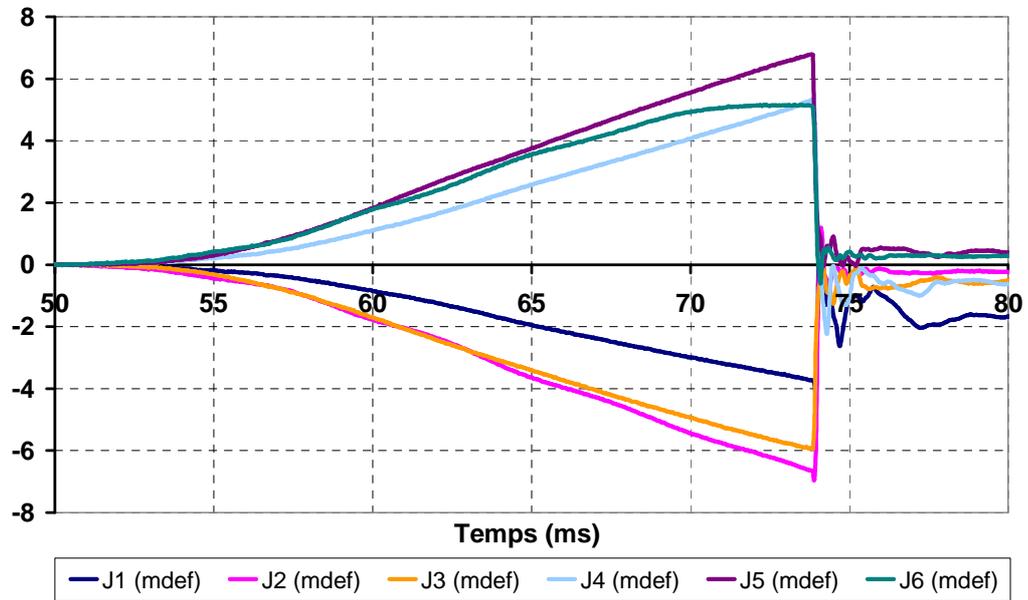
Les courbes suivantes représentent les déformations (exprimées en mdef) mesurées par les jauges en fonction du temps.



Côte 5G du thorax T544



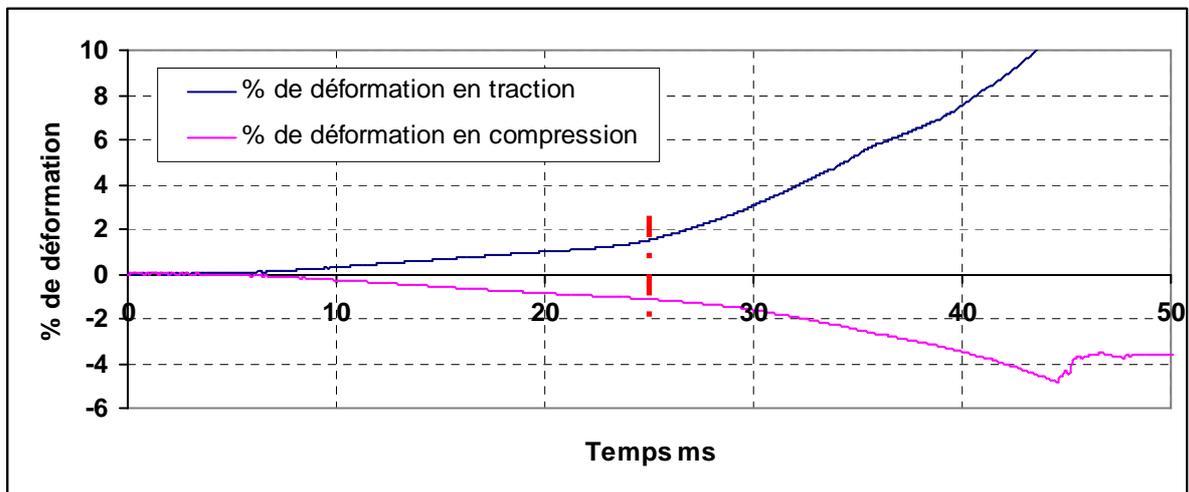
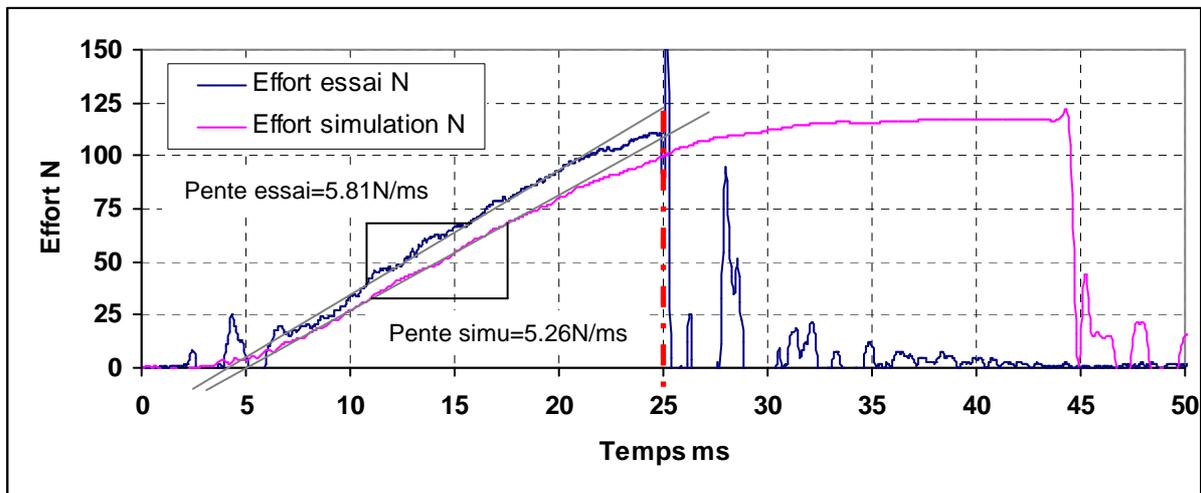
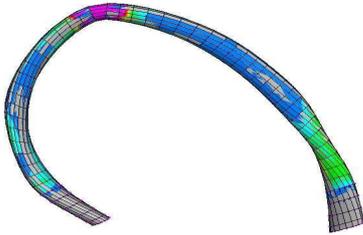
Côte 5G du thorax T176



3.4 Résultats des simulations

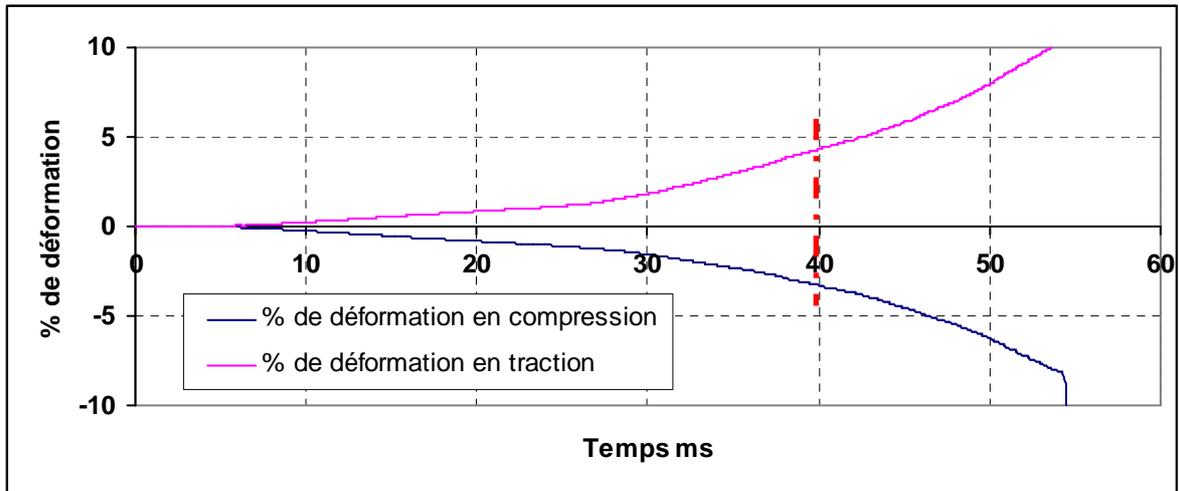
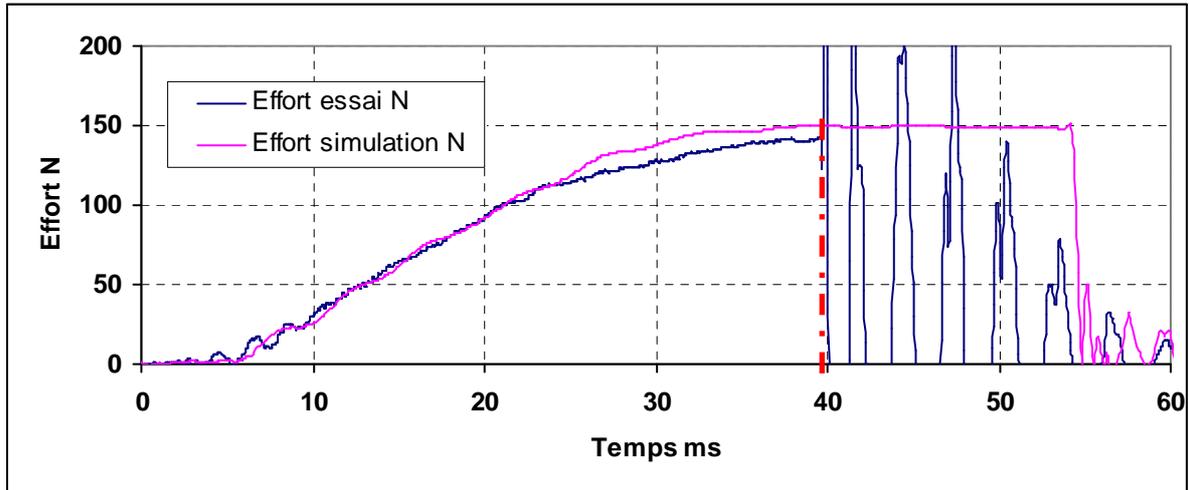
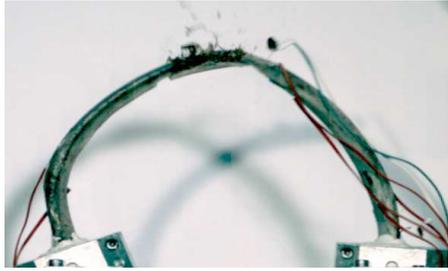
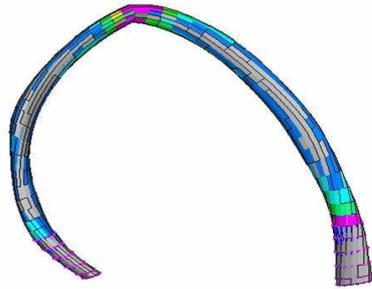
3.4.1 Thorax T548

3.4.1.1 Côte 4D



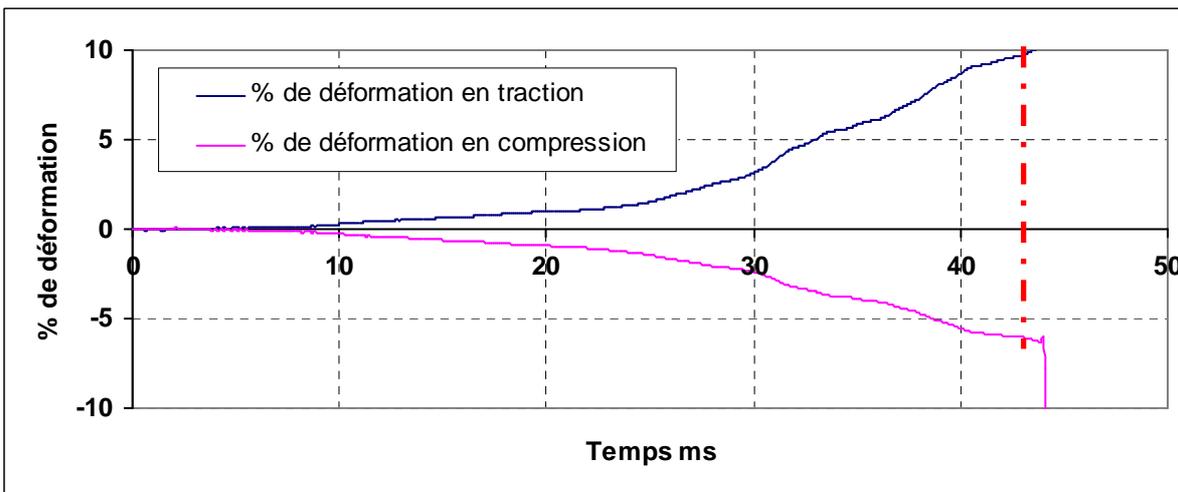
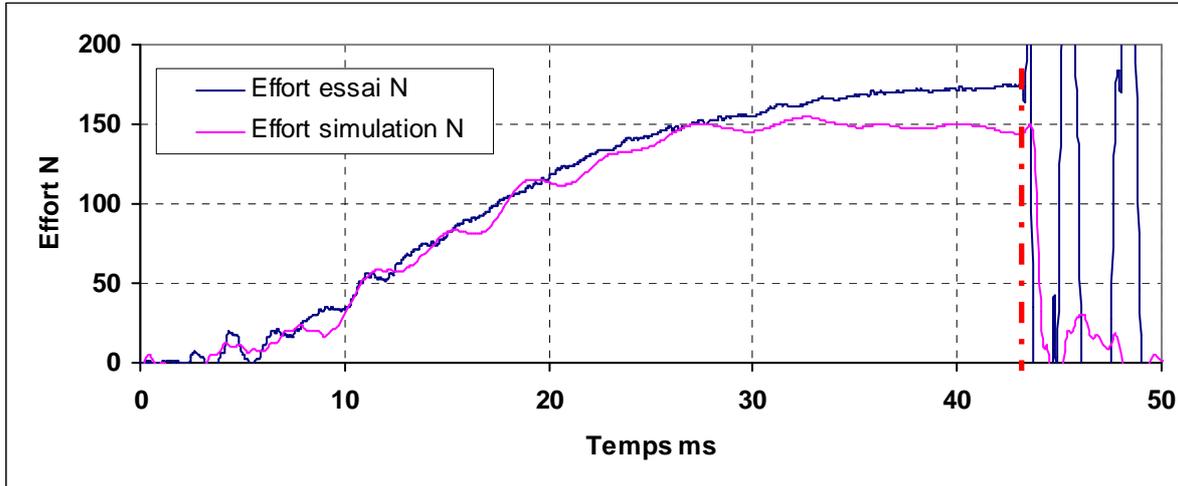
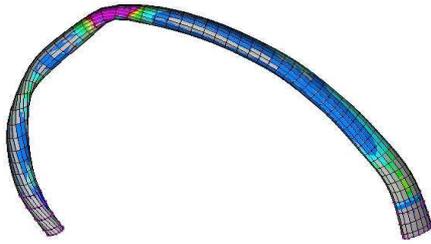
<i>Essai</i> $T_{rupture}$	F_{max}	Déf. max en traction	Déf. max en compression	<i>Modèle</i> $T_{rupture}$
25 ms	<i>Test:</i> 110 N <i>Model:</i> 100 N	1.5 %	-1.1 %	44 ms

3.4.1.2 Côte 5D



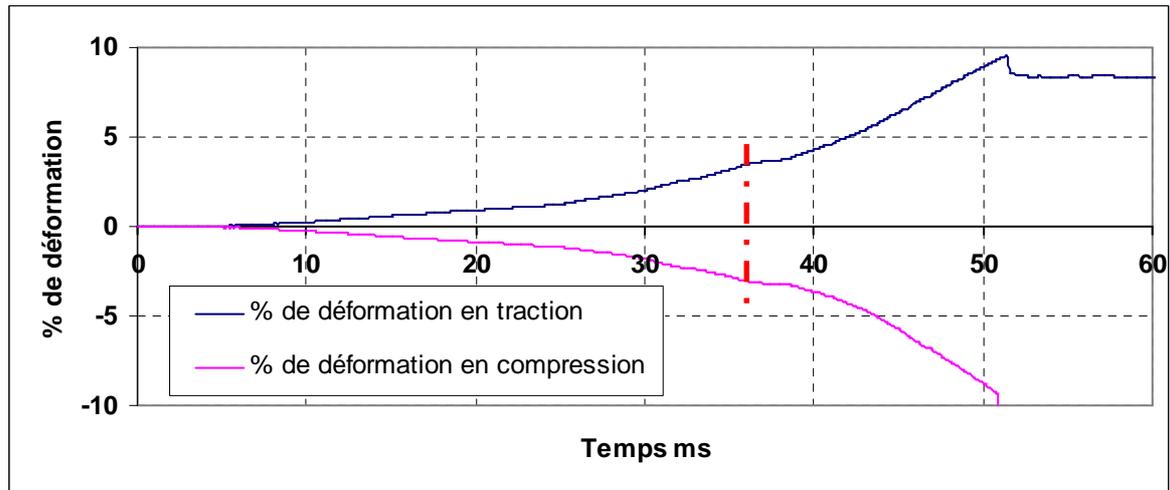
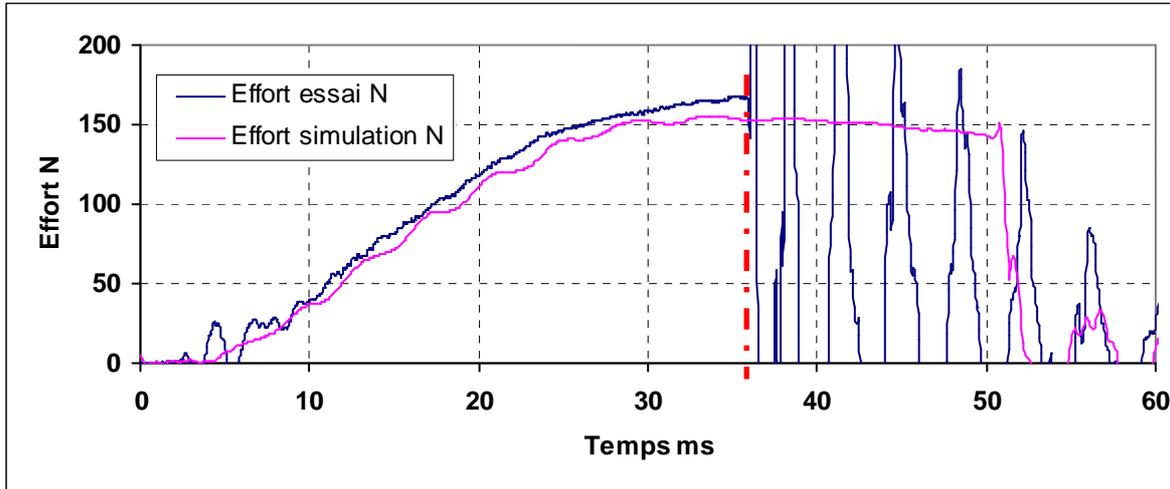
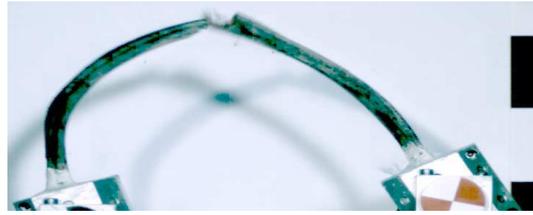
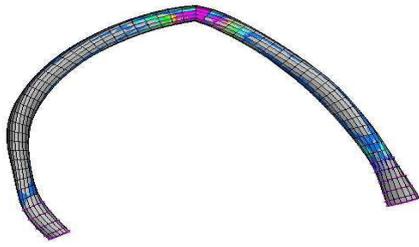
<i>Essai</i> $T_{rupture}$	F_{max}	Déf. max en traction	Déf. max en compression	<i>Modèle</i> $T_{rupture}$
40 ms	<i>Test:</i> 141 N <i>Model:</i> 150 N	4.3 %	-3.3 %	54 ms

3.4.1.3 Côte 6G



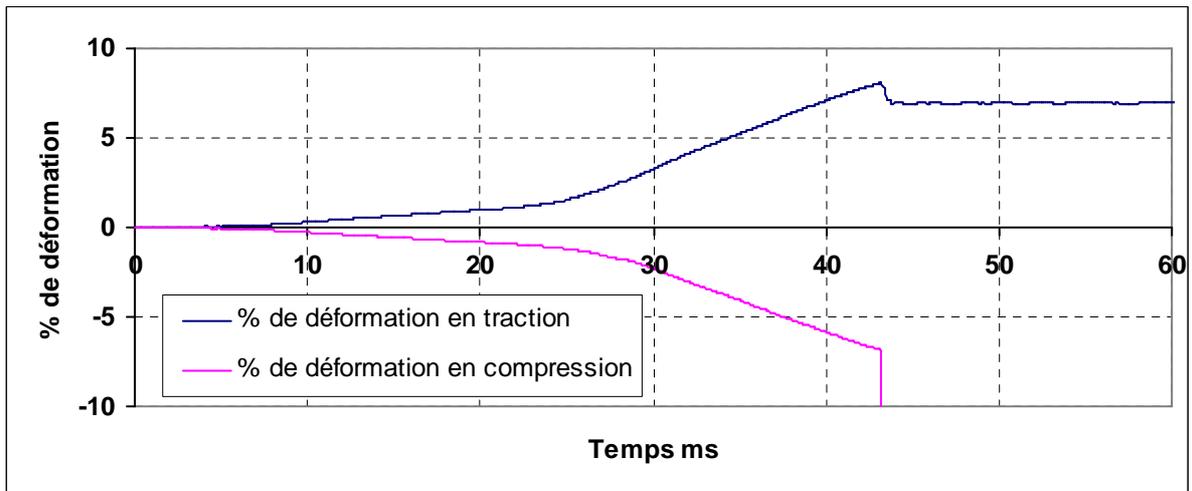
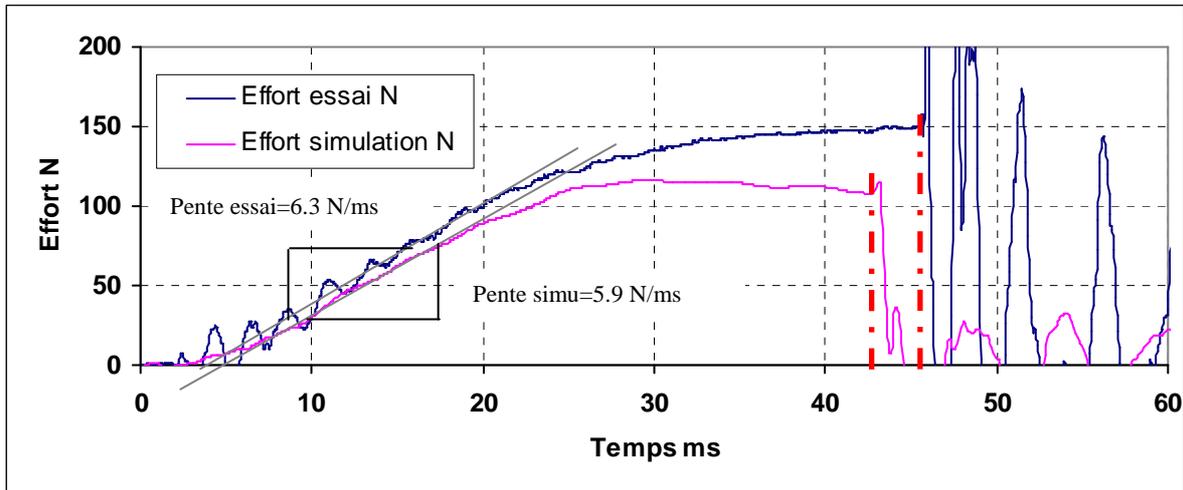
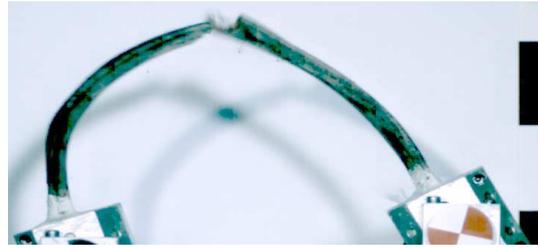
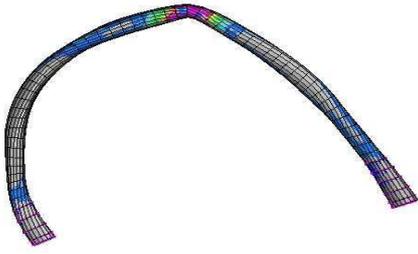
<i>Essai</i> $T_{rupture}$	F_{max}	Déf. max en traction	Déf. max en compression	<i>Modèle</i> $T_{rupture}$
43 ms	<i>Test:</i> 174 N <i>Model:</i> 145 N	9.8 %	-6.1 %	43 ms

3.4.1.4 Côte 7D



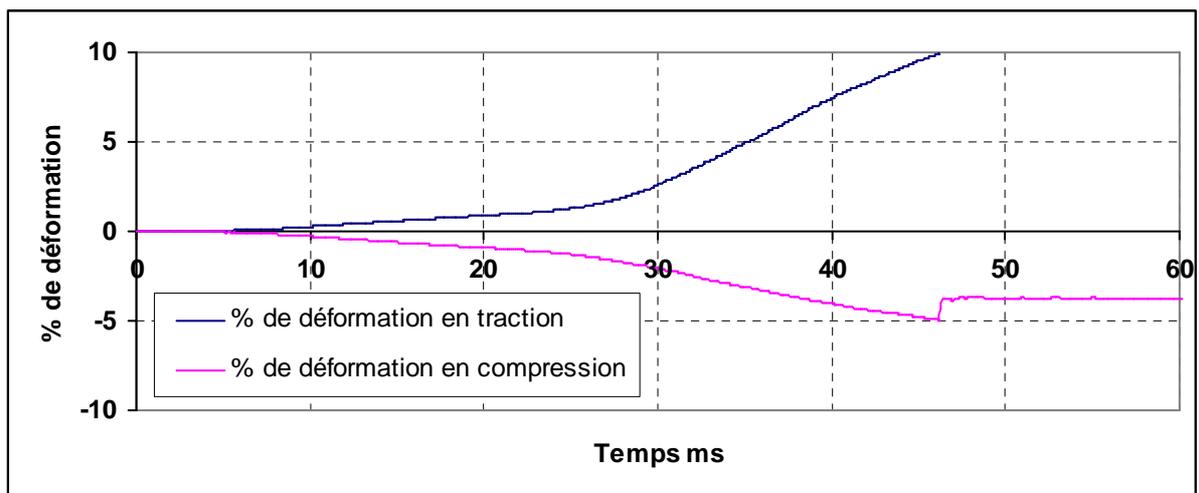
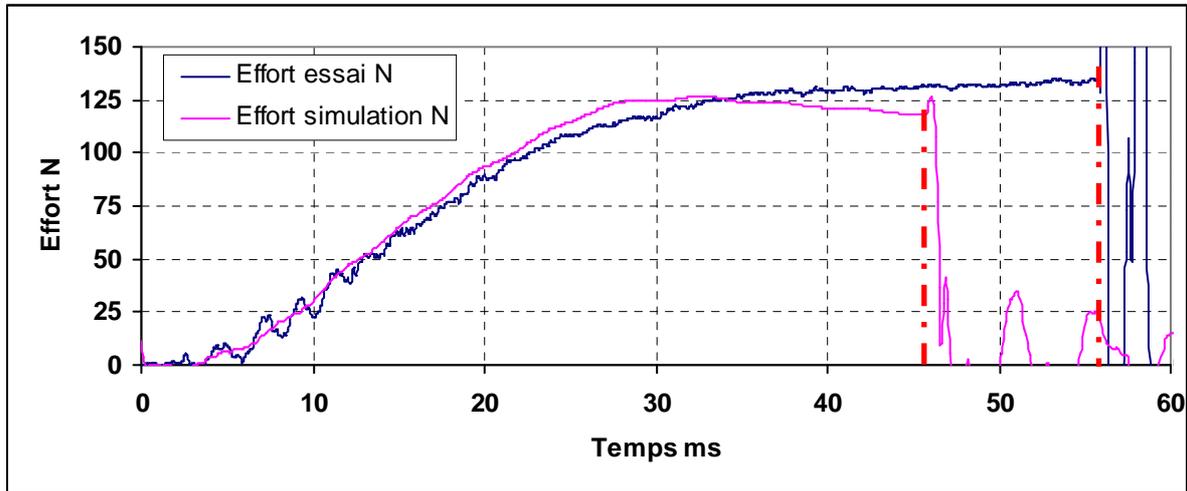
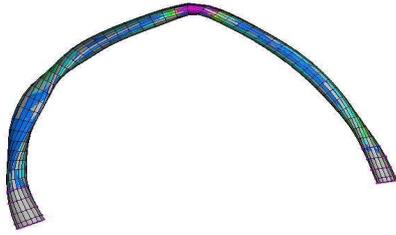
<i>Essai</i> $T_{rupture}$	F_{max}	Déf. max en traction	Déf. max en compression	<i>Modèle</i> $T_{rupture}$
36 ms	<i>Test:</i> 167 N <i>Model:</i> 152 N	3.4 %	-3.0 %	51 ms

3.4.1.5 Côte 8D



<i>Essai</i> $T_{rupture}$	F_{max}	Déf. max en traction	Déf. max en compression	<i>Modèle</i> $T_{rupture}$
45 ms	<i>Test:</i> 150 N <i>Model:</i> 108 N			42 ms

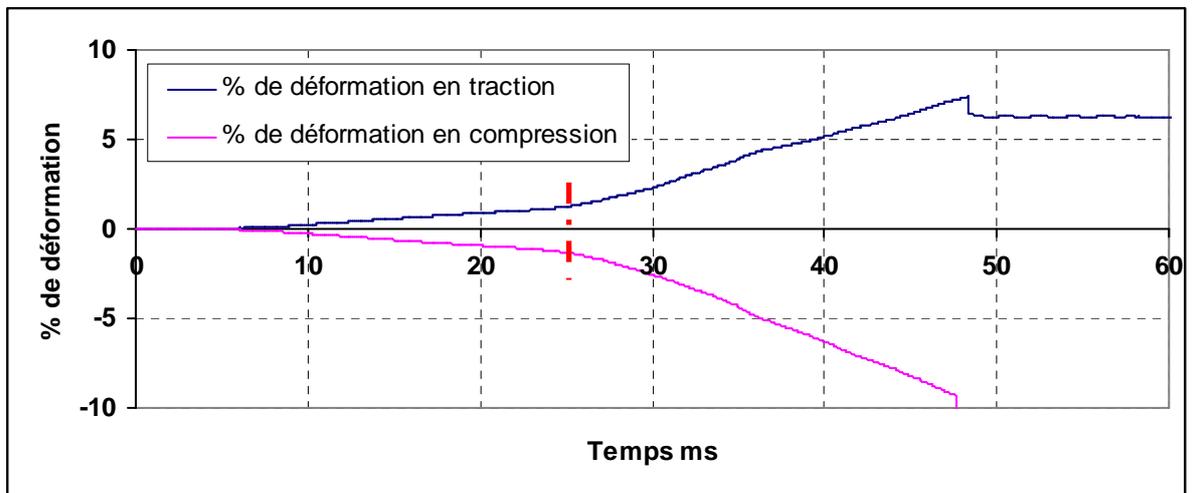
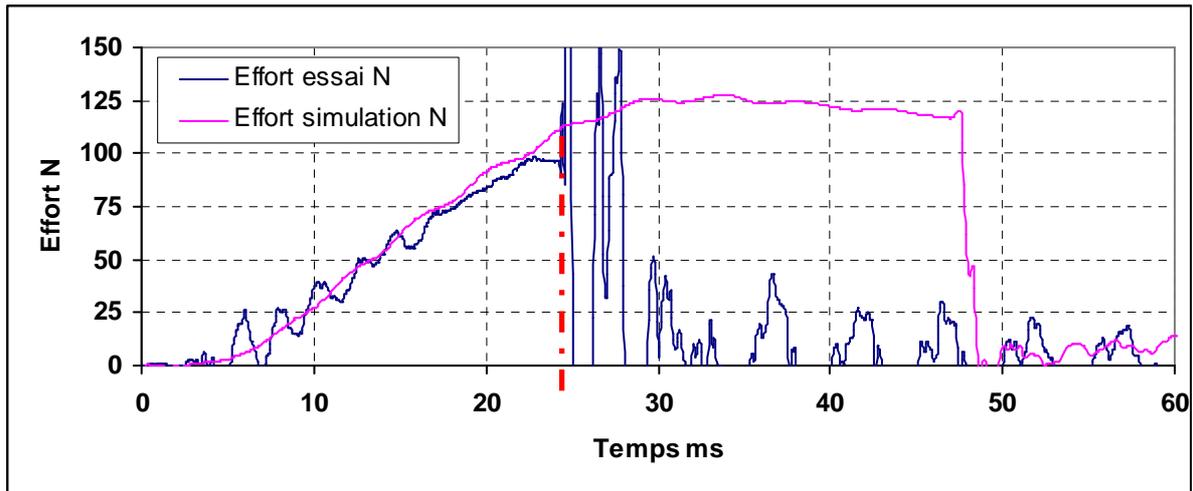
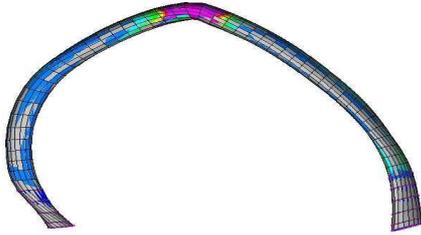
3.4.1.6 Côte 9D



<i>Essai</i> $T_{rupture}$	F_{max}	Déf. max en traction	Déf. max en compression	<i>Modèle</i> $T_{rupture}$
56 ms	<i>Test:</i> 135 N <i>Model:</i> 118 N			45 ms

3.4.2 Thorax T522

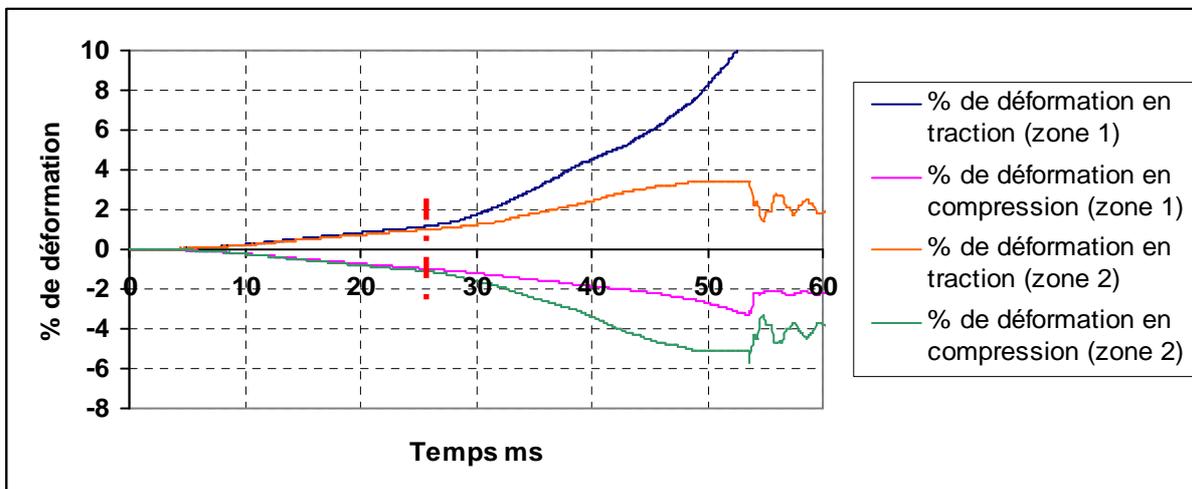
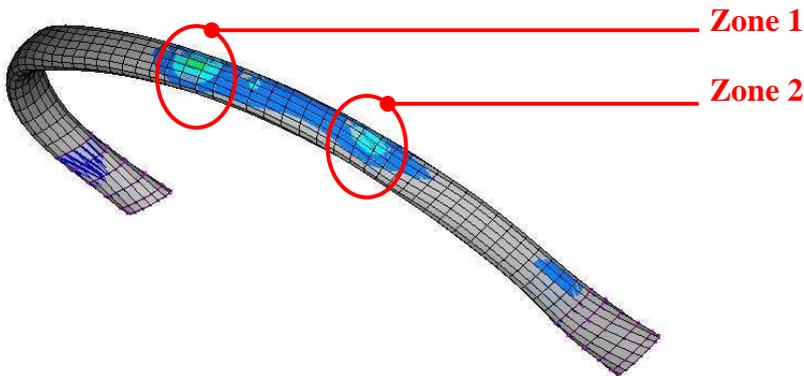
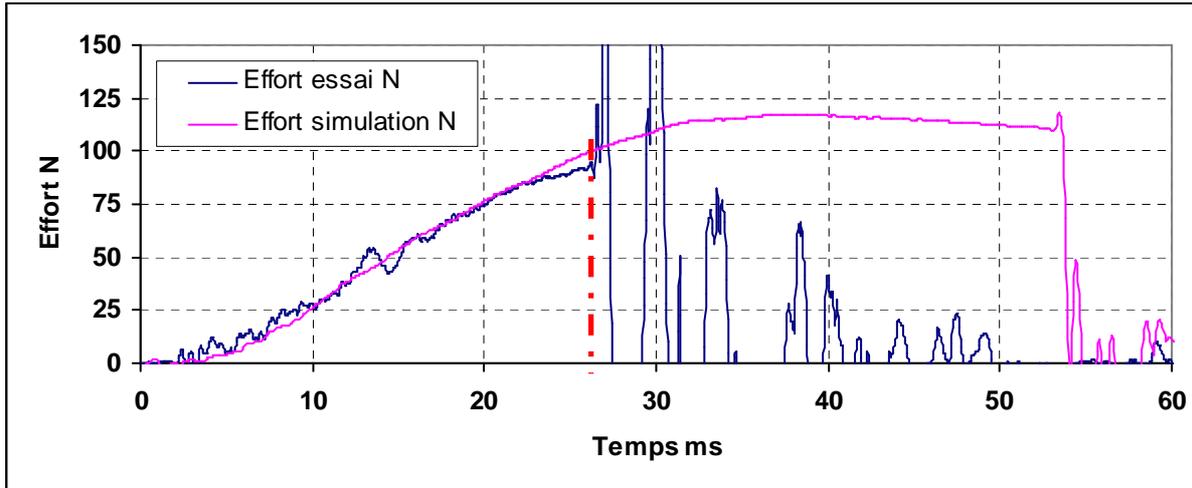
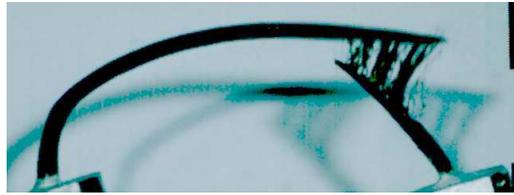
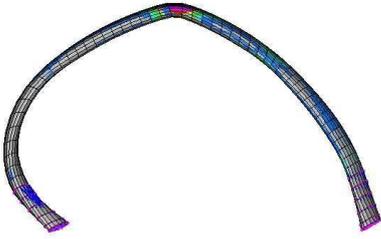
3.4.2.1 Côte 6G



<i>Essai</i> $T_{rupture}$	F_{max}	Déf. max en traction	Déf. max en compression	<i>Modèle</i> $T_{rupture}$
24 ms	<i>Test:</i> 96 N <i>Model:</i> 120 N	1.1 %	-1.2 %	47 ms

3.4.3 Thorax T544

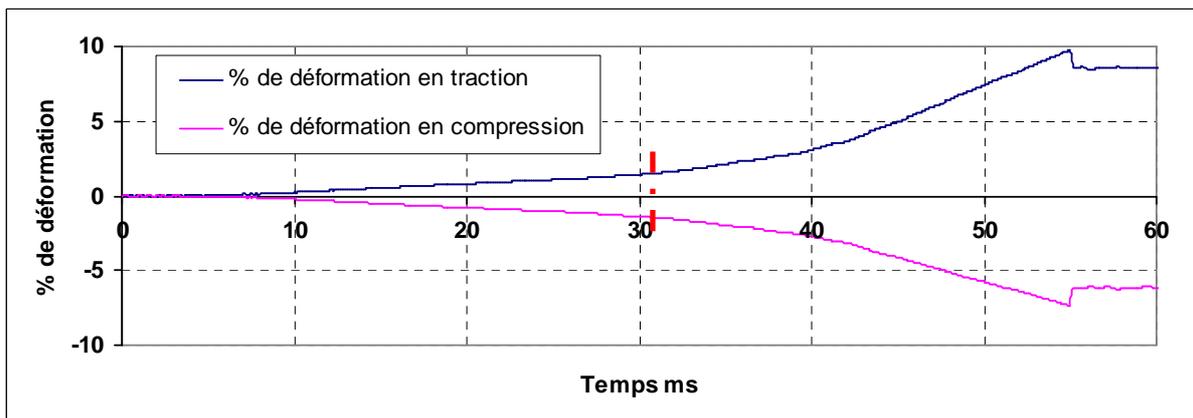
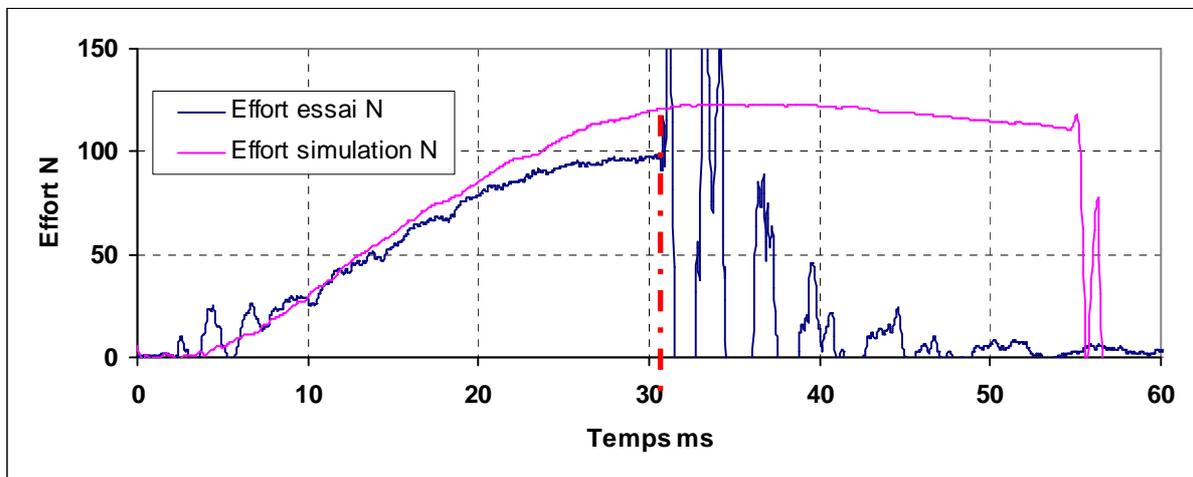
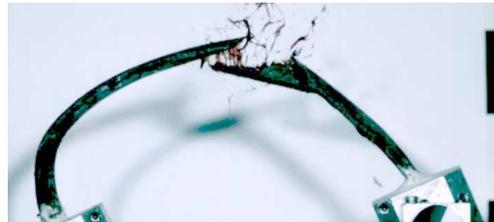
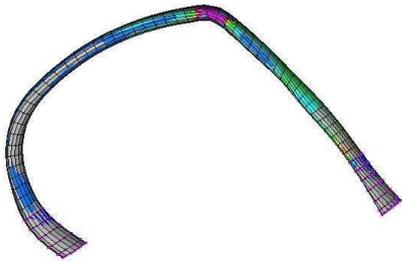
3.4.3.1 Côte 6G



<i>Essai</i> $T_{rupture}$	F_{max}	Déf. max en traction	Déf. max en compression	<i>Modèle</i> $T_{rupture}$
26 ms	<i>Test:</i> 98 N <i>Model:</i> 101 N	Zone 1: 1.2 % Zone 2: 1.0 %	Zone 1: -1.0 % Zone 2: -1.1 %	53

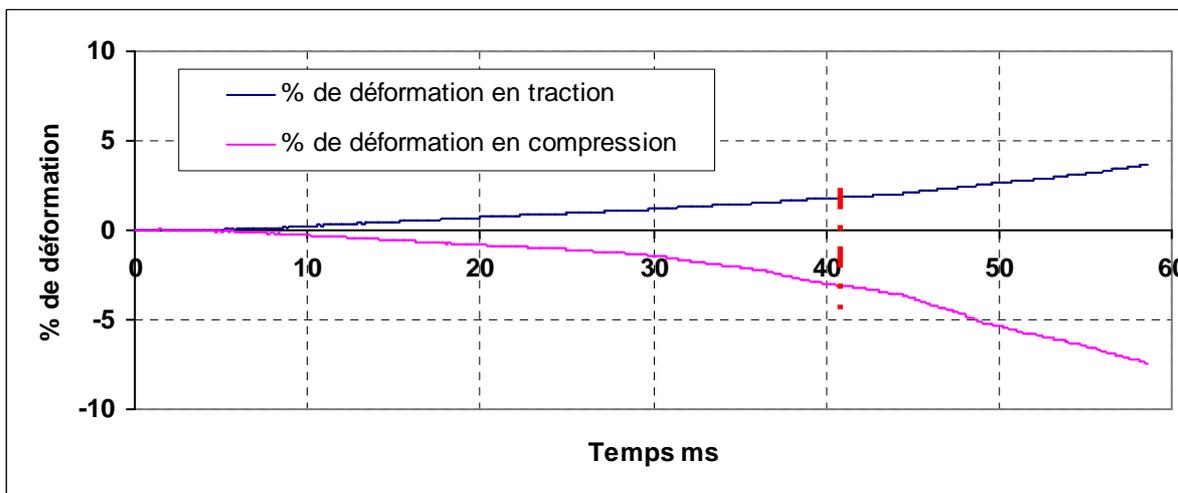
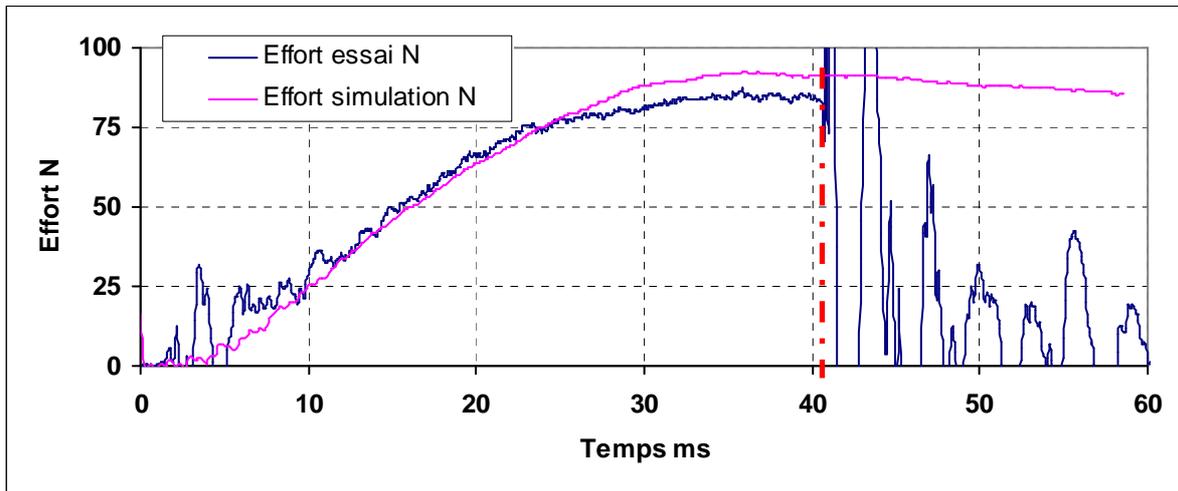
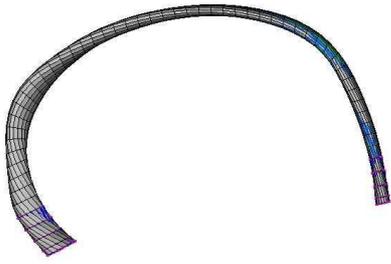
La localisation de la rupture du modèle est différente de celle de l'essai.

3.4.3.2 Côte 7G



<i>Essai</i> $T_{rupture}$	F_{max}	Déf. max en traction	Déf. max en compression	<i>Modèle</i> $T_{rupture}$
31 ms	<i>Test:</i> 97 N <i>Model:</i> 120 N	1.5 %	-1.4 %	55

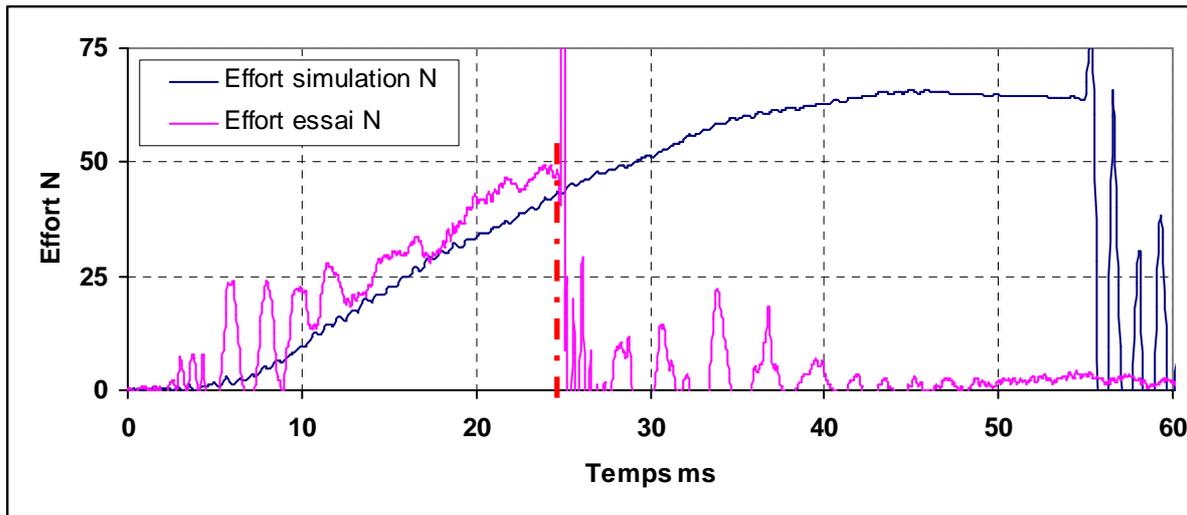
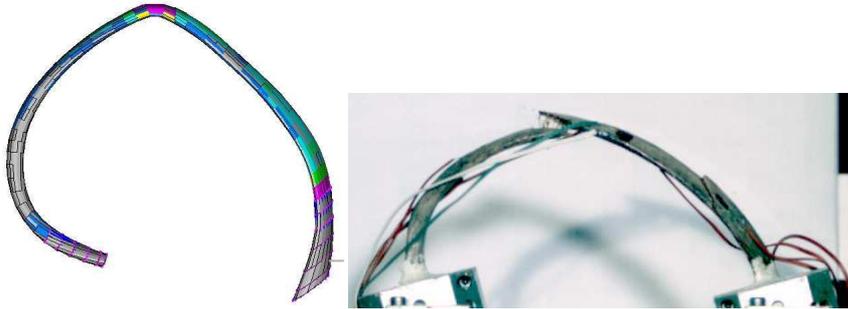
3.4.3.3 Côte 9G



<i>Essai</i> $T_{rupture}$	F_{max}	Déf. max en traction	Déf. max en compression	<i>Modèle</i> $T_{rupture}$
40 ms	<i>Test:</i> 84 N <i>Model:</i> 91 N	1.8 %	-3.0 %	> 60 ms

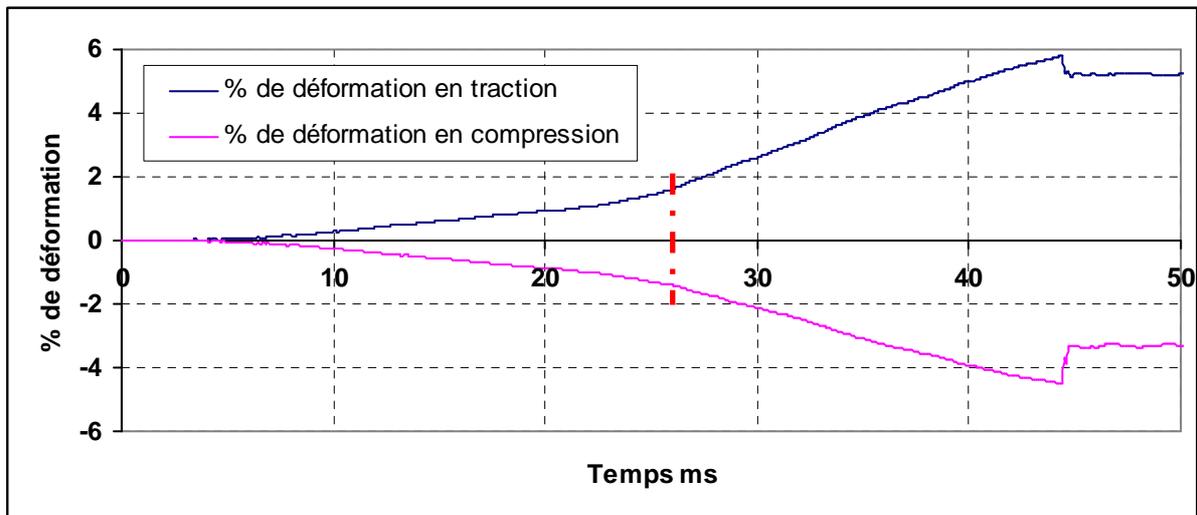
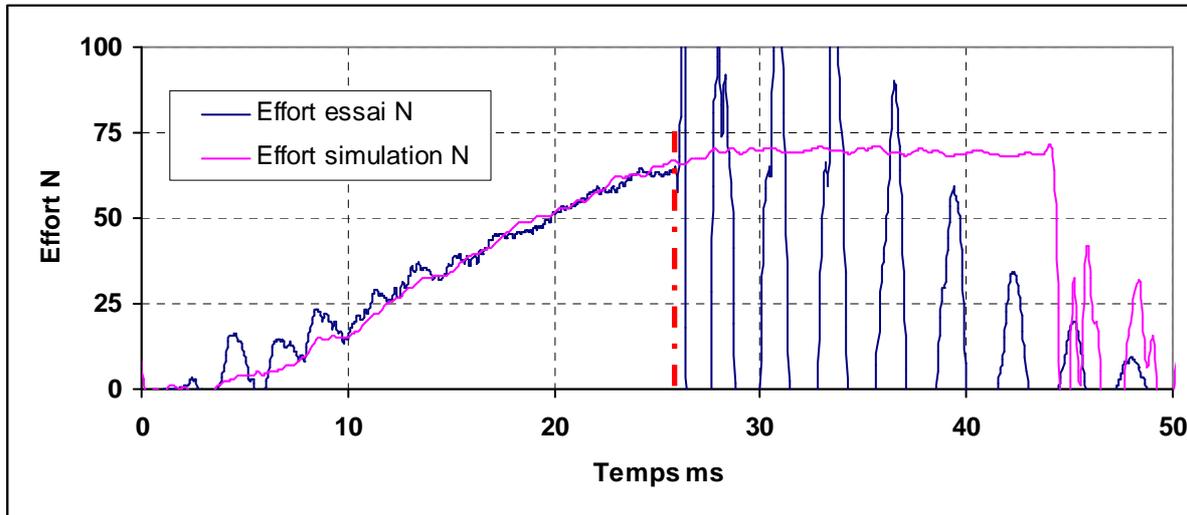
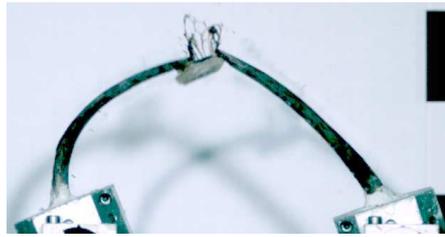
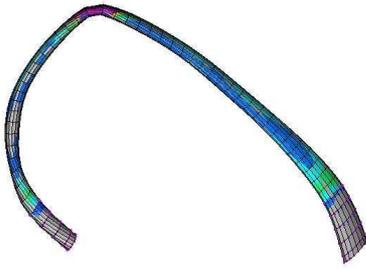
3.4.4 Thorax T176

3.4.4.1 Côte 5G



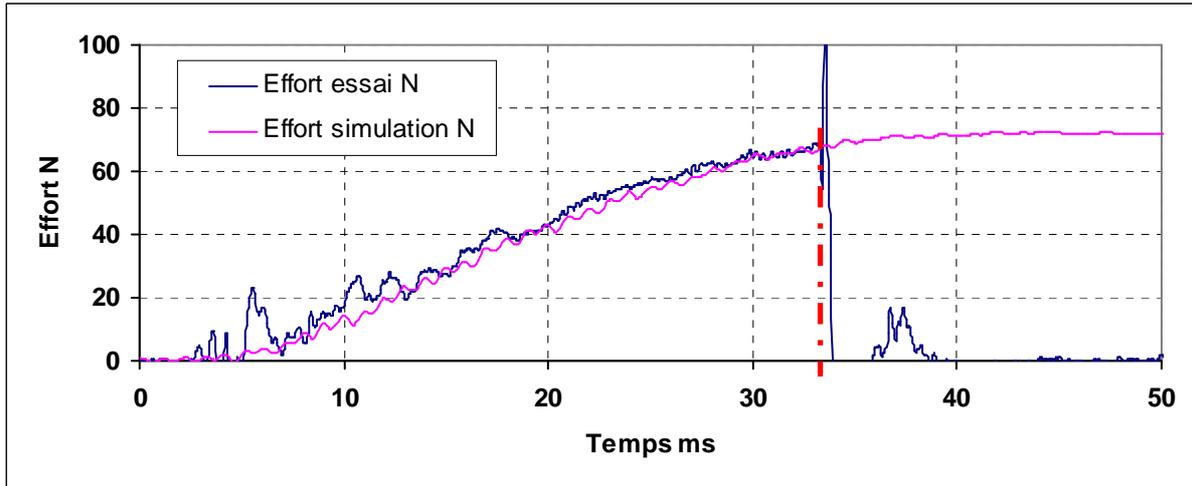
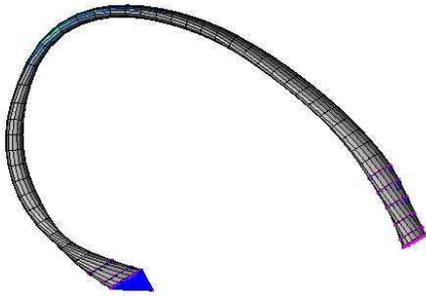
<i>Essai</i> T_{rupture}	F_{max}	Déf. max en traction	Déf. max en compression	<i>Modèle</i> T_{rupture}
25 ms	<i>Test:</i> 48 N <i>Model:</i> 41 N	0.7 %	-0.7 %	55 ms

3.4.4.2 Côte 6G



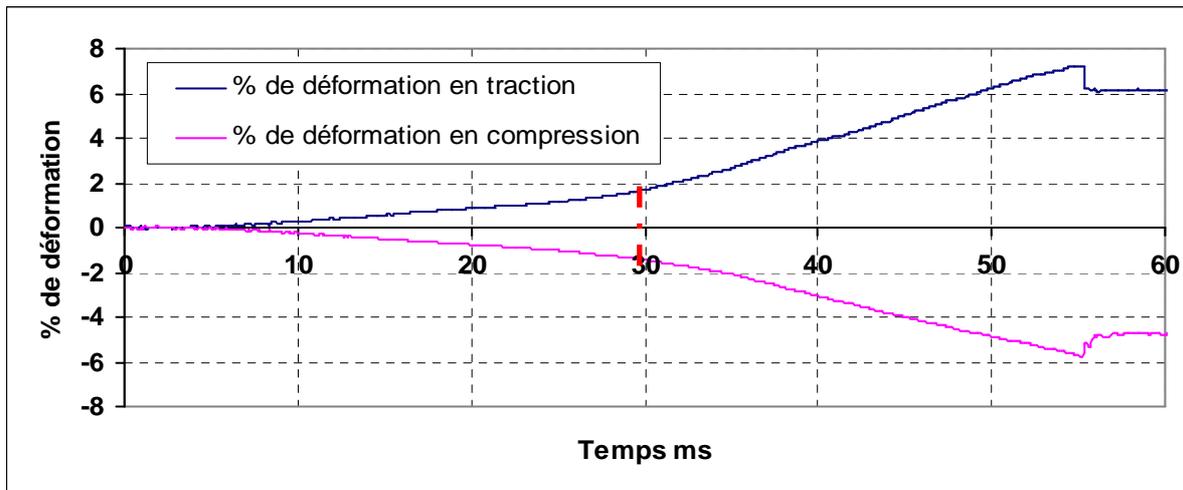
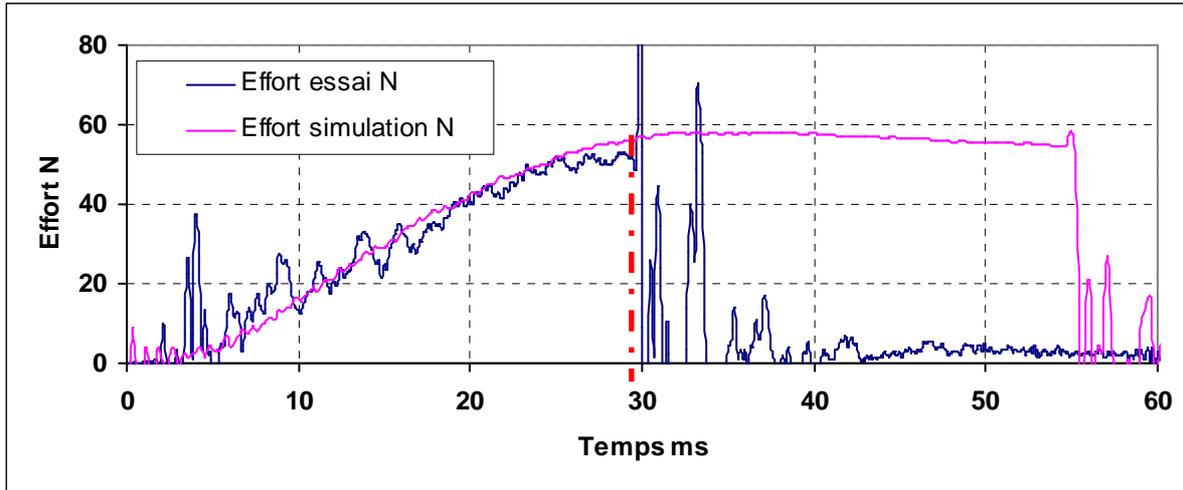
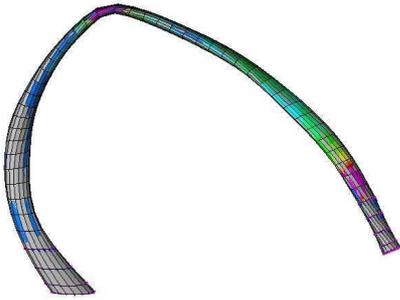
<i>Essai</i> $T_{rupture}$	F_{max}	Déf. max en traction	Déf. max en compression	<i>Modèle</i> $T_{rupture}$
26 ms	<i>Test:</i> 65 N <i>Model:</i> 67 N	1.6 %	-1.4 %	44 ms

3.4.4.3 Côte 7G



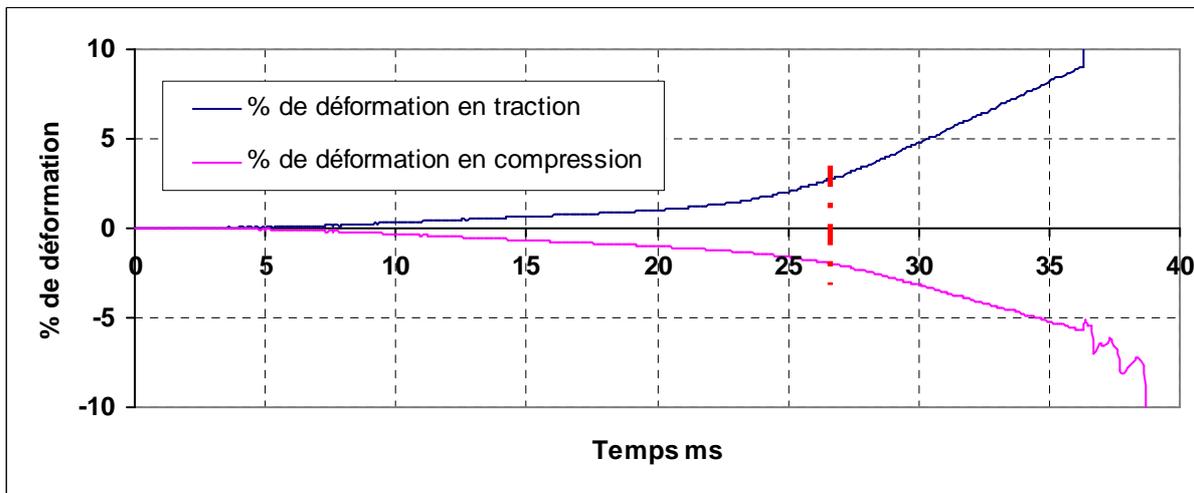
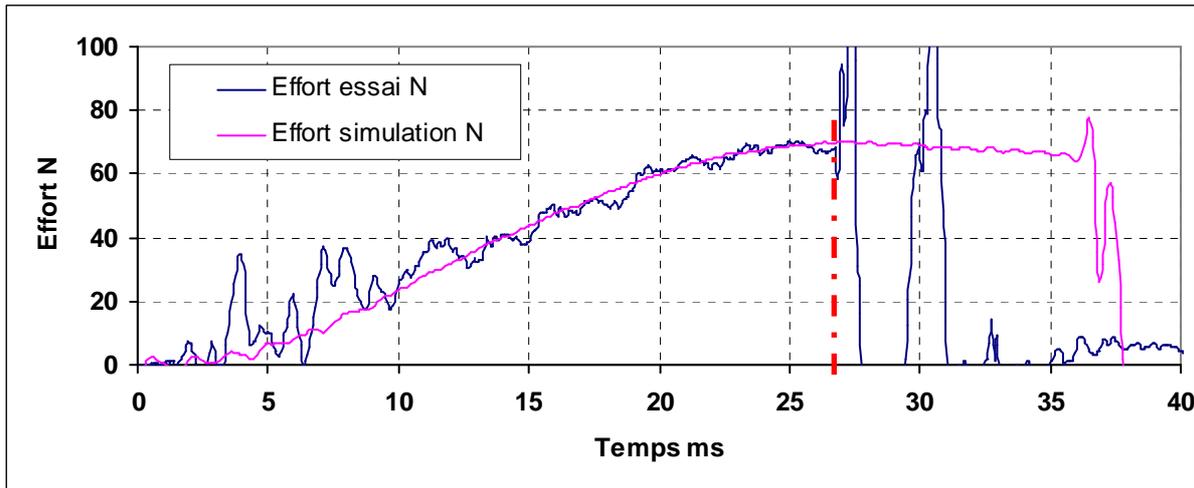
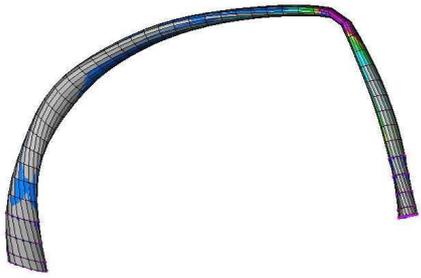
<i>Essai</i> T_{rupture}	F_{max}	Déf. max en traction	Déf. max en compression	<i>Modèle</i> T_{rupture}
34 ms	<i>Test:</i> 68 N <i>Model:</i> 67 N			> 60 ms

3.4.4.4 Côte 8G



<i>Essai</i> $T_{rupture}$	F_{max}	Déf. max en traction	Déf. max en compression	<i>Modèle</i> $T_{rupture}$
30 ms	<i>Test:</i> 53 N <i>Model:</i> 57 N	1.7 %	-1.5 %	56 ms

3.4.4.5 Côte 9G



<i>Essai</i> $T_{rupture}$	F_{max}	Déf. max en traction	Déf. max en compression	<i>Modèle</i> $T_{rupture}$
27 ms	<i>Test:</i> 69 N <i>Model:</i> 70 N	2.9 %	-2.1 %	36 ms

