

Manuscrit de thèse

Alexandre Hamma, encadré par Jean Boisson

2022-2025

Abstract

Table des matières

Introduction	1
1 Le périoste	3
1.1 Anatomie et structure du périoste	4
1.1.1 Couche externe	5
1.1.2 Couche interne	6
1.1.3 Vascularisation du périoste	6
1.2 Les fonctions du périoste	9
1.2.1 Formation osseuse : croissance et remodelage	9
1.2.2 Protection mécanique	16
1.3 Biomécanique du périoste	17
1.3.1 Généralités sur les tissus mous biologiques	17
1.3.2 Le périoste	19
1.3.3 Les fibres de Sharpey	21
1.4 Applications cliniques et ingénierie tissulaire	24
Annexes	27
1.A Identification d'un modèle visco-hyperélastique pour le périoste mandibulaire	27
2 Les essais mécaniques de pelage	39
2.1 Méthodes expérimentales	39
2.2 Applications biologiques et biomédicales	42
2.2.1 Adhésion des tissus biologiques	42
2.2.2 Applications cliniques	44
2.2.3 Résistance de la paroi aortique	47
2.3 Modélisation mécanique	52
2.3.1 Une approche énergétique	52
2.4 Simulation numérique	54
3 Quantification des propriétés adhésives	59
3.1 Description de l'étude	59
3.1.1 Les échantillons	59
3.1.2 Mise en place d'un dispositif de pelage	62
3.2 Résultats	64
3.2.1 Premières observations	64
3.2.2 Pelage du périoste	66
3.2.3 Efforts de pelage mesurés	67

3.2.4	Application du modèle de zone cohésive	68
3.2.5	Analyse des cycles force-déplacement pendant le pelage	76
3.2.6	Application pratique : cas de la distraction ostéogénique mandibulaire	80
3.3	Discussion	81
4	Simulation numérique d'un essai de pelage	87
4.1	Modélisation d'une interface cohésive dans Abaqus	87
4.1.1	Formulation traction-séparation et endommagement	87
4.1.2	Comparaison entre éléments cohésifs et contact cohésif	89
4.1.3	Choix retenus	90
4.2	Modélisation de l'essai de pelage	90
4.2.1	Géométrie et maillage	91
4.2.2	Comportements mécaniques	92
4.2.3	Étapes de la simulation	93
4.2.4	Interactions	93
4.2.5	Conditions limites	94
4.2.6	Paramétrisation du contact cohésif	96
4.3	Résultats	98
4.3.1	Première étude de sensibilité	98
4.3.2	Deuxième étude de sensibilité	99
4.3.3	Sélection des paramètres	104
4.4	Discussion	106
5	Application clinique : simulation d'une distraction mandibulaire	109
5.1	Implémentation de la loi comportementale du périoste mandibulaire	109
5.1.1	Description de la loi matériau	110
5.1.2	Calcul de σ : la contrainte de Cauchy	111
5.1.3	Calcul de $\mathbb{C}$: la matrice tangente de rigidité	113
5.1.4	Vérification de l'implémentation	115
5.2	Modèle éléments finis	118
5.2.1	Géométrie et maillage	118
5.2.2	Comportements mécaniques	118
5.2.3	Interactions de contact	120
5.2.4	Étapes de la simulation	121
5.2.5	Conditions limites	121
5.3	Résultats	122
5.4	Discussion	125
	Conclusion	127
A	Appendix Title	129

Introduction

Chapitre 1

Le périoste

Le périoste est un tissu conjonctif fibreux qui recouvre la majorité des os du squelette à l'exception des surfaces articulaires [1]. En biologie, un tissu est un ensemble de cellules semblables et de même origine, regroupées en amas, réseau ou faisceau. Le tissu conjonctif est l'un des quatre types de tissus biologiques du règne animal qui soutient, lie, ou distingue différents types de tissus et d'organes du corps [1]. Il tient son origine dans le mésoderme, au moment de la gastrulation, lors du développement embryonnaire. Le périoste joue un rôle essentiel dans la cicatrisation des fractures, la croissance osseuse et la protection mécanique [2]. L'intérêt scientifique pour ce tissu réside dans ses capacités ostéogéniques et son potentiel d'applications thérapeutiques dans le cadre de la médecine régénérative [3-5]. La figure 1.1 représente le périoste revêtant l'os cortical. Il est relié à ce dernier par des fibres appelées les fibres de Sharpey. On observe, par ailleurs, l'endoste qui est la surface interne de l'os cortical, recouvrant la moelle osseuse, ainsi qu'une artère nourricière qui traverse le périoste pour alimenter l'os. Le rôle important du périoste lui a valu de nombreuses études, notamment histologiques et embryologiques. Cependant, ses propriétés mécaniques et leur impact restent peu documentées, et ce chapitre introduira largement ses propriétés biologiques et mécaniques.

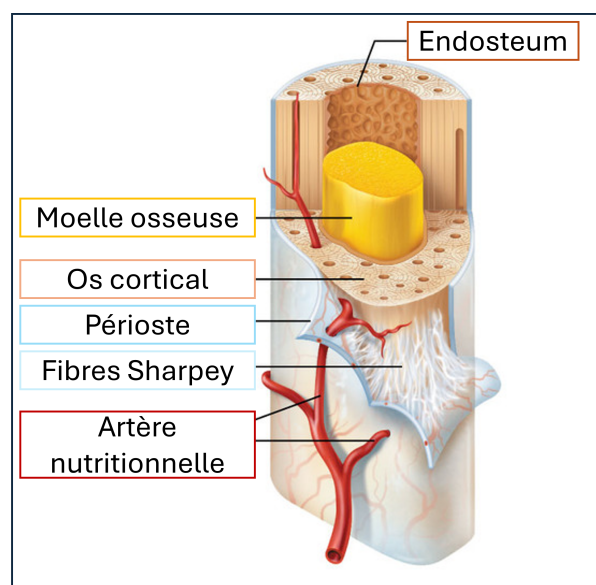


FIGURE 1.1 – Schéma du périoste et de son environnement.

1.1 Anatomie et structure du périoste

Le périoste est composé de deux couches distinctes. Sa couche externe, dite fibreuse, est composée de fibres de collagène et d'élastine. Sa couche interne, dite cambiale, est riche en cellules ostéogéniques, essentielles à la formation osseuse et à la régénération après une fracture [6]. Cette couche cambiale est hautement vascularisée, fournissant les nutriments nécessaires à l'os sous-jacent et facilitant la cicatrisation après un traumatisme [7]. ZHANG et al. [5] ont proposé un schéma de la structure histologique du périoste, présentée en figure 1.2. Il est représenté les couches interne et externe du périoste, ainsi que la population en fibres et cellules de celles-ci. La figure 1.3 est une photographie microscopique exposé par BISSERET et al. [8] montrant les différentes couches du périoste, coloré avec un trichrome de Goldner. Cette technique permet de distinguer les noyaux cellulaires en brun foncé à noirs, le collagène en bleu ou vert, les cytoplasmes en rouge clair ou rose et les érythrocytes, ou globules rouges, en orange claire. Il y est observable les deux couches du périoste, avec une coloration verte pour la couche externe provenant des fibres de collagène. La couche interne apparaît en rose clair sur cette photographie, mettant en avant les cytoplasmes de sa population cellulaire.

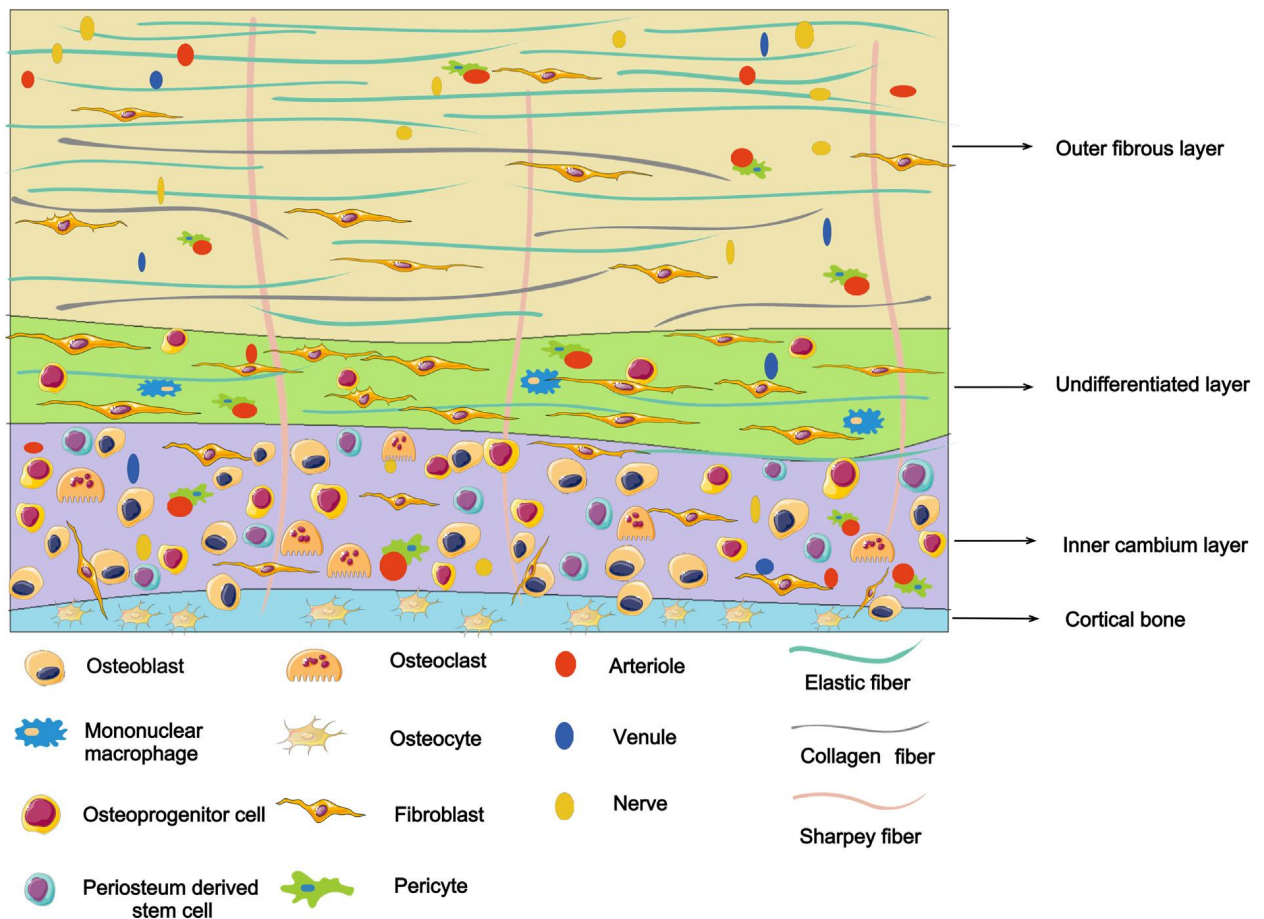


FIGURE 1.2 – Représentation schématique de la structure histologique du périoste et ses différentes couches. ZHANG et al. [5]

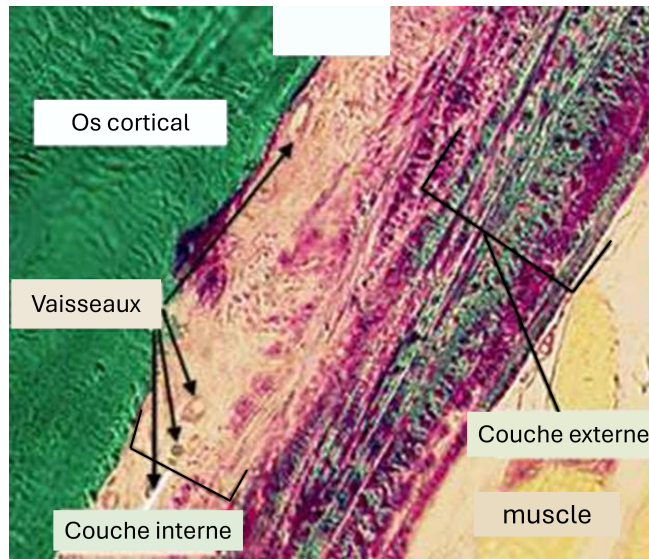


FIGURE 1.3 – Microphotographie à fort grossissement de périoste, coloration au trichrome de Goldner, mettant en avant la couche cambiale interne et de la couche fibreuse externe de ce tissu. BISSERET et al. [8]

1.1.1 Couche externe

La couche externe du périoste est dite fibreuse du fait de sa richesse en fibre de collagène, en élastine et en fibroblastes [3, 7-11]. En utilisant différentes techniques de microscopie électronique, d'histologie ou d'immunohistochimie, plusieurs études ont permis de caractériser cette couche dense. Par exemple, la figure 1.4 est une photographie en microscopie électronique à balayage des fibres de la couche externe du périoste, obtenues par SIMMONS et al. [12], lors de son étude sur le périoste calvarial de rats. Nous pouvons y observer la densité de la couche externe du périoste avec des fibres qui suivent une orientation prédominante (flèche blanche).

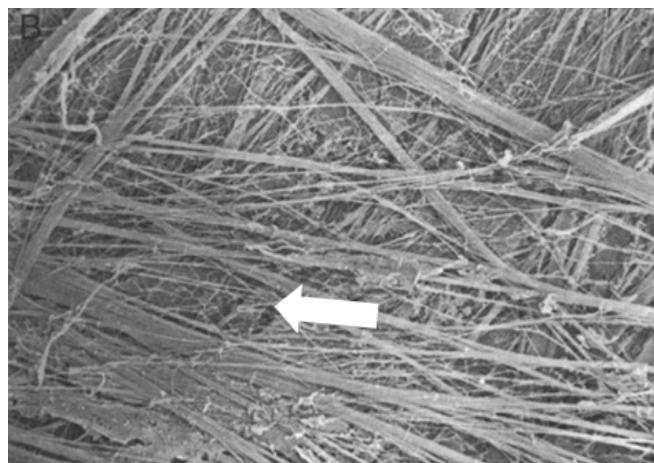


FIGURE 1.4 – Observation en microscopie électronique des fibres de la couche externe du périoste. La flèche blanche met en avant leur orientation principale. Adaptée de SIMMONS et al. [12]

De la même manière, afin de comparer les propriétés microscopiques du périoste et du fascia lata humain, MANON et al. [13] ont utilisé des techniques de microscopie électronique, mais aussi des techniques de microscopie optique et d'immunohistochimie. Sur les quatre échantillons de périoste fémoral cadavériques humains étudiés, les auteurs ont confirmé que le périoste est formé de deux couches successives et bien définies. Comme l'illustre la figure 1.5, la couche externe du périoste est composée de fibres de collagène principalement orientées selon une direction, s'avérant être celle de l'axe du fémur. De plus, les analyses d'immunohistochimies ont révélé que les fibres de collagène dans la couche externe étaient de Type I, et qu'elle contenait aussi de l'élastine en quantité considérable. Il faut noter que le collagène et l'élastine sont des protéines structurales très abondantes dans les systèmes biologiques, sécrétées par les fibroblastes. Le collagène est formé par des acides aminés formant une triple hélice de fibrilles allongées [14]. Un acide aminé est un composé organique qui possède un groupe fonctionnel amine et un groupe fonctionnel acide carboxylique. En fonction de leur degré de minéralisation, les tissus de collagènes peuvent être rigide (os), souple (tendon) ou présenter un gradient de rigide à souple (cartilage). Cette protéine est typée selon sa structure moléculaire, et le collagène de type I est le plus commun, se trouvant notamment dans les os, la peau, les tendons, la cornée et les organes internes [15]. L'élastine quant à elle est la principale composante de la matrice extracellulaire. Elle permet de lier les cellules, et ainsi former les tissus biologiques. L'élastine est une chaîne polypeptidique longue riche en acides aminés hydrophobes comme la proline et la glycine [16]. L'élastine possède des propriétés mécaniques élastiques, apportant aux tissus la capacité de se déformer [17].

1.1.2 Couche interne

La couche cambiale interne du périoste est, quant à elle, riche en cellules ostéogéniques, notamment en cellules souches mésenchymateuses, en cellules progénitrices et en ostéoblastes [3, 7-9, 11, 18]. Les cellules souches mésenchymateuses sont une sous-catégorie spécifique de cellules souches multipotentes, issues du mésenchyme, un tissu conjonctif embryonnaire dérivé du mésoderme [1]. Le caractère multipotent de ces cellules leur permet de se différencier en divers types cellulaires d'origine mésodermique, comme les ostéoblastes (os), les chondrocytes (cartilage) et les adipocytes (tissu adipeux) [19-22]. Par exemple, en utilisant des techniques d'immunohistochimie, FREY et al. [23] en ont observé dans la couche cambiale du périoste, ainsi que des précurseurs ostéoblastiques (figure 1.6). En effet, plus de la moitié des cellules détectées étaient positives à la coloration par Stro-1. Cela démontre la présence de cellules souches stromales en particulier dans la couche profonde du cambium indiquant que le périoste contient sa propre population de cellules souches [23]. De plus, les auteurs ont mis en avant que leur densité augmentait en fonction de la profondeur de la couche, avec des cellules positives aux marqueurs des lignées ostéoblastiques, chondrocytaires et ostéoclastiques. Cela met en avant le potentiel du périoste à induire ses cellules à se différencier en une variété de lignées, y compris les ostéoblastes et les chondrocytes [23].

1.1.3 Vascularisation du périoste

Le périoste est alimenté par quatre réseaux vasculaires : le système périosté intrinsèque, le système musculo-périosté, le système fascio-périosté, et les anastomoses capillaires corticales [9, 24]. La vascularisation du périoste est illustrée en figure 1.7, tiré de ADEOYE et al. [9]. Le

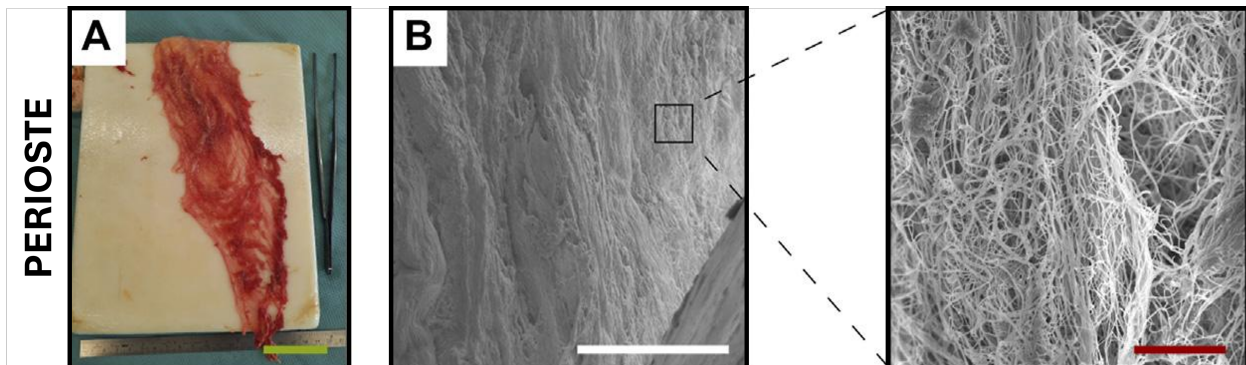


FIGURE 1.5 – Macrostructure (A) et microstructure (B) du périoste (avec zoom avant), visualisées au microscope électronique. Barre d'échelle verte : 5 *cm*. Barre d'échelle blanche : 100 μm . Barre d'échelle rouge : 5 μm . MANON et al. [13]

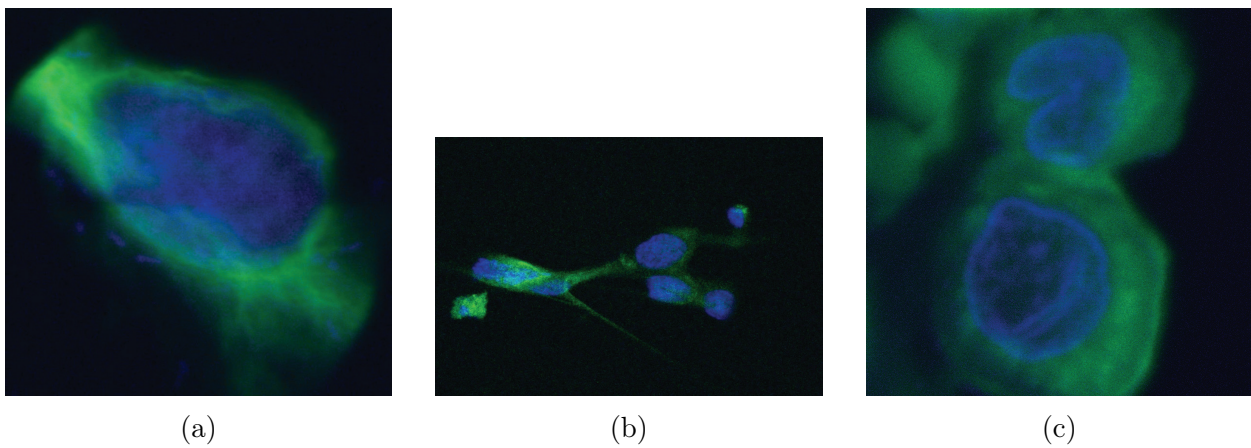


FIGURE 1.6 – Microscopie confocale à fluorescence de cellules représentatives situées dans la couche de cambium et colorées pour les marqueurs de la lignée ostéoblastique. Les noyaux ont été colorés au DAPI (bleu). ((a)) Cellules stromales colorées positives pour la vimentine (vert). ((b)) Cellules souches stromales colorées positives pour Stro-1 (vert). ((c)) Cellules de la lignée ostéoblastique colorées positives pour Cbfa-1/Runx2 (vert). 5 μm FREY et al. [23]

système intrinsèque est situé entre la couche cambiale interne et la couche fibreuse externe du périoste [24]. Le système musculo-périosté forme des connexions entre la circulation sanguine musculaire et les vaisseaux périostés [24]. Le système fascio-périosté est relié aux tendons, ligaments et fibrocartilages attachés à l'os, variant selon les os [7, 9]. L'anastomose capillaire corticale est constituée de capillaires rentrant dans le cortex osseux, reliant la circulation intramédullaire et les vaisseaux périostés [7, 24]. Ces quatre réseaux formant la vascularisation du périoste lui permettent donc d'apporter une partie des nutriments nécessaires aux différentes parties de l'os, mais aussi aux muscles et aux tendons [7, 10].

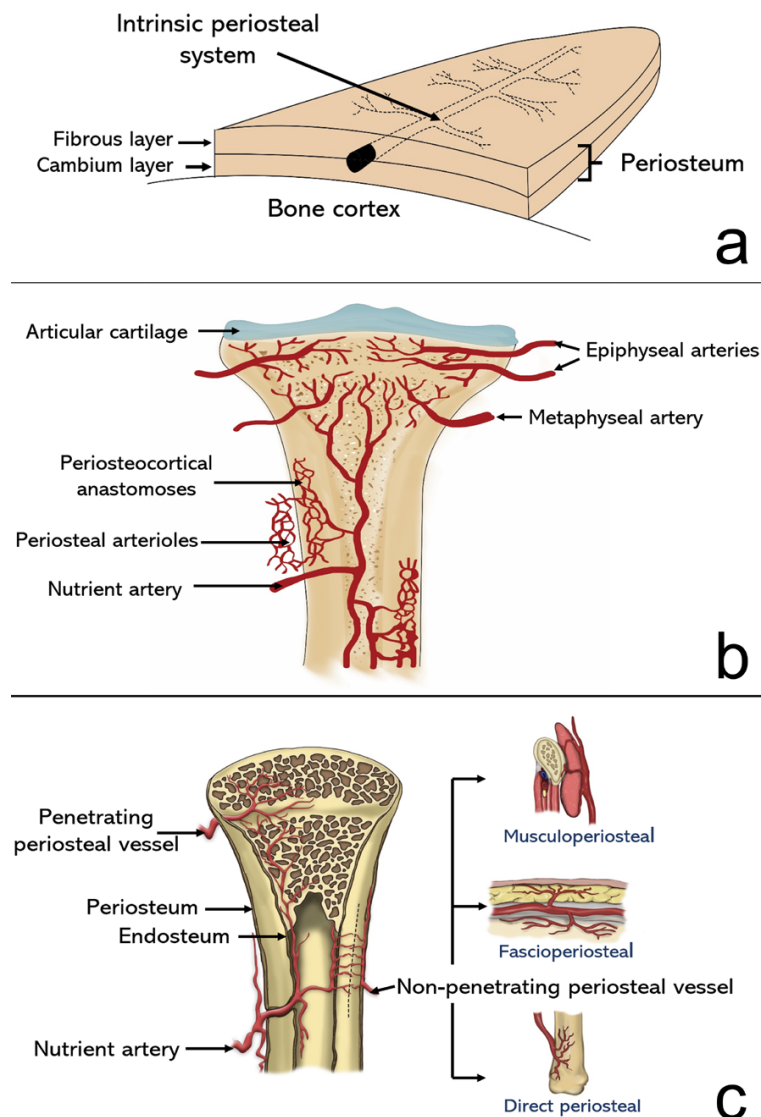


FIGURE 1.7 – Vascularisation du périoste. (a) Système périosté intrinsèque situé dans les couches fibreuses externes et internes du cambium. (b) Les anastomoses périostéocorticales impliquent une connexion directe entre l'approvisionnement en sang périosté et l'artère nutritionnelle. (c) Les systèmes artériels musculo-périostés et fascio-périostés démontrent un apport sanguin au fascia et aux muscles. ADEOYE et al. [9]

1.2 Les fonctions du périoste : de la formation à la protection mécanique des os

Le périoste est une structure complexe : sa couche fibreuse externe est garante de l'intégrité structurelle, et sa couche cambiale interne, dotée d'un potentiel ostéogénique, contient des cellules ostéoprogénitrices [3]. Sous l'effet d'hormones, de facteurs de croissance et de stimuli mécaniques, ces cellules sont activées, se multiplient et se différencient en d'autres cellules responsables de la production de nouveau tissu osseux [4, 25, 26]. Ces mécanismes font du périoste un acteur majeur de la croissance osseuse importante, notamment lors de la puberté [26].

1.2.1 Formation osseuse : croissance et remodelage

Des mécanismes intimement liés

La croissance et le remodelage osseux sont deux processus essentiels et interdépendants du développement et de l'entretien du squelette humain. La croissance osseuse – aussi appelée ossification, ostéogenèse ou minéralisation osseuse – désigne l'apposition de nouveau matériau osseux par les cellules ostéoblastiques et résulte principalement de deux mécanismes. Le premier, la croissance endochondrale, allonge les os à partir des plaques de croissance (cartilage de conjugaison). Il forme la majorité des structures squelettiques axiales et appendiculaires, y compris les corps vertébraux et les os longs, tels que le fémur et le tibia [27]. Le second mécanisme est la croissance intraconjonctive, qui augmente le diamètre des os via l'activité du périoste [28], et intervient dans la croissance os plats du crâne, de la clavicule et de la plupart des os crâniens [29].

Ossification endochondrale L'ossification endochondrale débute avec la formation d'une condensation locale de cellules mésenchymateuses. Par la suite, la plupart de ces cellules se différencient en chondrocytes, tandis qu'un petit nombre, à la périphérie, restent mésenchymateuses et forment le périchondre [27, 29]. Il en résulte la formation d'un squelette cartilagineux transitoire, formé d'une structure de matrices cartilagineuses, dont la taille augmente pendant la période de croissance [27]. Les chondrocytes situés dans la région centrale de la matrice commencent à s'hypertrophier et à ajouter du collagène et davantage de fibronectine à la matrice qu'ils produisent : cette matrice altérée permet la calcification [29]. En même temps, certaines cellules périphériques indifférenciées se différencient en ostéoblastes qui sécrètent la matrice osseuse et transforment le périchondre en périoste [30]. Les ostéoblastes créent ensuite une zone épaissie d'os compact dans la région diaphysaire du périoste, appelée col périosté : c'est à cet endroit que se forme le centre d'ossification primaire, où le cartilage commence à être remplacé par l'os [27, 29]. Tandis que l'os remplace le cartilage dans la diaphyse, le cartilage continue de proliférer aux extrémités de l'os, augmentant ainsi sa longueur, et formant des centres d'ossification secondaires [27, 29]. Ces zones prolifératives deviennent les plaques épiphysaires, qui assurent la croissance longitudinale des os après la naissance et jusqu'au début de l'âge adulte [27, 29]. Après la poussée de croissance de l'adolescence, tout le cartilage est remplacé par du tissu osseux : la croissance osseuse longitudinale cesse alors [27].

Ossification intraconjonctive L’ossification intramembraneuse est initiée par la prolifération de cellules souches mésenchymateuses dans les zones hautement vascularisées du tissu conjonctif embryonnaire pour former des feuillets de cellules mésenchymateuses qui constituent la matrice du futur os [27]. Ces mêmes cellules mésenchymateuses se différencient en cellules spécialisées, responsables de la formation osseuse, appelées ostéoblastes, qui se regroupent en amas et forment un centre d’ossification [27, 29]. Les ostéoblastes commencent à sécréter de l’ostéoïde, une matrice de collagène et de protéoglycanes non minéralisée capable de lier le calcium [29]. Cette liaison à l’ostéoïde entraîne le durcissement de la matrice et la capture des ostéoblastes, qui se transforment alors en ostéocytes [29], pour produire un os minéralisé et durci [27]. Les ostéoïdes entourent ainsi les vaisseaux sanguins, formant l’os trabéculaire, aussi dénommé os spongieux. Parallèlement, les cellules mésenchymateuses à la surface de l’os, provenant du périoste, se différencient en ostéoblastes et sécrètent de la même manière de l’ostéoïde, formant ainsi des couches, appelées os cortical ou os compact [29].

Remodelage osseux Le remodelage osseux, quant à lui, désigne le processus permanent de renouvellement du tissu osseux vieux ou micro-endommagé, assurant à la fois la solidité mécanique du squelette et l’homéostasie calcique. Il repose sur l’activité coordonnée des ostéoclastes (résorption osseuse) et des ostéoblastes (formation osseuse) selon une séquence régulée : activation, résorption, inversion et formation [31]. La première étape du remodelage osseux implique la détection d’un signal initiateur de remodelage. Ce signal peut prendre plusieurs formes, comme une contrainte mécanique directe sur l’os qui entraîne des dommages structurels ou une action hormonale sur les cellules osseuses en réponse à des changements plus systémiques de l’homéostasie [32]. Au cours de la phase de résorption, la formation et l’activité des ostéoclastes sont contrôlées par les cellules de la lignée ostéoblastique qui recrutent les précurseurs des ostéoclastes sur le site de remodelage [31]. Les ostéoclastes se fixent à la surface osseuse, scellant un compartiment de résorption qu’ils acidifient, facilitant la dissolution du minéral osseux et exposant ainsi la matrice organique aux enzymes protéolytiques qui la dégradent [31]. Durant l’étape d’inversion, les ostéoclastes entrent en apoptose tandis que les ostéoblastes sont recrutés et commencent à se différencier [33]. La phase d’inversion correspond donc à une transition de l’activité ostéoclastique à l’activité ostéoblastique [34]. Ensuite, la phase de formation commence, et les ostéoblastes prolifèrent pour former et minéraliser le nouvel os [31]. Les cellules s’aplatissent progressivement à mesure que leur production ralentit pour finalement devenir des cellules de revêtement quiescentes [31]. Une partie des ostéoblastes se différencie en ostéocytes et reste dans la matrice [35]. Le remodelage osseux repose sur un équilibre entre l’activité des ostéoblastes et des ostéoclastes, qui, ensemble, maintiennent la masse osseuse et l’homéostasie minérale [31]. Des hormones systémiques, comme la parathormone, et des signaux locaux, comme les cytokines ou des facteurs de croissance, modulent cette activité [36]. Les ostéocytes, piégés dans la matrice osseuse, agissent comme des capteurs mécaniques et régulateurs clés via la sécrétion de sclérotine, inhibiteur de la formation osseuse [31, 37]. La régulation mécanique est également cruciale : l’activité physique stimule la formation osseuse, tandis que l’inactivité mène à une perte de masse osseuse [31, 38].

Réparation d’une fracture Les étapes de guérison d’une fracture osseuse, illustrée par la figure 1.8, peuvent être résumées comme suit : destruction tissulaire et formation d’héma-

tomes, inflammation et prolifération cellulaire, formation de cals mous puis durs, consolidation et remodelage [7]. De manière plus détaillée, après une fracture, la première réaction est une réaction inflammatoire hémotogène. Les cellules inflammatoires migrent vers le site et commencent à phagocyter pour libérer la zone fracturée des ostéocytes et des cellules de la moelle osseuse [7], favorisant la migration et la prolifération des cellules mésenchymateuses [6]. Un tissu, composé de cartilage et d'os immature, se forme alors, reliant les extrémités fracturées, et se minéralise petit à petit créant ainsi le nouvel os. L'os immature est un tissu composé de fibres de collagène de type I, peu ordonnées, irrégulièrement minéralisée et de faible résistance mécanique [39]. Lors de la formation de l'os compact mature, le cal osseux immature et le cartilage restant sont éliminés par les ostéoclastes actifs [7]. En moyenne, il faut entre 6 et 12 semaines pour que l'os soit suffisamment consolidé pour supporter une activité normale.

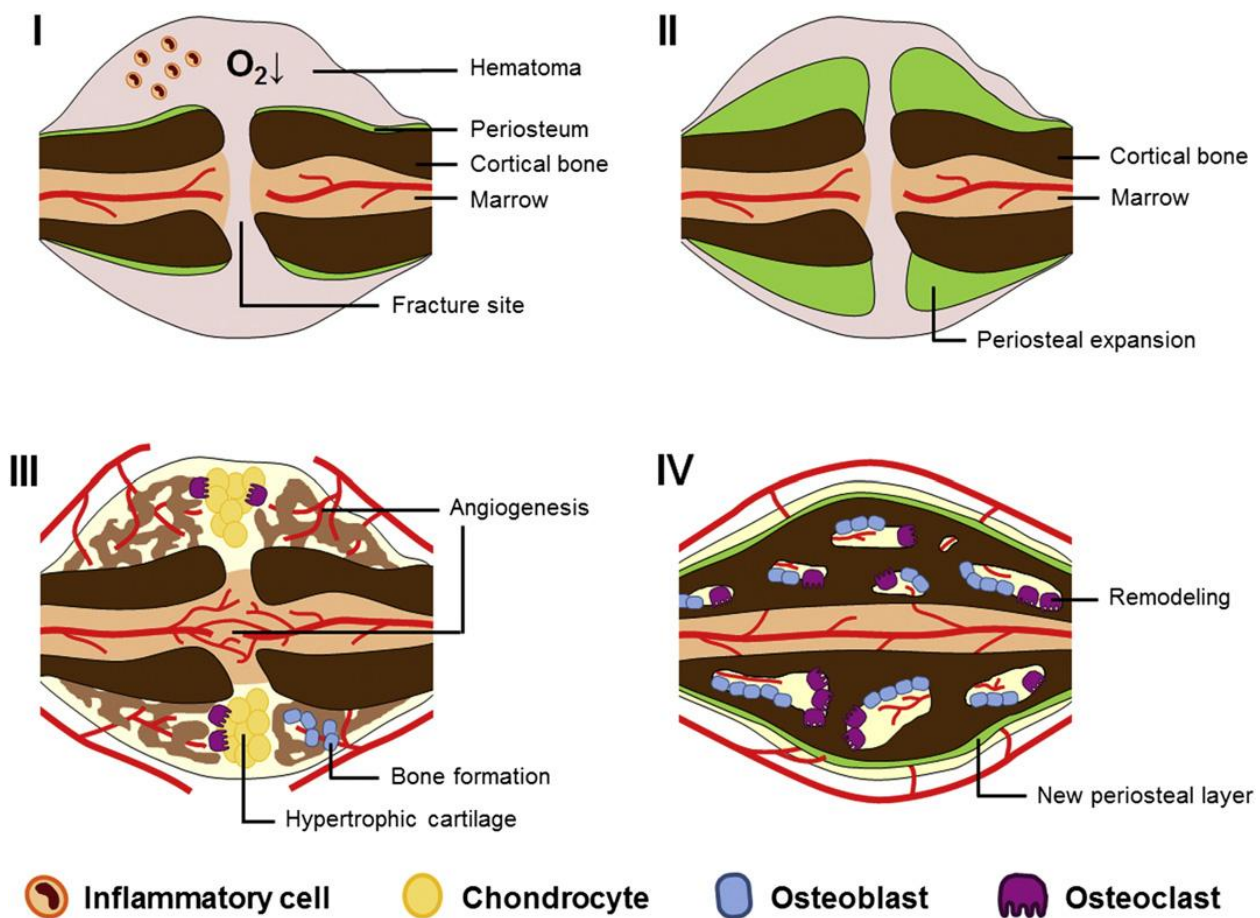


FIGURE 1.8 – Phases de la consolidation d'une fracture. **Étape I** : La rupture physique de l'os, des vaisseaux sanguins et des tissus mous environnants entraîne la formation d'un hématome, associé à une inflammation et à une hypoxie. **Étape II** : Les facteurs de croissance présents dans l'hématome stimulent la prolifération des cellules souches squelettiques dans le périoste. **Étape III** : Les cellules souches se différencient en chondrocytes et ostéoblastes, formant un cal mou composé principalement de cartilage hypertrophié et d'os tissé. **Étape IV** : L'os tissé initial est remodelé en os lamellaire mature par l'action coopérative des ostéoblastes et des ostéoclastes, restaurant progressivement la forme originale de l'os. ROBERTS et al. [4].

Les rôles du périoste

Une banque cellulaire La richesse de la couche cambiale du périoste en cellules souches ostéoprogénitrices fait de ce tissu un acteur clé de la formation osseuse. Que ce soit lors de la croissance des os, du remodelage postnatal, ou de la réparation d'une fracture, ce tissu fournit en partie les cellules indispensables à l'ostéogenèse [3, 9, 25, 26]. BISSERET et al. [8] précisent que la phase la plus précoce de la formation osseuse néoformée consiste en une modulation progressive des « fibroblastes » (cellules souches mésenchymateuses) en « pré-ostéoblastes » (cellules progénitrices osseuses) dans la partie superficielle de la couche de cambium. Ces précurseurs se différencient graduellement en cellules ostéoformatrices actives, c'est-à-dire les ostéoblastes, dans la partie profonde de la couche de cambium (figure 1.9).

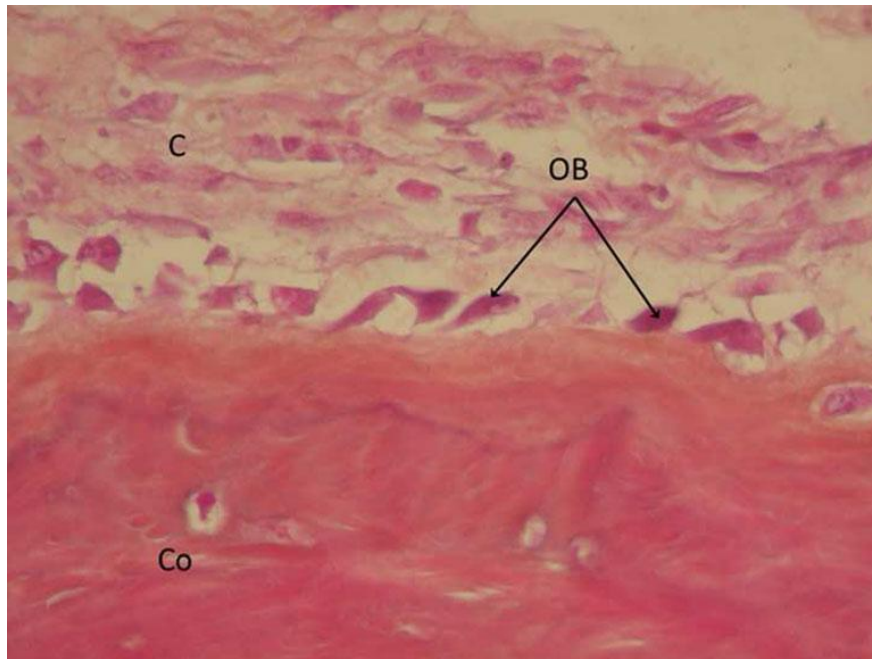


FIGURE 1.9 – Le périoste favorise l'ossification intramembraneuse. Cortex (Co) et couche cambiale (C). Les cellules souches mésenchymateuses deviennent des cellules ostéoprogénitrices dans la partie superficielle de la couche cambiale. Ces cellules produisent des descendants qui se différencient en ostéoblastes matures (OB) dans la partie profonde de la couche cambiale. Ces ostéoblastes produisent la matrice osseuse. BISSERET et al. [8]

De plus, ROBERTS et al. [4] ont publié les résultats d'une étude visant à comparer la capacité de formation osseuse *in vivo* induite par le phosphate de calcium des cellules dérivées du périoste (PDC), du synovium (SDC), du muscle (MDC) et de la moelle osseuse (BM-MSc). Ces résultats sont présentés en figure 1.10. La formation osseuse (flèches blanches) a été observée dans les implantations de PDC et de BM-MSc. De petits spicules osseux ont été observés avec les MDC (flèche blanche). Des condensations cellulaires (zones de densité cellulaire accrue ; flèches noires) ont été observées à côté des granules de CaP avec l'implantation de SDC. Les compartiments hématopoïétiques (étoiles blanches) étaient identifiables dans les implants PDC et BM-MSc, mais en plus grande quantité dans ces derniers. Notez la variabilité en figure 1.10 E de la formation osseuse pour les donneurs PDC indiquant que des facteurs tels que l'âge et le contexte génétique peuvent jouer un rôle dans l'efficacité du système.

Cependant, bien que les cellules souches provenant de la moelle osseuse et les cellules périostées dérivent d'une lignée embryonnaire commune, DUCHAMP DE LAGENESTE et al. [40] ont observé chez la souris que les cellules périostées présentent une meilleure capacité de croissance et de différenciation que les cellules de la moelle osseuse. Les auteurs soulignent l'importance de la présence de la périostine, une protéine sécrétée par le périoste, sans laquelle le fonctionnement des cellules réparatrices et la consolidation des fractures se voyait altérer. Par ailleurs, à l'aide d'un modèle murin, LIU et al. [41] ont montré que les cellules périostées de la couche fibreuse ne participaient pas à l'ostéogenèse, mais constituaient la majeure partie du cal fibrocartilagineux lors de la cicatrisation des fractures.

Enfin, MALIZOS et PAPATHEODOROU [42] ont mis en avant dans leur revue le rôle du périoste dans la cicatrisation osseuse, mettant en lumière les facteurs moléculaires et cellulaires qui influencent la régénération osseuse et cartilagineuse. Ils ont conclu que le périoste joue un rôle central dans la cicatrisation osseuse et la régénération tissulaire, agissant comme une source de cellules souches et de facteurs de croissance. Ces cellules souches se différencient en ostéoblastes et chondrocytes, qui se transforment respectivement en os et cartilage [42].

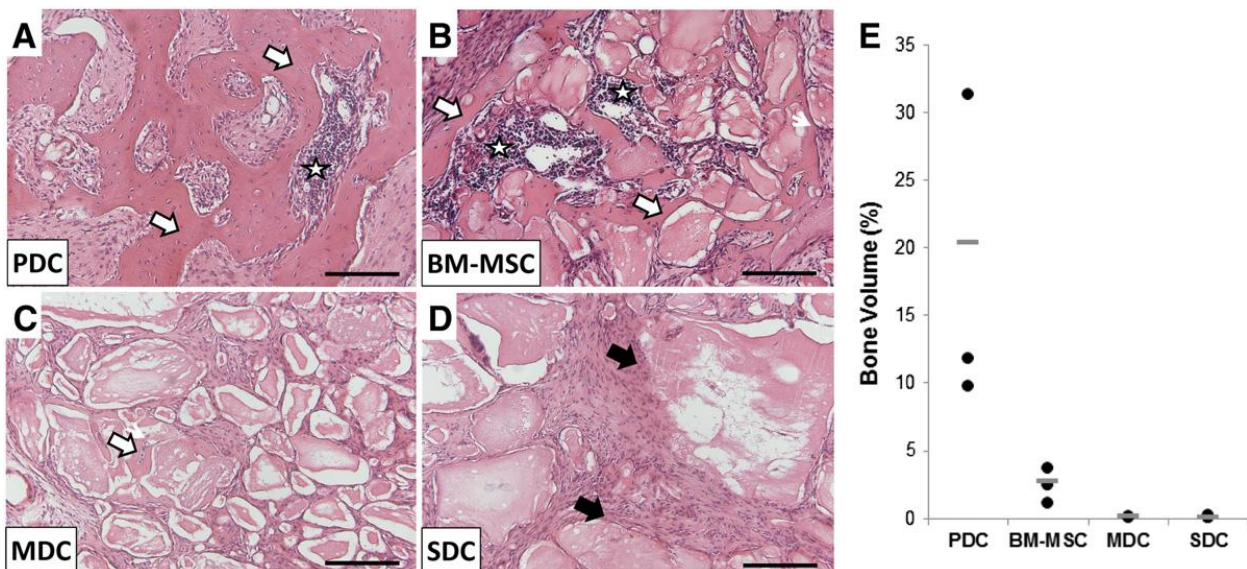


FIGURE 1.10 – Disposition de formation osseuse in vivo de cellules progénitrices mésenchymateuses humaines sur des échafaudages de phosphate de calcium. (A–D) Coloration H&E d'implants cellulaires dérivés du périoste (A), cellules stromales mésenchymateuses dérivées de la moelle osseuse (B), cellules dérivées du muscle (C) et cellules dérivées de la synovie (D). Barres d'échelle = 200 μ m. (E) Quantification osseuse des implants individuels (points noirs) et la moyenne (barre grise). ROBERTS et al. [4]

Un capteur mécanique Bien que la différenciation des cellules mésenchymateuses ostéoprogénitrices périostées soit guidée par une multitude de molécules de signalisation, elle l'est aussi en réponse à des stimuli mécaniques [43]. Le périoste constitue alors un capteur mécanique local qui répond aux sollicitations mécaniques pour adapter la masse osseuse en conséquence. En effet, l'état de contrainte mécanique du périoste modulerait l'activation de ces cellules, accentuant leur migration vers les sites de lésion [25]. L'étude de RAAB-CULLEN et al. [44] a notamment mis en avant la corrélation entre l'application d'un effort mécanique de flexion sur des tibias de rat et les volumes de tissu générés. La charge mécanique a été associée à des modifications du profil d'expression génétique favorisant une prolifération accrue des cellules souches périostées [25, 44]. Par ailleurs, KANNO et al. [45] ont effectué des essais mécaniques de traction uniaxiale sur des cellules périostées récupérées sur des patients lors de l'extraction de dents de sagesse. Après avoir laissé les cellules périostées se fixer au fond de la chambre pendant 24 heures, une déformation uniaxiale cyclique de 12 % à 1/20 Hz leur a été appliquée. Les auteurs ont placé à côté de l'appareil des chambres de même niveau de densité cellulaire comme témoins. L'expression de facteurs de croissance ostéogéniques (TGF- β , bFGF, GAPDH) et angiogéniques (VEGF, PDGF) ainsi que l'expression d'un facteur de transcription spécifique des ostéoblastes (Runx2) ont augmenté chez la population de cellules chargées mécaniquement. Cela montre l'implication de l'état mécanique du périoste dans la formation et la régénération osseuses.

De même, KNOTHE et al. [46] ont mis en évidence, en étudiant des fémurs de moutons, que la guérison osseuse est fortement influencée par la proximité au site de lésion du périoste et les contraintes mécaniques appliquées aux os. Par la suite, TATE et al. [25] ont démontré quantitativement que la perte de précontrainte périostée entraînait des changements significatifs dans l'architecture de la matrice extra-cellulaire de la couche fibreuse, caractérisé par une augmentation significative du degré de frisure du collagène (*à quel point les fibres sont frisées*) (figure 1.11a – d). La perte de précontrainte tissulaire s'accompagne d'une augmentation immédiate de l'arrondissement nucléaire dans la couche de cambium du périoste, où résident les PDC, augmentation qui persiste pendant plusieurs jours (1.11e). Leur hypothèse est que le périoste joue à la fois le rôle de capteur mécanique et d'actionneur au sein de la niche des cellules souches : les variations de contrainte qu'il subit modulent la quiescence de ces cellules, provoquant leur activation rapide, leur migration vers les zones lésées, puis leur différenciation et leur participation à la régénération tissulaire.

Finalement, EYCKMANS, LIN et CHEN [47] ont exploré dans quelle mesure la différenciation des cellules souches mésenchymateuses dérivées du périoste (hPDCs) est modulée par des signaux adhésifs et mécaniques, en comparaison aux mécanismes décrits pour les cellules souches mésenchymateuses issues de la moelle osseuse (hBMCs). Leurs travaux mettent en évidence que les décisions de différenciation multipotente des hPDCs sont fortement influencées par la qualité de l'adhérence cellulaire à la matrice extracellulaire ainsi que par les contraintes mécaniques perçues par les cellules. Ces résultats soulignent l'importance des interactions cellule-matrice et des paramètres biophysiques dans la régulation du destin cellulaire, au-delà des seules stimulations chimiques conventionnelles.

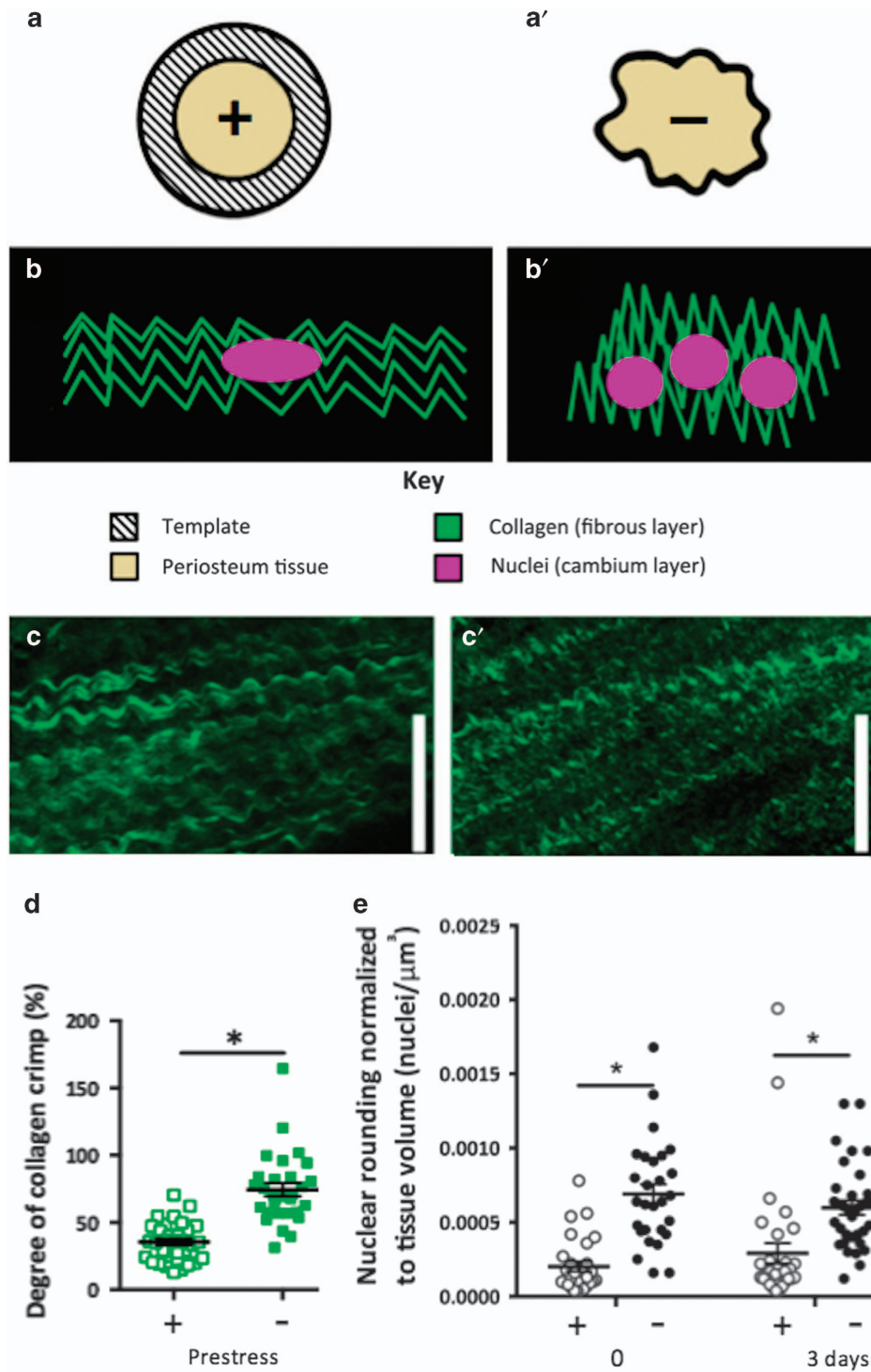


FIGURE 1.11 – Des études récentes impliquent le périoste comme un capteur mécanique et un actionneur de la niche des cellules souches. (a, a') La libération de la précontrainte mécanique intrinsèque du périoste (c'est-à-dire avec précontrainte, +, maintenue par le gabarit annulaire, et sans précontrainte, -) entraîne des modifications de la structure du collagène (b, b', c, c', d) dans la couche fibreuse et de la forme nucléaire (des noyaux) des cellules dans la couche de cambium (b, b', e). Il a été démontré que de telles modifications de la forme nucléaire régulent à la hausse et à la baisse l'expression des gènes typiques de l'engagement de la lignée naissante des cellules souches. TATE et al. [25]

1.2.2 Protection mécanique

La couche fibreuse externe du périoste lui apporte une meilleure résistance aux efforts mécaniques [48, 49], améliorant ainsi la protection mécanique de l'os. Ce fût notamment suggéré par YIANNAKOPOULOS et al. [50] grâce à une étude sur 30 rats, lors de laquelle une série d'essais de flexion a été effectuée sur des fémurs et des tibias, avec et sans périoste. Les auteurs ont observé que le périoste est resté intact sur la majorité des os après leur rupture, et que les extrémités osseuses fracturées sont restées en apposition conservant un alignement relatif. Les os dénudés de périoste se fracturaient quant à eux de manière nette, comme exposé par les photographies de la figure 1.12. La figure 1.13 illustre schématiquement la rupture d'un os avec le périoste préservé, mettant en avant le rôle de ce dernier dans le maintien de la structure osseuse.



FIGURE 1.12 – Comparaison entre os avec et sans périoste en test de flexion. Lorsque le périoste a été préservé (fémur droit), les deux fragments osseux sont restés en étroite apposition et la membrane périostée a été préservée. YIANNAKOPOULOS et al. [50]



FIGURE 1.13 – Mécanisme par lequel le périoste améliore les propriétés biomécaniques du fémur. Au repos, les fibres périostées (ligne noire continue) sont relativement relâchées (a), tandis qu'en flexion, elles s'étirent progressivement (b). Après une rupture osseuse, la membrane périostée maintient les extrémités osseuses en apposition relative (c). YIANNAKOPOULOS et al. [50]

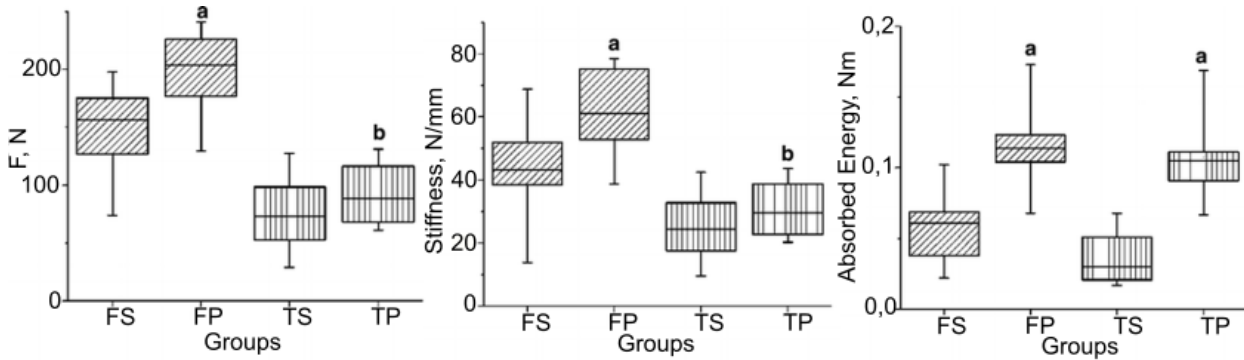


FIGURE 1.14 – Résistance, rigidité et absorption d'énergie ultimes des fémurs et des tibias de rat avec et sans périoste. FS Fémur dénudé, sans périoste, FP Fémur, périoste intact, TS Tibia dénudé, sans périoste, TP Tibia, périoste intact, a = $P < 0.001$, b = $P > 0.05$ YIANNAKOPOULOS et al. [50].

De plus, les auteurs ont observé les variations en termes d'effort à la rupture, de raideur, d'énergie absorbée ainsi que de déflexion, présentées dans la figure 1.14, entre les os sans périoste et ceux ayant leur périoste préservé. Les os ayant leur périoste intact ont présenté une meilleure résistance mécanique à la flexion et une plus grande raideur, avec une augmentation de 146 à 196 N en termes d'effort à rupture pour le fémur (statistiquement significatif : $p < 0.001$).

1.3 Biomécanique du périoste

1.3.1 Généralités sur les tissus mous biologiques

Comme de nombreux tissus mous biologiques, le périoste présente un comportement mécanique visco-hyperélastique non linéaire, ce qui signifie que ses propriétés mécaniques dépendent à la fois du temps et de l'intensité de la déformation appliquée. Ce comportement se manifeste par une réponse initiale souple à une contrainte de traction, suivie d'une phase plus rigide à mesure que la contrainte augmente [51]. La figure 1.15 est un graphique proposé par HOLZAPFEL et al. [52]. Ce dernier montre l'allure standard de la courbe représentative de la réponse mécanique d'un tissu mou biologique lors d'un essai de traction uni-axiale, et schématisant l'évolution du tissu lorsqu'une force de traction est appliquée.

L'orientation des fibres de collagène présentes dans les tissus mous leur confère une anisotropie mécanique, c'est-à-dire que leurs propriétés mécaniques dépendent de la direction du chargement appliqué [53]. Ce résultat est par exemple illustré par ANNAIDH et al. [53] qui ont conclu, après avoir réalisé des essais de traction uni-axiale dans différentes directions sur des échantillons de peau humaine, que les propriétés mécaniques des tissus biologiques variaient selon l'orientation fibres des éprouvettes par rapport à la direction de chargement, mettant en avant cette anisotropie mécanique. La figure 1.16 présente les résultats de cette étude.

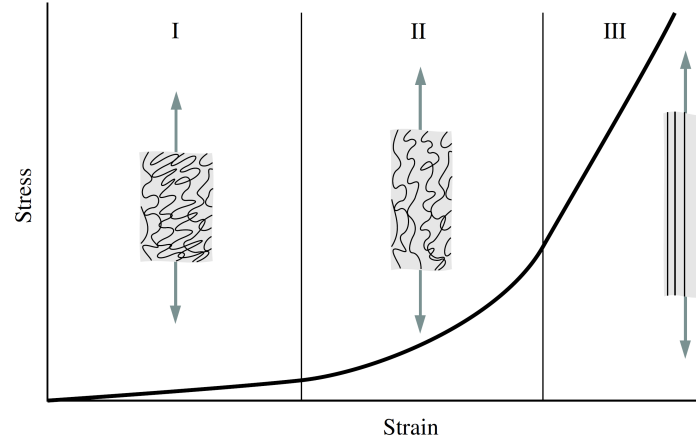


FIGURE 1.15 – Diagramme schématique d’une courbe contrainte-déformation (traction) typique pour la peau montrant la morphologie des fibres de collagène associées. HOLZAPFEL et al. [52]

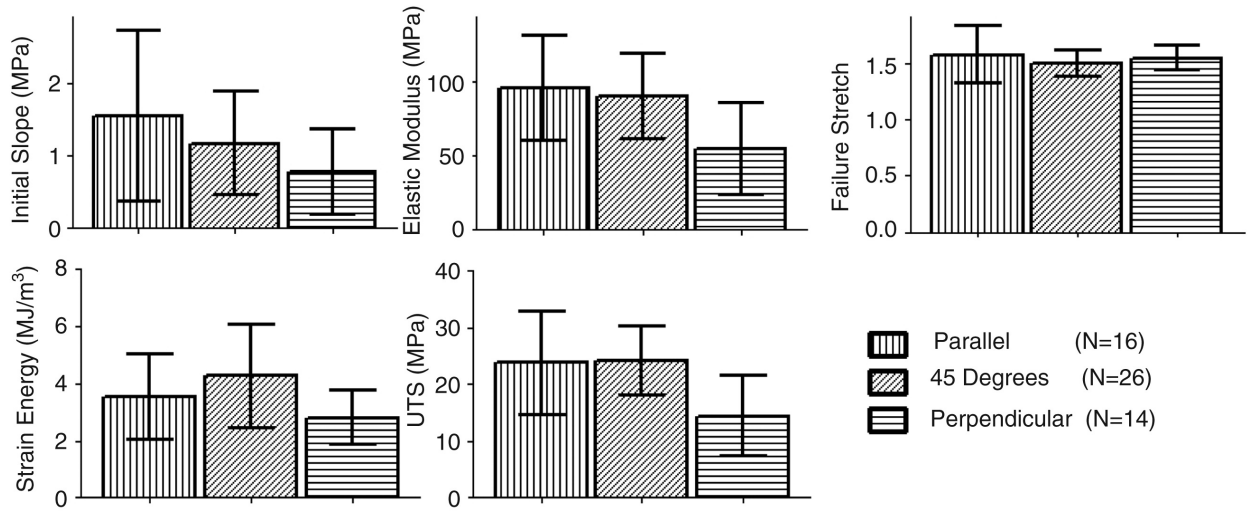


FIGURE 1.16 – Influence de l’orientation sur la pente initiale, le module d’élasticité, l’allongement à la rupture, l’énergie de déformation et la résistance à la traction. Les valeurs indiquées incluent la moyenne et les écarts types. Adaptée de ANNAIDH et al. [53]

1.3.2 Le périoste

Les fibres de la couche externe du périoste sont principalement alignées selon des directions spécifiques, notamment parallèlement à la surface osseuse, c'est-à-dire dans le sens de l'axe longitudinal de l'os [18]. Cela entraîne que le périoste résiste mieux aux forces mécaniques suivant ces directions. Les essais mécaniques de traction sur ce tissu ont montré qu'il possède une grande capacité à se déformer [48, 51]. Cependant, POPOWICS, ZHU et HERRING [54] souligne que les propriétés biomécaniques du périoste varient fortement selon sa localisation anatomique. Avec les résultats de 87 essais mécaniques de traction uni-axiale sur des échantillons porcins, [54] ont observé que le périoste résistait à une contrainte mécanique moyenne de 8.2 ± 4.1 MPa avant la rupture avec une déformation maximale de 15.5 ± 2.9 % s'il provenait de la mandibule, de 12.3 ± 4.6 MPa et 17.7 ± 3.8 % s'il provenait de l'arche zygomatique, et de 11.3 ± 5.3 MPa et 17.9 ± 3.7 % pour les échantillons de périoste prélevés sur le métacarpe. La figure 1.17 est un graphique proposé par POPOWICS, ZHU et HERRING [54] présentant trois courbes d'essais de traction mécanique uni-axiale à rupture de périoste, chacune représentant une localisation anatomique différente.

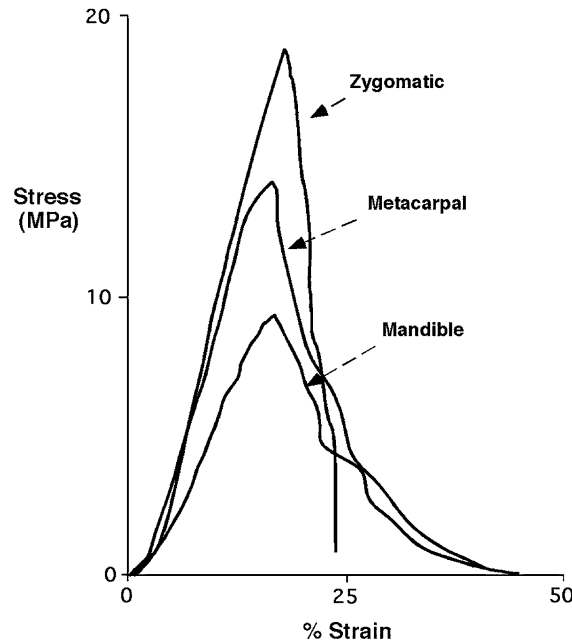


FIGURE 1.17 – Exemples de courbes de traction mécanique uni-axiale à rupture pour le périoste zygomatique, métacarpien et mandibulaire. POPOWICS, ZHU et HERRING [54]

Enfin, lors de mon stage de césure réalisé en 2021, j'ai effectué une série d'essais de traction sur des échantillons de périoste mandibulaire humain. Ces essais étaient séparés en deux catégories : les essais orientés longitudinalement à l'axe de l'os et ceux orientés transversalement. Les résultats obtenus, présentés en figure 1.18, ont permis de proposer une combinaison de lois hyperélastiques et viscoélastiques pour simuler la réponse du périoste à des contraintes mécaniques, et sont utilisés pour prédire le comportement de ce tissu sous des chargements en traction uniaxiale. Cette étude a fait l'objet d'une publication dans une revue scientifique, disponible en annexe 1.A de ce chapitre. J'ai comparé différentes lois isotropes et anisotropes modélisant le comportement mécanique de tissus mous biologiques issues de la littérature. Par exemple, j'ai pu comparer le modèle isotrope de Neo-Hook [55]

utilisé notamment pour modéliser le comportement de la peau de cochon [56] avec celui de Mooney-Rivlin [55, 57] utilisé pour modéliser le comportement de polymère. De même, j'ai comparé les lois anisotropes de HOLZAPFEL et al. [52] utilisé pour modéliser la paroi artérielle avec celle de WEISS, MAKER et GOVINDJEE [58] modélisant le comportement des tendons. J'ai conclu que la combinaison de la loi isotropique de Rivlin à l'ordre 2 simplifiée utilisé par DALLARD [59] – pour modéliser les tissus mous de la phalange distal – et des lois de KULKARNI et al. [60] – ayant comme vocation de caractériser le comportement général des tissus mous biologiques – était la plus représentative du comportement mécanique du périoste. Les lois en question ainsi que les paramètres matériaux obtenus lors de cette étude sont référencés dans le tableau 1.1 [49].

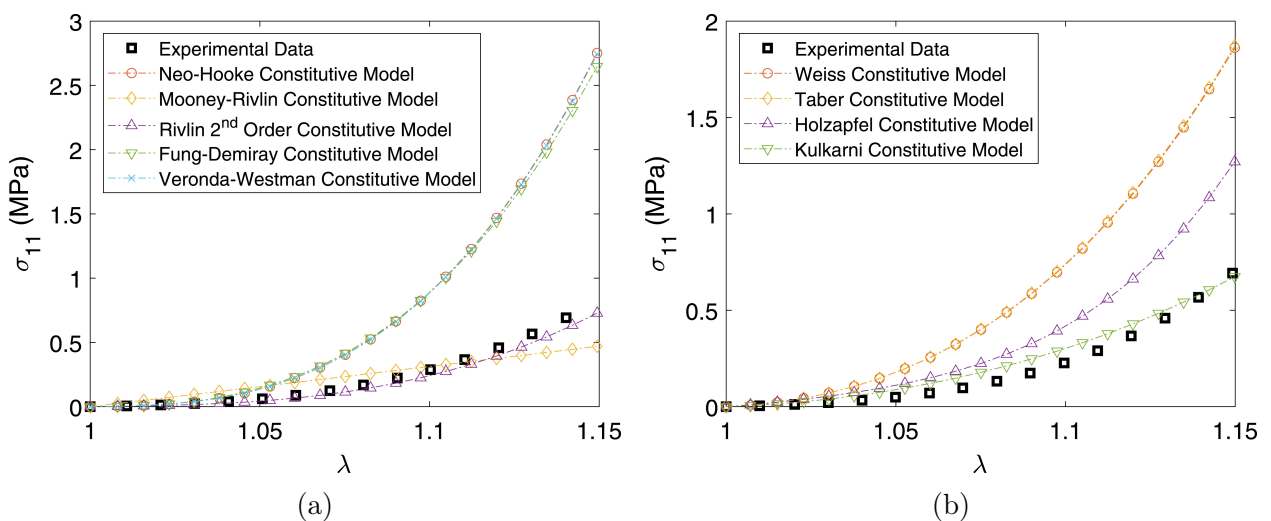


FIGURE 1.18 – (a) Simulation d'un chargement transverse par rapport aux fibres. (b) Simulation d'un chargement longitudinal par rapport aux fibres. Résultats de HAMMA et al. [49].

Contribution modélisée	Loi sélectionnée	Expression	Constantes identifiées
Hyper-élastique isotrope	Rivlin à l'ordre 2 simplifiée	$W_{iso}^e = C_{01} (I_2 - 3) + C_{20} (I_1 - 3)^2$	$C_{10} = 22.8 \text{ kPa};$ $C_{20} = 1.1 \text{ MPa}$
Hyper-élastique anisotrope	Kulkarni	$W_{ani}^e = \mu_1 (K_4 - 7)^q$	$\mu_1 = 19.0 \text{ kPa};$ $q = 3$
Viscoélastique isotrope	Kulkarni	$W_{iso}^v = \frac{1}{2} \mu_2 J_2 (I_1 - 3)_1^n$	$\mu_2 = 18.9 \text{ kPa};$ $n_1 = 3$
Viscoélastique anisotrope	Kulkarni	$W_{ani}^v = \mu_3 J_5 (K_4 - 7)_2^n$	$\mu_3 = 50.9 \text{ kPa};$ $n_2 = 1$

TABLE 1.1 – Lois visco et hyper-élastique identifiées lors de l'étude HAMMA et al. [49] pour caractériser le comportement mécanique du périoste mandibulaire.

1.3.3 Les fibres de Sharpey

L'une des caractéristiques mécaniques importantes du périoste est son interaction directe avec l'os. Selon la littérature, cette adhésion est due à des fibres de collagène : les fibres de Sharpey. Ces fibres traversent la couche externe du périoste et s'insèrent directement dans l'os cortical, le tissu osseux qui forme la couche périphérique des os, agissant comme des ancrages qui lient le périoste à l'os [61]. Ces fibres, bien décrites pour leur fonction dans l'ancrage dentaire [62-66], sont également essentielles dans l'ancrage musculaire, la régulation du développement osseux et la cicatrisation [67, 68]. Assurant donc la connexion entre le périoste et l'os, ces fibres sont peu minéralisées, leur conférant ainsi une résistance accrue à la résorption ostéoclastique [67]. La figure 1.19 présente des photographies microscopiques de coupes histologiques de périoste proposées par AL-QTAITAT, SHORE et AARON [68]. Ces coupes ont été colorées en utilisant le trichrome de Goldner ou la coloration de von Kossa et photographiées sous lumière polarisée. Les fibres de Sharpey – qui traversent le périoste et s'insèrent directement dans l'os cortical – y sont mises en évidence.

Les résultats d'analyse de microscopie par immunohistochimie ont révélé que ces fibres contiennent principalement du collagène de type III et du collagène de type VI [67, 68]. Le collagène de type III est moins résistant à la traction que le collagène de type I et se retrouve notamment dans la peau, les intestins et la paroi des vaisseaux sanguins [67]. Le collagène VI est un composant de la matrice extracellulaire de presque tous les tissus conjonctifs, y compris le cartilage, les os, les tendons, les muscles et la cornée. Il forme des microfibrilles abondantes organisées en différents assemblages [69]. En cas de perte osseuse, les fibres de Sharpey participent activement à la reconstruction du tissu osseux, et une activité physique régulière stimule leur expansion et les rend plus épaisses et plus nombreuses [67].

AL-QTAITAT, SHORE et AARON [68] ont analysé les changements structurels du périoste liés au vieillissement, en étudiant la régression des fibres de Sharpey et leur calcification progressive à l'aide de modèles porcins jeunes et âgés. Les auteurs ont démontré que le périoste subit des modifications majeures avec l'âge menant à une altération de ses propriétés biomécaniques : un amincissement et une diminution du nombre de fibres de Sharpey, dont la taille diminuait de $226 \pm 27 \mu m$ vers $55 \pm 6 \mu m$, associé à une augmentation de la calcification [68]. La figure 1.20 compare les photographies sous lumière polarisée de coupes histologiques en coloration von Kossa de périoste porcine jeune et plus âgée.

Enfin, plusieurs revues mettent en avant la relation entre les fibres de Sharpey et la précontrainte intrinsèque du périoste [25, 61]. Par exemple, MCBRIDE, EVANS et TATE [70] ont mesuré l'évolution de la surface, de la longueur axiale et de la longueur circonférentielle d'échantillons de périoste fémoral de mouton après les avoir prélevés de l'os. La surface de ces échantillons a réduit de 44 à 54 % en moyenne, tandis que la longueur axiale a baissé de 33 à 47 % et la longueur circonférentielle de 9 à 19 %. Ces résultats, présentés dans les figures 1.21, montrent qu'en plus de présenter une anisotropie mécanique, le périoste est dans un état de chargement mécanique – ou de précontrainte – *in vivo*. Les fibres de Sharpey seraient donc impliquées dans la mécanique et la régénération osseuse, la réponse aux stimuli hormonaux et mécaniques, et certaines pathologies osseuses (ostéoporose, ostéoarthrite) [25, 61, 67, 68].

Periosteum and Sharpey's fibres

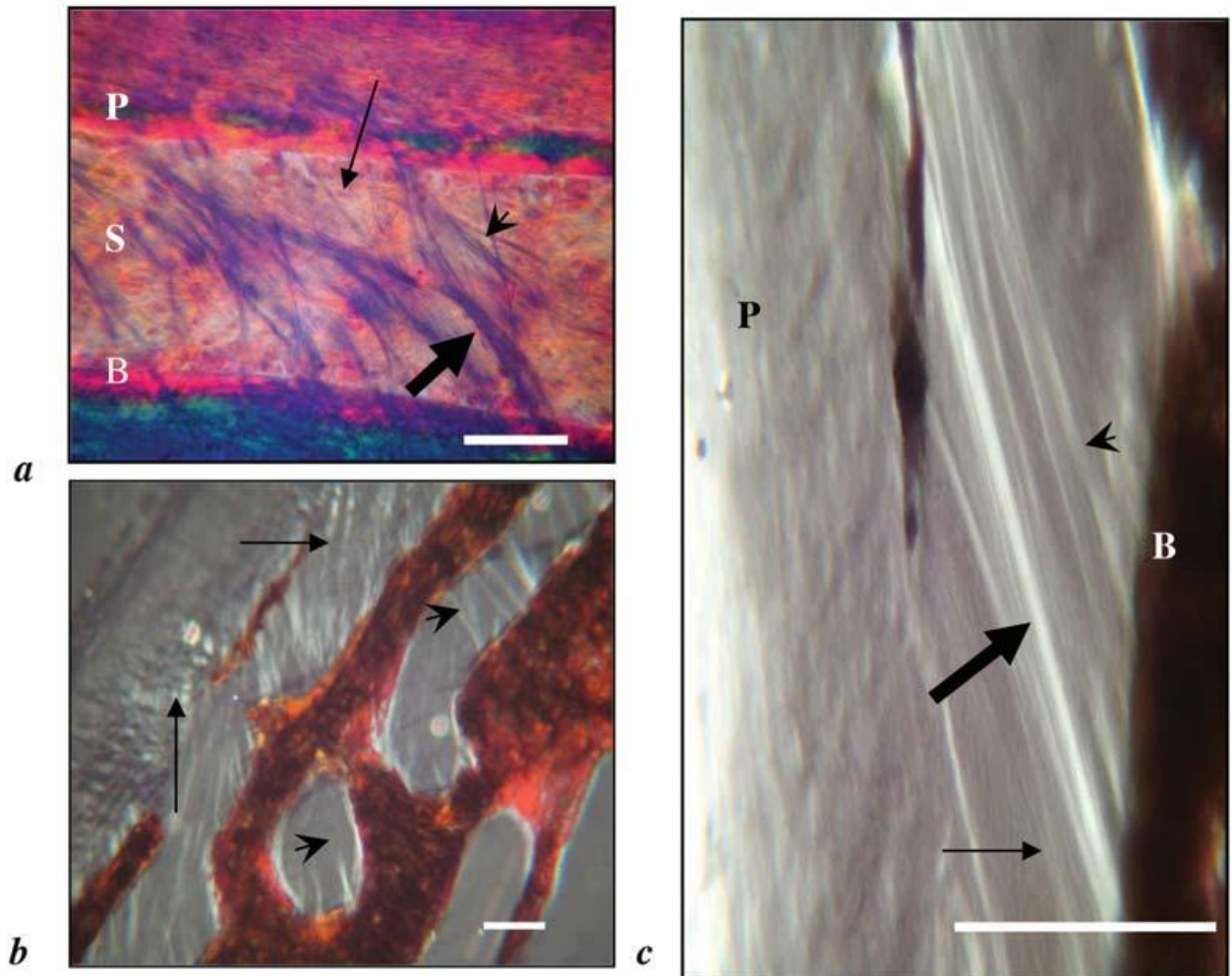


FIGURE 1.19 – Périoste provenant de la mandibule porcine d'un jeune adulte. On y voit la membrane périostée (P), les fibres de Sharpey (S) et l'os sous périosté (B). (a) Coloration au trichrome de Goldner et lumière polarisée : types individuels de fibres biréfringentes fines (petite flèche) et grossières (pointe de flèche) et un faisceau important de plusieurs fibres (grande flèche), la plupart obliques, certaines horizontales et quelques-unes verticales. (b) Coloration de von Kossa et lumière polarisée : les fibres membranaires intra et sous périostées (petites flèches) et les fibres intracorticales (pointes de flèche) sont indiquées et détaillées en c), apparaissant comme des insertions fines (petite flèche), grossières (pointe de flèche) et groupées (grande flèche). Barre d'échelle 50 μm . AL-QTAITAT, SHORE et AARON [68]

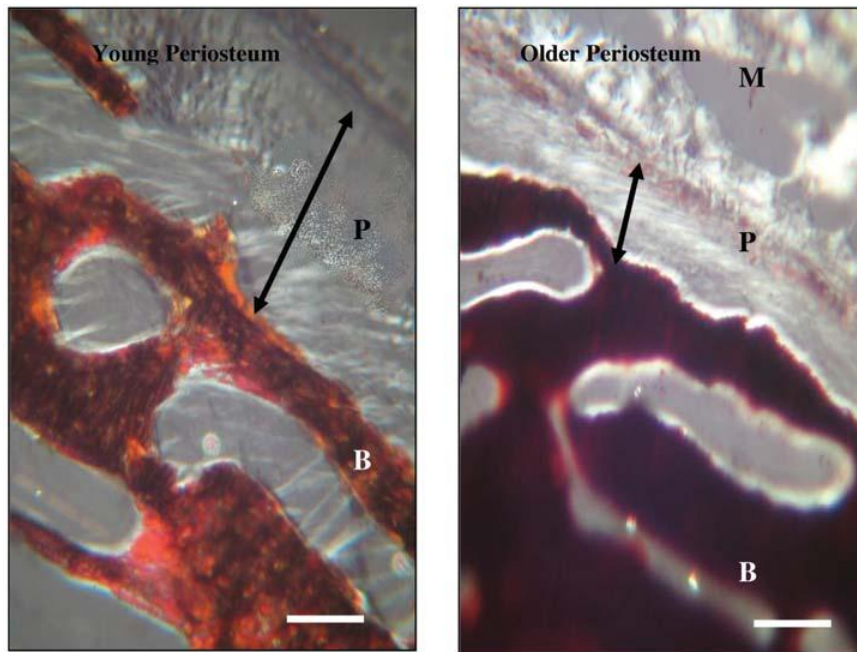


FIGURE 1.20 – Comparaison du périoste de mandibules porcines jeunes et âgées. On y voit la membrane périostée (P), l'os (B) et le muscle (M). La coloration de von Kossa et la lumière polarisée montrent une diminution de la largeur périostée (flèche) et de la profondeur de pénétration osseuse des fibres biréfringentes de Sharpey, davantage orientées horizontalement que précédemment. Barre d'échelle $50\ \mu\text{m}$. AL-QTAITAT, SHORE et AARON [68].

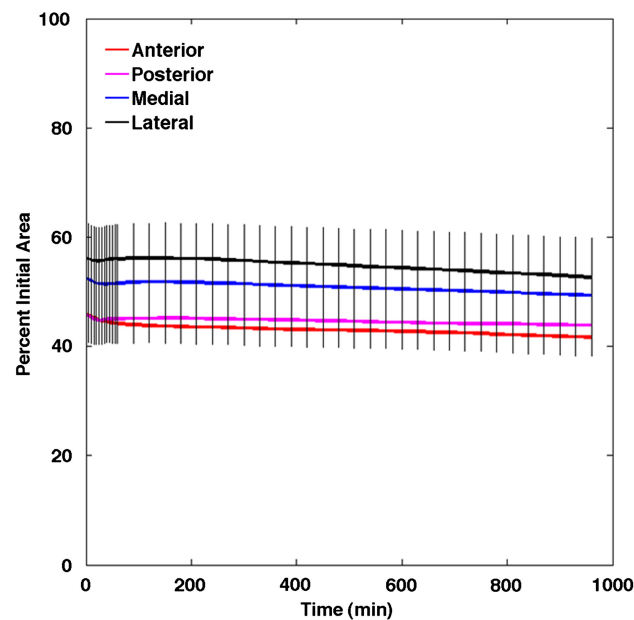


FIGURE 1.21 – Variation de la surface des échantillons périostés antérieurs, postérieurs, médiaux et latéraux. À aucun moment, il n'y a de différence significative entre les échantillons périostés prélevés sur les faces antérieure, postérieure, médiale et latérale du fémur, avec un intervalle de confiance de 95 %. MCBRIDE, EVANS et TATE [70]

1.4 Applications cliniques et ingénierie tissulaire

En raison de la forte vascularisation de la couche cambiale interne du périoste, la transplantation périostée a été largement utilisée dans la gestion des défauts osseux et des fractures par les chirurgiens orthopédistes et craniofaciaux [6, 9]. En effet, les greffes périostées sont utilisés en chirurgie pour stimuler la réparation osseuse, améliorer la consolidation des fractures, et intégrer des allogreffes [6, 9, 71]. Un exemple de pratique chirurgicale – issus de LIN et al. [6] – est représenté dans la figure 1.22, qui détaille une intervention chirurgicale avec incision du périoste. De même, la figure 1.23 est une photographie (ADEOYE et al. [9]) présentant les deux étapes d’une greffe osseuse périostée. Enfin, ZHANG et al. [71] souligne que les cellules progénitrices du périoste s’activent après une greffe favorisant l’ostéogenèse et la vascularisation. L’ablation du périoste lors d’une autogreffe compromet sévèrement la guérison, alors que l’ensemencement de cellules souches sur une allogreffe osseuse en améliore son incorporation [71].

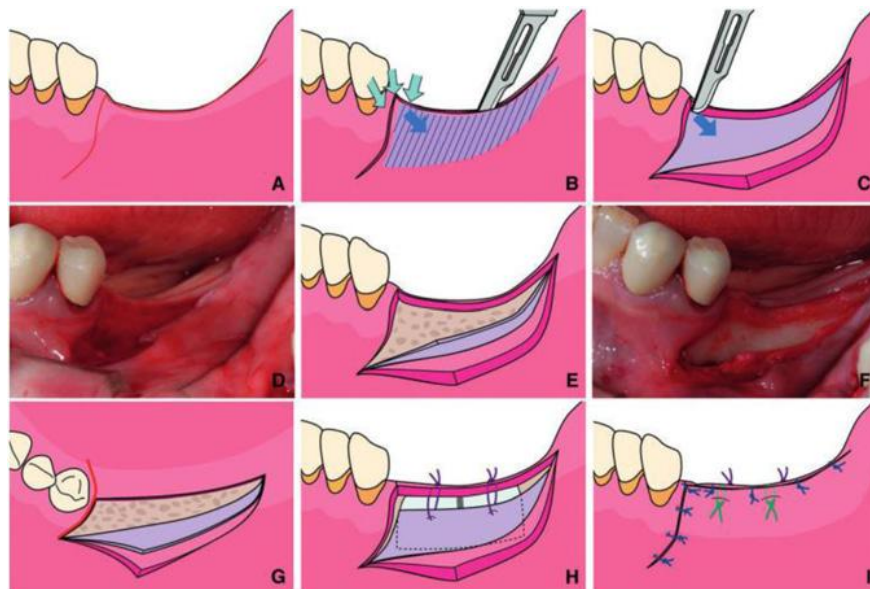


FIGURE 1.22 – Incision à double lambeau, composée de deux plans : une muqueuse superficielle et une périostée profonde. (A) Une incision crestale sur la crête édentée et une incision verticale de libération sont délimitées. (B) L’incision à double lambeau est réalisée, laissant le périoste sur la crête édentée. (C, D) La muqueuse du double lambeau est surélevée, laissant le périoste. (E, F) Le périoste du double lambeau est surélevée, exposant l’os alvéolaire. (G) Vue occlusale du double lambeau. (H) Le périoste du double lambeau est suturée pour stabiliser le site greffé. (I) Vue buccale après suture finale. LIN et al. [6]

Une autre application clinique notable utilisant les propriétés du périoste est la distraction ostéogénique. Cette technique chirurgicale utilisée pour traiter les malformations osseuses – comme la micrognathie pour la mâchoire [72, 73] – consiste à allonger progressivement l’os par traction mécanique, stimulant ainsi la formation de nouvel os à partir du périoste [45, 72]. Le rôle du périoste est central dans ce processus, car les cellules ostéogéniques présentes dans sa couche cambiale se multiplient et se différencient en ostéoblastes pour former de l’os dans la zone en expansion [45]. DEBELMAS et al. [51] ont évalué les propriétés mécaniques du périoste mandibulaire humain et comparé les données obtenues avec le couple mesuré sur

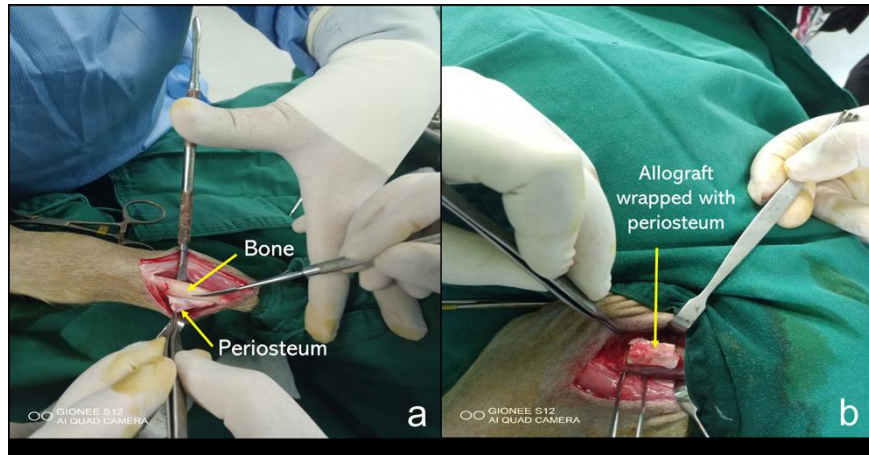


FIGURE 1.23 – Implantation périostée. (a) Prélèvement de périoste à partir de l’os du tibia donneur. (b) Allogreffe enveloppée de périoste sur l’os receveur du fémur. ADEOYE et al. [9]

l’activateur lors d’une distraction mandibulaire cadavérique. Leurs résultats montrent que le périoste est le principal contributeur des efforts résistants lors d’une distraction.

Enfin, l’intérêt pour le périoste dans le domaine de l’ingénierie tissulaire a rapidement progressé ces dernières années, du fait de ses propriétés ostéogéniques remarquables. Grâce à des méthodes biomimétiques de synthèse, des tissus membraneux ayant une fonction et une structure similaires à celles du périoste natif sont produits, améliorant considérablement l’efficacité de la greffe osseuse et de la création de supports, et pouvant servir de substitut direct au périoste natif [5]. Plusieurs revues de la littérature ont exploré le développement de périostes artificiels, classant les différents tissus en fonction des avantages et des inconvénients des mécanismes, des méthodes et l’efficacité de chaque approche de conception [5, 74]. En général, les nouvelles approches biomimétiques permettent d’améliorer la guérison osseuse et de remplacer les greffes conventionnelles, constituant une avancée majeure en médecine régénérative [5]. Par exemple, NG et al. [75] ont mis en place une méthode pour reproduire l’architecture du périoste afin de concevoir des matériaux biomimétiques avancés. Le procédé alors mis en place est schématisé en figure 1.24, issue de cette étude. Dans un premier temps, l’alignement, la composition et la distribution microscopiques tridimensionnels des fibres de collagène et d’élastine du périoste sont cartographiés grâce à des techniques de microscopie électronique : génération de deuxième harmonique et excitation à deux photons. Ensuite, à partir des informations microscopiques, le tissu est recomposé à l’aide d’un logiciel, et des prototypes macroscopiques sont créés à l’aide d’une machine spécialisée.

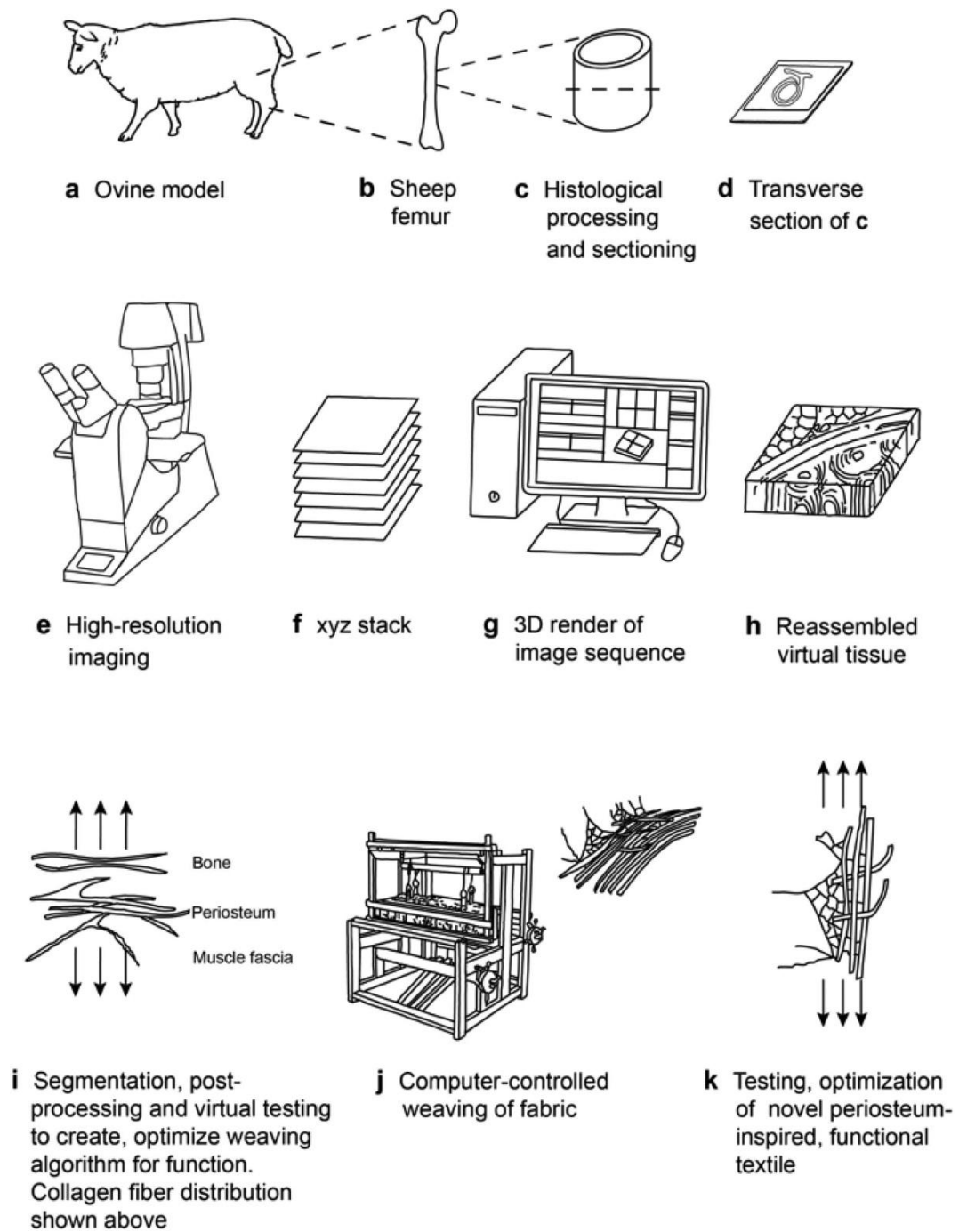


FIGURE 1.24 – Schéma illustrant le processus de tissage ascendant de tissus multidimensionnels inspirés de tissus naturels. (a – d) Coupe transversale d’un fémur ovine au milieu de la diaphyse, avec périoste et muscle environnant intacts, colorée au rouge de procion. (e, f) Acquisition de z-stacks haute définition à l’aide de protocoles d’imagerie SHIM et TPEM appariés pour visualiser les protéines structurales, notamment le collagène et l’élastine. (g – i) Rendu 3D des z-stacks pour convertir la séquence d’images en fichiers STL pour la modélisation informatique 3D. (j) Conversion d’un modèle virtuel en modèle physique grâce à la technologie de tissage multidimensionnel (k) Optimisation d’un nouveau textile fonctionnel par des tests mécaniques. NG et al. [75]

Annexes

1.A Identification d'un modèle visco-hyperélastique pour le périoste mandibulaire

Dans cet article, un modèle visco-hyperélastique représentant le comportement mécanique du périoste mandibulaire humain en tant que matériau anisotrope et homogène est identifié. Différents modèles, extraits de la littérature, sont testés et associés afin de décrire les contributions élastiques et viscoélastiques de la matrice cellulaire d'une part et des fibres de collagène d'autre part. Les paramètres de ces modèles sont déterminés à partir de cinq échantillons de périoste mandibulaire humain. Chaque échantillon prélevé est coupé et testé à deux vitesses différentes, soit longitudinalement, soit transversalement à la direction principale des fibres de collagène. Les contributions hyperélastiques et viscoélastiques de la matrice cellulaire sont extraites à l'aide d'essais de traction réalisés transversalement. Les contributions hyperélastiques et viscoélastiques des fibres de collagène sont extraites à l'aide d'essais de traction réalisés longitudinalement. Dans un second temps, la combinaison de modèles identifiée est validée à l'aide de douze échantillons testés longitudinalement uniquement. La combinaison sélectionnée utilise la loi simplifiée du 2e ordre de Rivlin pour modéliser l'hyperélasticité de la matrice cellulaire, la loi de Kulkarni pour modéliser sa contribution à la viscoélasticité et les lois de Kulkarni pour modéliser l'ensemble des contributions des fibres de collagène.



Contents lists available at ScienceDirect

Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials

journal homepage: www.elsevier.com/locate/jmbbm

Research paper

Identification of a visco-hyperelastic model for mandibular periosteum

Alexandre Hamma, Jean Boisson^{*}, Vincent Serantoni, Jeremy Dallard

UME, ENSTA-Paris, Institute Polytechnique of Paris, 828 Boulevard des Maréchaux, Palaiseau, France

ARTICLE INFO

MSC:
74L15Keywords:
Constitutional law
Soft tissue
Mandibular periosteum
Biomechanic

ABSTRACT

In this paper, a visco-hyperelastic model representing the mechanical behavior of the human mandibular periosteum as an anisotropic and homogeneous material is identified. Different models, extracted from the literature, are tested and associated in order to describe the elastic and visco-elastic contributions of the cellular matrix on one hand and the collagen fibers on the other hand. The parameters of these models are determined using five human mandibular periosteum. Each harvested sample is cut and tested, at two different velocities, either longitudinally or transversely to collagen fibers main direction. The hyperelastic and visco-elastic contributions of the cellular matrix are extracted using tensile tests performed transversely. The hyperelastic and visco-elastic contributions of the collagen fibers are extracted using tensile tests performed longitudinally. In a second time, the identified combination of models is validated using twelve samples only tested longitudinally. The selected combination uses the simplified Rivlin's 2nd order law to model the hyper-elasticity of the cellular matrix, the Kulkarni's law to model its visco-elasticity contribution, and the Kulkarni's laws to model the whole contributions of collagen fibers.

1. Introduction

Because of its masticatory function, the jaw has a rather original anatomy, i.e., it is divided in two complex bones: the upper part, the maxilla, and the lower part, the mandible. The latter is the only mobile one of the face and is also the site of multiple muscle insertions. The mandible consists of the body, which is shaped like a horseshoe, and the ramus (or vertical branch), which ends in a bifurcation between the condyle (mandibular joint) and the coronoid process — a non-articular surface where the temporalis muscle is inserted (von Arx and Lozanoff, 2017b). The body of the mandible is composed of two types of bone: the basilar bone, and the alveolar bone, which is the toothed part (von Arx and Lozanoff, 2017a). Finally, the body is composed of cortical bone surrounding cancellous bone, while the ramus is mainly composed of cortical bone.

Congenital facial deformity of the mandible, mostly mandibular hypoplasia (mandible atrophy), is responsible for many handicaps in daily life (speech, chewing, swallowing and sometimes even breathing difficulties) and can also become an aesthetic handicap for the child (Posnick, 2014).

One of the treatment options to correct mandibular hypoplasia, and its consequences, is a mandibular osteogenic distraction (DO) (Diner et al., 1999). This surgical technique consists of progressive bone lengthening (McCarthy et al., 2001) and is commonly used in pediatric maxillofacial surgery for the treatment of congenital malformations,

such as hemifacial microsomia or craniofacial synostosis (McCarthy et al., 2001).

Most internal mandibular distractors consist of two plates connected by an endless screw, which allows the plates to spread during activation (Van Sickels and Reddy, 2008). The DO operation starts by a subperiosteal bone osteotomy, then the distractor's plates are subperiosteally attached to each side of the osteotomy line. After a few days of latency during which the stem cells are recruited, distraction manual activation begins. For the mandible, the main applications of this technique are vertical DO of the ramus, horizontal DO of body or symphysis (McCarthy et al., 2001). A special care is required during the operation to let the periosteum as intact as possible as it has an important role in DO healing.

The periosteum is a thin bi-layered fibrous connective tissue that covers most of the bones in the human skeleton except for the bones located in the joints and the sesamoid bones — small bones generally found on the hands and feet (Dwek, 2010). It plays a significant role in bone regeneration and growth, and participates in the transmission of blood and nutrients to bones (Evans et al., 2013; Kanno et al., 2005). Its outer fibrous layer contains primarily collagen and elastin fibers, whereas the inner layer has a higher cell density, primarily of osteoblasts and periosteum-derived mesenchymal stem cells.

The periosteum is anchored to the bone by Sharpey fibers, strong fibers with a high collagen content (Evans et al., 2013). Like many

^{*} Corresponding author.

E-mail address: jean.boisson@ensta-paris.fr (J. Boisson).

biological soft tissues (tendons, ligaments, skin, blood vessels, etc.), the periosteum has a non-linear behavior when subjected to tensile stress. Moreover, the orientation of collagen fibers present in soft tissues influences the mechanical response to traction, inducing anisotropy of the tissue (Ní Annaidh et al., 2012).

Recently, it has been shown that the periosteum contributes significantly to opposing forces during mandibular distraction (Debelmas et al., 2018) and that maxillary distraction can be likened to a uniaxial tensile test, followed by relaxation (Dallard et al., 2019).

The literature reporting different behavioral laws characterizing the mechanical behavior of rubber material and biological soft tissues, and more particularly the behavior of the cellular matrix and collagen fibers, is very extended (Martins et al., 2006; Lapeer et al., 2010; Beda, 2014; Açan, 2021; He et al., 2021). The work presented here aims to compare different combinations of laws modeling the mechanical behavior of the cellular matrix with laws modeling the mechanical behavior of collagen fibers, and then to define a general model characterizing the mechanical behavior of the mandibular periosteum.

In the first part, each human mandibular periosteum harvest is cut in two. Then, each sample is submitted to an uni-axial tensile test in a different direction: longitudinally or transversely to the bone long axis. These tests were performed at two velocities. The objective was to collect experimental data to identify the periosteum mechanical behavior. For this purpose, a selection and validation method had been elaborated to determine the combination of laws most representative of the experimental results. The third part focuses on the description of the mathematical and mechanical approach of this study. Finally, in order to select the best combination of laws, simulations of the mechanical response of the mandibular periosteum to tensile tests were made and compared with the corresponding experiment. The visco-hyperelastic law minimizing the simulation error is selected to model the mechanical behavior of the human mandibular periosteum.

2. Material and methods

The notation used in this paper is the following: σ represents the true stress, λ represents the stretch, and W represents a strain energy function. The subscripts e and v stand respectively for the elastic part and the viscous of the studied functions. The superscripts m and f correspond to the contribution of the matrix and the collagen fibers.

2.1. Experimental tests

The periosteal samples studied were harvested from eight cadaveric mandible. These bodies were provided by the « Ecole de Chirurgie de Paris » (Agence Générale des Equipements et Produits de Santé (AGEPS), Assistance Publique Hôpitaux de Paris (APHP)).

The uni-axial tensile tests were performed with the Instron tensile machine (3342 Single Column, Instron Corp., Illinois Tool Works Inc., Glenview, IL, USA) connected to a force cell with a measurement limit of 100 N (2519 series, Instron Corp., 131 Illinois Tool Works Inc.). The sample is placed between the fixed lower jaw (Fig. 1) and the upper jaw moving at the controlled speed. The test makes it possible to obtain the evolution of the load according to the displacement of the crosspiece generated by the machine (whose precision is ± 0.01 mm).

The protocol followed during the tests performed for this study was:

Pre-conditioning: 10 traction cycles at $V_1 = 0.25$ mm/s up to 6% of deformation.

Test #1: uni-axial traction at $V_1 = 0.25$ mm/s up to 15% of deformation.

Test #2: uni-axial traction at $V_2 = 1$ mm/s up to 15% deformation

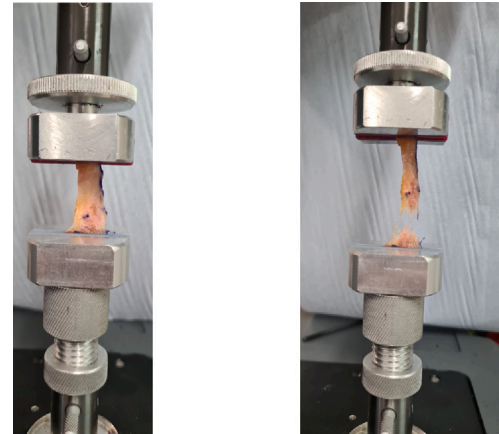


Fig. 1. A. Sample set in the jaws - B. Sample after breakage.

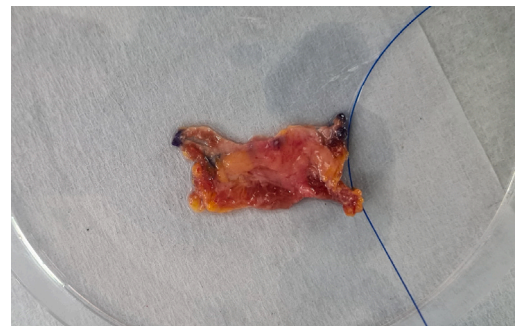


Fig. 2. Picture of a sample taken before he was tested.

The return to the initial position between each test was speed controlled, and the latter was fixed at $V = V_1 = 0.25$ mm/s. It has to be noted that the test rate V_1 was set to correspond to the stretching velocity of periosteum during mandibular distraction.

When possible, the specimen harvested was cut to obtain two samples that were tested in different conditions. To highlight the contribution of the cellular matrix, one sample was tested transversely to the bone long axis (trusted to be the main direction of the collagen fibers). Then, to obtain the contribution of the collagen fibers, the other sample was tested longitudinally to the bone long axis. The specimen that have been evaluated in both direction (*i.e.* the ones we were able to be tested longitudinally and transversely) will be called Sample Group 1 ($SG1$) and the samples that have been tested in only one direction (*i.e.* the sample we were only able to test along the longitudinal direction) will be the Sample Group 2 ($SG2$). A picture of one of the sample tested is reported in Fig. 2.

$SG1$ contains 5 specimens of mandibular periosteum which corresponds to 10 samples, 5 were tested transversely ($SG1'$) and 5 were tested longitudinally ($SG1''$). The Fig. 3 summarizes the experimental protocol used here. The average physical dimensions of the samples of $SG1'$ were: *Height* = 8,9 mm, *Width* = 9,9 mm, *Thickness* = 0,35 mm. The average physical dimensions of the samples of $SG1''$ were: *Height* = 12,5 mm, *Width* = 9,4 mm, *Thickness* = 0,42 mm. $SG2$ contains 12 samples with the following average dimensions: *Height* = 14,4 mm, *Width* = 8,5 mm, *Thickness* = 0,71 mm. All the 22 samples were rectangular.

2.2. Model selection and validation

In the following, we consider that the periosteum has only one main family of collagen fibers per sample tested, and therefore that the

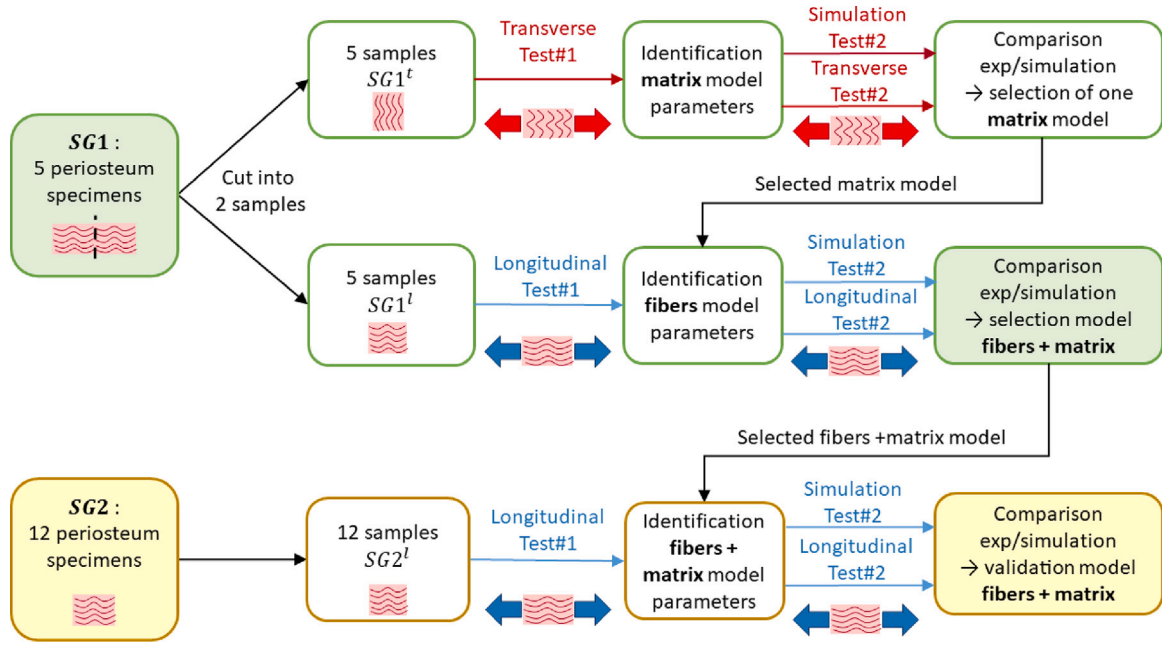


Fig. 3. Model selection method diagram.

Table 1

Studied models for the hyper-elastic contribution of the cellular matrix and their Intended use.

Models	$W_e^m = W(I_1, I_2)$	$\sigma_{11}(\lambda)$
Neo-Hook Intended use	$C_1(I_1 - 3)$ Modeling of pig skin (Lagan and Liber-Kneć, 2017) and the basic substance of connective tissue (Limbert and Middleton, 2004)	$2C_1(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda})$
Mooney–Rivlin Intended use	$C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3)$ Modeling the tensile behavior of a porcine kidney and liver (Wex et al., 2015)	$2C_{10}(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda}) + 2C_{01}(\lambda - \frac{1}{\lambda^2})$
Simplified Rivlin 2nd Order Intended use	$C_{01}(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2$ Soft tissue modeling of the distal phalanx (Dallard, 2016)	$2C_{01}(\lambda - \frac{1}{\lambda^2}) + 2C_{20}(2\lambda^4 + 2\lambda - 6\lambda^2 + \frac{6}{\lambda} - \frac{4}{\lambda^2})$
Fung–Demiray Intended use	$\frac{\mu}{2\alpha}(e^{\alpha(I_1-3)} - 1)$ Modeling the behavior of arteries (Fung et al., 1979) (Demiray, 1972)	$\mu^{\alpha(\lambda^2 + \frac{1}{\lambda^2} - 3)}(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda})$
Veronda–Westmann Intended use	$C_1(e^{C_2(I_1-3)} - 1) - \frac{C_1 C_2}{2}(I_2 - 3)$ Modeling of pig skin (Lagan and Liber-Kneć, 2017)	$2C_1(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda})C_2(e^{C_2(\lambda^2 + \frac{1}{\lambda^2} - 3)} - \frac{1}{2\lambda})$

periosteum is a transversely isotropic material. Thus, the periosteum can be considered as an isotropic material when the load is oriented perpendicularly to the direction of the fibers, because only the cellular matrix is stressed. However, as soon as the load is oriented in a direction other than transverse, another contribution, linked to the mechanical response of the collagen fibers, is added to the matrix contribution. We also made the assumption that the periosteum, being a biological soft tissue, is an incompressible material (Limbert and Middleton, 2004). The hyper-elastic and visco-elastic laws used to describe the contribution of the biological matrix studied in this article are listed respectively in Tables 1 and 3. For the contribution of the collagen fibers, the studied hyper-elastic and visco-elastic laws are listed respectively in Tables 2 and 4.

The model combination identification was made on $SG1$, on which the tests were performed at different strain rates in the transverse ($SG1^t$) and longitudinal ($SG1^l$) directions. The periosteum being a transversely isotropic material, the following approach to select a

mechanical model for the mandibular periosteum is established (see Fig. 3).

First, for each sample of $SG1^t$, the method consisted of identifying the hyper-elastic and visco-elastic material parameters of the cellular matrix by fitting the response to the tensile Test#1 performed transversely to the bone long axis (*i.e.* orthogonal to the collagen fibers orientations) at the speed $V = V_1 = 0.25$ mm/s. The average errors between the experimental data and the data obtained with the optimized parameters were calculated. Then, for a given sample of $SG1^t$, a simulation of the transverse tensile Test#2 at a strain rate $V = V_2 = 1$ mm/s is performed with the material parameters previously identified on this sample. Finally, the average error between the experimental data and the simulations is calculated. The combination of laws with the lowest error has then been chosen to model the cellular matrix. In a second time the hyper-elastic and visco-elastic material parameters of the collagen fibers were identified using samples $SG1^l$. For this

Table 2

Studied models for the hyper-elastic contribution of the collagen fibers and their Intended use.

Models	$W_e^f = W(I_4, K_4)$	$\sigma_{11}(\lambda)$
Weiss Intended use	$C_5(e^{I_4-1} - I_4)$ Description of the mechanical behavior of tendons subjected to a tensile test (Weiss et al., 1996)	$2C_5\lambda^2(e^{\lambda^2-1} - 1)$
Holzapfel Intended use	$\frac{C_5}{2C_6}(e^{C_6(I_4-1)^2} - 1)$ Modeling the behavior of arterial walls subjected to a tensile test (Holzapfel and Ogden, 2010)	$2C_5\lambda^2(\lambda^2 - 1)e^{C_6(\lambda^2-1)^2}$
Taber Intended use	$C_5(I_4 - 1)^2$ Characterization of papillary muscles and myocardium (Shearer, 2015)	$4C_5\lambda^2(\lambda^2 - 1)$
Kulkarni Intended use	$\mu_1(K_4 - 7)^q$ Characterization of the mechanical behavior of soft tissues (Kulkarni et al., 2016)	$2\mu_1q(6\lambda + \frac{1}{\lambda^2} - 7)^{q-1}(7\lambda - \frac{1}{\lambda^2})$

Table 3

Studied models for the visco-elastic contribution of the cellular matrix and their Intended use.

Models	$W_v^m = W(J_2)$	$\sigma_{11}(\dot{\lambda})$
Pioletti Intended use	$C_3(I_1 - 3)J_2$ Characterization of the behavior of human cruciate ligaments and patellar tendons (Pioletti, 1997)	$2\dot{\lambda}C_3(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3)(2\lambda^3 + \frac{1}{\lambda^3})$
Kulkarni Intended use	$\frac{1}{2}\mu_2J_2(I_1 - 3)^{n_1}$ Characterization of the mechanical behavior of soft tissues (Kulkarni et al., 2016)	$2\dot{\lambda}\mu_2(2\lambda^3 + \frac{1}{\lambda^3})(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3)^{n_1}$

Table 4

Studied models for the visco-elastic contribution of the collagen fibers and their Intended use.

Models	$W_v^f = W(J_5)$	$\sigma_{11}(\dot{\lambda})$
Limbert Intended use	$C_7J_5(I_4 - 1)^2$ Characterization of collagen fiber behavior (Limbert and Middleton, 2004)	$8\dot{\lambda}^3\dot{\lambda}C_7(\lambda^2 - 1)^2$
Ahsanizadeh Intended use	$\frac{C_7}{2}(I_4 - 1)e^{C_8(I_4-1)^2}J_5$ Characterization of the behavior of ligaments (Ahsanizadeh and Li, 2015)	$4\dot{\lambda}^3\dot{\lambda}C_7(\lambda^2 - 1)e^{C_8(\lambda^2-1)^2}$
Yousefi Intended use	$C_7J_5(I_4 - 1)^{C_8}$ Characterization of the behavior of muscle tissue from a bovine tongue (Yousefi et al., 2018)	$8\dot{\lambda}^3\dot{\lambda}C_7(\lambda^2 - 1)^{C_8}$
Kulkarni Intended use	$\mu_3J_5(K_4 - 7)^{n_2}$ Characterization of the mechanical behavior of soft tissues (Kulkarni et al., 2016)	$8\mu_3\dot{\lambda}^3\dot{\lambda}(6\lambda + \frac{1}{\lambda^2} - 7)^{n_2}$

purpose, we fit the response of the tensile Test#1 performed longitudinally to the bone long axis (*i.e.* the main direction of the collagen fibers) and a strain rate $V = V_1 = 0.25$ mm/s. Again, the average errors between the experimental data and the data obtained with the optimized parameters were calculated. Then, for a given sample of SG1^I, a simulation of the longitudinal Test#2 at a strain rate $V = V_2 = 1$ mm/s is performed with the material parameters previously identified on this sample. The average errors between the experimental responses and the simulations were calculated to valid the combination of laws modeling the contribution of the collagen fibers of the mandibular periosteum. For the interested reader, another diagram presenting the selection method is given in the [Appendix](#).

The complete model selected with the lowest combined errors is finally validated with tests performed on samples of SG2. This method of validation, also reported in [Fig. 3](#), is as follows:

- Identification of all material parameters for the complete model selected previously on a longitudinal tensile test at $V = V_1$.
- Simulation of a longitudinal tensile test at $V = V_2$
- Comparison with experimental tests at rate $V = V_2$.

2.3. Analytical study and numerical implementation

Soft tissues are generally modeled by hyper-elastic constitutive models. These models indicate that stress derives from a strain energy density function generally express as follows:

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}}, \quad (1)$$

where W represents the strain energy density function and $\mathbf{C}$ represents the right Cauchy–Green deformation tensor.

For isotropic materials, W is function of three invariants, defined as follows:

$$I_1 = \text{tr}(\mathbf{C}), \quad (2)$$

$$I_2 = \frac{1}{2} [\text{tr}(\mathbf{C})^2 - \text{tr}(\mathbf{C}^2)], \quad (3)$$

$$I_3 = \det(\mathbf{C}), \quad (4)$$

where $I_3 = 1$ for incompressible materials.

For a transversely isotropic hyper-elastic material with a preferred direction (that of the fibers) described by a unit vector $\mathbf{a}_0$ in the

reference configuration, two other invariants defined by

$$I_4 = \mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{C} \mathbf{a}_0, \quad (5)$$

$$I_5 = \mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{C}^2 \mathbf{a}_0, \quad (6)$$

are required for the formulation of the deformation energy function.

Moreover, motivated by the studies of Schröder and Neff (2003) and Balzani et al. (2006), and based on the observations that fibers have negligible compressive stiffness (thus not contributing to the strain energy during contraction) and that fiber–matrix interaction affects the mechanical response of a soft tissue, Kulkarni et al. (2016) introduces a mixed invariant:

$$K_4 = I_2 + 2I_1 I_4 - 2I_5 \quad (7)$$

For viscous hyper-elastic materials, two invariants can be added to describe viscous potentials (Kulkarni et al., 2016):

$$J_2 = \frac{1}{2} \text{tr}(\dot{\mathbf{C}}^2), \quad (8)$$

$$J_5 = \mathbf{a}_0 \cdot \dot{\mathbf{C}}^2 \mathbf{a}_0 \quad (9)$$

To account for elastic and viscous effects observed in soft tissues, an elastic and a viscous potential of the following form can be introduced:

$$W = W_e + W_v, \quad (10)$$

with:

$$W_e = W_e(\mathbf{C}), \quad (11)$$

$$W_v = W_v(\dot{\mathbf{C}}; \mathbf{C}) \quad (12)$$

Then, when only short-term viscous effects are considered, a behavioral law can be written as (Pioletti and Rakotomanana, 2000):

$$\mathbf{S}(t) = \mathbf{S}_e(\mathbf{C}(t)) + \mathbf{S}_v(\dot{\mathbf{C}}(t); \mathbf{C}(t)) \quad (13)$$

where $\mathbf{S}_e$ and $\mathbf{S}_v$ are respectively the elastic and the viscous part of $\mathbf{S}$, the second Piola–Kirchhoff tensor, and:

$$\mathbf{S}_e = 2 \frac{\partial W_e}{\partial \mathbf{C}}, \mathbf{S}_v = 2 \frac{\partial W_v}{\partial \dot{\mathbf{C}}} \quad (14)$$

Identification of material parameters uses the Nelder–Mead algorithm (Lagarias et al., 1998) based on a least square cost function. The parameters obtained must be positive in order to ensure the convexity of the function (Ahsanizadeh and Li, 2015).

In order to: (i) compare experimental results and theoretical models and (ii) select the most reliable model, an error function is defined as follows:

$$\text{error} = \sum_{i=1}^n \frac{|\sigma_{exp}^i(\epsilon_i) - \sigma_{num}(\epsilon_i)|}{|\sigma_{exp}^i(\epsilon_i)|}, \quad (15)$$

where n is the number of measures, i.e. the stress σ_{exp}^i and the corresponding strain ϵ_i , in each tensile test. The subscript *num* represents the result of the simulation when: (i) extracting the material parameter — named *Average identification error* in the results section; (ii) comparing the simulation at V_2 with the experimental Test#2 in order to extract the best model — named *Average simulation error* in the results section.

3. Results

As explained in Section 2.2, the identification of the material parameters related to cellular matrix was made on the 5 samples of $SG1^I$. Fitting of the models on the experimental data at the strain rate V_1 and simulating the mechanical response to a transversal tensile test at V_2 enable us to select the best combination of laws to model the cellular matrix. Then, the identification of the material parameters related to the collagen fibers has been made on the 5 samples from $SG1^I$. Once

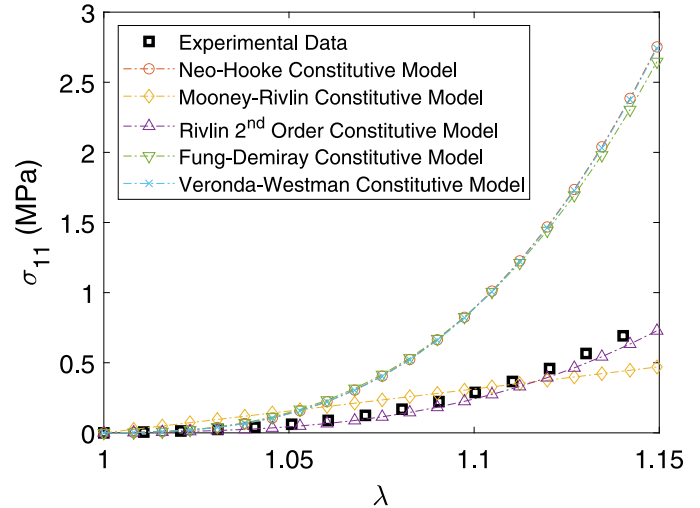


Fig. 4. Simulation of the mechanical response of one sample from $SG1^I$ to a transverse tensile test at rate $V = V_2 = 1$ mm/s with Kulkarni as W_v^m .

again, fitting of the models on the experimental data at the strain rate V_1 and simulating a longitudinal tensile test at V_2 , but with the matrix contribution also added to the identification, enable us to select the best combination of laws to model the collagen fibers. Finally, the selected combination of laws, representing the cellular matrix and the collagen fibers, has been validated by simulating longitudinal tensile tests on the 12 other samples of $SG2$.

3.1. Models simulations

Overall, it can be observed that the mechanical response of the mandibular periosteum to a uni-axial tensile test is stiffening, which is characteristic of biological soft tissues. In Table 5, although the identification errors are globally low, the worst simulation error for the cellular matrix appears to be the hyper-elastic Neo-Hookean model, regardless of the combination (with Pioletti or Kulkarni) studied in this paper.

The Fig. 4 shows that the simulations obtained with the Fung–Demiray and Veronda–Westmann models seems too stiff compared to the experimental responses. Table 5 shows that the lowest simulation error is obtained with the combination of the Simplified Rivlin 2nd Order law for the hyper-elastic contribution and the Kulkarni law for the visco-elastic contribution of the cellular matrix. Indeed, Kulkarni's law provides better fit and simulation of the experimental data as shown on Table 5 and Fig. 5.

Simplified Rivlin 2nd Order law has therefore been chosen to characterize the hyper-elastic contribution of the cellular matrix of the mandibular periosteum and Kulkarni's law was chosen to characterize its visco-elastic contribution.

For the hyper-elastic laws modeling the contribution of the fibers, it can be observed in Fig. 6 that the Weiss, Holzapfel and Taber laws give simulations that are generally too stiff compared to the experimental responses. Indeed, whereas their identification errors are satisfactory, all of their simulation errors presented in Table 6 appear to be extremely high.

It can be further observed in Fig. 7 that the visco-elastic models for the fibers of Limbert, Ahsanizadeh and Yousefi give steeper simulated responses compare to the experimental ones. Table 6 shows that while the mean identification errors are low ($< 5\%$), the mean simulation errors are, as for them, rather high. The laws with the lowest identification and simulation errors appears to be Kulkarni's for both hyper-elastic and visco-elastic models.

Table 5
Average identification and simulation errors for the cellular matrix.

W_e^m	W_v^m	Average identification error %	Average simulation error %
Néo-Hook	Pioletti	$7,2 \pm 8,7$	$70,2 \pm 92,4$
	Kulkarni	$4,8 \pm 8,8$	$82,4 \pm 82,1$
Mooney–Rivlin	Pioletti	$10,7 \pm 9,0$	$73,4 \pm 83,7$
	Kulkarni	$19,6 \pm 17,5$	$45,1 \pm 6,2$
Simplified Rivlin Order 2	Pioletti	$4,2 \pm 5,6$	$43,1 \pm 21,5$
	Kulkarni	$2,3 \pm 2,6$	$29,6 \pm 25,2$
Fung–Demiray	Pioletti	$13,8 \pm 9,0$	$64,5 \pm 59,4$
	Kulkarni	$0,95 \pm 0,34$	$70,8 \pm 79,1$
Veronda–Westmann	Pioletti	$7,2 \pm 8,7$	$71,2 \pm 92,5$
	Kulkarni	$2,1 \pm 1,4$	$76,2 \pm 74,1$

Table 6
Average identification and simulation errors for the collagen fibers.

W_e^f	W_v^f	Average identification error %	Average simulation error %
Weiss	Limbert	$3,2 \pm 3,9$	$132 \pm 92,7$
	Ahsanizadeh	$8,0 \pm 7,9$	143 ± 148
	Yousefi	$0,65 \pm 0,53$	149 ± 117
	Kulkarni	$4,0 \pm 7,4$	127 ± 117
Taber	Limbert	$3,2 \pm 3,9$	$121 \pm 91,8$
	Ahsanizadeh	$6,6 \pm 7,7$	336 ± 438
	Yousefi	$0,63 \pm 0,54$	155 ± 112
	Kulkarni	$0,63 \pm 0,54$	154 ± 112
Holzapfel	Limbert	$1,5 \pm 1,3$	123 ± 115
	Ahsanizadeh	$3,6 \pm 2,3$	239 ± 254
	Yousefi	$3,6 \pm 2,7$	$52,6 \pm 47,4$
	Kulkarni	$2,8 \pm 2,5$	$76,1 \pm 99,3$
Kulkarni	Limbert	$0,74 \pm 0,78$	$38,2 \pm 36,4$
	Ahsanizadeh	$0,66 \pm 0,51$	$30,1 \pm 28,3$
	Yousefi	$0,62 \pm 0,46$	$30,0 \pm 22,3$
	Kulkarni	$0,62 \pm 0,46$	$25,8 \pm 20,9$

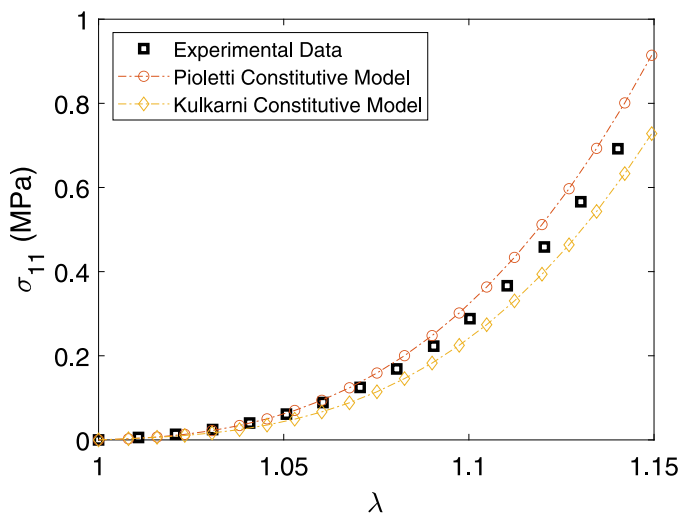


Fig. 5. Simulation of the mechanical response of one sample from $SG1'$ to a transverse tensile test at rate $V = V_2 = 1$ mm/s with Rivlin 2nd Order as W_e^m .

Both of the Kulkarni's laws were finally chosen to model the hyper-elastic and visco-elastic contribution of the collagen fibers. Indeed, with identification errors of less than 1% and 2% and the lowest simulation errors, these laws appear to be the best ones to fit and predict the experimental data, and thus model the contributions of the collagen fibers of the mandibular periosteum. Table 7 presents the mean value of all the material parameters identified while selecting the global combination of models.

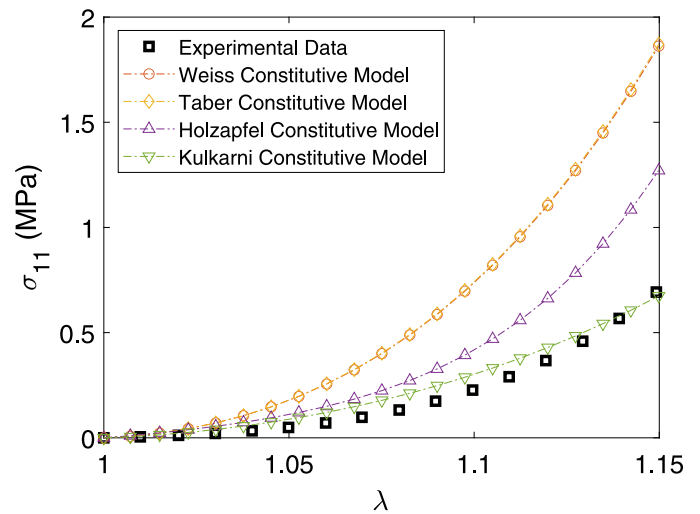


Fig. 6. Simulation of the mechanical response of one sample of $SG1'$ to a longitudinal tensile test at $V = V_2 = 1$ mm/s with Kulkarni as W_e^f .

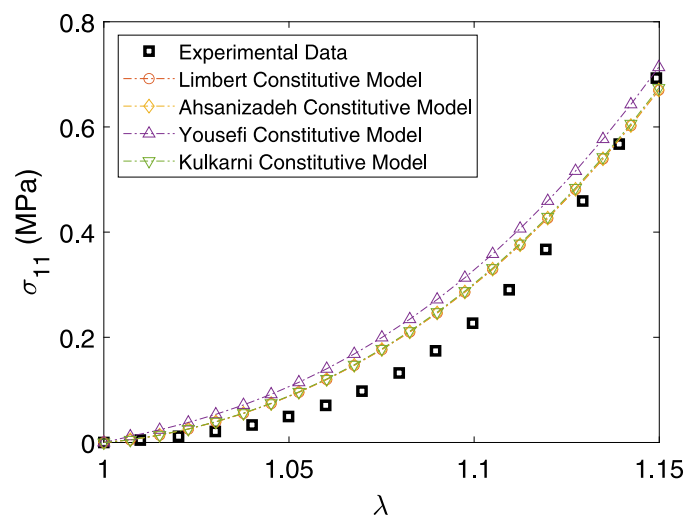


Fig. 7. Simulation of the mechanical response of one sample from $SG1'$ to a longitudinal tensile test at $V = V_2 = 1$ mm/s with Kulkarni as W_e^f .

Table 7

Mean values and standard deviations of material parameters identified with the selected model.

C_{01} (kPa)	C_{20} (MPa)	μ_1 (kPa)	q
$22,8 \pm 12,9$	$1,1 \pm 2,2$	$19,0 \pm 12,7$	$3,18 \pm 0,75$
μ_2 (kPa)	n_1	μ_3 (kPa)	n_2
$18,9 \pm 12,6$	$3,2 \pm 0,7$	$50,9 \pm 36,2$	$1,1 \pm 0,6$

Table 8

Additional simulation results for model validation.

Mean simulation error (%)	Minimum simulation error (%)	Maximum simulation error (%)
$14,1 \pm 9,9$	4,3	31,2

Table 9

Mean values and standard deviations of material parameters identified for the validation of the selected model.

C_{01} (kPa)	C_{20} (MPa)	μ_1 (kPa)	q
$71,0 \pm 145$	$9,40 \pm 20,3$	$95,2 \pm 225$	$2,66 \pm 0,68$
μ_2 (kPa)	n_1	μ_3 (MPa)	n_2
778 ± 940	$1,87 \pm 2,08$	$1,4 \pm 1,5$	$1,43 \pm 0,63$

3.2. Model validation

It can be observed in the Table 8 that the average error of the simulations is 14,1%, with a minimum value of 4,3% as well as a maximum value of 31,2%. The Table 9 presents the mean values and standard deviations of material parameters identified with the selected model for the validation.

4. Discussion

Concerning the cellular matrix, the Neo-Hookean law, implying only the first invariant, does not sufficiently describe its hyper-elastic contribution. Indeed, this model seems to be too linear to model the mechanical response of the mandibular periosteum. Regarding the rate dependent laws of Fung–Demiray and Veronda–Westman, the presence of an exponential dependence in both models explains the stiff results obtained, while Kulkarni's law includes a material parameter n_1 used as a power, allowing the law to modulate its non-linearity, and providing a better fit to the experimental data.

For the collagen fibers, the general stiffness of the Weiss, Holzapfel and Taber hyper-elastic laws is due to the exponential functions in both Weiss and Holzapfel models, and to the square term in Taber's law. Ahsanizadeh's rate dependent model was as for it developed for ligament tissue, which is composed of a majority of aligned collagen fibers, and, thus, presents a stiffer mechanical response. This biological structure is indeed modeled by an exponential approach, thus the stiffer mechanical response.

In the same way, as for the contribution of the cellular matrix, the use of power form for material parameters, in Kulkarni's hyper-elastic and visco-elastic laws, to describe the collagen fibers, gives a better flexibility to the model, allowing a better fit and a better simulation of the experimental responses. Moreover, the use of the mixed invariant K_4 in Kulkarni's laws seems to be the best modeling of the interaction between the cellular matrix and the collagen fibers. Indeed, this mixed invariant was introduced based on the observations that fibers have negligible compressive stiffness (thus not contributing to the strain energy during contraction) and that fiber–matrix interaction affects the mechanical response of a soft tissue (Kulkarni et al., 2016).

The results obtained during the validation phase consolidate our choice concerning the combination of constitutive laws to model the mandibular periosteum, which was *Simplified Rivlin 2nd Order* for the hyper-elastic contribution of the cellular matrix, *Kulkarni* for the visco-elastic contribution of the cellular matrix, *Kulkarni* for the hyper-elastic

Table 10

Elastic moduli of periosteum from different bones and animal reported in Evans et al. (2013) - Elastic moduli of the human mandibular periosteum extracted in this paper.

Region	E toe (MPa)	E axial (MPa)
Ovine femur	1.9	25.7
Chick tiotarsus	3.4	230.0
Bovine tibia	0.4	51.0
Human mandible	5.3	47.0

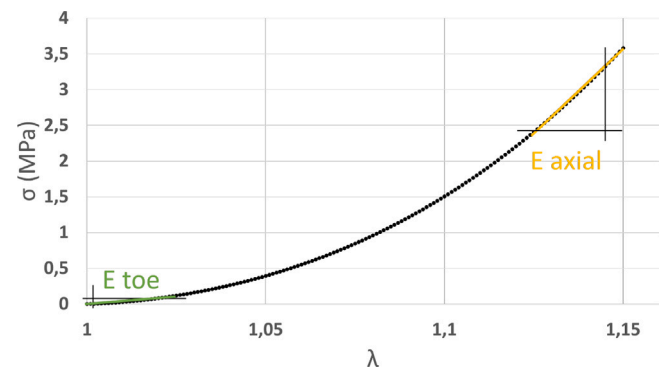


Fig. 8. Simulation of the Tensile Test#2 with the selected model and the average material parameters of SG2.

contribution of the collagen fibers and *Kulkarni* for the visco-elastic contribution of the collagen fibers.

It has to be noted that the high average errors obtained in the fibers behavior simulations come from the accumulation of errors for each of the models: visco-hyper elasticity of the matrix and visco-hyper elasticity of the collagen fibers.

To compare the results obtained with the literature, a simulation of the longitudinal Tensile Test#2 at the speed $V = V_2 = 1$ mm/s has been made with the selected model and the average material parameters obtained with SG2 (see Table 9). The elastic moduli were calculated on two regions of the obtained curve as in Fig. 8.

Table 10 lists the elastic moduli from different bones and animal reported by Evans et al. (2013) and the related elastic moduli for the human mandibular periosteum extracted in this paper.

It appears that the obtained *E toe* for the human mandibular periosteum is about the same range than the ovine femur and the chick tiotarsus periosteum. Moreover, it can be observed that the value of *E axial* for the human mandible is of the same magnitude as its value for the bovine tibia. However, because the mechanical behavior of the periosteum varies across species and anatomical locations (Kadlub et al., 2020), this comparison needs to be read carefully.

The main drawback of the results reported in this work is the small number of samples tested. For example, having tests with three increasing speeds would have allowed us to identify the hyper-elastic and visco-elastic material parameters on the first two tensile tests, then to simulate and compare the results of the third tensile test performed at the highest strain rate with the experimental data. Ideally, it would have been better not to identify the visco-elastic parameters at the test rate V_1 , which had been chosen as quasi-static velocity. Indeed, parameters that represent the hyper-elastic aspect should be identified on one test, while the dynamic aspect should be identified on another one at a higher test rate. This choice probably led to the loss of some information because the identification algorithm determines the influence of the contributions without any guidance.

Moreover, Skacel and Bursa (2016) highlighted that the incompressibility of the arterial layer is not confirmed experimentally, whereas the periosteum is considered as an incompressible material in our paper.

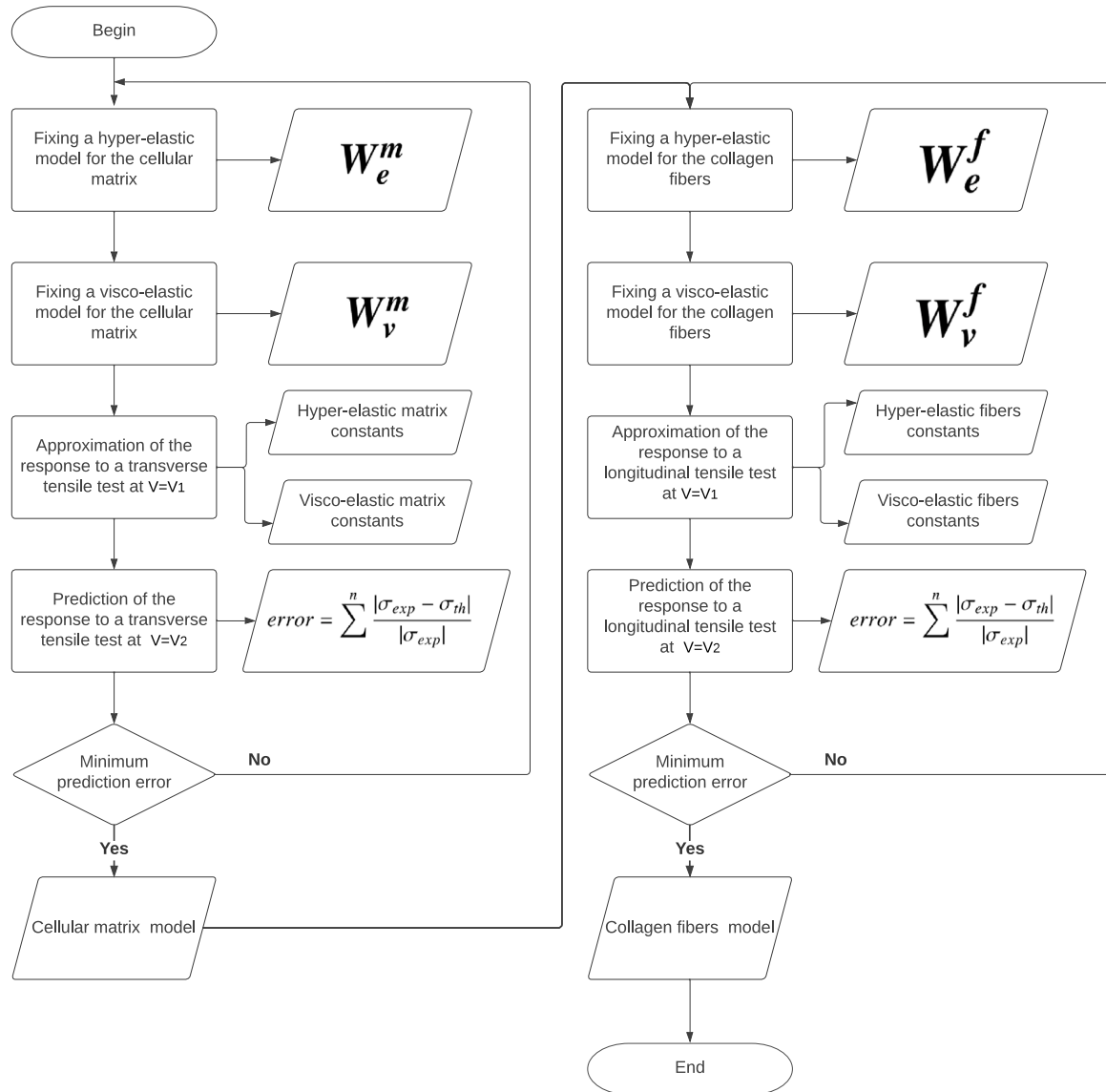


Fig. A.1. Schematic diagram of the model selection method for the mandibular periosteum

However, in a recent study, Skalec and Bursa (2019) pointed that the results obtained with small specimens cut from arterial wall might not be in conflict with incompressibility observed by other researchers for whole arterial segments if local and global incompressibility is distinguished.

Furthermore, the work of Krasny et al. (2017) showed that the medium surrounding collagen in the adventitia of carotid arteries undergoes complex deformations challenging traditional hyperelastic models based on mixture theories, which are not taking in count in this paper. Indeed, Morin et al. (2018, 2021) pointed that the hyper-elastic approach, where the stress depends solely on the current total strain, is irrespective of how the latter was accumulated. They used the hypoelasticity approach instead.

Finally, the results were obtained from cadavers of elderly people, while osteogenic distraction (DO) is rather a surgical operation used to treat diseases in children. However, as it has been shown that the DO opposing forces measured *in vivo* in children were comparable with the ones measured in cadaveric subjects (Debelmas et al., 2018), we can legitimately expect that the model is still valid in a real surgical context.

5. Conclusion

In this article, we identified a combination of hyper-elastic and visco-elastic laws modeling the cellular matrix of the mandibular periosteum as well as the collagen fibers present in the latter. The objective was to define a global law modeling the mechanical response of the mandibular periosteum to a uniaxial tensile test. We were therefore able to establish that the combination with the lowest simulation error was: Simplified Rivlin's 2nd order and Kulkarni's law modeling the visco-hyper elasticity of the cellular matrix, and Kulkarni's laws to model the contributions of collagen fibers.

To conclude, the model we identified will be crucial to predict the mandibular periosteum possible response when subjected to mechanical displacement. The direct application of this takes place in the DO procedure. Indeed, as it was shown in Debelmas et al. (2018), the periosteum is the main tissue opposing DO. Therefore, using this combination of laws implemented in a finite element code, it will be possible to simulate the DO procedure (which is equivalent at the first order to a tensile test on a cylindrical periosteum) and get, for example, the stress map in the soft tissue depending on the distraction device position. In order to complete the understanding of the mechanical behavior of the mandibular periosteum, a long term viscous behavioral

of the latter could also be determined and add to the model. Moreover, bi-axial tests could be performed in order to consolidate the model described here.

Finally, the work described in this paper could help the surgeon to optimize the choice of the DO device and to determine its location that reduce pain and load on soft tissues. Moreover, it has been demonstrated that the bone healing during DO is increased by mechanical stimulation (Djasim et al., 2009). Thus, a numerical simulation of this process, based on the results of this paper, could be used to understand the bone remodeling mechanism related to the periosteum.

CRediT authorship contribution statement

Alexandre Hama: Investigation, Formal analysis. **Jean Boisson:** Supervision, Writing – review & editing. **Vincent Serantoni:** Writing – review & editing. **Jeremy Dallard:** Conceptualization, Methodology.

Declaration of competing interest

The authors declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

Data availability

Data will be made available on request.

Acknowledgments

We especially thank l'École de Chirurgie du Fer à Moulin, de l'AP-HP, its scientific director and headmaster Pr Pascal Frileux, his associate Djamel Taleb and all the staff, as they kindly supported all anatomic experiments inside the school. We also thank, the NARTMF association, as they financially supported the internship of A. Hama. Finally, we thank Pr Kadlub for her crucial inputs into this work. V. Serantoni is supported by the french Defense Innovation Agency (AID - SIMFACE Project).

Appendix. Schematic diagram of the model selection method for the mandibular periosteum

See Fig. A.1.

References

- Açan, A.K., 2021. A Comparative Study of Anisotropic Hyperelastic Models of Biological Soft Tissues (Masters Thesis). Middle East Technical University.
- Ahsanizadeh, S., Li, L., 2015. Visco-hyperelastic constitutive modeling of soft tissues based on short and long-term internal variables. *Biomed. Eng. Online* 14 (1), 1–16. <http://dx.doi.org/10.1186/s12938-015-0023-7>.
- Balzani, D., Neff, P., Schröder, J., Holzapfel, G.A., 2006. A polyconvex framework for soft biological tissues. Adjustment to experimental data. *Int. J. Solids Struct.* 43 (20), 6052–6070. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2005.07.048>.
- Beda, T., 2014. An approach for hyperelastic model-building and parameters estimation a review of constitutive models. *Eur. Polym. J.* 50, 97–108. <http://dx.doi.org/10.1016/j.eurpolymj.2013.10.006>.
- Dallard, J., 2016. Modélisation Du Doigt Dans Un Contexte De Manipulation Fine: Une Approche Éléments Finis Et Expérimentale (Ph.D. thesis). Université de Lyon.
- Dallard, J., Debelmas, A., Asiri, S., Kogane, N., Picard, A., Kadlub, N., Boisson, J., 2019. Mechanical properties of the human periosteum in the mandibular osteogenesis context. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.* 22 (sup1), S39–S41. <http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2020.1713471>.
- Debelmas, A., Picard, A., Kadlub, N., Boisson, J., 2018. Contribution of the periosteum to mandibular distraction. *PLoS One* 13 (6), e0199116. <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0199116>.
- Demiray, H., 1972. A note on the elasticity of soft biological tissues. *J. Biomech.* 5 (3), 309–311. [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(72\)90047-4](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(72)90047-4).
- Diner, P., Tomat, C., Soupre, V., Martinez, H., Vazquez, M., 1999. Intraoral mandibular distraction: Indications, technique and long-term results. *Ann. Acad. Med., Singapore* 28 (5), 634–641.
- Djasim, U.M., Wolvius, E.B., Bos, J.A., van Neck, H.W., van der Wal, K.G., 2009. Continuous versus discontinuous distraction: Evaluation of bone regenerate following various rhythms of distraction. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 67 (4), 818–826.
- Dwek, J.R., 2010. The periosteum: What is it, where is it, and what mimics it in its absence? *Skeletal Radiol.* 39 (4), 319–323. <http://dx.doi.org/10.1007/s00256-009-0849-9>.
- Evans, S.F., Chang, H., Knothe Tate, M.L., 2013. Elucidating multiscale periosteal mechanobiology: A key to unlocking the smart properties and regenerative capacity of the periosteum? *Tissue Eng. Part B: Rev.* 19 (2), 147–159. <http://dx.doi.org/10.1089/ten.teb.2012.0216>.
- Fung, Y., Fronek, K., Patitucci, P., 1979. Pseudoelasticity of arteries and the choice of its mathematical expression. *Am. J. Physiol.-Heart Circ. Physiol.* 237 (5), H620–H631. <http://dx.doi.org/10.1152/ajpheart.1979.237.5.H620>.
- He, H., Zhang, Q., Zhang, Y., Chen, J., Zhang, L., Li, F., 2021. A comparative study of 85 hyperelastic constitutive models for both unfilled rubber and highly filled rubber nanocomposite material. *Nano Mater. Sci.* <http://dx.doi.org/10.1016/j.nanoms.2021.07.003>.
- Holzapfel, G.A., Ogden, R.W., 2010. Constitutive modelling of arteries. *Proc. R. Soc. A: Math., Phys. Eng. Sci.* 466 (2118), 1551–1597. <http://dx.doi.org/10.1098/rspa.2010.0058>.
- Kadlub, N., Debelmas, A., Dallard, J., Picard, A., Boisson, J., 2020. Modeling of the human mandibular periosteum material properties and comparison with the calvarial periosteum. *Biomech. Model. Mechanobiol.* 19 (2), 461–470. <http://dx.doi.org/10.1007/s10237-019-01221-6>.
- Kanno, T., Takahashi, T., Ariyoshi, W., Tsujisawa, T., Haga, M., Nishihara, T., 2005. Tensile mechanical strain up-regulates Runx2 and osteogenic factor expression in human periosteal cells: Implications for distraction osteogenesis. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 63 (4), 499–504. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joms.2004.07.023>.
- Krasny, W., Morin, C., Magoaric, H., Avril, S., 2017. A comprehensive study of layer-specific morphological changes in the microstructure of carotid arteries under uniaxial load. *Acta Biomater.* 57, 342–351. <http://dx.doi.org/10.1016/j.actbio.2017.04.033>.
- Kulkarni, S., Gao, X., Horner, S., Mortlock, R., Zheng, J., 2016. A transversely isotropic visco-hyperelastic constitutive model for soft tissues. *Math. Mech. Solids* 21 (6), 747–770. <http://dx.doi.org/10.1177/1081286514536921>.
- Lagan, S.D., Liber-Kneć, A., 2017. Experimental testing and constitutive modeling of the mechanical properties of the swine skin tissue. *Acta Bioeng. Biomech.* 19 (2), 93–102. <http://dx.doi.org/10.5277/ABB-00755-2016-02>.
- Lagarias, J.C., Reeds, J.A., Wright, M.H., Wright, P.E., 1998. Convergence properties of the nelder-mead simplex method in low dimensions. *SIAM J. Optim.* 9 (1), 112–147.
- Lapeere, R., Gasson, P., Karri, V., 2010. Simulating plastic surgery: From human skin tensile tests, through hyperelastic finite element models to real-time haptics. *Prog. Biophys. Mol. Biol.* 103 (2–3), 208–216. <http://dx.doi.org/10.1016/j.pbmolbio.2010.09.013>.
- Limbert, G., Middleton, J., 2004. A transversely isotropic viscohyperelastic material: Application to the modeling of biological soft connective tissues. *Int. J. Solids Struct.* 41 (15), 4237–4260. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2004.02.057>.
- Martins, P., Natal Jorge, R., Ferreira, A., 2006. A comparative study of several material models for prediction of hyperelastic properties: Application to silicone-rubber and soft tissues. *Strain* 42 (3), 135–147. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1475-1305.2006.00257.x>.
- McCarthy, J.G., Stelnicki, E.J., Mehrara, B.J., Longaker, M.T., 2001. Distraction osteogenesis of the craniofacial skeleton. *Plast. Reconstr. Surg.* 107 (7), 1812–1827. <http://dx.doi.org/10.1097/00006534-200106000-00029>.
- Morin, C., Avril, S., Hellmich, C., 2018. Non-affine fiber kinematics in arterial mechanics: A continuum micromechanical investigation. *ZAMM-J. Appl. Math. Mech./Z. Für Angew. Math. Mech.* 98 (12), 2101–2121. <http://dx.doi.org/10.1002/zamm.201700360>.
- Morin, C., Hellmich, C., Nejim, Z., Avril, S., 2021. Fiber rearrangement and matrix compression in soft tissues: Multiscale hypoelasticity and application to tendon. *Front. Bioeng. Biotech.* 855. <http://dx.doi.org/10.3389/fbioe.2021.725047>.
- Ní Annaidh, A., Bruyère, K., Destrade, M., Gilchrist, M.D., Otténio, M., 2012. Characterization of the anisotropic mechanical properties of excised human skin. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 5 (1), 139–148. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2011.08.016>.
- Pioletti, D.P., 1997. Viscoelastic Properties of Soft Tissues. Technical Report, EPFL, <http://dx.doi.org/10.5075/epfl-thesis-1643>.
- Pioletti, D.P., Rakotomanana, L.R., 2000. Non-linear viscoelastic laws for soft biological tissues. *Eur. J. Mech. A Solids* 19 (5), 749–759. [http://dx.doi.org/10.1016/S0997-7538\(00\)00202-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0997-7538(00)00202-3).
- Posnick, J.C., 2014. 28 - Hemifacial microsomia: Evaluation and treatment. In: Posnick, J.C. (Ed.), *Orthognathic Surgery*. W.B. Saunders, St. Louis, pp. 1095–1158. <http://dx.doi.org/10.1016/B978-1-4557-2698-1.00028-9>.

- Schröder, J., Neff, P., 2003. Invariant formulation of hyperelastic transverse isotropy based on polyconvex free energy functions. *Int. J. Solids Struct.* 40 (2), 401–445. [http://dx.doi.org/10.1016/S0020-7683\(02\)00458-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0020-7683(02)00458-4).
- Shearer, T., 2015. A new strain energy function for the hyperelastic modelling of ligaments and tendons based on fascicle microstructure. *J. Biomech.* 48 (2), 290–297. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.11.031>.
- Skacel, P., Bursa, J., 2016. Poisson's ratio of arterial wall—Inconsistency of constitutive models with experimental data. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 54, 316–327. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.09.029>.
- Skacel, P., Bursa, J., 2019. Compressibility of arterial wall—direct measurement and predictions of compressible constitutive models. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 90, 538–546. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.11.004>.
- Van Sickels, J.E., Reddy, L.V., 2008. Distractor design and options. *Atlas Oral. Maxillofac. Surg. Clin. North America* 16 (2), 159–167. <http://dx.doi.org/10.1016/J.CXOM.2008.04.002>.
- von Arx, T., Lozanoff, S., 2017a. Anterior mandible. In: *Clinical Oral Anatomy*. Springer, pp. 429–443. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-41993-0_20.
- von Arx, T., Lozanoff, S., 2017b. Posterior mandible. In: *Clinical Oral Anatomy*. Springer, pp. 285–303. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-41993-0_14.
- Weiss, J.A., Maker, B.N., Govindjee, S., 1996. Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity. *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.* 135 (1–2), 107–128. [http://dx.doi.org/10.1016/0045-7825\(96\)01035-3](http://dx.doi.org/10.1016/0045-7825(96)01035-3).
- Wex, C., Fröhlich, M., Brandstädter, K., Bruns, C., Stoll, A., 2015. Experimental analysis of the mechanical behavior of the viscoelastic porcine pancreas and preliminary case study on the human pancreas. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 41, 199–207. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.10.013>.
- Yousefi, A.A.K., Nazari, M.A., Perrier, P., Panahi, M.S., Payan, Y., 2018. A visco-hyperelastic constitutive model and its application in bovine tongue tissue. *J. Biomech.* 71, 190–198. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.02.008>.

Chapitre 2

Les essais mécaniques de pelage

Un essai mécanique de pelage consiste à séparer mécaniquement deux matériaux en mesurant la force nécessaire pour provoquer leur séparation, permettant de déterminer les propriétés interfaciales d'un film fin déposé sur un substrat. Ces essais sont essentiels pour évaluer l'adhésion entre deux composants dans divers domaines de l'industrie tels que l'aéronautique [76, 77], l'électronique [78, 79], les dispositifs médicaux [80, 81], les hydrogels [82-84] et l'impression 3D [85, 86]. L'objectif de l'expérience est de mesurer l'effort résultant de la séparation le long d'une interface, et de le relier à la propriété fondamentale de son intégrité, généralement appelée énergie de rupture. Cette énergie de rupture reflète la résistance à la séparation de matériaux lors de la propagation d'une fissure ou d'un décollement [87-89].

2.1 Méthodes expérimentales

Dans le cas le plus général, un essai de pelage peut être schématisé comme en figure 1a. Un ruban de matériau inextensible, de largeur b et d'épaisseur d , adhère à un substrat rigide. Un effort F est appliqué sur l'extrémité libre du ruban. La direction de la force F – ou de l'axe du ruban décollé – forme un angle θ avec la surface supérieure du substrat avec le vecteur déplacement du substrat. Cet effort a pour effet de mettre la partie libre du ruban en mouvement, tandis que le degré de liberté vertical du substrat est bloquée. Cela permet alors d'initier le décollement du ruban. Afin de contrôler l'angle de pelage tout au long de l'essai, un déplacement équivalent à celui du ruban peut être appliqué au substrat, rendant la position du front de pelage stationnaire [88, 90-92].

En s'intéressant à l'allure de la courbe force/déplacement ainsi obtenue, dont un exemple est présenté en figure 1b, il est possible d'observer deux régimes distincts pendant un essai de pelage. Dans un premier temps, le ruban subit un chargement par la force F et, suivant son comportement mécanique, se déforme. Cette phase, à gauche des pointillés sur la figure 1b, se traduit par une augmentation progressive de la force mesurée en fonction du déplacement appliqué au ruban. Celle-ci résulte d'une combinaison d'effets mécaniques et des propriétés intrinsèques du matériau du ruban, détaillée(s) ci-après dans la section 2.3. Lorsque la force atteint une valeur critique, le matériau se sépare du substrat et le pelage est initié (*Peeling* sur la figure 1b). Cet effort, mesuré lors du régime stationnaire, est l'information principale relevée lors d'un essai de pelage. Généralement, pendant cette seconde phase, la force oscille autour d'une valeur moyenne F_p . Cette dynamique pourrait traduire un comportement de stick-slip associée à la dégradation progressive de l'interface (stick), suivi d'une progression

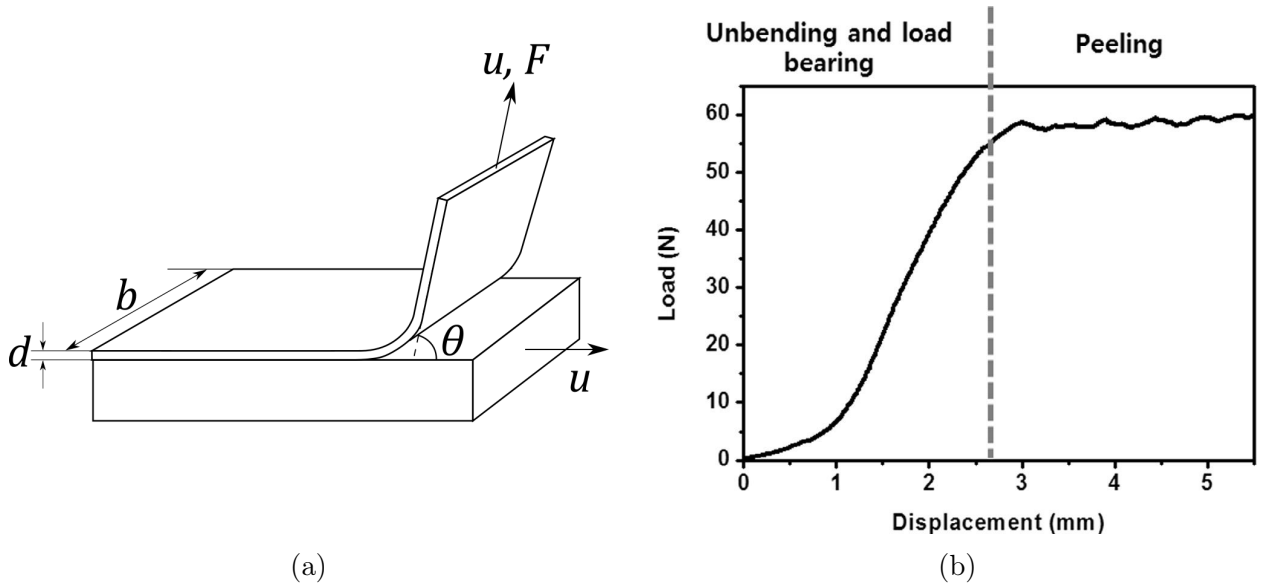


FIGURE 1 – (a) Schéma de la configuration expérimentale d'un essai de pelage. (b) Exemple d'une courbe de force/déplacement obtenue lors d'un essai de pelage. [88]

soudaine de la fissure (slip) [89]. Cette force de pelage dépend de nombreux facteurs, comme l'épaisseur du ruban pelé, les propriétés mécaniques intrinsèques des matériaux impliqués ainsi que l'angle et la vitesse de pelage [88, 89, 91, 93].

Plusieurs configurations expérimentales ont été mis en place pour mesurer la force de pelage, dont les plus courantes sont schématisées en figure 2. La diversité de ces configurations est notamment expliquée par l'objectif de l'essai, qu'il soit conçu pour simuler des conditions réelles ou pour une étude plus fondamentale. De plus, la nature des matériaux impliqués dans l'essai de pelage peut nécessiter de telles adaptations, qui permettent d'obtenir des conditions de chargement différentes influant sur la force de pelage mesurée. Par exemple, KHALID, AL RASHID et SHEIKH [94] ont utilisé des essais de pelage en "T" (figure 2c) dans le cadre de leur étude sur la résistance au délaminage du stratifié verre-aluminium-époxy renforcé, une nouvelle classe de composite utilisé dans les structures et en aéronautique. L'objectif de cette

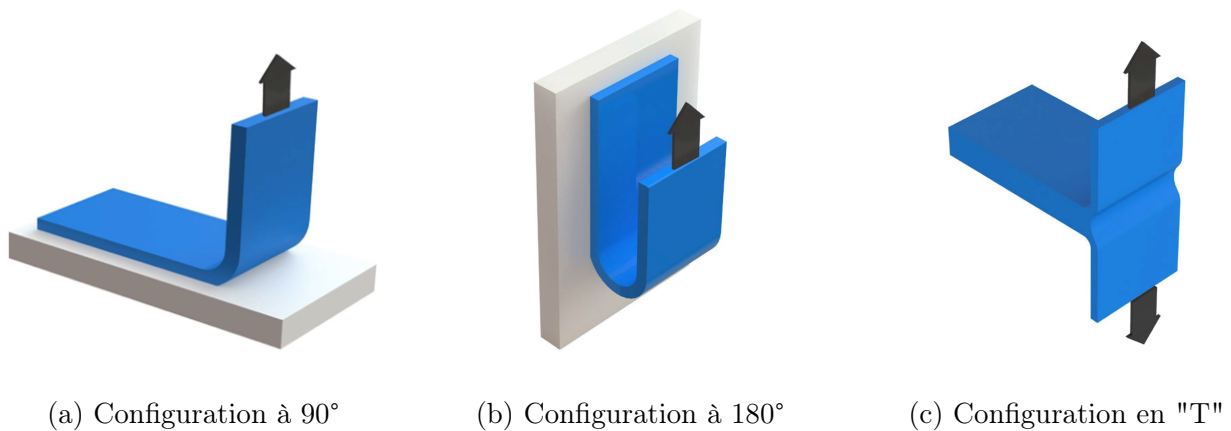


FIGURE 2 – Schéma de différentes configurations pour un essai de pelage. Adaptée de BARTLETT et al. [89].

étude est d'étudier l'impact de l'anodisation de ce composite sur sa résistance au cisaillement interlaminaire. Les auteurs ont choisi cette configuration, car elle implique de grandes déflexions et déformations de l'éprouvette par rapport à d'autres méthodes, la rendant efficace pour calculer la résistance au cisaillement interlaminaire [94]. Leurs éprouvettes d'une épaisseur de 2 mm étaient composées de deux feuilles d'aluminium de 0.5 mm entourant une couche de fibre de verre, visible sur la figure 3. Les éprouvettes anodisées ont présenté des forces de pelage plus importantes que celles non anodisées. Les auteurs expliquent cette différence en avançant que l'anodisation des éprouvettes rend la surface de l'aluminium poreuse, améliorant l'adhérence des fibres de verre à celle-ci.

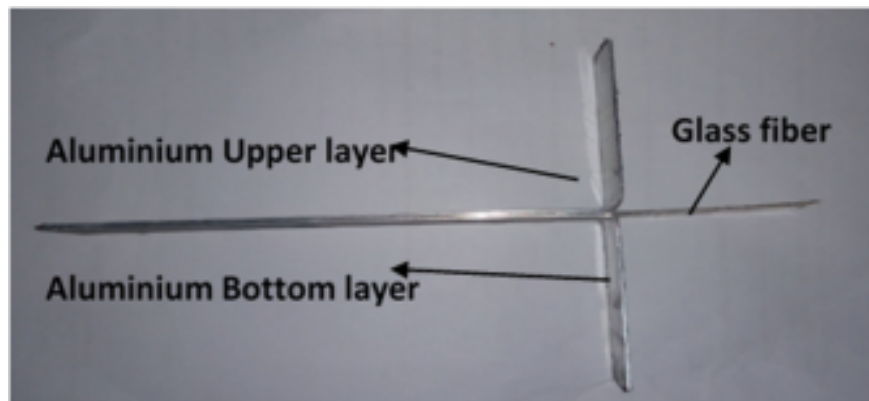


FIGURE 3 – Photographie d'une éprouvette de KHALID, AL RASHID et SHEIKH [94]. Une couche de fibre de verre est entourée de deux feuilles d'aluminium, dont les extrémités sont pliées pour obtenir une configuration T.

Enfin, la dépendance des résultats à l'angle de pelage ont mené JANG et al. [88] à mettre en place un banc d'essai permettant d'effectuer les tests à différents angles. Afin de prédire la délamination de composites acier-polymère, notamment utilisés dans l'industrie automobile, les auteurs ont mis en place le montage présenté en figure 4. Sur cette figure, la platine de translation, montée sur une vis contrôlée par un moteur, permet de mettre en mouvement le substrat et de conserver la position du front et l'angle de pelage constants. Cette platine est percée de manière à y faire passer un axe, offrant au système un degré de liberté supplémentaire en rotation, permettant ainsi de régler l'angle de pelage. L'ajustabilité de cet angle a permis à cette équipe d'identifier et de modéliser la dépendance de leurs résultats expérimentaux à l'angle de pelage. Certains de ces résultats expérimentaux sont présentés plus tard en figure 18 dans la sous-section 2.4, accompagnés des efforts de pelage prédit par un modèle numérique développé dans l'étude. Ils montrent notamment que l'effort de pelage diminue lorsque l'angle de pelage augmente. MOHAMMED, CHARALAMBIDES et KINLOCH [95] ont publié des résultats concordant en effectuant des essais de pelage à 45°, 90°, et 135° lors de leur étude sur l'adhésion de patchs pharmaceutiques à un substrat de polyéthylène. Cette équipe s'est aussi intéressée à l'impact de la vitesse de pelage, montrant que les efforts de pelage augmentaient avec cette dernière. Cette augmentation est expliquée par des effets de dissipation plastique ou viscoélastique dans la zone située avant la fissure [96]. Pour des vitesses de pelage de 1, 10 et 100 mm/min, MOHAMMED, CHARALAMBIDES et KINLOCH [95] ont respectivement mesuré des forces de pelage de 0.96 N, 1.37 N et 2.18 N.

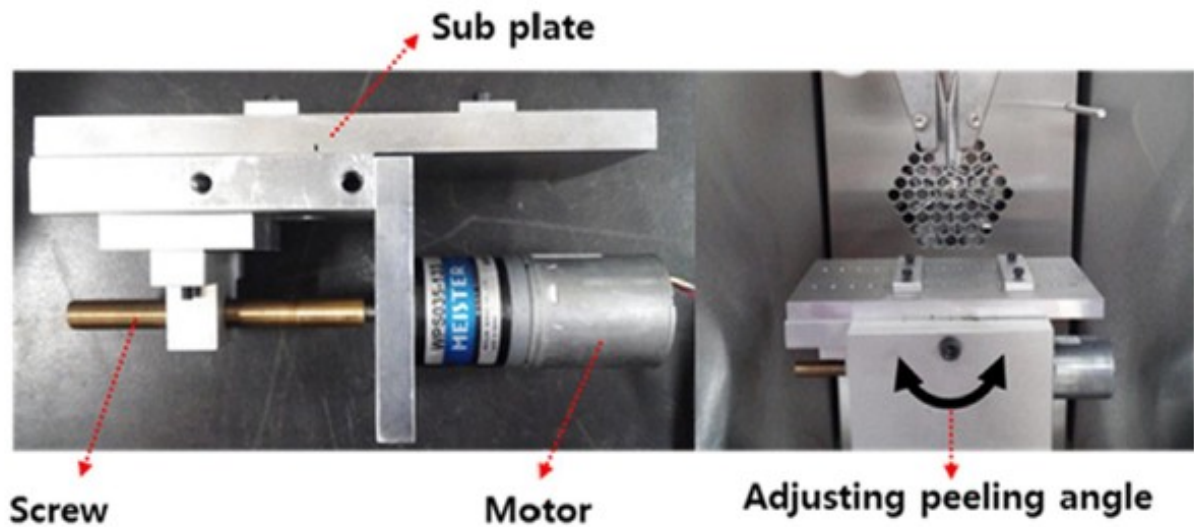


FIGURE 4 – Photographie du montage expérimental de JANG et al. [88]. Une platine de translation, montée sur une vis contrôlée par un moteur, permet de mettre en mouvement le substrat et de conserver la position du front et l'angle de pelage constants. Cette platine montée sur un axe, offrant au système un degré de liberté supplémentaire en rotation, permettant de régler l'angle de pelage.

2.2 Applications biologiques et biomédicales

2.2.1 Adhésion des tissus biologiques

Les essais de pelage sont aussi très utiles pour évaluer l'adhérence entre différents tissus biologiques. Par exemple, afin de mieux comprendre son rôle dans la croissance osseuse, BERTRAM, POLEVOY et CULLINANE [90] ont mesuré en 1998 la force d'adhésion du périoste au tibiotarse chez la poule, le grand os reliant le fémur à la patte de ces oiseaux. Pour ce faire, les auteurs ont mis en place un dispositif de pelage, représenté en figure 5a. Dans ce dispositif, l'échantillon osseux est attaché au niveau de l'épiphyse de l'extrémité non coupée et au niveau de la diaphyse près du trait de scie. De plus, l'échantillon est monté sur une glissière à engrenage, permettant de maintenir l'orientation perpendiculaire du périoste tendu par rapport à la surface corticale de l'os. Le déplacement horizontal de la glissière était suivi à l'aide d'un système d'analyse de vidéo, mesurant la distance entre un point fixe et un autre se déplaçant avec la glissière.

Cette procédure a permis aux auteurs de mesurer la force d'adhésion du périoste fibreux sur environ la moitié de la longueur de l'os, et donc de cartographier la force d'adhésion sur toute la longueur de l'élément. Leurs résultats, exposés en figure 5b, ont notamment mis en avant une différence d'adhésion en fonction de la localisation du périoste sur l'os. La rupture interfaciale s'est produite pour des efforts de pelage proches de 1.0 N/mm pour les épiphyses distale et proximale, tandis que les auteurs ont mesuré une adhérence moyenne de 0.0128 ± 0.017 N/mm pour la diaphyse. Deux hypothèses sont émises par les auteurs pour expliquer cette différence : une population plus importante de fibres de Sharpey présente dans la région métaphysaire, assurant une adhérence plus forte, ou des interactions existent au sein du réseau de collagène plus épais recouvrant cette zone [90].

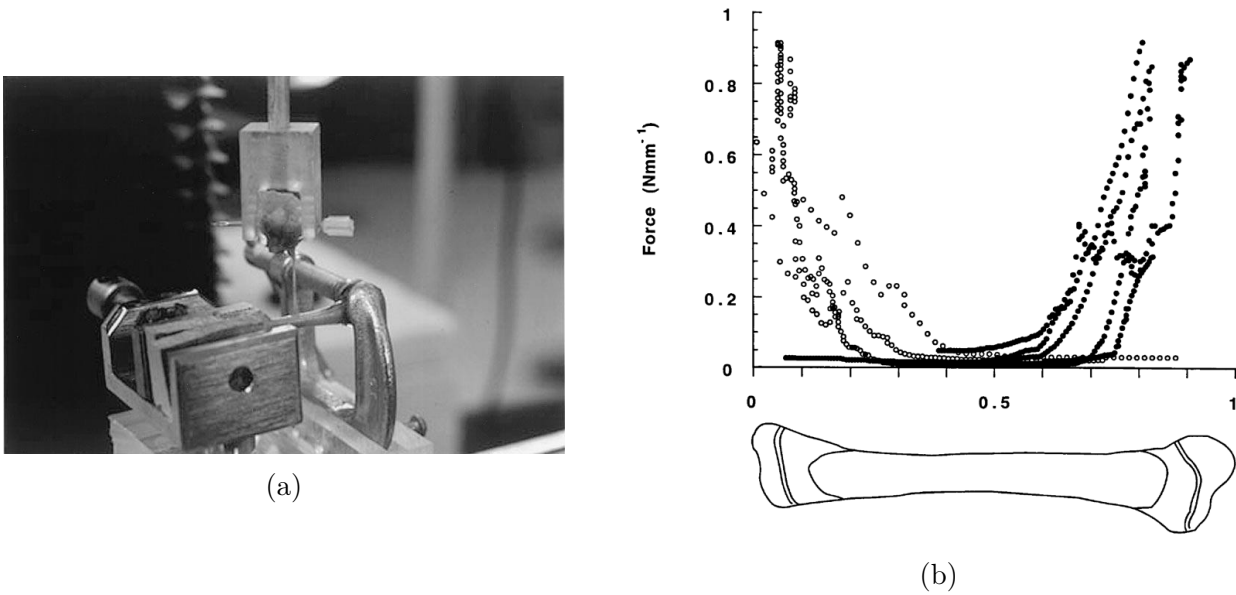


FIGURE 5 – (a) Dispositif expérimental de pelage mis en place par BERTRAM, POLEVOY et CULLINANE [90]. L'échantillon osseux est clampé au niveau de l'épiphyse de l'extrémité non coupée et au niveau de la diaphyse près du trait de scie. (b) Cartographie de la force d'adhésion sur toute la longueur de l'os obtenue par BERTRAM, POLEVOY et CULLINANE [90]. Elle met en avant une différence d'adhésion en fonction de la localisation du périoste sur l'os.

Plus récemment, en 2023, VALLET et al. [92] ont mis en œuvre une méthode couplant l'expérimental au numérique pour évaluer l'interaction entre la peau et l'os du scalp porcin. Leur méthode fournit une nouvelle piste pour aborder la modélisation du comportement d'interface dans les analyses mécaniques des tissus biologiques. Le dispositif expérimental mis en place pour cette étude a permis de mesurer la force nécessaire pour décoller la peau de l'os d'éprouvettes prélevées sur des porcs, au niveau du scalp. Pour réaliser leurs essais de pelage, les auteurs ont notamment utilisé un réservoir ad hoc, monté sur une machine d'essai de traction (Zwicki Z0.50 TN), comme illustré en figure 6a. Ce montage permet la translation de la partie osseuse et ainsi de garantir une configuration de pelage à 90° constante. On observe trois régimes dans la courbe force déplacement, en figure 6b. La première étape se traduit par un état transitoire pendant lequel l'échantillon de peau est chargé mécaniquement. Ensuite, la force mesurée est constante, puis augmente finalement une dernière fois lorsque le front de pelage atteint l'extrémité de l'os. Les auteurs précisent que cette dernière phase correspond à la traction de la peau durant la fin de l'essai, due à la fixation de l'extrémité de l'échantillon. L'effort de pelage moyen mesuré pendant la deuxième phase des essais était alors de 1.18 ± 0.34 N/mm.

La simulation numérique associée reproduit de manière satisfaisante la réponse au pelage, en s'appuyant uniquement sur des paramètres expérimentaux et sur une modélisation de l'interface peau-os par des éléments discrets. Leur modèle numérique représente l'interface par un ensemble de connecteurs équivalents à des ressorts, décrit par les auteurs comme plus descriptif des tissus pelés. Ces connecteurs sont de même raideur, et ont une longueur critique, au-delà de laquelle ils sont considérés comme cassés, n'exerçant alors plus de force

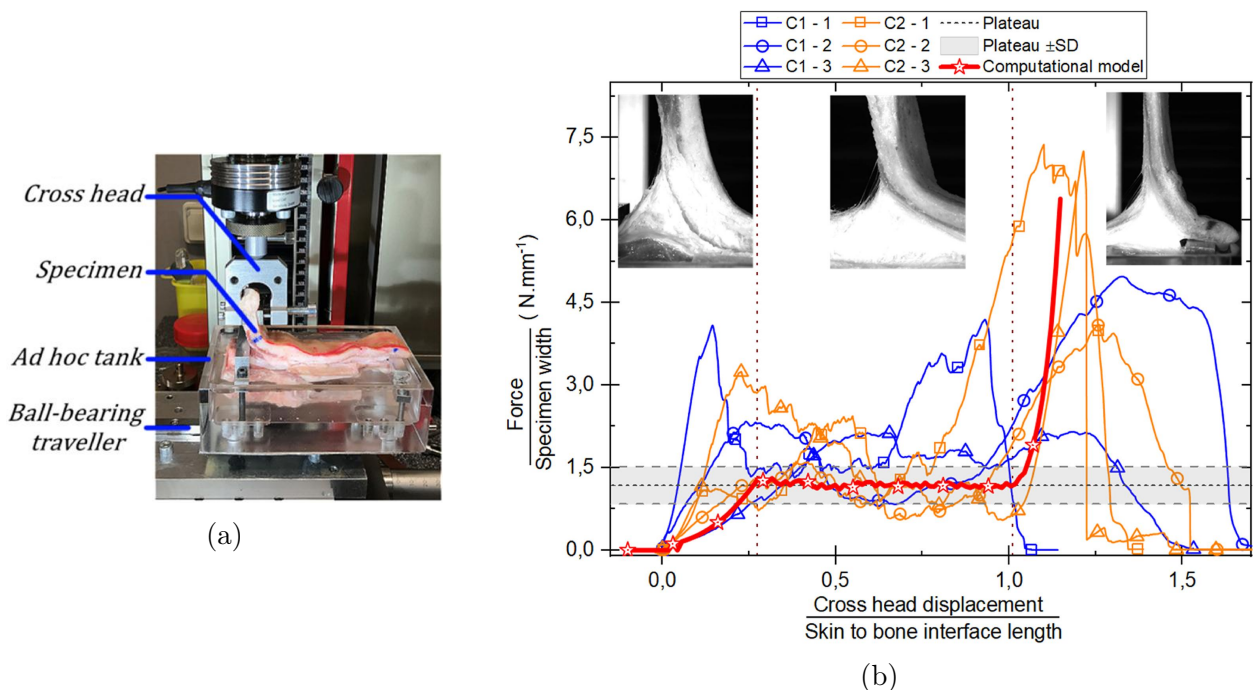


FIGURE 6 – (a) Photographie du montage expérimental mis en place par VALLET et al. [92]. Un réservoir est monté sur une machine d'essai de traction, permettant la translation de la partie osseuse et garantissant une configuration de pelage à 90° constante. (b) Comparaison des résultats expérimentaux des tests de pelage réalisés par VALLET et al. [92] et de la modélisation numérique associée de l'interface peau-crâne. C1 : campagne expérimentale numéro un. C2 : campagne expérimentale numéro deux. Les images en médaillon correspondent à l'échantillon C2-1. SD : écart-type.

sur la partie pelée. La figure 6b montre aussi la fidélité du modèle numérique associé aux données expérimentales (courbe rouge). En combinant une approche expérimentale et computationnelle, VALLET et al. [92] ont donc caractérisé l'interaction peau-os du scalp porcin, et l'ont associée à un modèle quantitatif permettant de caractériser la contribution des fascias dans la réponse au pelage. Selon les auteurs, la méthodologie proposée peut être étendue à la modélisation des interactions entre tissus biologiques. Ils ont pour objectifs de l'utiliser pour simuler des situations dans lesquelles les fascias sont sollicités – notamment lors de l'accouchement assisté par ventouse.

Ces études soulignent donc la possibilité d'utiliser des essais de pelage pour mesurer les interactions entre tissus biologiques, et de les simuler pour reproduire des situations biologiques.

2.2.2 Applications cliniques

Les essais de pelage ont aussi été employés pour répondre à des questions issues de problématiques cliniques. Par exemple, PROCTER et al. [81] ont utilisé des stratégies d'essais de pelage pour quantifier la tenue interfaciale d'adhésifs tissulaires. De manière similaire, JENKINS et al. [80] ont comparé l'adhésion tissulaire de différents types d'implants traitant les hernies ventrales avec des essais mécaniques de pelage en "T". En effet, les auteurs sup-

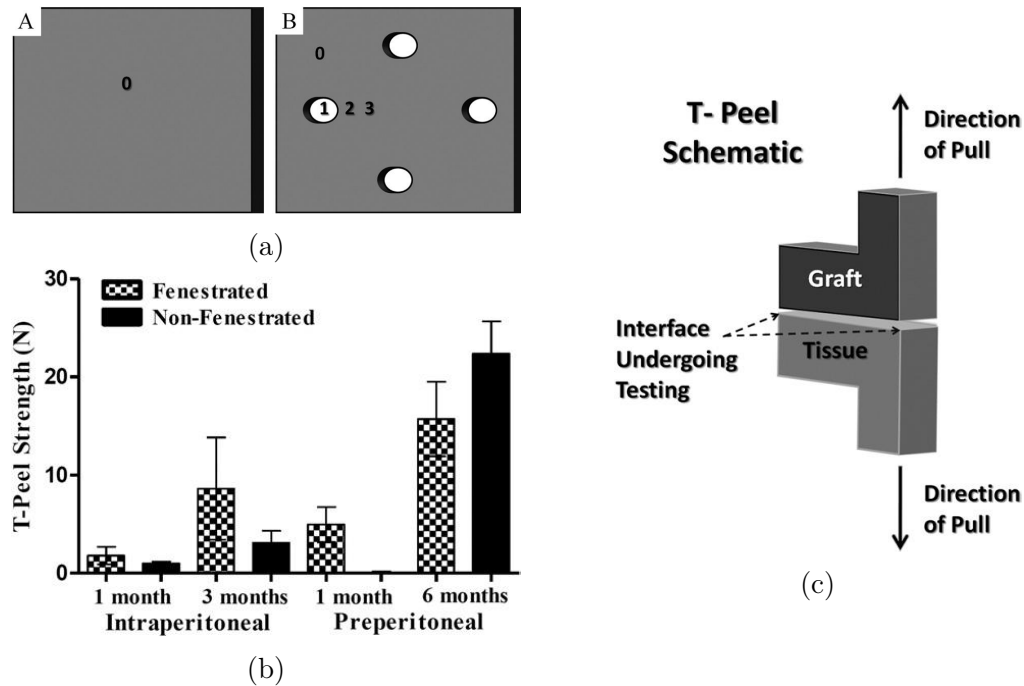


FIGURE 7 – (a) A. Greffon non fenestré. B. Greffons fenestrés. Des trous sont percés dans le greffon pour maintenir sa perméabilité. (b) Forces de pelage en T obtenues par JENKINS et al. [80] : comparaisons de greffons fenêtrés et non fenêtrés. La croissance tissulaire dans les greffons fenêtrés et non fenêtrés prépéritonéaux a entraîné des forces d’incorporation significativement plus élevées après 6 mois par rapport à 1 mois ($p = 0,03$ et $p < 0,0001$, respectivement). (c) Schéma de pelage en T mis en place par JENKINS et al. [80]. Le bord libre du greffon est fixé dans la pince supérieure et le bord libre du tissu de la paroi abdominale dans la pince inférieure.

posent que le bon traitement d’une hernie ventrale après l’utilisation d’une greffe biologique dépend de la provenance du tissu, des méthodes et de la technique utilisée. Les auteurs ont alors comparé les caractéristiques d’incorporation et d’adhésion tissulaire d’une nouvelle matrice dermique porcine réticulée fenêtrée et non fenêtrée dans un modèle porcin de réparation d’hernie ventrale. Ces implants biologiques, notamment structurés par un scaffold de collagène, sont dits réticulés, car ils ont subi un traitement chimique améliorant leurs propriétés mécaniques et leur vitesse de dégradation [97]. JENKINS et al. [80] expliquent donc que les produits réticulés sont conçus pour résister à la digestion rapide de la collagénase et conserver leur résistance à la traction, mais que ce traitement peut également entraîner une encapsulation partielle ou une infiltration minimale des cellules hôtes une fois implantées, entraînant une augmentation des complications de plaies et/ou d’infections. Cependant, les auteurs précisent qu’une méthode existe pour limiter ces effets négatifs : la fenestration, soit le fait de laisser des trous dans le greffon pour maintenir sa perméabilité [98], comme schématisé par la figure 7a. Bien que cette technique novatrice soit régulièrement employée, JENKINS et al. [80] mentionnent que les connaissances sur l’effet des fenestrations sur l’adhésion des greffes sont limitées. Pour palier à cela, cette équipe a donc mis en place des essais de pelage en T, schématisé en figure 7c. Avec leurs résultats présentés en figure 7b, les auteurs mettent en avant que la fenestration permet, dans la majorité des cas, d’améliorer l’adhésion du greffon.

Ces résultats concordent avec leur analyse histologique, révélant une incorporation tissulaire accrue aux sites de fenestration par rapport aux greffons non fenêtrés, indépendamment de l'emplacement de l'implant ou du temps *in vivo*.

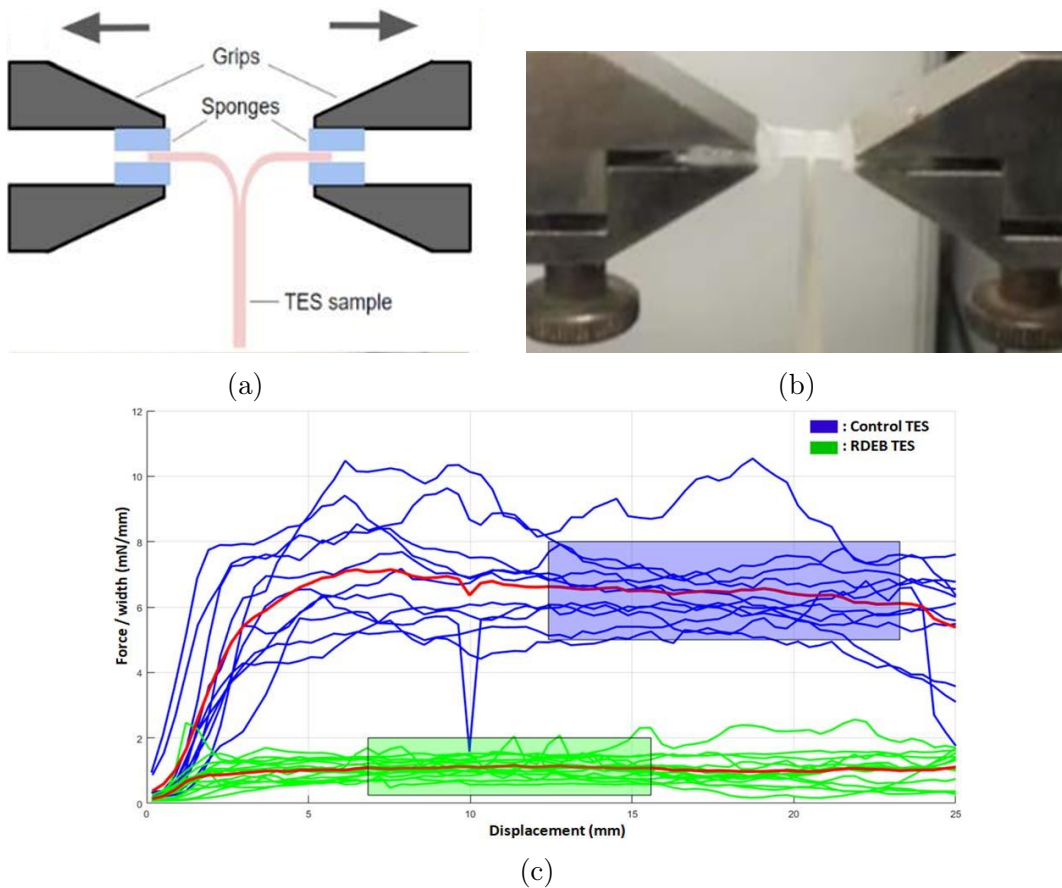


FIGURE 8 – (a) Schéma de pelage en T mis en place par LAROSE et al. [99]. Les languettes de l'échantillon sont maintenues dans les morss à l'aide d'éponges. (b) Photographie du montage de pelage en T mis en place par LAROSE et al. [99]. (c) Courbe force d'adhésion déplacement obtenues par LAROSE et al. [99]. Les éprouvettes déficientes en collagène VII (courbes vertes) présente une force de pelage bien inférieure aux éprouvettes de contrôle (courbes bleues).

L'ingénierie tissulaire est un autre exemple d'application clinique utilisant des méthodes de pelage. Par exemple, BABAN et al. [100] ont combiné expérience et simulation numérique pour analyser la mécanique de rupture d'une interface simulant la couche dermo-épidermique de la peau humaine. Un autre exemple est celui de LAROSE et al. [99], qui ont conçu un essai de pelage destiné à quantifier les forces de cohésion entre l'épiderme et le derme, révélant l'impact de l'absence de collagène VII sur l'adhérence de la jonction dermo-épidermique de substitut cutané bio-ingéniérés. Pour évaluer l'impact de l'absence de cette protéine qui fonctionne comme une fibrille d'ancrage pour la jonction dermo-épidermique [101], LAROSE et al. [99] ont donc produit des substituts de peau à partir de cellules d'un patient pathologique pour obtenir des échantillons déficient en collagène VII, et d'autres à partir d'un donneur sain, obtenant ainsi des échantillons témoins. Des biopsies ont été prélevées et des essais mécaniques ont été réalisés après 18 et 24 jours de culture. Les auteurs ont utilisé une confi-

guration de pelage en T pour effectuer leurs essais, avec une machine Instron ElectroPuls E1000 (Instron Corporation, Norwood, MA). Un schéma de l'expérience et une photographie du montage sont respectivement présentés en figure 8a et figure 8b. L'échantillon étudié a été incisé à la jonction derme-épiderme de telle sorte qu'il est possible de fixer chaque languette dans un mors de la machine.

Les résultats de LAROSE et al. [99] sont présentés en figure 8c. On observe deux comportements distincts. L'état transitoire correspond à la déformation initiale de l'échantillon, tandis que la région de force "constante" est l'état stationnaire où la rupture entre les deux substrats se propage uniformément. La force de pelage moyenne mesurée sur le groupe d'échantillon témoin était de 6.4 ± 1.1 mN/mm. Comparativement, la force d'adhésion moyenne était inférieure dans les substituts déficients en collagène VII, avec un effort de pelage moyen mesuré de 1.1 ± 0.3 mN/mm. De plus, l'analyse ultrastructurale par microscopie électronique suggère que la diminution de la force d'adhésion mesurée par ces essais de pelage résulte de l'absence de collagène VII. Les auteurs ont ainsi mis en avant le rôle crucial de cette protéine structurale dans la tenue interfaciale des tissus cutanés [99]. Les résultats des essais menés sur une autre cohorte indiquent également que la force d'adhésion augmente avec le temps de culture, confirmant la maturation progressive de la jonction dermo-épidermique [99]. Cette étude illustre que les essais de pelage associé à des études microscopiques peuvent permettre de bien identifier les mécanismes d'adhésion dans les systèmes biologiques.

2.2.3 Résistance de la paroi aortique

Enfin, les essais de pelage ont été beaucoup utilisés dans des études de la dissection de l'aorte, notamment pour comprendre la résistance interlaminaire de ce milieu et prédire la propagation des ruptures [102-107]. La dissection aortique est une affection rare et grave caractérisée par l'irruption de sang à l'intérieur de la paroi de l'aorte. Elle constitue une déchirure par laquelle le sang sous pression entre et décolle les feuillets superposés qui constituent la paroi élastique de l'aorte [108]. Malgré une prise en charge adaptée, la mortalité hospitalière reste élevée, atteignant 30 % dans les formes graves [109]. Elle s'accroît particulièrement avec l'âge avec une mortalité opératoire atteignant 40 % chez l'octogénaire [110]. Plusieurs travaux ont mis en évidence la pertinence des essais de pelage pour évaluer l'influence de la microstructure fibreuse (collagène, élastine) sur la ténacité de la paroi aortique [102, 111, 112]. Par exemple, les revues de AVANZINI et al. [104] et SHERIFOVA et HOLZAPFEL [112] sur la biomécanique des anévrismes de l'aorte ascendante soulignent qu'un tissu anévrisimal présente une force de pelage nettement réduite, présentant alors un risque de rupture accru.

La bicuspidie valvulaire aortique est une malformation congénitale relativement fréquente de l'appareil valvulaire aortique (valve aortique) qui n'est constitué que de deux feuillets fonctionnels au lieu de trois comme normalement [113]. Cette malformation est responsable de nombreuses complications médicales parmi lesquelles est comptée la formation d'anévrisme, pouvant mener à une dissection aortique [113, 114].

Pour étudier ce phénomène, PASTA et al. [115] ont mis en place une configuration de pelage en "T". Les auteurs ont comparé les efforts de délamination résultant entre des éprouvettes provenant d'aortes saines, d'aortes touchées par un anévrisme, et d'aortes anévrismales de spécimens présentant une bicuspidie valvulaire. La figure 9 présente schéma du dispositif expérimental de cette étude (9a) ainsi qu'une photographie d'un échantillon prêt à être testé (9b). L'incision initiale est effectuée entre les couches de la paroi aortique,

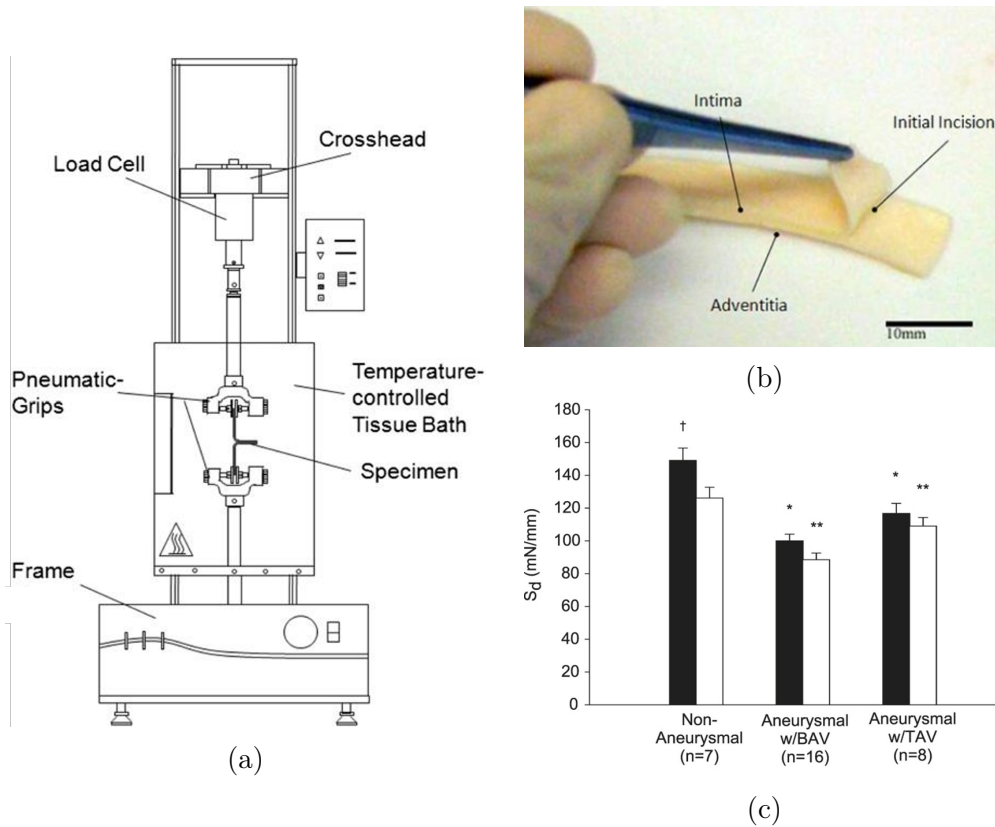


FIGURE 9 – (b) Photographie d'un échantillon préparé par PASTA et al. [115] montrant l'incision initiale faite pour créer le plan de dissection initiale. (c) Efforts de pelage obtenus par PASTA et al. [115] pour l'orientation longitudinale (noir) et circonférentielle (blanc). (a) Schéma du dispositif expérimental de pelage en T mis en place par PASTA et al. [115].

permettant de libérer deux lambeaux, attachés par la suite dans les mors. En comparant les résultats des différents groupes, les auteurs ont mis en avant que les éprouvettes provenant d'aortes anévrismales avaient une plus faible résistance à la délamination que les éprouvettes saines. Les mêmes conclusions ont pu être tirées pour les bicuspides valvulaire, moins résistantes que leurs homologues tricuspidaire, confirmant un plus grand risque de rupture pour ces patients. Ces résultats concordent avec l'étude de CHUNG et al. [114] qui ont mesuré des forces de délamination de 58 ± 16 mN/mm chez des aortes saines, contre 18 ± 6 mN/mm pour des aortes anévrismales.

Finalement, plusieurs études ont mis en avant, à l'aide d'essais de pelage, le rôle conjoint des fibres d'élastine et de collagène dans la tenue interfaciale de la paroi aortique, permettant ainsi de mieux appréhender la genèse des fissures dans la média, la couche intermédiaire de l'aorte [116, 117]. Par exemple, WANG, YU et ZHANG [116] ont réalisé des expériences de pelage sur des échantillons de la média aortique porcine dans les directions circonférentielle et longitudinale. Après une incision dans la média créant ainsi deux languettes, les échantillons ont été placés dans une machine de traction comme le montre la photographie de la figure 10. Un des mors de la machine appliquait un déplacement à l'un des lambeaux, tandis que le deuxième, maintenant l'autre lambeau, restait fix. Ce mouvement initiât une rupture de l'interface qui évoluait progressivement grâce au déplacement de la traverse. Les auteurs ont

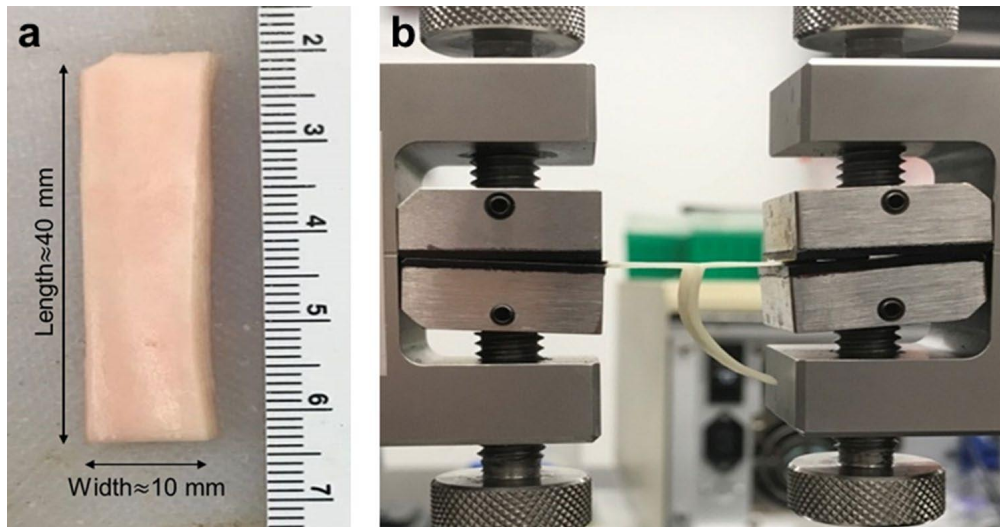


FIGURE 10 – Gauche : Photographie d'un échantillon d'aorte porcine utilisé par WANG, YU et ZHANG [116]. Droite : Photographie de l'échantillon mis en place dans le montage de pelage en T [116].

mesuré une force moyenne de pelage de 46 ± 12 N/m pour les essais circonférentielle, et 72 ± 22 N/m pour les essais orientés dans la direction longitudinale, montrant l'anisotropie mécanique du matériau.

De plus, les auteurs ont couplé ces essais avec une analyse microstructurale par imagerie multiphotonique. Les images multiphotoniques du front de pelage capturées lors de ces essais sont présentées respectivement sur les figures 11 d – f pour les essais circonférentiels et 11 g – i pour les longitudinaux. Des fibres interlamellaires d'élastine et de collagène sont visibles entre les deux lambeaux. Lors du pelage circonférentiel, les auteurs notent qu'une rupture semble se produire entre deux lamelles adjacentes (figures 11 d – f), tandis qu'en pelage longitudinal, des fibres radiales sous tension sont visibles dans plusieurs espaces interlamellaires, indiquant l'implication de plusieurs lamelles dans le processus de dissection (figures 11 g – i) [116].

Enfin, les auteurs ont proposé un modèle éléments finis s'appuyant sur l'hypothèse de zone cohésive, pour simuler numériquement le comportement interfacial observé lors des essais. La figure 12 est une présentation du maillage et de la géométrie de ce modèle, avec une capture dans la position initiale, une capture en position déformée, ainsi que des zooms au niveau de l'interface. Ces derniers mettent en avant la modélisation par éléments cohésifs de l'interface. Les auteurs affirment grâce au croisement de leurs résultats expérimentaux et numériques présentés en figure 13, que ce modèle permet de prédire fidèlement le comportement interfacial de la paroi aortique [116]. Cette étude met donc en avant, par l'intermédiaire d'essais mécaniques de pelage et de leur modélisation, le rôle important des fibres d'élastine et de collagène dans la liaison de la paroi artérielle. Les résultats permettent de mieux comprendre le développement pathologique et la progression de la dissection aortique, ouvrant la voie pour des approches de traitement mieux ciblées.

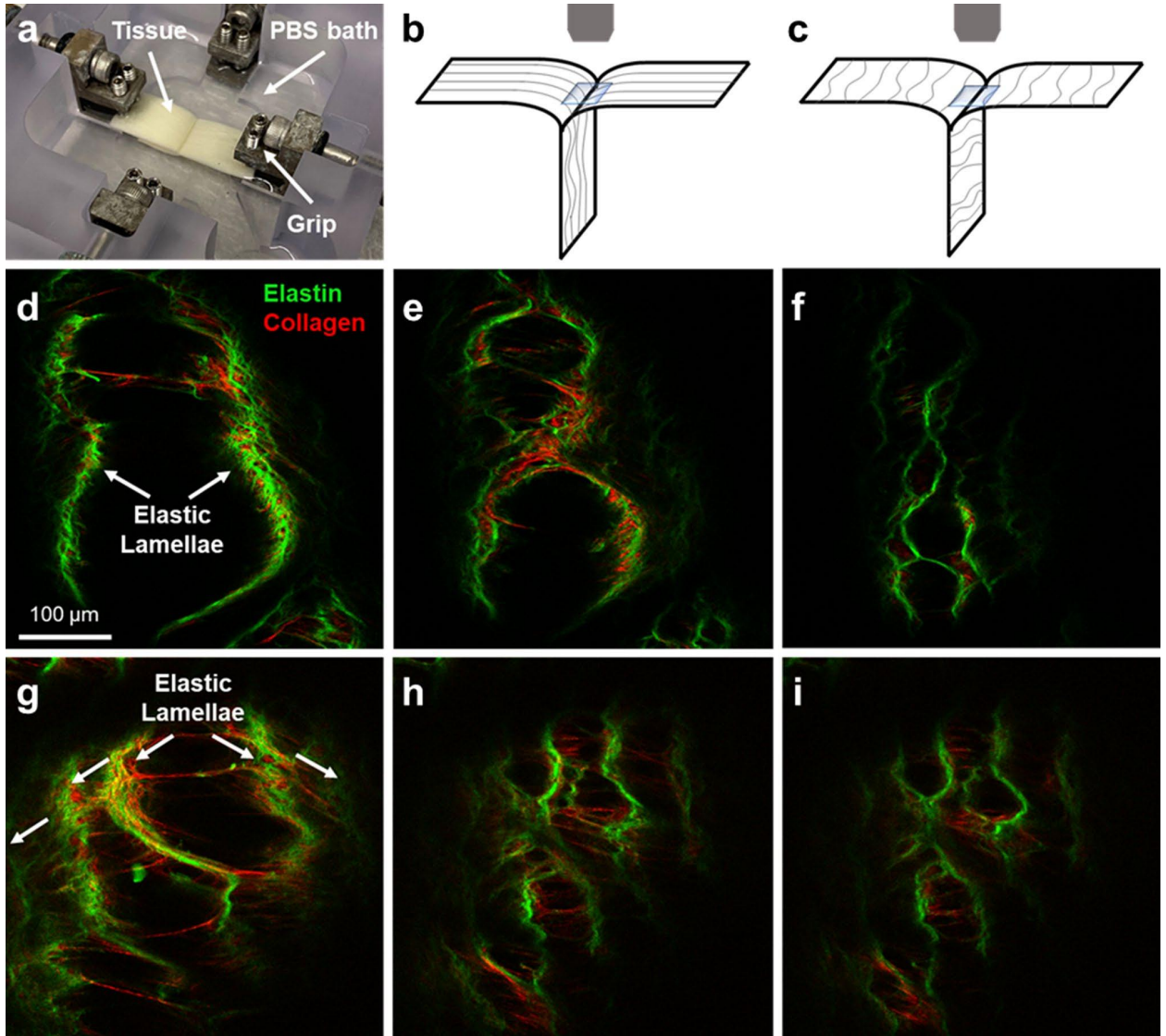


FIGURE 11 – (a) Dispositif sur mesure mis en place par WANG, YU et ZHANG [116] pour l'imagerie multiphotonique du front de pelage (b) Schéma du dispositif expérimental dans le sens circonférentiel (c) Schéma du dispositif expérimental dans le sens longitudinal avec l'orientation privilégiée de la distribution des fibres dans le plan (d–f) Image multiphotonique de différentes profondeurs du site de décollement de la média aortique porcine obtenue par WANG, YU et ZHANG [116] à partir d'une bandelette de tissu circonférentiel et (g–i) d'une bandelette de tissu longitudinale. La profondeur d'imagerie augmente de (d) à (f) et de (g) à (i).

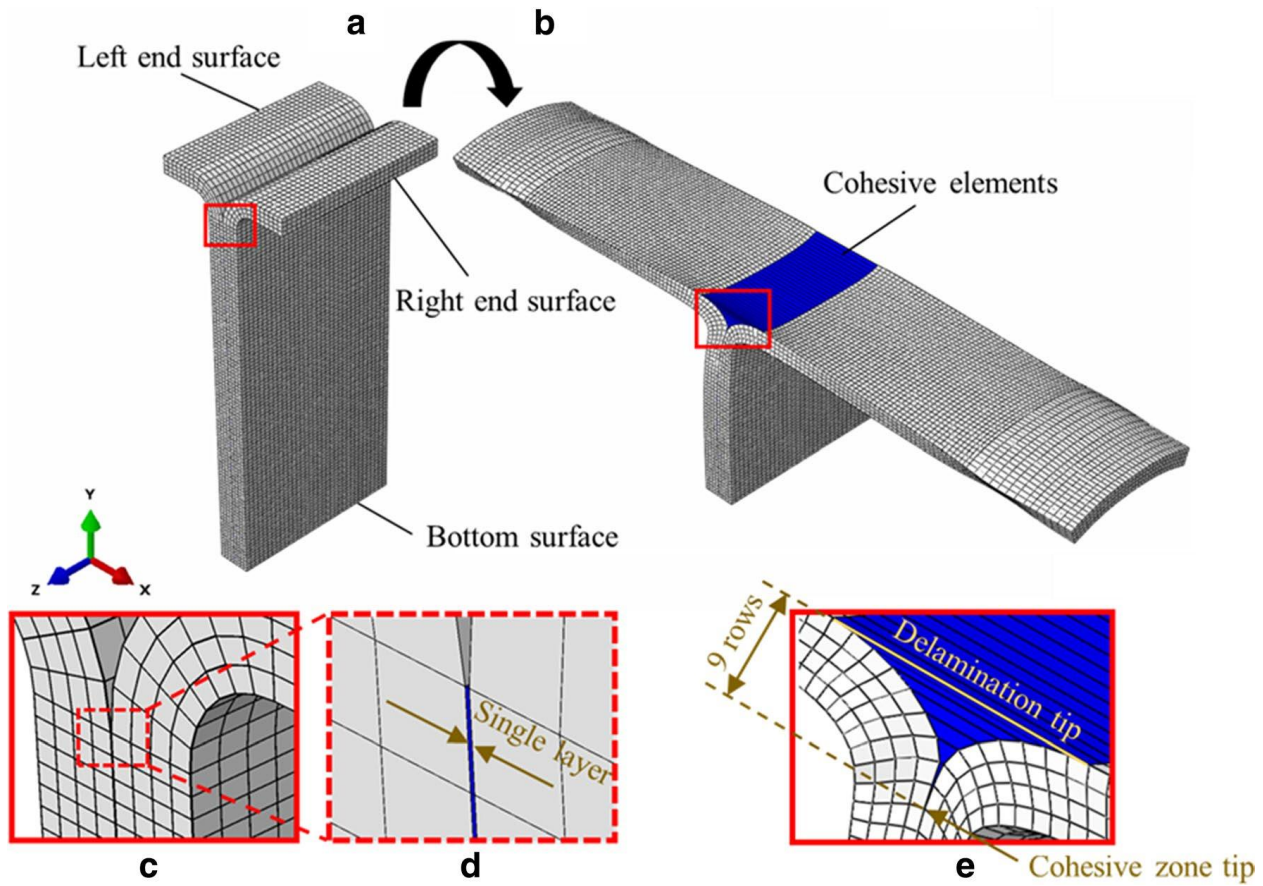


FIGURE 12 – Maillage par éléments finis du modèle 3D du pelage de la média de l’aorte implémenté par WANG, YU et ZHANG [116]. (a) Configuration non déformée; (b) Configuration déformée; et (c)-(e) Zone cohésive évoluant durant la simulation de l’endommagement.

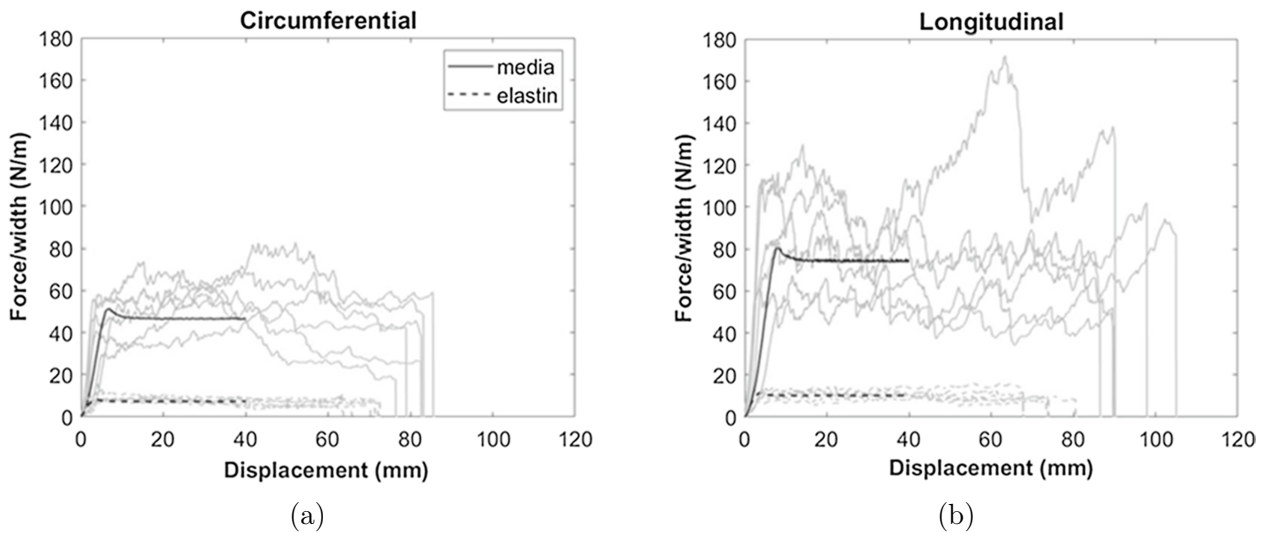


FIGURE 13 – Courbes expérimentales (gris) et simulées (noir) obtenues par WANG, YU et ZHANG [116] de la force de pelage/largeur en fonction du déplacement imposé pour les milieux aortiques et le réseau d’élastine purifiée dans les directions (a) circonférentielle et (b) longitudinale.

2.3 Modélisation mécanique

Le modèle le plus largement utilisés dans les études d'adhésion et de pelage est le modèle de zone cohésive. Dérivé du modèle de KENDALL [118], il modélise la rupture en supposant qu'elle se produise dans une zone restreinte, appelée zone cohésive, où les contraintes sont concentrées avant la séparation complète de l'interface étudiée. Ce modèle prend en compte la distribution des forces de traction dans la zone de décollement, et il est très versatile pour simuler diverses conditions de matériaux et de géométrie [88]. L'essai de pelage est donc considéré comme un processus de fissuration, où une rupture s'amorce puis se propage à mesure que les matériaux adhérent se séparent [89]. Ce phénomène peut alors être modélisé par une approche issue de la mécanique de la rupture [87, 89], introduisant une énergie de rupture G_c , également appelée taux critique de restitution d'énergie, mis en avant GRIFFITH [119] en 1921. Les fissures se propagent si : (1) les contraintes à la pointe de la fissure sont suffisantes pour rompre les liaisons atomiques, et (2) la réduction de l'énergie potentielle du système liée à la croissance progressive des fissures est suffisante pour surmonter l'énergie de rupture G_c du matériau [89]. G_c est exprimée en tant qu'énergie par unité de surface en J/m^2 , ou, de manière équivalente, en tant que force par unité de largeur en N/m , souvent employée dans la littérature dans le contexte des essais de pelage [89].

2.3.1 Une approche énergétique

En considérant l'essai de pelage schématisé en figure 14, un ruban de largeur b et d'épaisseur h adhère à un substrat. Un effort mécanique F est appliqué sur l'extrémité du ruban avec un angle θ par rapport à l'extrémité du substrat. Cette force a pour effet de décoller une longueur da de ruban en déplaçant son extrémité libre d'une longueur $da \cdot (1 - \cos \theta)$.

L'expression de la conservation de l'énergie est donnée par l'équation 2.1. Le travail de l'effort appliqué par l'opérateur est exprimé en fonction des échanges énergétiques internes et de la libération d'énergie provoquée par l'avancée de la fissure [87, 120] :

$$dW_{ext} = dU_{int} + dU_c, \quad (2.1)$$

où dW_{ext} représente le travail externe, dU_{int} les échanges d'énergie internes et dU_c l'énergie de rupture. Le terme dU_c peut alors être exprimé comme dans l'équation 2.2 en fonction du taux critique G_c et de la surface dA créée lors du pelage.

$$dU_c = G_c dA \quad (2.2)$$

$$dA = b da \quad (2.3)$$

L'expression de dU_{int} dépendra cependant du matériau du ruban et des conditions expérimentales. Il est tout de même possible de la généraliser par l'équation 2.4 :

$$dU_{int} = dU_s + dU_d + dU_k, \quad (2.4)$$

où dU_s représente les contributions énergétiques liées à la déformation du ruban, dU_d l'énergie dissipée, et dU_k la contribution énergétique des effets cinétiques. Bien que JANG et al. [88] aient utilisé l'expression $dU_k = \rho h b v^2 (1 - \cos \theta) da$ pour exprimer les effets cinétiques, où ρ et v représentent respectivement la densité du ruban et la vitesse de pelage, ils peuvent

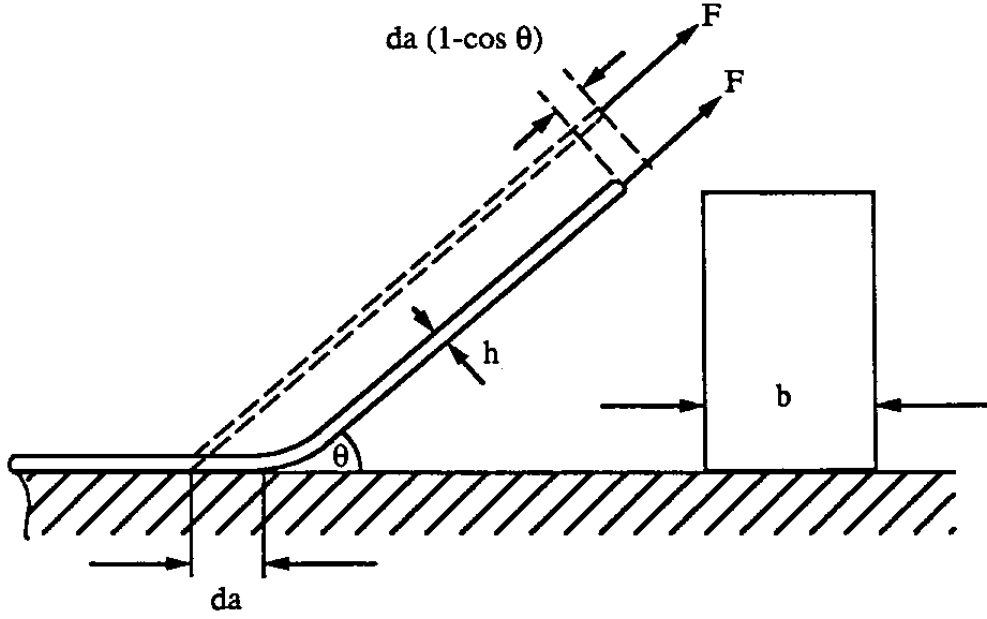


FIGURE 14 – Représentation schématique d'un essai de pelage proposée par WILLIAMS [120]. Un ruban de largeur b et d'épaisseur h adhère à un substrat. Un effort mécanique F est appliqué sur l'extrémité du ruban avec un angle θ par rapport au substrat, décollant une longueur da de ruban en déplaçant son extrémité d'une longueur $da.(1 - \cos \theta)$.

être négligés en considérant l'essai de pelage suffisamment lent. Cette hypothèse largement employée dans la littérature [89, 120] implique donc que $dU_k = 0$. Si le ruban est considéré inextensible, alors $dU_s = 0$ et $dU_d = 0$. L'équation 2.1 se transforme ainsi en :

$$dW_{ext} = dU_c = G_c dA. \quad (2.5)$$

En reprenant le schéma de la figure 14, l'expression de dW_{ext} est décrite par l'équation 2.6, donnant finalement l'expression de G_c dans l'équation 2.7 :

$$dW_{ext} = F da (1 - \cos \theta), \quad (2.6)$$

$$G_c = \frac{F}{b} (1 - \cos \theta). \quad (2.7)$$

Si le ruban est maintenant considéré comme extensible, l'application d'une force F sur ce dernier aura pour effet de lui faire subir une déformation, modifiant le déplacement appliqué sur son extrémité en lui ajoutant un terme relatif ε . ε représente la déformation que doit subir le ruban pour pouvoir observer un décollement le long de l'interface. Alors, l'expression 2.6 du travail fournit par l'application de la force F devient l'équation 2.8.

$$\begin{aligned} dW_{ext} &= F da (1 - \cos \theta) + F \varepsilon \\ &= F da (1 - \cos \theta + \varepsilon) \end{aligned} \quad (2.8)$$

De plus, cette nouvelle considération implique de prendre en compte les termes dU_s et dU_d négligés auparavant, résultant en l'équation :

$$dU_s + dU_d = \left(b h \int_0^\varepsilon \sigma d\varepsilon \right) da, \quad (2.9)$$

où σ est la contrainte mécanique subie par la section du ruban suite à l'application de la force F de pelage, et dépend du comportement mécanique du ruban. Enfin, l'équation 2.7 se transforme en l'expression 2.10.

$$G_c = \frac{F}{b} (1 - \cos \theta + \varepsilon) - h \int_0^\varepsilon \sigma d\varepsilon \quad (2.10)$$

Cette dernière équation met en relation l'énergie de rupture G_c de l'interface avec les forces et les contraintes subies par le ruban et la géométrie du front lors du pelage. Une fois calculée, elle peut être utilisée pour simuler les effets d'adhésion du système étudié.

2.4 Simulation numérique

Beaucoup d'études de pelage se sont appuyées sur des simulations numériques pour reproduire les comportements observés expérimentalement [121-123]. Par exemple, en reprenant l'étude de JANG et al. [88] précédemment présentée dans la sous-section 2.1, les auteurs ont utilisé un logiciel commercial d'analyse par éléments finis (ABAQUS/Standard, Simulia Inc., USA) pour simuler les essais de pelage qu'ils ont conduits expérimentalement. La géométrie ainsi que les conditions limites du problème sont présentées dans la figure 15. Le système est modélisé en 2D, le substrat et le ruban ayant une épaisseur respective de 0.6 mm et 0.2 mm. Une vitesse de 5 mm/min est appliquée avec une direction horizontale sur le substrat et verticale sur l'extrémité du ruban.

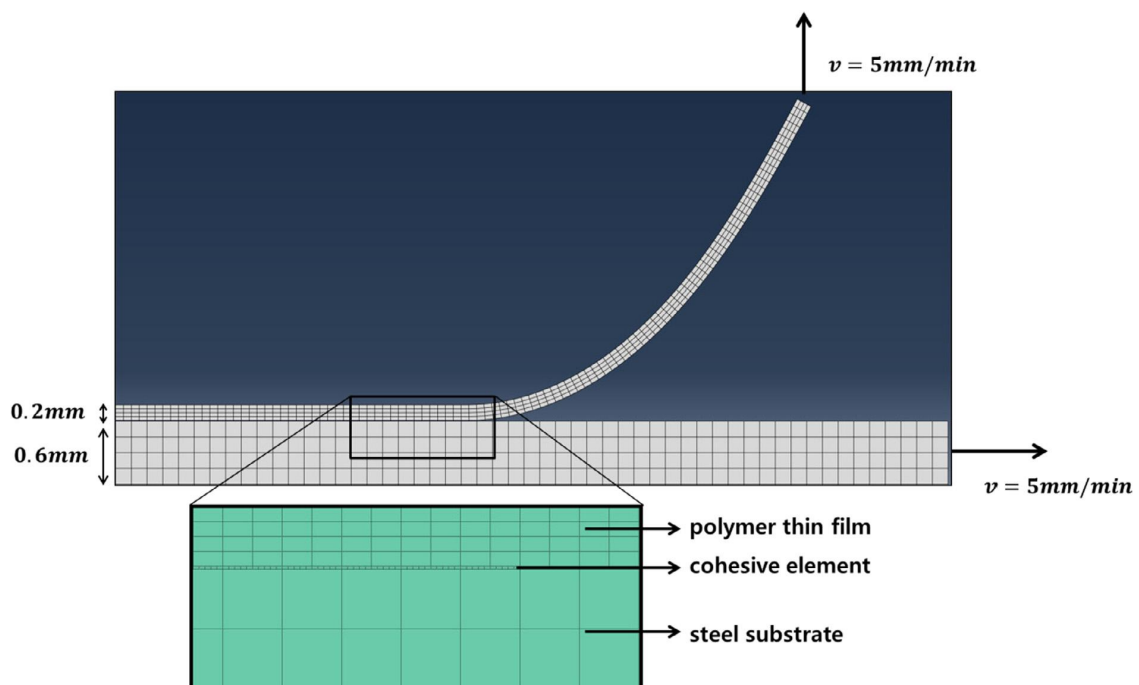


FIGURE 15 – Maillage par éléments finis du modèle 2D utilisé par JANG et al. [88] pour simuler les essais expérimentaux de pelage. L'interface est représentée par des éléments cohésifs. Le substrat a une épaisseur de 0.6 mm et le ruban a une épaisseur de 0.2 mm. Une vitesse de 5 mm/min est appliqué sur le substrat et sur l'extrémité du ruban.

Les auteurs ont utilisé le modèle de zone cohésive pour décrire le comportement de délamination de l'interface. Cette dernière est représentée comme un milieu continu d'épaisseur constante qui est modélisé par des éléments cohésifs dont le comportement est caractérisé par une loi de traction-séparation bilinéaire, proposé par MI et al. [124]. Cette loi est définie, et schématisé en figure 16, en fonction de la résistance à la traction de l'élément, σ_{max} , la déformation – ou déplacement relatif – à l'origine de la dégradation de l'élément, ε_0 , et la déformation maximale à partir de laquelle l'élément n'intervient plus, ε_{max} . ε_{max} est choisie de telle sorte que l'aire sous la courbe soit égale à l'énergie de rupture critique G_c , qui est une propriété du matériau.

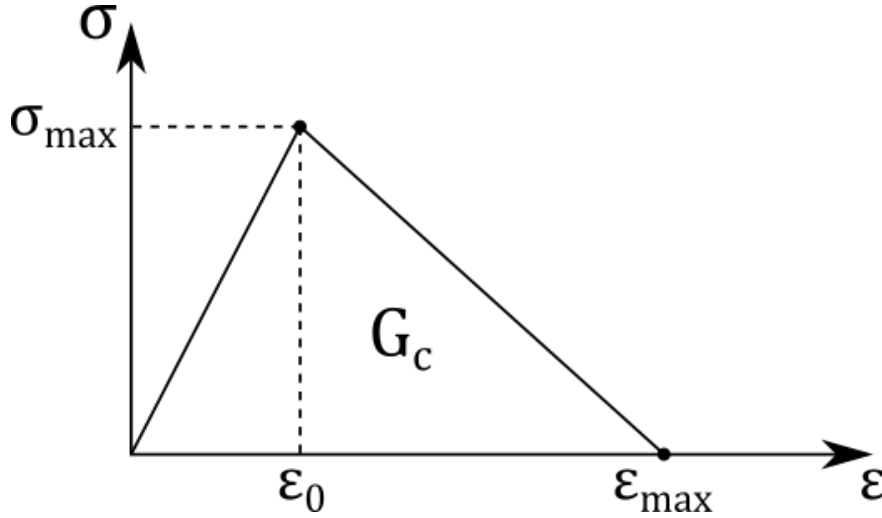


FIGURE 16 – Loi de traction-séparation bilinéaire typique. σ_{max} représente la contrainte maximale encaissée par l'élément, δ_0 est la séparation initiale menant à sa dégradation, et δ_{max} est la séparation maximale après laquelle l'élément n'intervient plus. δ_{max} est définie de telle sorte que l'aire sous la courbe soit égale à l'énergie de rupture critique G_c . Adaptée de MI et al. [124].

Selon MI et al. [124], des tests numériques ont montré que la valeur précise de ε_0 et la forme de la courbe de déchargement ont peu d'effet sur la réponse globale. Cependant, les auteurs mentionnent que ε_0 doit être suffisamment faible pour simuler une interface initialement « très rigide ». De plus, σ_t , doit être une bonne estimation de la résistance réelle à la traction par délaminage, mais, pour de nombreux problèmes, sa valeur précise a peu d'effet sur la réponse calculée [124]. Dans ces circonstances, les auteurs concluent que le paramètre clé est ε_{max} , défini par G_c comme :

$$\int_0^{\varepsilon_{max}} \sigma d\varepsilon = G_c, \quad (2.11)$$

si l'on considère un point matériel individuel et soumis à des incréments de déformation en traction croissants.

Pour revenir à l'étude de JANG et al. [88], les auteurs ont fait l'hypothèse que les composantes normale et tangentielle sont découplées durant la phase de prédélamination. De plus, dans le logiciel utilisé, la loi de comportement des éléments de l'interface est exprimé en fonction de la séparation au niveau du contact et de la contrainte associée. Les composantes

de traction élastique d'un élément 2D de l'interface peuvent être représentées par l'équation 2.12 :

$$\begin{pmatrix} \sigma_n \\ \sigma_t \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} K_{nn} & 0 \\ 0 & K_{tt} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \delta_n \\ \delta_t \end{pmatrix}, \quad (2.12)$$

où σ et δ représentent la contrainte de traction et la séparation, et n et t sont les deux directions (normale et tangentielle), tandis que K représente la rigidité de l'élément, comme représenté dans la figure 17.

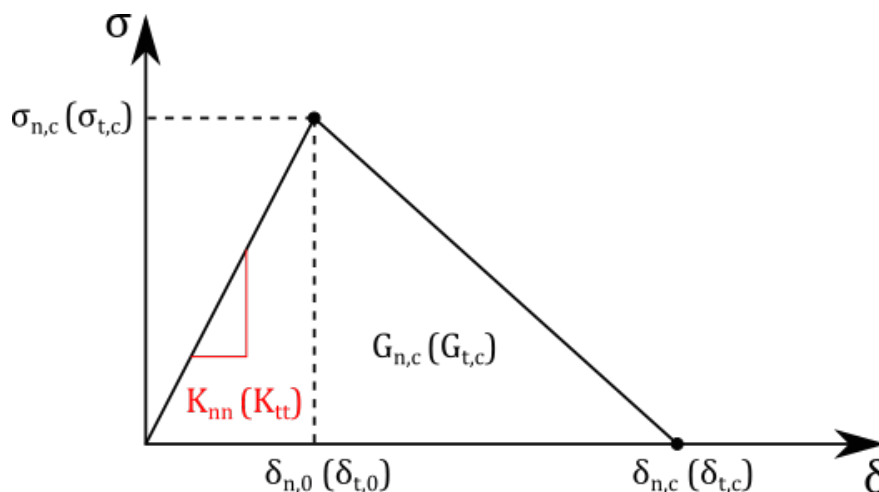


FIGURE 17 – Loi de traction-séparation bilinéaire. σ et δ représentent la contrainte de traction et la séparation. n et t sont les deux directions, respectivement normale et tangentielle. K représente la rigidité de l'élément. La délamination est initiée quand la contrainte de traction interlaminaire atteint la contrainte maximale, $\sigma_{n,c}$ ou $\sigma_{t,c}$.

Lorsque des forces normales ou tangentielles sont appliquées, la délamination est initiée quand la contrainte de traction interlaminaire atteint la contrainte maximale, respectivement $\sigma_{n,c}$ ou $\sigma_{t,c}$. La propagation de la délamination est prédite lorsque le taux de restitution d'énergie, respectivement G_n et G_t , atteint l'énergie de rupture critique correspondante ($G_{n,c}$ et $G_{t,c}$). **[que se passe-t-il si seulement une des deux limites est atteinte?]** Les taux de restitution d'énergie (G_n et G_t) sont calculés en reformulant l'équation 2.11 :

$$G_n = \int \sigma_n d\delta_n, \quad (2.13)$$

$$G_t = \int \sigma_t d\delta_t. \quad (2.14)$$

Avec ces considérations, les auteurs ont simulé des forces pelage concordantes avec leurs résultats expérimentaux, présentés en figure 18. Les défaillances dues au délaminage dans les composites acier-polymère peuvent donc être prédites à l'aide des propriétés déterminées avec des essais de pelage et du modèle développé dans cette étude [88]. Nombres d'autres études de pelage se sont appuyées sur ce modèle pour en simuler les forces, comme celle de WANG, YU et ZHANG [116] détaillée plus tard dans la sous-section 2.2. Cette approche semble donc appropriée pour simuler et prédire le comportement d'une interface soumis à un essai de pelage.

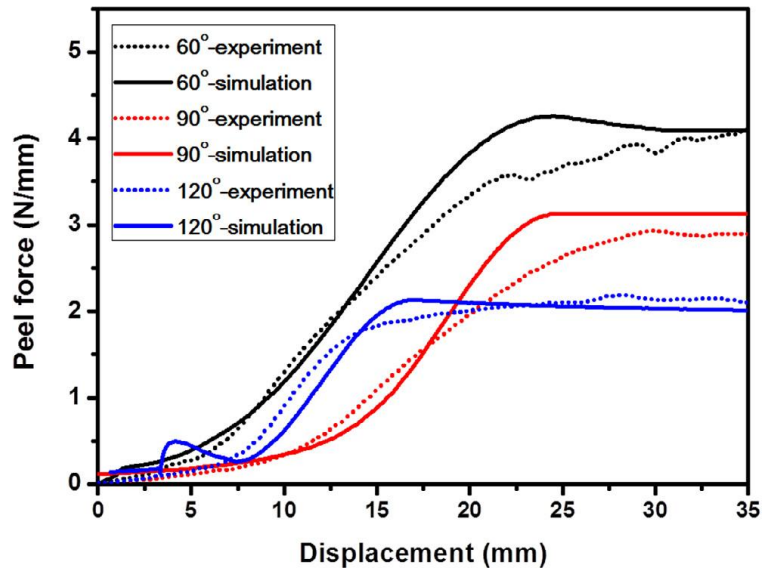


FIGURE 18 – Comparaison de la force de pelage simulée avec la force expérimentale en fonction du déplacement de pelage dans le cas de l'acier EG-nylon 6 [88].

Chapitre 3

Quantification des propriétés adhésives du périoste mandibulaire

3.1 Description de l'étude

3.1.1 Les échantillons

Pour cette étude expérimentale, un total de cent éprouvettes a été testé. Ces éprouvettes proviennent de dix mandibules de porc, prélevées sur des têtes achetées chez un boucher. Les animaux étudiés ont été élevés en Bretagne, France, et sacrifiés à l'âge de six mois. De manière plus précise, les éprouvettes ont été disséquées dans deux zones de la mandibule : la partie vestibulaire des branches horizontales et montantes, mis en avant sur le schéma de la figure 1. En effet, le périoste de la partie linguale de ces zones restait très souvent attaché aux muscles lors de la dissection, rendant alors son étude impossible.

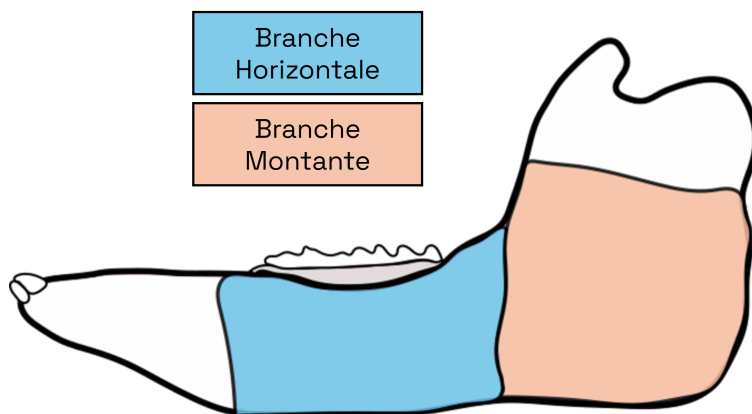


FIGURE 1 – Schéma de la partie vestibulaire d'une hémimandibule gauche de porc. Les zones de dissection sont en couleur : deux éprouvettes sont prélevées dans la branche horizontale (en bleu et tirets) et trois dans la branche montante (en orange et pointillés).

Pour qu'elles soient manipulables et de taille convenable, cinq éprouvettes ont pu être prélevées par héli-mandibule, dont deux par branche horizontale et trois par branche montante. Le tableau 1 résume les mesures géométriques moyennes des échantillons. Pour détailler, les éprouvettes disséquées dans la branche horizontale ont une largeur moyenne de 14.3 ± 2.9 mm et la longueur initiale du ruban de périoste est en moyenne de 14.7 ± 5.1 mm. Quant aux éprouvettes prélevées dans la branche montante, leur largeur moyenne est de 16.4 ± 3.4 mm et la longueur initiale de leur ruban de périoste est en moyenne de 13.2 ± 3.3 mm. Le tableau 1 résume ces valeurs.

	Largeur (mm)	Longueur initiale (mm)
Branche Horizontale	14.3 ± 2.9	14.7 ± 5.1
Branche Montante	16.4 ± 3.4	13.2 ± 3.3
Tout	15.8 ± 3.4	13.6 ± 3.9

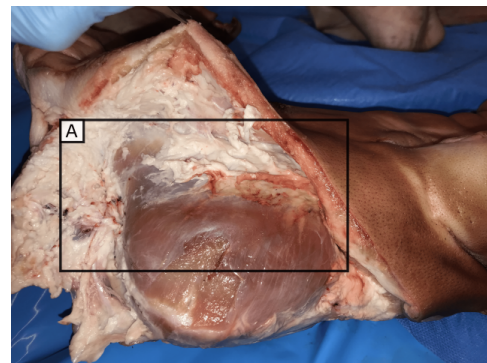
TABLE 1 – Mesures géométriques moyennes des cents échantillons prises avant de les monter sur le banc. Les valeurs sont en millimètre.

Protocole de dissection

Dans un premier temps, la tête de cochon est coupée en deux dans le plan sagittal, afin d'obtenir des demi-têtes, plus simples à manipuler (figure 2a). Ensuite, la peau et les tissus adipeux sont retirés pour libérer le masséter et la branche horizontale de l'héli-mandibule (figures 2b et 2c). Une fois le masséter soigneusement disséqué (figure 2d), les branches montantes et horizontales sont dégagées et le périoste est découvert (figure 2e). L'héli-mandibule est alors séparée du reste de la tête (figure 2f) en découpant les tissus – principalement musculaires – rattachant le condyle au maxillaire. La partie vestibulaire de l'héli-mandibule est nettoyée du reste de tissu, en prenant soin de ne pas abimer le périoste. Les éprouvettes sont ensuite découpées dans les branches horizontale et montante (figure 2g).



(a)



(b)

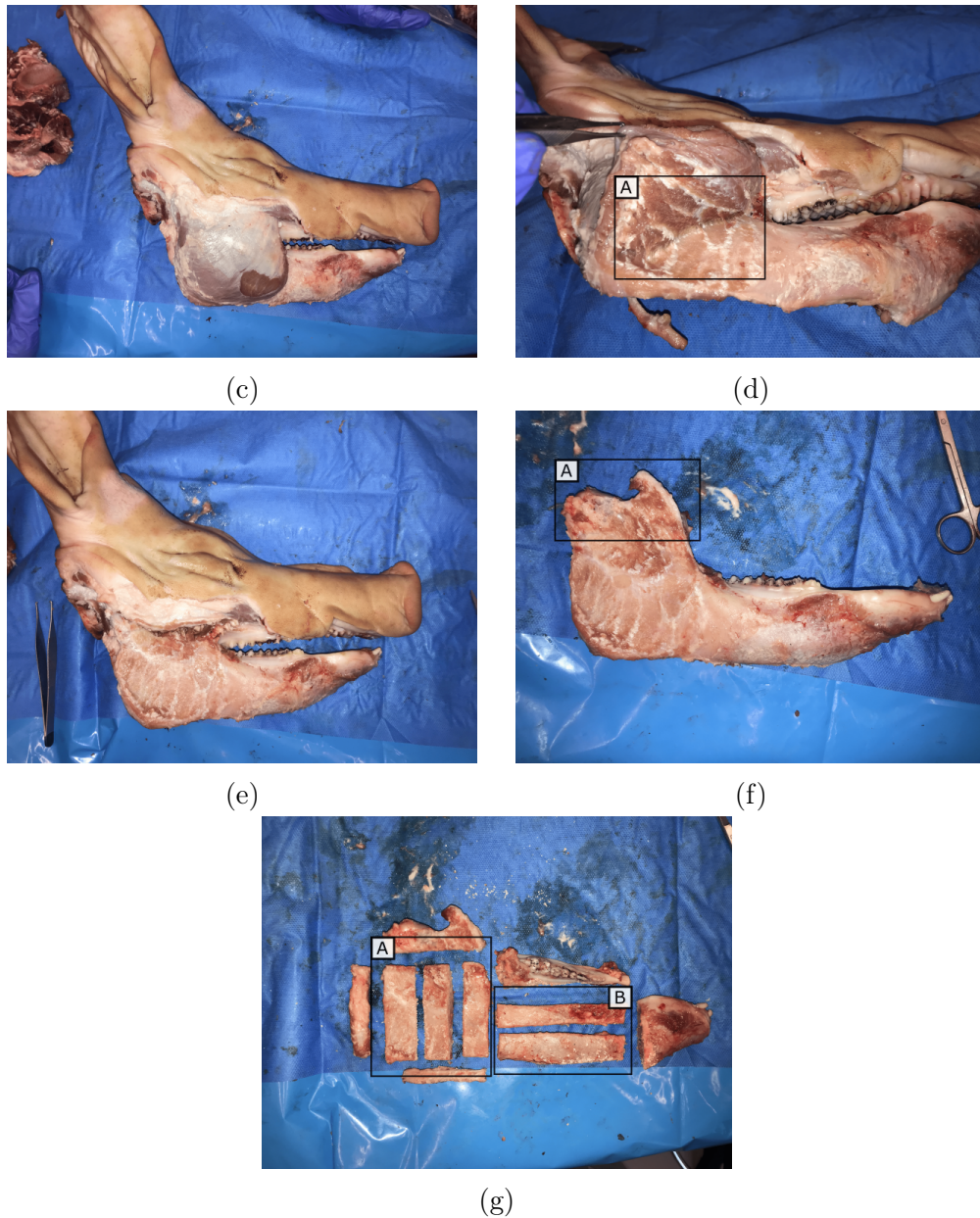


FIGURE 2 – Photographies capturées du côté vestibulaire à différentes étapes de la dissection lors du prélèvement des éprouvettes. D'abord, (a) une demi-tête de cochon est obtenue par coupe dans le plan sagittal. Ensuite, la peau est retirée (b) du masséter (A) et (c) de la branche horizontale, puis ((d),(e)) le masséter est lui-même disséqué. Enfin, (f) l'hémi-mandibule est séparée du reste de la tête en nettoyant les accroches du condyle (A), et (g) les éprouvettes sont découpées dans les branches montantes (A) et horizontales (B).

3.1.2 Mise en place d'un dispositif de pelage

Le banc d'essai a été conçu à partir d'une machine de traction Instron 3342. Comme mis en avant sur le schéma de la figure 3, cette machine possède une traverse verticale sur laquelle est monté un capteur de force d'une capacité de 100 N.

Ce montage permet de mesurer l'effort dans la direction du déplacement de la traverse, lors de sa mise en mouvement. La machine est pilotée avec le logiciel BlueHill 3. Il est possible de contrôler l'expérience en déplacement, c'est-à-dire que l'essai se termine lorsque la traverse atteint une position cible, ou en force, l'essai se termine lorsque l'effort mesuré atteint une valeur cible, et ce quelle que soit la force (à partir du moment où elle ne franchit pas de limites de sécurité préétablies). Les évolutions temporelles de la force mesurée et la position de la traverse sont enregistrées pendant l'essai. Une platine de translation micro-contrôle est montée sur le bâti de la machine. Un premier mors conçu par fabrication additive est vissé sur la partie mobile de la platine. Cela permet de libérer le degré de liberté en translation selon la direction parallèle à la surface du bâti, soit perpendiculairement à la direction de la traverse. Un second mors en aluminium est monté sur le capteur de force. Afin d'obtenir un angle de pelage le plus constant possible lors de l'essai, le mors monté sur la platine de translation est relié à la traverse mobile de la machine par un système de poulie. Cela permet d'imposer le même déplacement vertical et horizontal sur la traverse et la platine de translation, gardant ainsi la position du front de pelage approximativement stationnaire. Cela permet aussi de ne pas mesurer les forces dues à l'entraînement de la platine de translation qui a une composante inertielle et des forces de frottement.

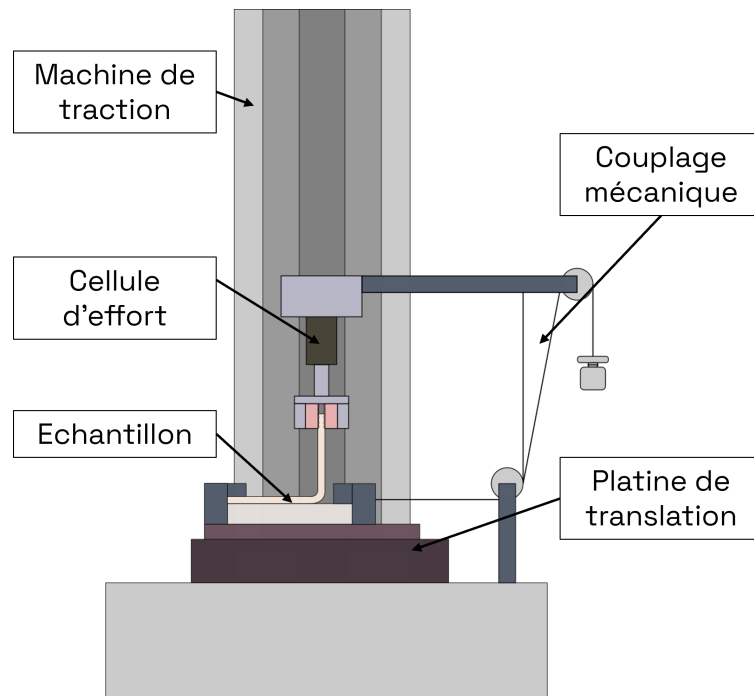


FIGURE 3 – Schéma du montage mis en place pour la campagne expérimentale.

Protocole expérimental

Afin de limiter le vieillissement des échantillons, chaque sujet a été récupéré chez le fournisseur en début de journée, et le prélèvement des éprouvettes a été effectué dans la matinée. Les échantillons ont été ensuite conservés au réfrigérateur à une température d'environ 7°C dans du sérum physiologique, puis les essais réalisés dans l'après-midi. Un même protocole a été appliqué pour tous les essais. La figure 4 schématise ce protocole sous la forme d'un flowchart.

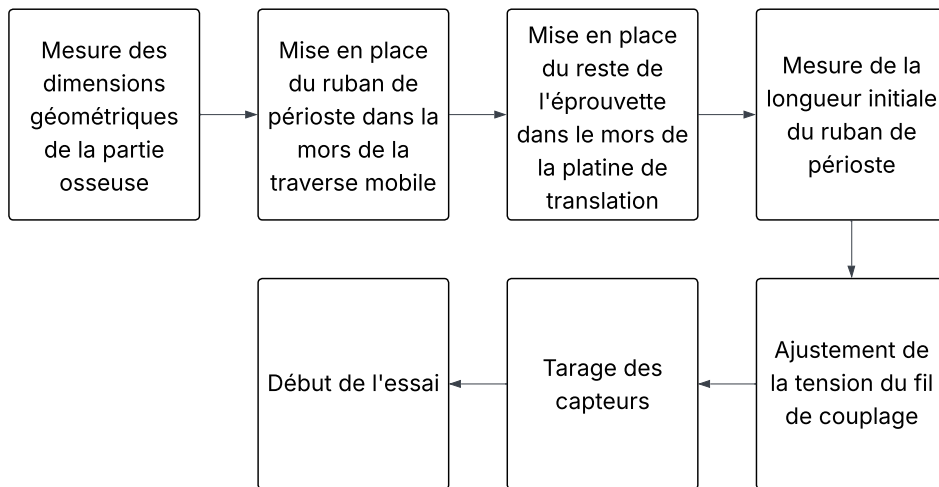


FIGURE 4 – Flowchart schématisant le protocole expérimental.

Dans un premier temps, l'éprouvette est sortie du sérum physiologique. Ensuite, ses dimensions géométriques – largeur et longueur – sont mesurées. Le ruban de périoste découlé préalablement lors de la dissection est alors mis en place dans le mors de la traverse mobile de la machine de traction, qui est fixé par la suite sur la traverse. Le reste de l'éprouvette – partie osseuse et périoste encore attaché – est placé dans le mors de la platine de translation, et la longueur initiale du ruban de périoste découlé est mesurée. La tension du fil reliant la platine à la traverse est alors ajustée pour s'assurer que le mouvement soit convenablement transmis. Enfin, les différentes mesures sont remises à zéro sur le logiciel d'acquisition de la machine de traction, l'acquisition des caméras est lancée et l'essai commence.

Pour le paramétrage de ces essais, le déplacement imposé à la traverse de la machine de traction est de 40 mm, qui est la longueur maximale de pelage sur nos éprouvettes du fait de l'encombrement du dispositif. La vitesse de la traverse est fixée à 0.25 mm/s, ce qui permet d'assurer de rester dans un régime quasi-statique et de se défaire de la viscosité du tissu et des effets associés. De plus, cela se rapproche des vitesses déjà utilisées dans des études précédentes et de celle de la distraction ostéogénique mandibulaire. L'acquisition des efforts commence lorsque la cellule relève une force de 0.01 N.

3.2 Résultats

3.2.1 Premières observations

Il a été remarqué sur certaines éprouvettes des fibres épaisses, traversant le périoste pour s'insérer dans l'os, mis en avant par les flèches noires sur les photographies de la figure 5. Ces fibres ont été identifiées par des cliniciens comme des insertions musculaires provenant notamment du masséter, le muscle masticatoire présent au niveau de la branche montante de la mandibule. Cependant, aucune analyse histologique n'a été conduite sur ces fibres pour le vérifier. Bien qu'elles fassent partie intégrante du système musculosquelettique, ces insertions sont localisées, influençant de manière inhomogène les propriétés adhésives du périoste, et rendant leur modélisation mécanique plus délicate. De plus, leur présence a généralement mené à une dégradation partielle ou totale de l'éprouvette, rendant l'essai inexploitable. Il a alors été décidé d'écarter les éprouvettes se dégradant – partiellement ou totalement – pendant l'essai, ainsi que les éprouvettes présentant des insertions. Sur un total de 100 essais effectués, 47 ont dû être écartés, amenant à un total de 53 essais analysables.

Les figures 6a et 6b présentent la répartition finale des éprouvettes en fonction des zones de prélèvement et des spécimens. L'ensemble des résultats présentés ci-après sont les résultats obtenus avec les éprouvettes ne présentant pas d'insertion. Les mesures géométriques moyennes de ces éprouvettes sont reportées dans le tableau 2. Les épaisseurs, notées h , des rubans de périoste n'ont pas pu être mesurées en amont des essais de pelage, de peur d'endommager les éprouvettes. Cependant, une mesure a été faite à partir des vidéos pour les essais lorsque c'était possible. Pour les mesures manquantes, l'épaisseur est fixée comme la valeur moyenne mesurée selon la branche mandibulaire.

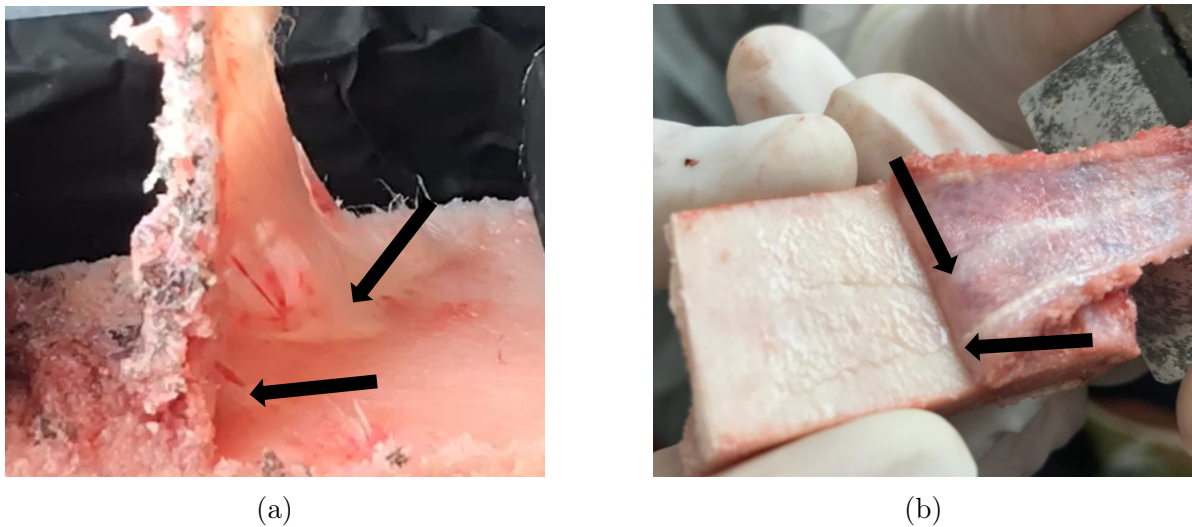


FIGURE 5 – Photographie d'une éprouvette présentant des insertions musculaires (flèches noires) prise : (a) pendant un essai et (b) après un essai.

Localisation	n	h (mm)	b (mm)	L₀ (mm)
B. Horizontale	14	0.26 ± 0.05 (n = 12)	14.7 ± 2.4	14.8 ± 5.8
B. Montante	39	0.32 ± 0.08 (n = 34)	16.7 ± 3.5	13.0 ± 3.4
Tout	53	0.30 ± 0.08 (n = 46)	16.2 ± 3.3	13.5 ± 4.2

TABLE 2 – Valeurs moyennes (en millimètre) des mesures géométriques des éprouvettes incluses dans l'étude. **n** : nombre d'éprouvettes mesurées, **h** : épaisseur du ruban de périoste, **b** : largeur de l'éprouvette, **L₀** : longueur initiale du ruban.

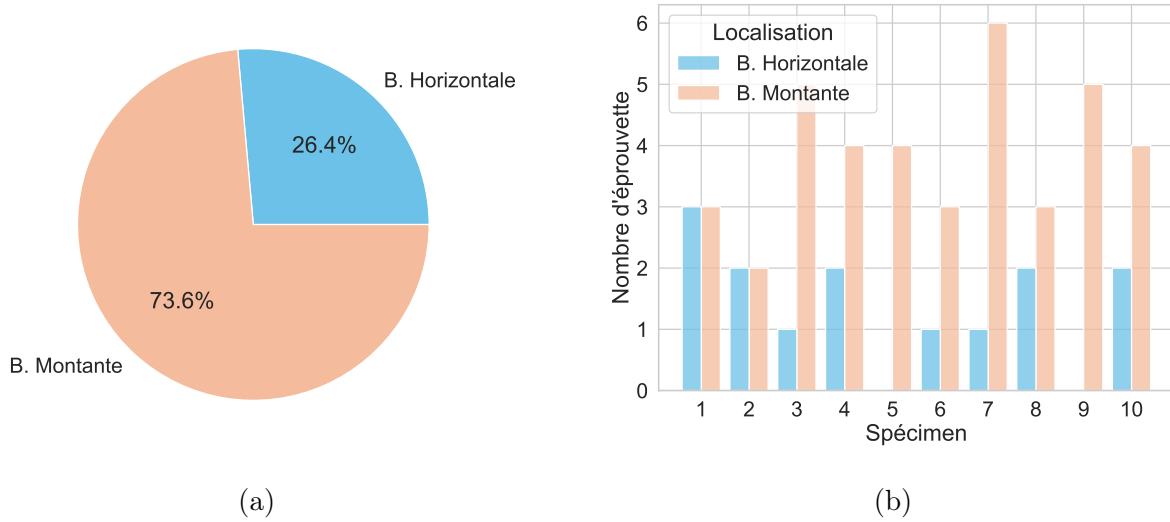


FIGURE 6 – (a) Répartition des éprouvettes par localisation. (b) Détail de la répartition des éprouvettes par spécimen et localisation.

3.2.2 Pelage du périoste

Un essai de pelage sur périoste mandibulaire porcin se traduit par un premier régime "transitoire" suivi d'un régime "stationnaire", ce qui ressemble à une courbe d'essai de pelage classique. La figure 7 présente un exemple de cette courbe, obtenue lors d'un essai de pelage de périoste mandibulaire porcin, avec le déplacement en abscisse et la force mesurée en ordonnée. Plus précisément, celle-ci provient d'un essai effectué sur la branche montante droite de la 6^e mandibule étudiée.

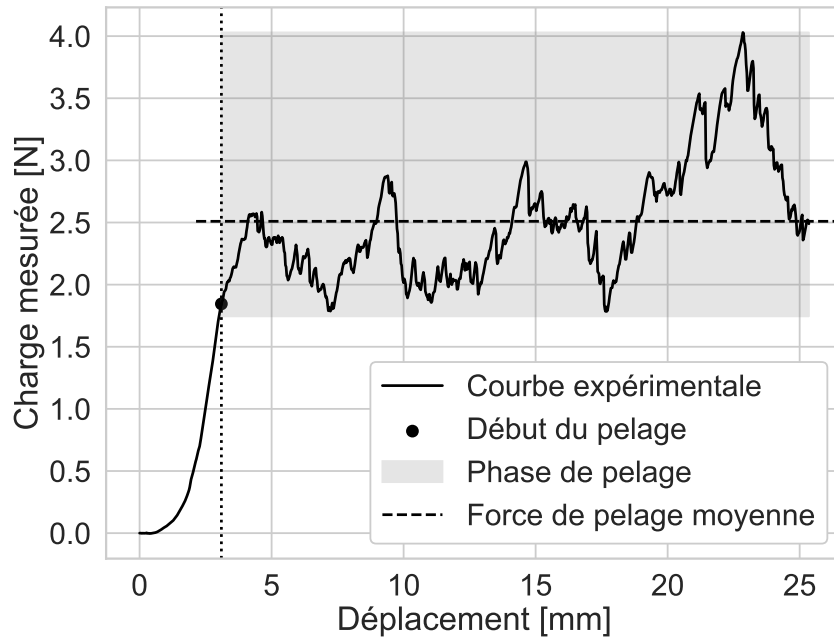


FIGURE 7 – Graphique présentant le résultat d'un essai mécanique de pelage de périoste effectué sur une éprouvette mandibulaire de porc. Cette éprouvette provient de la branche montante droite de la 6^e mandibule étudiée.

Sur la figure, la courbe expérimentale est tracé en traits pointillés. Cette courbe représente l'évolution de l'effort mesuré en fonction du déplacement imposé au cours de l'essai. Le déplacement est présenté en millimètre et l'effort en Newton. La droite verticale en pointillé correspond à la séparation des deux régimes, et coupe la courbe expérimentale en un point qui est identifié comme le début du pelage et nommé le point de pelage. L'identification du début du pelage a été conduite en analysant les vidéos des essais : l'instant à partir duquel le pelage est observé a été reporté dans la base de donnée **[pas clair]**.

Pendant la première phase, à gauche des pointillés sur la figure 7, l'évolution de la courbe est typique de la courbe en J que l'on retrouve lors d'un essai de traction uni-axiale sur un tissu mou biologique : une première phase souple assez linéaire suivie par un raidissement continu puis d'une dernière phase de nouveau linéaire. La seconde phase de l'essai, représentée par la zone grise à droite des pointillés, se traduit par une oscillation de l'effort mesuré et correspond à l'étape de pelage du périoste. La valeur moyenne de la force mesurée pendant cette phase est considérée comme la force de pelage (noté F_p dans la suite du manuscrit) et est indiquée en petits traits sur la figure.

3.2.3 Efforts de pelage mesurés

Le graphique de la figure 8 présentent les forces linéiques mesurées par unité de largeur des éprouvettes n'ayant pas d'insertion. Sur ce graphique sont tracés en bleu les résultats des essais réalisés sur des éprouvettes prélevées dans la branche horizontale et en orange ceux des éprouvettes prélevées dans la branche montante. La courbe moyenne associée à chacune des régions est tracée en gras dans la même couleur que la localisation qu'elle représente, et la courbe moyenne de tous les essais confondus est tracée en noir. Les écarts-type sont aussi tracés en pointillés. Ces courbes représentent bien les deux régimes des essais de pelage, le premier correspondant au chargement du ruban de périoste, et le second correspondant au pelage avec une force de pelage approximativement constante. Le tableau 3 reporte les forces linéiques de pelage moyennes – normalisées par les largeurs des éprouvettes – nécessaire pour décoller le périoste de l'os.

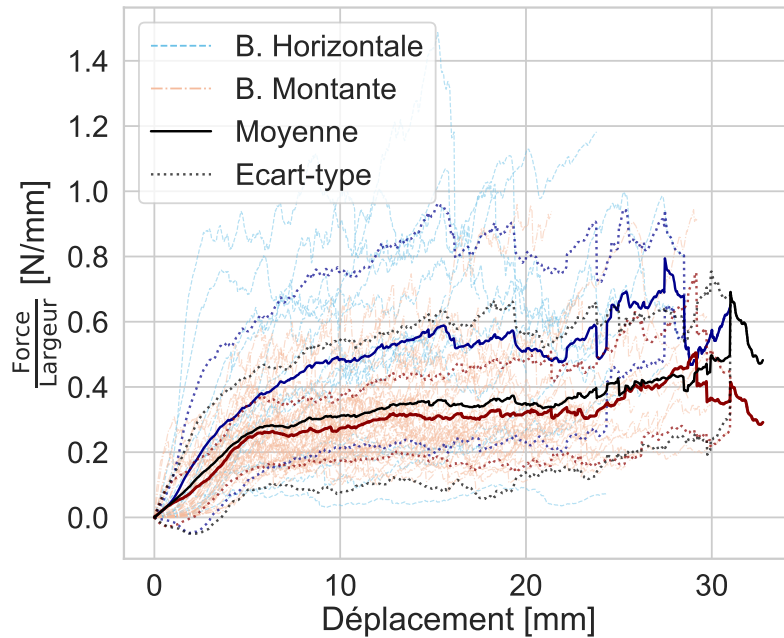


FIGURE 8 – Évolution de l'effort mesuré normalisé par la largeur d'éprouvette (en N/mm) en fonction du déplacement imposé (en mm). Les essais sur les branches horizontales sont tracés en traits bleus discontinus, et ceux des branches montantes en traits pointillés orange. Les courbes moyennes sont tracées en gras et les pointillés représentent l'écart-type associé.

Localisation	n	F_p/b (N/mm)
B. Horizontale	14	0.51 ± 0.32
B. Montante	39	0.26 ± 0.07
Tout	51	0.33 ± 0.21

TABLE 3 – Tableau des forces moyennes pelage en fonction de la localisation de prélèvement. F_p : force de pelage moyenne, b : largeur d'éprouvette.

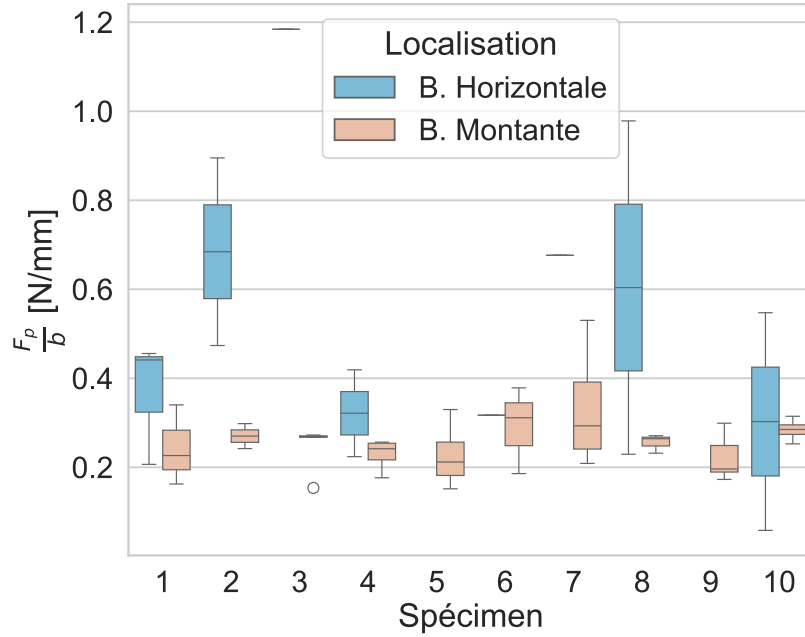


FIGURE 9 – Forces moyennes de pelage par la largeur d’éprouvette (en N/mm) en fonction des spécimens et zones de prélèvement. Les données de la branche horizontale sont tracées en bleu et sur la gauche, tandis que celles de la branche montante sont en orange et sur la droite.

La tendance, exposée par la figure 9, est que les forces de pelage mesurées pour les éprouvettes des branches horizontales sont plus importantes que celles des branches montantes, et sont aussi plus variables.

3.2.4 Application du modèle de zone cohésive

Pour rappel, le modèle de zone cohésive est choisi pour représenter les propriétés adhésives du périoste. Comme discuté dans la section 2.3, ce modèle se base sur une approche énergétique pour définir G , l’énergie surfacique d’adhésion d’une interface. Pour rappel, l’expression de l’énergie d’adhésion pour un essai de pelage à 90° est donnée par l’équation :

$$G = \underbrace{\frac{F_p}{b}}_{\frac{1}{b} \frac{dW_s}{dL}} (1 - \cos \theta + \varepsilon_p) - \underbrace{h \int_0^{\varepsilon_p} \sigma d\varepsilon}_{\frac{1}{b} \frac{dW_{ext}}{dL}} \quad (3.1)$$

$$G = \frac{F_p}{b} (1 - \cos \theta) + \frac{F_p}{b} \varepsilon_p - h \int_0^{\varepsilon_p} \sigma d\varepsilon \quad (3.2)$$

où θ est l’angle de pelage, b est la largeur du ruban et h son épaisseur. F_p et ε_p sont respectivement la force de pelage moyenne et la déformation subit par le ruban pendant le pelage, et σ représente la contrainte appliquée au ruban [120].

L'angle de pelage moyen des essais a été mesuré à partir des vidéos, et sa valeur est $\theta = 89 \pm 4^\circ$. Compte tenu de ce résultat, l'angle de pelage est considéré comme $\theta = 90^\circ$ pour l'ensemble des essais.

La déformation ε_p du ruban de périoste est définie comme dans l'étude de EREMEYEV et NAUMENKO [125] :

$$\varepsilon_p = f^{-1} \left(\sigma_p = \frac{F_p}{b h} \right), \quad (3.3)$$

où f est la fonction reliant la contrainte à la déformation du périoste, telle que $\sigma = f(\varepsilon)$.

Afin de calculer l'énergie élastique stockée et dissipée dans le ruban de périoste pendant le pelage, il faut connaître son comportement mécanique. Cependant, il n'a pas été possible d'effectuer des essais de traction à posteriori des essais de pelage, les éprouvettes étant pour la plupart détruites ou fortement endommagées par l'essai. J'ai donc réalisé une campagne supplémentaire d'essais de traction uni-axiale jusqu'à rupture sur de nouvelles éprouvettes de périoste mandibulaire porcin.

Comportement mécanique du périoste mandibulaire

Au total, neuf éprouvettes ont été testées, dont quatre provenant des branches horizontales, et cinq provenant des branches montantes. Le spécimen étudié a été obtenu chez le même fournisseur que ceux étudiés lors de la campagne de pelage. Les échantillons ont été prélevés dans le même sens que ces derniers, et ont été testés à la même vitesse (0.25 mm/s). Un mouchetis est peint sur l'éprouvette, puis, une fois montée sur la machine, sa largeur et son épaisseur ont été mesurées à l'aide d'un pied à coulisse. Les valeurs moyennes de ces mesures sont reportées dans le tableau 4.

Localisation	n	b (mm)	h (mm)
B. Horizontale	4	12.79 ± 5.78	0.19 ± 0.03
B. Montante	5	10.68 ± 2.03	0.19 ± 0.09

TABLE 4 – Mesures géométriques moyennes (en millimètres) effectuées sur les éprouvettes de traction. **n** : nombre d'éprouvettes, **b** : largeur, **h** : épaisseur.

La figure 10 présente les courbes $\sigma = f(\varepsilon)$ résultantes moyennes de ces essais, avec σ la contrainte et ε la déformation appliquée au périoste. La contrainte σ est calculée comme :

$$\sigma = \frac{F_t}{b h}, \quad (3.4)$$

avec F_t la force mesurée, b la largeur de l'éprouvette et h son épaisseur. La déformation ε de l'éprouvette a été mesurée par corrélation d'image avec la bibliothèque Python muDIC [126]. La courbe bleue représente la moyenne des essais des branches horizontales et la courbe orange est la moyenne des éprouvettes des branches montantes. On peut observer sur ce graphique le comportement du périoste décrit précédemment dans le chapitre 1, suivant une allure en J . Pour le calcul de l'énergie, la courbe bleue est prise comme référence du comportement mécanique du périoste des branches horizontales et la courbe orange pour celui des branches montantes. Nous pouvons de plus observer que le périoste des branches montantes semble avoir un comportement global plus rigide que celui des branches montantes, avec un raidissement plus important à mesure que la déformation augmente.

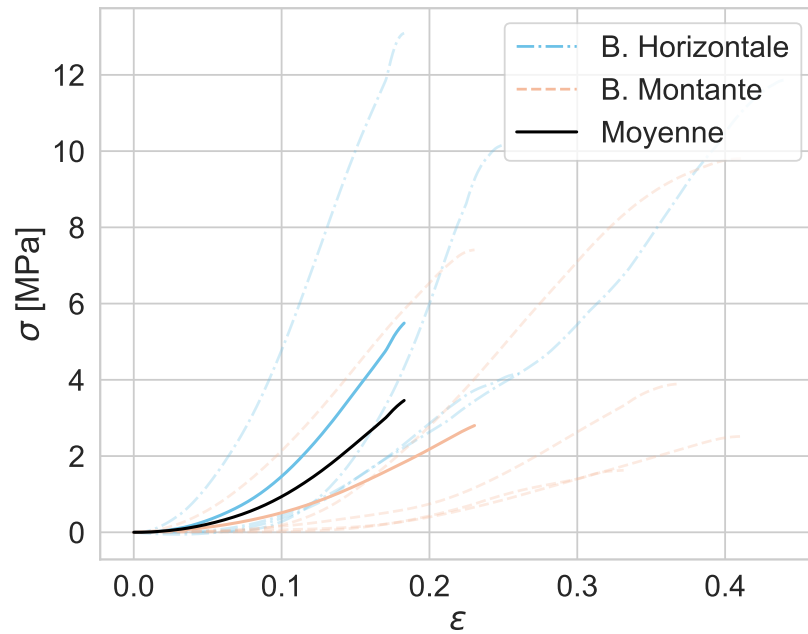


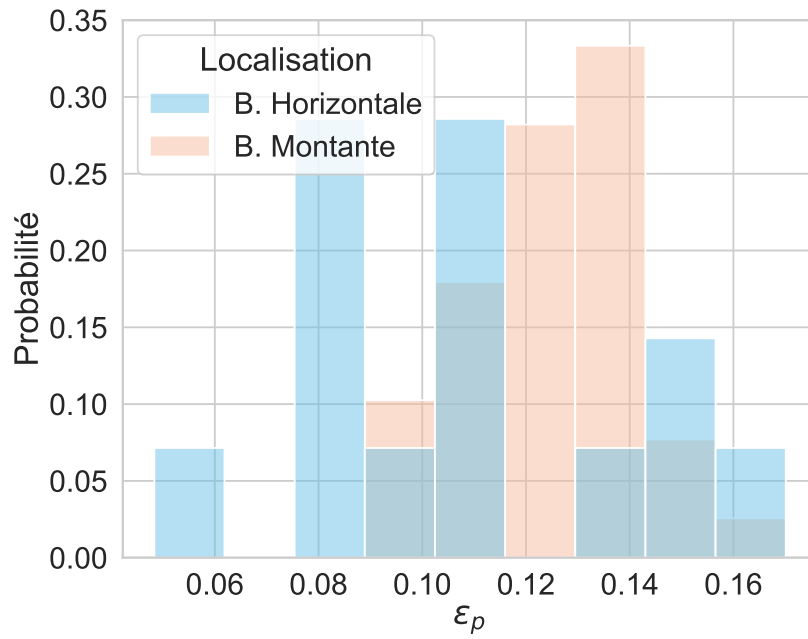
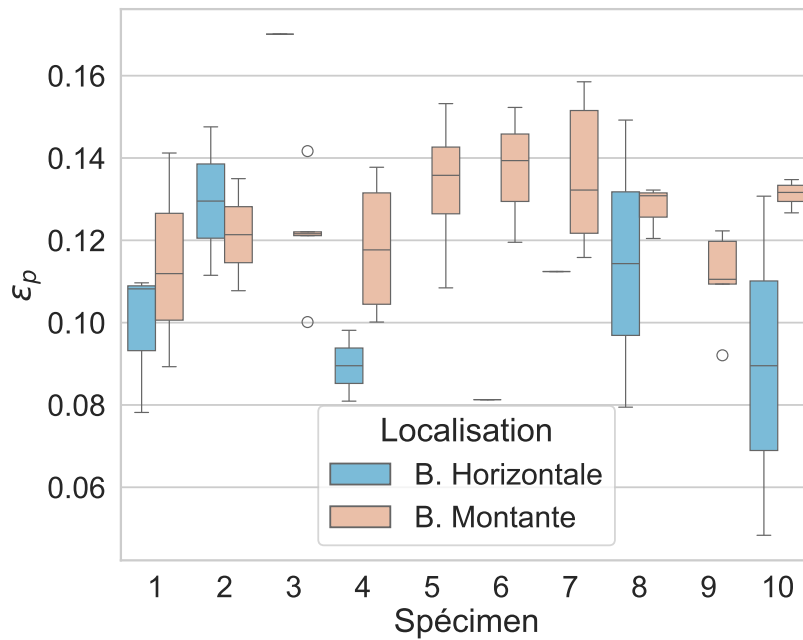
FIGURE 10 – Courbes moyennes résultantes des essais de traction uni-axiale effectués sur des échantillons de périoste mandibulaire provenant des branches horizontales (tracée en bleu) et des branches montantes (tracée en orange). La courbe noire est la moyenne de tous les essais confondus. Ces courbes représentent l'évolution de la contrainte (en MPa) appliquée au périoste en fonction de sa déformation.

Déformation ε_p

Les valeurs moyennes de la déformation ε_p du ruban de périoste pendant le pelage (calculée avec l'équation 3.3) sont présentées dans le tableau 5. Les figures 11 et 12 montrent la distribution de ε_p sous la forme d'un histogramme et de boîtes à moustache respectivement. Bien que les forces de pelage des branches horizontales soient plus élevées en moyenne que celles mesurées avec les branches montantes, on observe que les éprouvettes des branches horizontales se déforment légèrement moins que les éprouvettes des branches montantes. Cela vient du comportement plus rigide de cette partie du périoste.

Localisation	n	ε_p
B. Horizontale	14	0.11 ± 0.03
B. Montante	39	0.13 ± 0.02
Tout	53	0.12 ± 0.02

TABLE 5 – Déformation moyenne des rubans de périoste pendant le pelage. **n** : nombre d'éprouvettes, ε_p : déformation du ruban de périoste pendant le pelage.

FIGURE 11 – Distribution de ε_p en fonction des spécimens et des branches de la mandibule.FIGURE 12 – Valeurs de ε_p en fonction des spécimens et des branches de la mandibule.

Bilan énergétique

Les différentes contributions impliquées dans le bilan énergétique permettant de calculer G sont tracées dans la figure 13 en fonction des zones de prélèvement. On observe que l'énergie stockée et dissipée dans le ruban de périoste durant le pelage est bien inférieure au travail des efforts de pelage, et donc de l'énergie d'adhésion. Ces résultats sont attendus d'après la littérature [127, 128], et montrent que l'énergie fournit par l'opérateur pendant le pelage (travail externe) est principalement associé à la propagation du front de pelage.

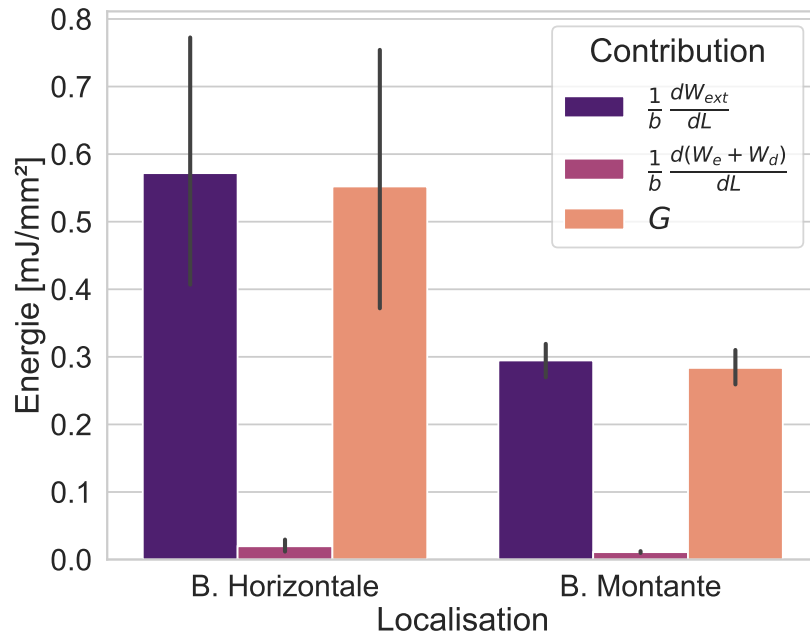
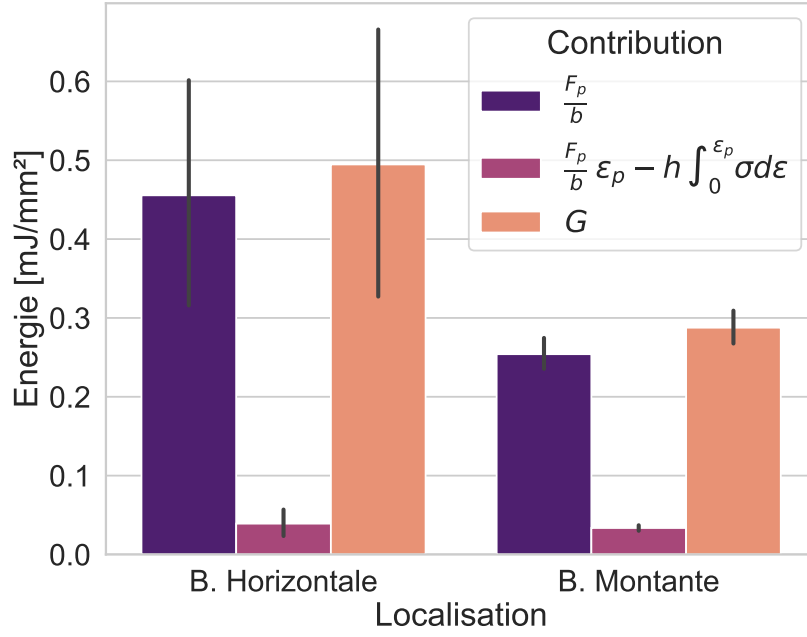
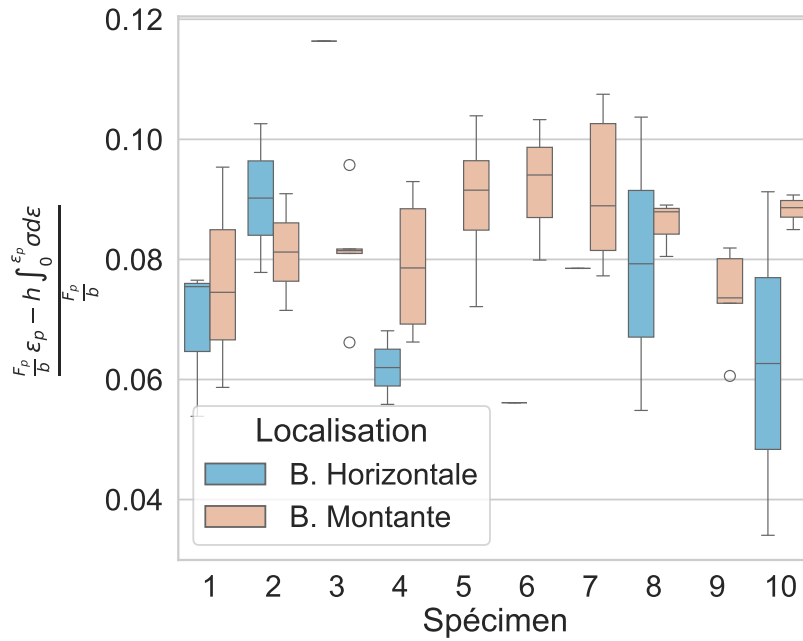


FIGURE 13 – Comparaison des différentes contributions énergétiques impliquées lors du pelage. $\frac{dW_{ext}}{b dL}$: contribution des efforts externe au pelage, $\frac{d(W_s + W_d)}{b dL}$: énergie surfacique stockée et dissipée par la déformation du ruban de périoste, G : énergie surfacique d'adhésion. Les données sont tracées en mJ/mm² et en fonction des branches mandibulaires. Les données de la branche horizontale sont tracées sur la gauche, et les données de la branche montante sont sur la droite.

Les figures 14a et 14b mettent en avant que la déformation du périoste participe faiblement à la fissuration de l'interface lors du décollement du périoste. La figure 14a permet de comparer les différents termes de l'équation 3.2. Dans cette expression, le terme $\frac{F_p}{b}$ représente la contribution de la force de pelage au décollement du périoste, et le terme $\frac{F_p}{b} \varepsilon_p - h \int_0^{\varepsilon_p} \sigma d\varepsilon$ représente l'énergie surfacique restituée à l'interface après la déformation du ruban de périoste et participant à sa dégradation. Afin d'estimer l'impact de cette dernière, la distribution du rapport de ces différentes contributions est tracée en figure 14b, en fonction des spécimens et zones mandibulaires étudiés. En moyenne, la contribution énergétique liée à la déformation du périoste pour fissurer l'interface s'élève à 6 ± 1 % de la contribution des forces de pelage.



(a)



(b)

FIGURE 14 – Energies transmises à l'interface pour décoller le périoste pendant le pelage. (a) Comparaison des contributions énergétiques impliquées. (b) Distribution du rapport des contributions. $\frac{F_p}{b}$: contribution de l'effort appliqué par l'opérateur, $\frac{F_p}{b} \varepsilon_p - h \int_0^{\varepsilon_p} \sigma d\varepsilon$: énergie surfacique restituée à l'interface après la déformation du ruban de périoste, G : énergie surfacique d'adhésion. Les données sont tracées en mJ/mm² et en fonction des branches mandibulaires.

Énergie surfacique d'adhésion

Les figures 15 et 16 sont des graphiques présentant les énergies d'adhésion calculées suite à l'application du modèle de zone cohésive avec les résultats des essais de pelage. En particulier, la figure 15 met en avant la distribution de G en fonction de la localisation de prélèvement, tandis que la figure 16 compare les résultats entre les différents spécimens.

Spécimen	n	F_p/b (N/mm)	G (mJ/mm ²)	G (J/m ²)
1	7	0.29 ± 0.11	0.30 ± 0.12	299 ± 118
2	4	0.50 ± 0.26	0.52 ± 0.27	518 ± 272
3	6	0.42 ± 0.38	0.43 ± 0.39	435 ± 388
4	6	0.28 ± 0.14	0.28 ± 0.14	284 ± 139
5	5	0.24 ± 0.08	0.25 ± 0.08	251 ± 81
6	6	0.37 ± 0.14	0.38 ± 0.15	383 ± 152
7	4	0.39 ± 0.22	0.41 ± 0.22	406 ± 222
8	6	0.38 ± 0.29	0.39 ± 0.29	392 ± 293
9	5	0.22 ± 0.05	0.23 ± 0.06	230 ± 56
10	7	0.35 ± 0.22	0.36 ± 0.22	361 ± 221
Localisation	n	F_p/b (N/mm)	G (mJ/mm ²)	G (J/m ²)
B. Horizontale	14	0.51 ± 0.32	0.55 ± 0.36	552 ± 363
B. Montante	39	0.26 ± 0.07	0.28 ± 0.08	284 ± 83
Tout	53	0.33 ± 0.21	0.35 ± 0.23	355 ± 229

TABLE 6 – Résultats de la campagne expérimentale d'essais de pelage et de l'application du modèle de zone cohésive en fonction des branches de la mandibule. n : nombre d'éprouvettes incluses dans l'étude, F_p : force de pelage, b : largeur d'éprouvette, G : énergie surfacique d'adhésion.

Les résultats ne montrent pas une disparité notable entre les spécimens. En effet, le test ANOVA effectué sur ces données résulte en un $p = 0.64$ et le test de Krusal-Wallis en un $p = 0.46$. Cependant, les éprouvettes prélevées sur les branches horizontales présentent une énergie d'adhésion plus importante que les éprouvettes des branches montantes. La distribution des résultats n'étant pas normale, le test de Mann-Whitney U a été appliqué aux données, révélant une différence significative entre les énergies d'adhésion du périoste des branches montantes et des branches horizontales ($p < 0.05$). Le graphique de la figure 16 met en avant ces différences, et ces résultats sont retranscrits dans le tableau 6. Ces différences pourraient être attribuées à la diversité structurelle dans les différentes régions du périoste mandibulaire. Une compréhension approfondie de ces variations est essentielle, car elle pourrait influencer les stratégies de traitement ciblant des zones spécifiques de l'os mandibulaire.

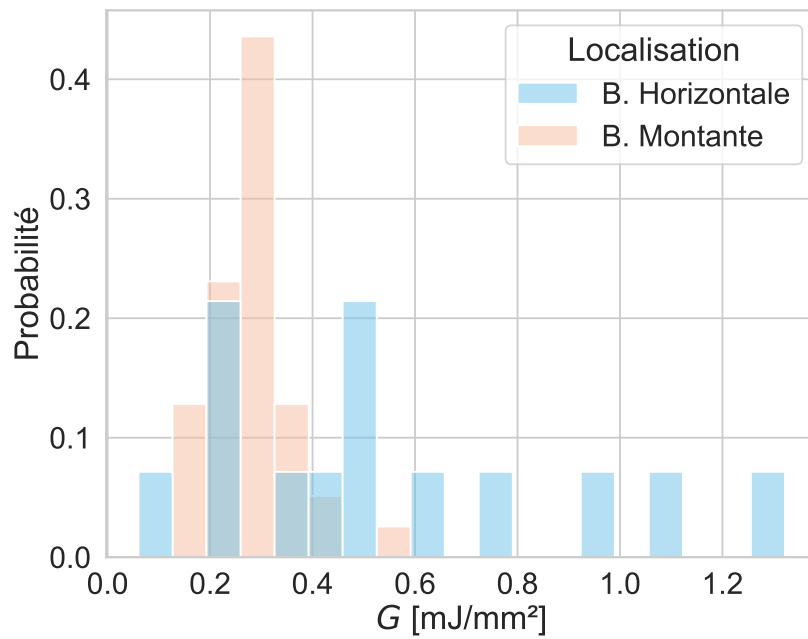


FIGURE 15 – Distribution de l'énergie d'adhésion, tracée en mJ/mm^2 , du périoste mandibulaire obtenue avec le modèle de zone cohésive en fonction des localisations de dissection.

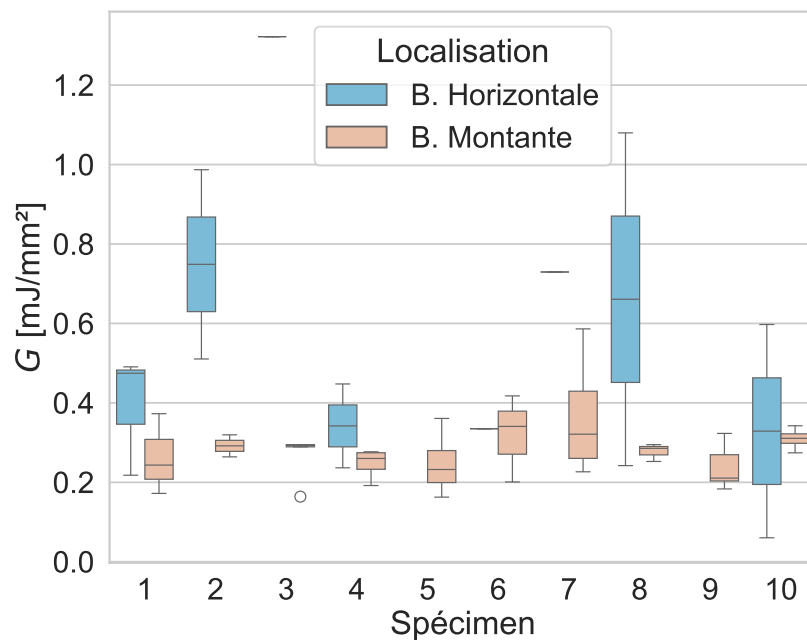


FIGURE 16 – Énergies d'adhésion (en mJ/mm^2) calculées par application du modèle de zone cohésive en fonction des spécimens et des zones de prélèvement.

3.2.5 Analyse des cycles force-déplacement pendant le pelage

Comme évoqué dans la sous-section 3.2.2, la phase de pelage du périoste se traduit par une évolution instable de l'effort lors de la propagation du décollement, comme représenté schématiquement dans la figure 17. Il s'agit d'un phénomène complexe qui dépend de multiples facteurs, comme les propriétés constitutives du matériau, la vitesse d'essai ou la température d'essai [89]. Le front de pelage avance de manière intermittente, donnant une forme en dent de scie à la courbe, où les maximums et minimums locaux peuvent être respectivement associés aux forces à l'initiation et à l'arrêt de la fissure [89]. Par exemple, le graphique de la figure 17 représente schématiquement l'évolution de la force en fonction du déplacement observée pendant le pelage. Quatre points d'un cycle sont mis en avant. Les valeurs F_{ci} et F_{cin} représentent les forces à l'initiation de la fissure, tandis que les valeurs F_{ca} et F_{can} sont les forces d'arrêt. Les déplacements associés sont respectivement notés u_{ci} , u_{cin} , u_{ca} et u_{can} . Ces variations reflètent une dépendance spatiale de l'évolution du front de pelage, mettant en avant l'hétérogénéité de l'adhésion du périoste à l'os.

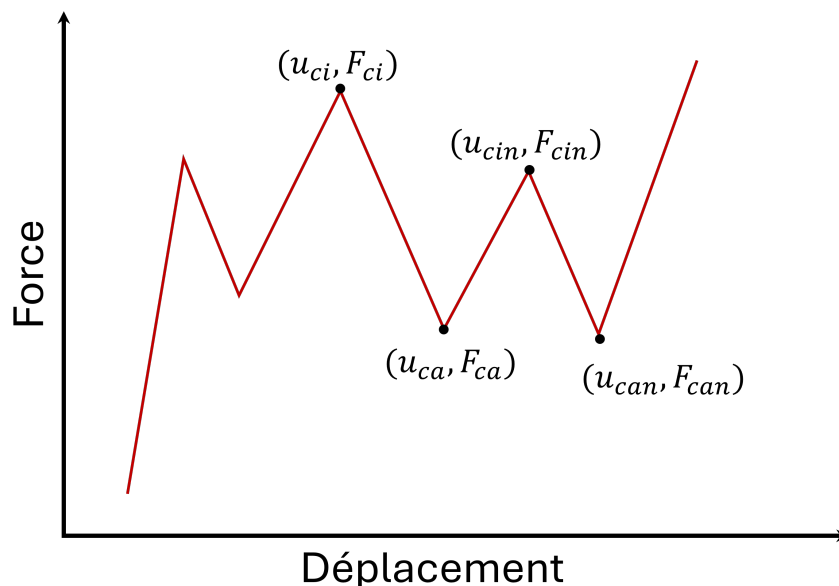


FIGURE 17 – Représentation schématique des cycles observables pendant la phase de pelage. Adapté de BARTLETT et al. [89].

Identification des pics du signal

Dans un premier temps, tous les maximums et minimums locaux de la courbe force-déplacement du régime de pelage sont identifiés en utilisant la fonction *find_peaks* de la bibliothèque Python SciPy. Pour écarter les points liés au bruit expérimental ou numérique, le paramètre *prominence* de la fonction *find_peaks* est fixé à partir d'observations à 0.01 N.

Ensuite, les pics sont filtrés pour s'assurer que deux maximums consécutifs encadrent bien au moins un minimum local. Si plusieurs minimums sont trouvés entre ces deux maximums consécutifs, le plus petit est conservé. De la même manière, ce filtrage est appliqué sur les minimums locaux. Enfin, un dernier filtre est utilisé pour s'assurer qu'au moins un point

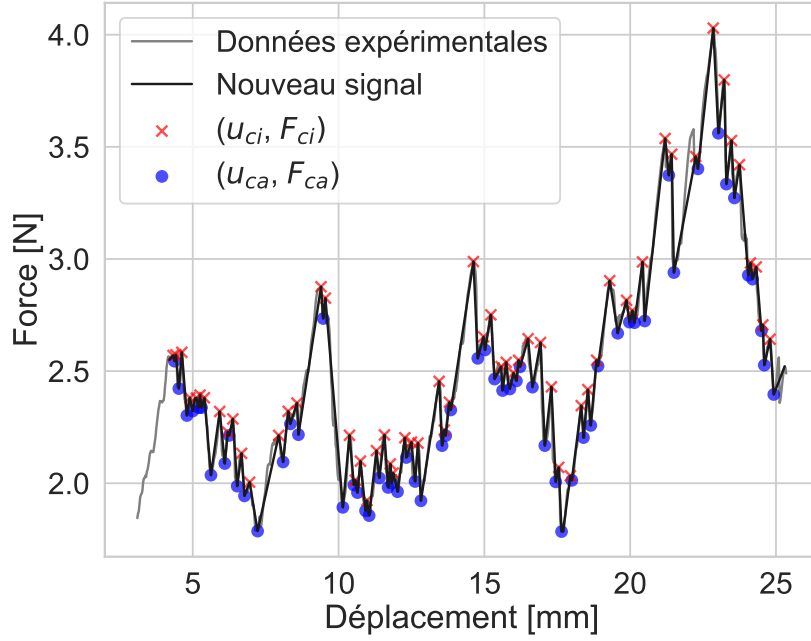


FIGURE 18 – Exemple de l’identification des extremums locaux pendant la phase de pelage. La courbe expérimentale est tracée en noir et représente l’évolution de la force mesurée par la largeur de l’échantillon en fonction du déplacement imposé. Les maxima sont identifiés par des croix rouges et les minima par des points bleus.

existe entre tout couple (F_{ci}, F_{ca}) et (F_{ca}, F_{cin}) , afin de limiter l’influence du bruit expérimental ou numérique. Le résultat de ce filtrage, pour l’exemple présenté précédemment, est exposé dans la figure 18. Dans cette figure, la courbe expérimentale est tracée en gris, le nouveau signal est tracé en noir, les maximums sont représentés par des croix rouges et les minimums par des ronds bleus.

Période spatiale

La période spatiale du nouveau signal force-déplacement, noté Δ_u , est définie comme le déplacement moyen mesuré entre deux maximums :

$$\Delta_u = u_{cin} - u_{ci}, \quad (3.5)$$

avec u_{ci} le déplacement associé au maximum local de force F_{ci} , u_{cin} le déplacement associé au maximum local suivant (de force F_{cin}) dans le signal de force-déplacement pendant le pelage.

Le graphique de la figure 19 présente la distribution de Δ_u en fonction des zones de prélèvement et des spécimens étudiés sous la forme de boîte à moustache. Comme retranscrits dans le tableau 7, la valeur moyenne de Δ_u pour l’ensemble des essais est $\Delta_u = 0.34 \pm 0.24$ mm. Les distributions de Δ_u diffèrent entre les branches horizontales et montantes (Mann-Whitney U, $p < 0.05$). Les valeurs des branches horizontales tendent à être légèrement supérieures à celles des branches montantes : $\Delta_u = 0.39 \pm 0.25$ mm pour la branche horizontale contre

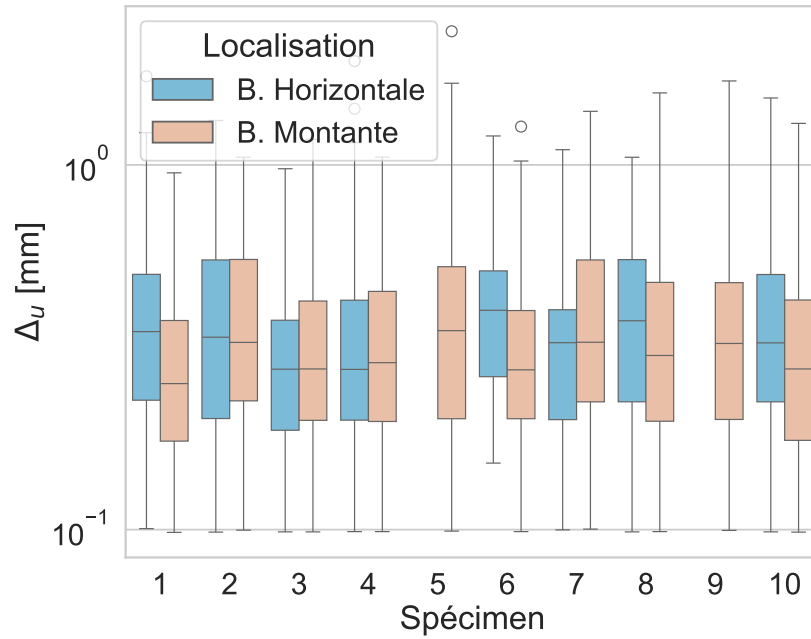


FIGURE 19 – Mesures de Δ_u en fonction des spécimens et des zones de prélèvement présentées sous la forme de boîtes à moustache. Les résultats des branches horizontales sont à gauche et en bleu. Les résultats associés aux branches montantes sont tracés à droite et en orange. Les valeurs présentées sont en millimètres.

$\Delta_u = 0.36 \pm 0.23$. L'analyse globale (ANOVA et Kruskal-Wallis) montre une différence entre les 10 spécimens ($p < 0.05$), mais qui reste d'amplitude faible.

Bien qu'il soit difficile de donner un sens physique à cette mesure, Δ_u pourrait refléter la microstructure de l'interface os-périoste. Toutefois, il faudrait plus de données expérimentales, notamment sur l'évolution microscopique du front de pelage, pour confirmer ce lien.

Amplitude

L'amplitude des oscillations du signal force-déplacement durant le pelage, noté Δ_F , est définie comme la différence entre deux extremums consécutifs :

$$\Delta_F = F_{ci} - F_{ca}, \quad (3.6)$$

où F_{ci} est un maximum local et F_{ca} est le minimum local suivant du signal de force-déplacement pendant le pelage.

La figure 20 montre la distribution, sous la forme de boîte à moustache, de Δ_F en fonction des zones de prélèvement et des spécimens étudiés. Les valeurs de Δ_F ne montrent pas de différences statistiques entre les branches mandibulaires (Mann-Whitney U, $p < 0.05$), avec une valeur moyenne de $\Delta_F = 0.02$ N/mm comme exposé par le tableau 7. Outre le troisième spécimen, l'analyse globale (ANOVA et Kruskal-Wallis) ne montre pas de différences entre les spécimens ($p < 0.05$).

Spécimen	n	Δ_u (mm)	Δ_F (N/mm)
1	312	0.34 ± 0.21	0.02 ± 0.02
2	189	0.41 ± 0.25	0.02 ± 0.03
3	360	0.33 ± 0.19	0.03 ± 0.03
4	277	0.35 ± 0.24	0.02 ± 0.02
5	154	0.41 ± 0.29	0.02 ± 0.03
6	136	0.36 ± 0.23	0.02 ± 0.02
7	279	0.39 ± 0.24	0.02 ± 0.03
8	202	0.39 ± 0.24	0.02 ± 0.03
9	242	0.40 ± 0.29	0.02 ± 0.02
10	276	0.36 ± 0.24	0.02 ± 0.03

Localisation	n	Δ_u (mm)	Δ_F (N/mm)
B. Horizontale	637	0.39 ± 0.25	0.02 ± 0.03
B. Montante	1790	0.36 ± 0.23	0.02 ± 0.02
Tout	2427	0.37 ± 0.24	0.02 ± 0.03

TABLE 7 – Valeurs moyennes de la période spatiale Δ_u (en mm) et de l'amplitude Δ_F (en N/mm) des oscillations de la force pendant le pelage en fonction des spécimens et des zones de prélèvement. **n** : nombre de mesures.

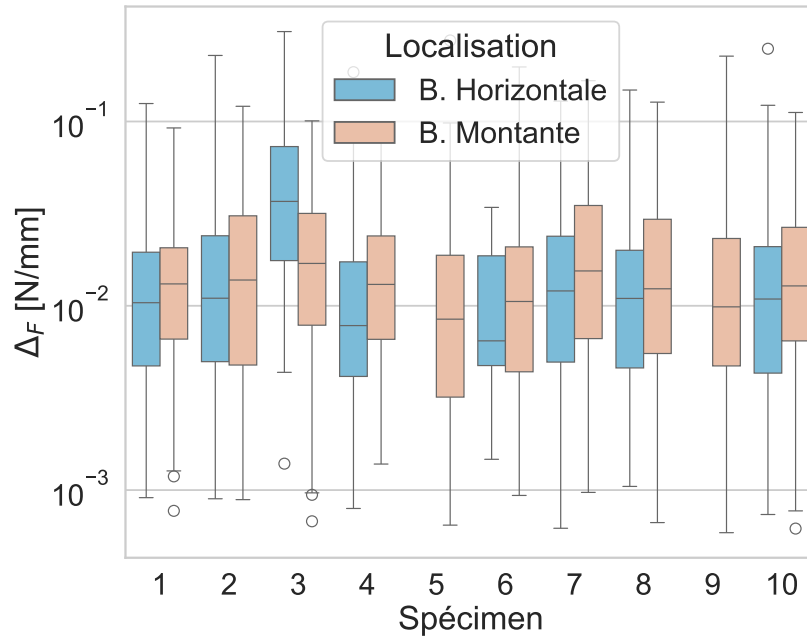


FIGURE 20 – Mesures de Δ_F en fonction des spécimens et des zones de prélèvement présentées sous la forme de boîtes à moustache. Les résultats des branches horizontales sont à gauche et en bleu. Les résultats associés aux branches montantes sont tracés à droite et en orange. Les valeurs présentées sont en Newton par millimètres.

3.2.6 Application pratique : cas de la distraction ostéogénique mandibulaire

La distraction ostéogénique est une procédure chirurgicale qui consiste en l'allongement progressif de l'os par traction quotidienne, comme décrit dans le chapitre 5. Cette technique est grandement utilisée en clinique, notamment dans le domaine craniofacial pour traiter des malformations congénitales ou des larges défauts osseux [129].

D'un point de vue mécanique, la distraction ostéogénique mandibulaire s'apparente à priori à un essai de traction uni-axiale sur le périoste [51, 130]. Cependant, en mesurant les efforts pendant une distraction sur les branches horizontales de sujets cadavériques humains, DEBELMAS et al. [51] ont observé que la force atteignait un palier à partir d'un certain allongement (figure 21). Ce plateau paraît contredire l'hypothèse d'un essai de traction, sauf si le périoste s'endommage. Or, un tel endommagement n'est pas observé *in vivo*, laissant alors penser qu'il se décolle de l'os, comme lors d'un essai de pelage.

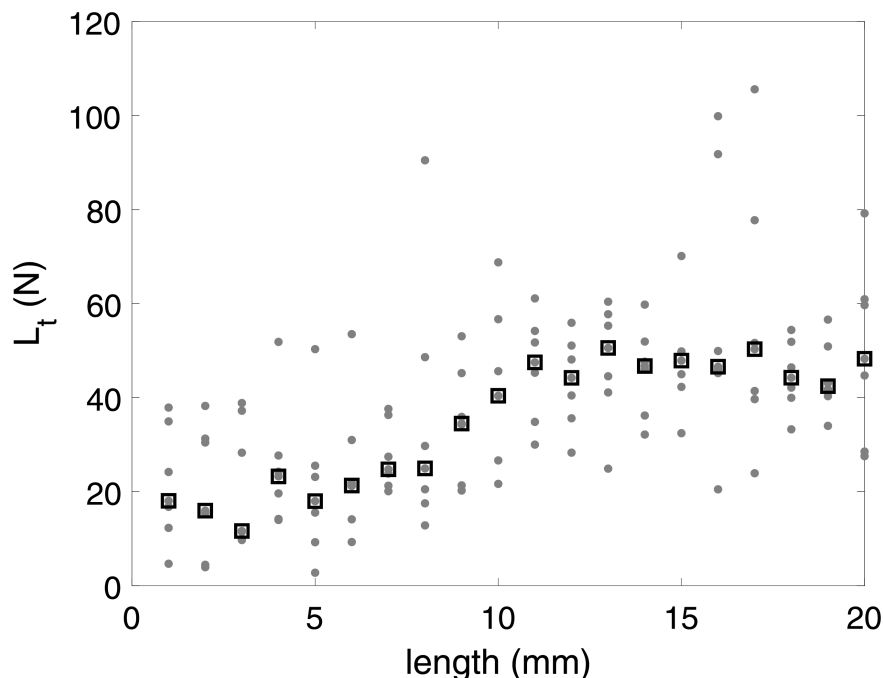


FIGURE 21 – Forces mesurées pour chaque millimètre de distraction lors d'expériences sur cadavre. Issu de DEBELMAS et al. [51].

Si l'on considère l'interface os-périoste mécaniquement isotrope, alors on peut poser $G(\theta = 90) = G(\theta = 0)$. Il est ainsi possible d'extrapoler les résultats de cette étude pour estimer la force nécessaire pour décoller le périoste de l'os dans une autre configuration de pelage. Pour cette application, on considère que le périoste est un matériau élastique linéaire, de module d'élasticité E . Dans ce cas, l'équation 3.2 peut s'écrire :

$$G = \frac{F_p}{b} \left(1 - \cos \theta + \frac{\varepsilon_p}{2} \right), \quad (3.7)$$

et sachant que $\sigma = E \varepsilon$ et $\sigma = \frac{F}{bh}$, on obtient la relation entre F_p et G [120] :

$$\frac{F_p^2}{2 E b^2 h} + \frac{F_p}{b} (1 - \cos \theta) - G = 0. \quad (3.8)$$

Dans notre contexte, la distraction mandibulaire correspond à la configuration géométrique d'un essai de pelage à $\theta = 0^\circ$ – soit $1 - \cos \theta = 0$ – et l'équation 3.8 devient :

$$F_p = b \sqrt{2 E h G}. \quad (3.9)$$

Il est alors possible d'estimer la force à appliquer au périoste pour le décoller de l'os dans cette nouvelle configuration.

Dans leur étude, DEBELMAS et al. [51] ont mesuré l'épaisseur h et ont estimé un module élastique E du périoste pour chaque spécimen cadavérique étudié (tableau 8). De plus, la branche horizontale est considérée de forme elliptique, avec un demi-grand axe $A = 14.2$ mm et un demi-petit axe de $B = 5.8$ mm [131]. Le périmètre p de cette ellipse, calculé avec la formule de Ramanujan, est :

$$p \approx \pi (A + B) \left(1 + \frac{3H}{10 + \sqrt{4 - 3H}} \right), \quad \text{avec} \quad H = \frac{(A - B)^2}{(A + B)^2}. \quad (3.10)$$

On considère aussi que le périoste adhère seulement sur une moitié d'os au niveau du distracteur. En effet, pour placer le dispositif sous ce tissu, les cliniciens le lèvent de l'os sur le flanc vestibulaire de la mandibule, soit environ la moitié de sa circonférence. Finalement, l'adhésion du périoste est considérée comme homogène sur la mandibule, c'est-à-dire que son énergie d'adhésion G est constante sur l'ensemble de la mandibule (flanc vestibulaire vs. lingual). Puisque les mesures de DEBELMAS et al. [51] ont été conduites sur la branche horizontale de la mandibule, l'énergie d'adhésion est fixée à $G = 0.55$ mJ/mm², qui est la valeur moyenne obtenue pour cette localisation lors de l'étude sur des porcs (sous-section 3.2.4). Deux forces sont alors prédites à partir de l'équation 3.9 :

- la force de décollement du périoste au niveau du distracteur noté F_p^D et calculée avec $b = p/2$,
- et la force de décollement sur le reste de la branche mandibulaire noté F_p^M et calculée avec $b = p$.

Le tableau 8 présentent le résultat de ces prédictions pour chaque spécimen de l'étude de DEBELMAS et al. [51]. Du côté vestibulaire de la mandibule, les forces de pelage prédites ont une valeur moyenne $F_{p,moy}^D = 82 \pm 47$ N et médiane $F_{p,med}^D = 59$ N dans la zone du distracteur, tandis que ces forces sont en moyennes $F_{p,moy}^D = 50 \pm 18$ N du côté lingual avec une médiane $F_{p,med}^M = 44$ N. Sur le reste de la branche, la force de pelage prédite sur le flanc vestibulaire est en moyenne de $F_{p,moy}^M = 164 \pm 93$ N et a pour médiane $F_{p,med}^M = 119$ N. Du côté lingual, la force de décollement est en moyenne $F_{p,moy}^M = 101 \pm 35$ N et a pour médiane $F_{p,med}^M = 88$ N. Ces résultats laissent alors penser que le périoste s'est probablement décollé de l'os pendant les expériences de DEBELMAS et al. [51], notamment au niveau de zone du distracteur.

3.3 Discussion

Du fait de son rôle dans la croissance et le remodelage osseux, la compréhension des mécanismes d'adhésion du périoste à l'os est nécessaire pour optimiser les différents processus thérapeutiques. La campagne expérimentale d'essais de pelage présentée dans ce chapitre a pour objectif de fournir une banque de données expérimentales, ainsi qu'une première interprétation mécanique des résultats. Pour ce faire, un banc expérimental a été conçu,

Spécimen	Localisation	h (mm)	E (MPa)	F_p^D (N)	F_p^M (N)
I	Linguale	0.167	9.6	44.0	87.0
	Vestibulaire	0.281	8.1	52.0	104.0
II	Linguale	0.179	9.2	44.0	88.0
	Vestibulaire	0.317	7.7	54.0	107.0
III	Linguale	0.140	10.2	41.0	82.0
	Vestibulaire	0.215	29.7	87.0	174.0
IV	Linguale	0.243	24.9	85.0	169.0
	Vestibulaire	0.296	107.1	194.0	387.0
V	Linguale	0.136	9.6	39.0	79.0
	Vestibulaire	0.208	12.9	56.0	113.0
VI	Linguale	0.187	20.6	68.0	135.0
	Vestibulaire	0.416	27.1	116.0	231.0
VII	Linguale	0.185	15.6	58.0	117.0
	Vestibulaire	0.277	13.7	67.0	134.0
VIII	Linguale	0.139	4.2	26.0	53.0
	Vestibulaire	0.290	10.3	59.0	119.0
IX	Linguale	0.176	11.2	48.0	97.0
	Vestibulaire	0.308	8.0	54.0	108.0

TABLE 8 – Mesures de DEBELMAS et al. [51] et résultats de la prédiction d'un essai de pelage à $\theta = 0^\circ$ en considérant le périoste comme un matériau élastique linéaire. h : épaisseur, E : module d'élasticité, F_p^D : prédiction de la force nécessaire pour peler le périoste au niveau du distracteur, F_p^M : prédiction de la force nécessaire pour peler le périoste dans une configuration de pelage à 0° sur le reste de la branche horizontale.

et permet de mesurer les efforts de décollement en fonction du déplacement appliqué, tout en conservant un angle de pelage moyen de 90° . Les courbes expérimentales obtenues ont montré deux régimes distincts, le premier étant associé au chargement mécanique du ruban de périoste et de l'interface, et le second au pelage du périoste, soit la rupture de l'interface.

D'un point de vue dynamique, les courbes force-déplacement enregistrées mettent en évidence un front de pelage instable, progressant par bonds successifs (figures 18 et ??). Ces variabilités pourraient être attribuées à une hétérogénéité de l'interface os-périoste et confirment que l'adhésion ne peut être assimilée à un phénomène uniforme. Ce phénomène est comparable à celui rapporté pour d'autres interfaces biologiques [89, 92, 102, 103, 105, 111, 115], et traduirait probablement le rôle de microstructures telles que les fibres de Sharpey, qui assureraient une continuité mécanique entre l'os et le périoste. Cependant, du bruit expérimental lié au montage peut aussi influencer ce comportement, notamment au niveau du couplage mécanique et d'effets de friction dans la platine de translation. Bien que l'angle moyen des essais de pelage était d'environ 90° , le déplacement de la platine n'était pas continu sur l'ensemble des essais.

Les essais réalisés sur le périoste mandibulaire porcin au cours de cette campagne ont permis de mettre en évidence des différences entre les branches horizontales et montantes. Les forces de pelage et les énergies d'adhésion calculées sont systématiquement plus élevées dans la branche horizontale (voir tableau 6), avec des valeurs moyennes approximativement deux fois plus importantes que pour la branche montante. Cette observation pourrait être attribuée à la fois aux contraintes mécaniques locales, qui peuvent varier selon la zone de la mandibule, et nécessitant alors une résistance accrue de l'interface, et à la présence d'insertions musculaires partielles observées sur certains échantillons (figure 5). Bien que ces échantillons aient été exclus de l'analyse quantitative, ils reflètent la complexité du système musculosquelettique mandibulaire. Toutefois, ces observations paraissent en contradiction avec la littérature. En effet, AL-QTAITAT, SHORE et AARON [68] ont mis en avant les principaux sites d'insertions des fibres de Sharpey périostées, schématisés sur la figure 22. Il y apparaît deux sites sur la branche montante de la mandibule, contre aucun sur la branche horizontale. Cette observation couplée aux résultats présentés dans ce chapitre renforcent l'idée d'une organisation structurale et fonctionnelle de l'interface os-périoste qui diffère selon la localisation anatomique mandibulaire, et pourrait remettre en question le caractère unique de l'adhésion du périoste attribué aux fibres de Sharpey. Les variations entre les spécimens ne se sont pas révélées significatives, que soit en termes de force de pelage ou d'énergie d'adhésion.

Les éprouvettes provenant des branches horizontales semblent légèrement moins se déformer pendant le pelage que celles provenant des branches montantes, avec des valeurs moyennes respectives de $\varepsilon_p = 0.11 \pm 0.03$ et $\varepsilon_p = 0.13 \pm 0.02$. Ce résultat peut paraître contre-intuitif du fait des forces de pelage mesurées. Toutefois, la figure 10 expose que le périoste des branches horizontales paraît plus rigide que le périoste des branches montantes. Cela explique qu'il se déforme moins avec des forces plus importantes, et que sa contribution énergétique pendant le pelage est légèrement supérieure à celle du périoste de la branche montante. Ces résultats tendent à nouveau à mettre en avant des différences notables entre le périoste des branches horizontales et montantes.

L'analyse de la période spatiale Δ_u et de l'amplitude Δ_F des oscillations des courbes expérimentales lors du régime de pelage est une première approche pour étudier la dynamique du front de pelage. Encore une fois, les échantillons de la branche horizontale présentent



FIGURE 22 – Schéma représentant les principaux sites d'insertion des fibres de Sharpey sur une mandibule de porc adulte. Ces derniers sont représentés en ombrés : les zones numérotées de 1 à 5 indiquent les insertions vestibulaires et la zone 6 l'insertion linguale. Issu de AL-QTAITAT, SHORE et AARON [68].

une période spatiale plus importante que ceux de la branche horizontale, avec des valeurs moyennes respectives de 0.42 ± 0.31 mm et 0.36 ± 0.24 mm. Toutefois, l'amplitude de ces oscillations ne semble pas varier, que ce soit en fonction des branches mandibulaires ou des spécimens étudiés. Cependant, il paraît difficile de donner un sens physique à ces mesures, compte tenu de la complexité des phénomènes impliqués pendant le pelage. On peut néanmoins supposer qu'elles soient liées à la microstructure de l'interface. Une campagne de pelage sur des échantillons réduits associée à de l'imagerie microscopique pourrait révéler l'origine de cette dynamique.

Les expériences de pelage ont montré que l'énergie stockée et dissipée dans le ruban de périoste est très inférieure au travail total des efforts de pelage, c'est-à-dire à l'énergie d'adhésion apparente. Ce résultat indique que la majorité de l'énergie fournie par l'opérateur n'est pas dissipée dans le ruban, mais est associée à la propagation du front d'adhésion, en accord avec les observations de la littérature. En effet, DALVI et al. [127] ont montré que, pour des élastomères adhérant sur des substrats rugueux, la dissipation d'énergie au cours d'un cycle de contact/décollement provient essentiellement du travail nécessaire pour conformer le matériau mou à la topographie du substrat. L'énergie perdue est proportionnelle au produit du travail d'adhésion intrinsèque et de l'aire réelle de contact, et non à la viscoélasticité du matériau. De façon complémentaire, POPOV, LI et LYASHENKO [128] ont interprété la dissipation d'énergie dans les contacts adhésifs comme la conséquence d'instabilité du front de contact, analogues à la propagation d'une fissure. Selon ces auteurs, l'énergie est dissipée uniquement lors des sauts discrets du front d'adhésion, tandis que les phases continues de déformation sont quasi réversibles. La dissipation totale reste donc très inférieure au travail mécanique global de séparation.

La comparaison avec la littérature (tableau 9) montre que les forces de pelage mesurées lors de cette étude se situent bien au-dessus de celles rapportées pour le périoste de poussins [90] et pour des tissus vasculaires tels que l'aorte humaine ou porcine [102, 103, 105, 111, 115]. Cependant, les caractéristiques adhésives du périoste paraissent tous de même bien inférieure

à celles de l'interface peau-os du crâne chez le porc [92]. Les valeurs mesurées, de l'ordre de plusieurs centaines de J/m^2 , rapprochent le périoste mandibulaire porcin d'adhésifs tels que certains rubans industriels ($100\text{--}1000 \text{ J}/\text{m}^2$). Cette spécificité peut être interprétée comme une adaptation biomécanique particulière à la mandibule, soumise à d'importantes forces de traction et de cisaillement liées à la mastication. L'adhérence périostée joue alors un rôle crucial dans la transmission de ces charges.

Etude	Espèce	Tissu	Sain / Malade	$\mathbf{F}_{pel}/\mathbf{w}$ (N/mm)	$\mathbf{G}$ (J/m^2)
SOMMER et al. [102]	Humain	Aorte	Sain	0.035 ± 0.015	76 ± 27
PASTA et al. [115]	Humain	Aorte	Sain	0.15 ± 0.008	-
			Anévrisme	0.11 ± 0.005	-
TONG et al. [103]	Humain	Aorte	Anévrisme	-	79.5 ± 13.6
KOZUŇ [105]	Humain	Aorte	Athérosclérose	0.033 ± 0.005	61.5 ± 13
NOBLE et al. [111]	Porc	Aorte	Sain	0.077 ± 0.026	183 ± 64
VALLET et al. [92]	Porc	Peau	Sain	1.18 ± 0.34	-
BERTRAM, POLEVOY et CULLINANE [90]	Poussin	Périoste	-	0.013 ± 0.017	-

TABLE 9 – Aperçu des résultats d'essais de pelage sur des tissus biologique existant dans la littérature. $\mathbf{w}$: largeur de l'éprouvette.

Toutefois, plusieurs limites doivent être soulignées. Tout d'abord, le modèle de zone cohésive utilisé repose sur des hypothèses simplificatrices (incompressibilité du périoste, absence des effets viscoélastiques, homogénéité supposée du tissu), qui ne reflètent pas pleinement la complexité biologique. Ces choix étaient nécessaires pour rendre le problème abordable, mais ils limitent la portée des résultats. De plus, les insertions musculaires n'ont pas été incluses dans l'analyse finale alors qu'elles constituent un élément physiologique de l'interface, ce qui réduit la représentativité biologique de l'échantillon. Enfin, le protocole expérimental a été mené à vitesse et angle de pelage constants ; or, plusieurs travaux ont montré que ces paramètres influencent fortement l'énergie de pelage mesurée [88, 89].

Enfin, les résultats de la campagne expérimentale ont été extrapolés pour prédire la force nécessaire permettant de peler le périoste de l'os dans une configuration de pelage à 0° , s'apparentant à une distraction mandibulaire. L'étude de DEBELMAS et al. [51] a mis en relation les forces mesurées lors de ce processus avec le déplacement appliqué. Le graphique de la figure 21, issu de cette étude, met en avant deux régimes pour l'évolution de la force. Le premier, se situant pour des étirements de 0 à environ 10 mm, se traduit par une augmentation de la force à mesure que la longueur de distraction augmente. Ensuite, on observe un plateau, où la force est à peu près constante pour des longueurs comprises entre 10 et 20 mm. Les forces de pelage prédites par notre modèle se situent aux alentours des forces mesurées dans cette étude, avec une force de pelage médiane de $F_{p,med}^D = 59 \text{ N}$. Ces résultats mènent à penser que, mécaniquement, la distraction ostéogénique mandibulaire associerait un phénomène de pelage à l'étirement du périoste. Alors pendant le traitement, le périoste

peut être amené à se décoller de l'os en plus d'être étiré. Toutefois, des hypothèses fortes ont été posées pour construire ce modèle : le comportement mécanique du périoste est considéré comme élastique linéaire et l'interface os-périoste comme isotrope. Une autre campagne expérimentale d'essai de pelage est nécessaire pour confirmer ou infirmer cette dernière hypothèse, en utilisant un autre angle que 90° [88]. De plus, les mesures de DEBELMAS et al. [51] ont été faites sur des spécimens cadavériques humains, tandis que l'énergie d'adhésion utilisée pour l'extrapolation a été obtenue avec des échantillons de porc. Enfin, l'étude de DEBELMAS et al. [51] et l'extrapolation proposée dans ce chapitre ne prennent pas en compte le caractère discontinu de la distraction ostéogénique. En effet, lors de cette procédure, le périoste est en réalité étiré d'environ un millimètre par jour. De ce fait, le périoste étant un matériau visqueux [49], il se relaxe après une activation, et ses contraintes internes diminuent jusqu'à l'activation suivante. Il faudrait alors intégrer ce caractère dans le modèle, et de nouvelles données seraient nécessaires pour vérifier si le périoste se décolle de l'os pendant un traitement par distraction ostéogénique mandibulaire.

Sur le plan biomédical, ces résultats renforcent l'idée que l'adhérence périostée n'est pas uniforme sur l'ensemble de la mandibule. Ils suggèrent que certaines zones présentent une résistance accrue au décollement, ce qui peut avoir des implications directes en chirurgie reconstructrice, en greffe osseuse ou lors d'une distraction ostéogénique mandibulaire. Une meilleure compréhension des variations régionales d'adhésion pourrait contribuer à optimiser les processus chirurgicaux, à améliorer la gestion du périoste lors des greffes et à réduire le risque de décollement postopératoire.

Chapitre 4

Simulation numérique d'un essai de pelage

Le logiciel de modélisation par éléments finis Abaqus/Standard DASSAULT SYSTÈMES [132] est choisi pour simuler l'essai moyen de pelage. Deux études de sensibilité ont été conduites pour estimer les valeurs des paramètres de la loi cohésives. En effet, tous les paramètres nécessaires à la définition d'une telle interface dans Abaqus ne peuvent pas être précisément déterminés avec les résultats de la campagne expérimentale d'essais de pelage présentée dans le chapitre 3. L'objectif est donc d'identifier un couple de paramètre permettant de reproduire au mieux les mesures et estimations expérimentales, comme la force de pelage moyenne, l'amplitude des oscillations de la force pendant le pelage et la forme du front de pelage. Une fois la modélisation validée, le comportement de l'interface os-périoste peut être ajouté dans le modèle numérique d'une distraction ostéogénique mandibulaire, présenté dans le chapitre 5 suivant.

Le modèle de distraction ostéogénique a notamment comme objectif de reproduire les mesures expérimentales effectuées lors de l'étude de DEBELMAS et al. [51]. Ces mesures ont été effectuées lors de la distraction de la branche horizontale de sujets cadavériques. Au vu de la disparité des mesures en fonction des branches mandibulaires, il a été décidé de modéliser l'essai de pelage avec les résultats expérimentaux obtenus avec les branches horizontales.

4.1 Modélisation d'une interface cohésive dans Abaqus

La modélisation d'une interface cohésive dans le cadre d'une simulation par éléments finis repose sur l'utilisation d'une loi de comportement dédiée, décrivant l'évolution des contraintes en fonction de la séparation des deux faces de l'interface. Dans Abaqus, ce type de comportement est modélisé à l'aide d'une loi traction-séparation, commune à deux stratégies différentes : l'utilisation d'éléments cohésifs, ou l'emploi d'une interaction de contact cohésif entre deux surfaces.

4.1.1 Formulation traction-séparation et endommagement

Dans un modèle de type traction-séparation, le comportement de l'interface est décomposé en deux phases : un comportement initialement linéaire, suivi d'une phase d'endommagement irréversible. L'état de l'interface est défini le vecteur de contrainte de traction

nominale σ et le vecteur de séparation – ou mouvement relatif – δ . Ces vecteurs sont composés de trois composantes (deux dans les problèmes bidimensionnels) : σ_i avec $i \in [n, s, t]$ dans les problèmes tridimensionnels et $i \in [n, s]$ en deux dimensions, qui représentent respectivement la contrainte normale et la ou les deux contraintes de cisaillement. Les composantes de séparation correspondantes sont notées δ_n , δ_s et δ_t . La figure 1 met en avant la réponse mécanique typique d'un modèle bilinéaire de traction-séparation. En abscisse est tracée la séparation effective d'une interface cohésive soumise à une contrainte de traction tracée en ordonnée. Dans ce modèle l'endommagement est considéré linéaire, et plus de détails sur la modélisation de l'endommagement sont données ci-après.

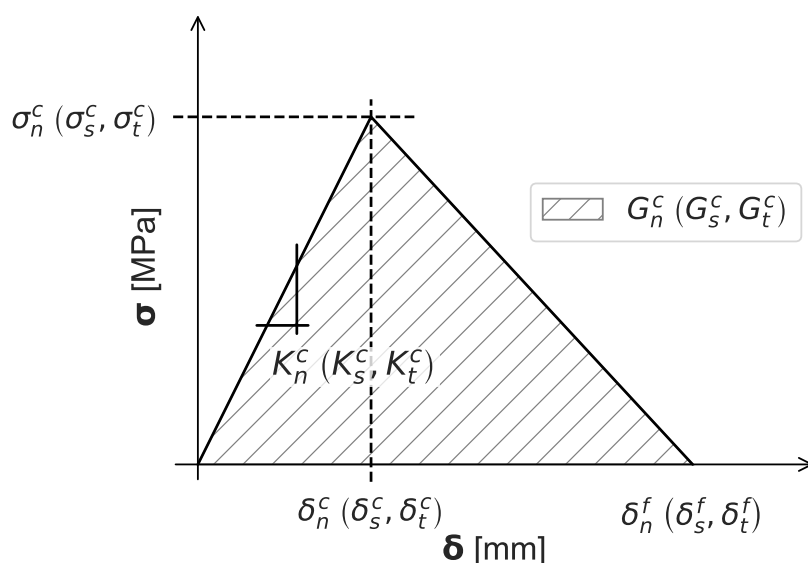


FIGURE 1 – Graphique représentant l'évolution de la contrainte nominale en fonction de la séparation d'une interface cohésive. L'endommagement est modélisé par l'énergie critique.

La réponse initiale est définie par une relation linéaire :

$$\sigma_i = \bar{\sigma}_i = K_i \delta_i, \quad (4.1)$$

où K_i représente la raideur nominale dans la direction $i \in [n, s, t]$. Lorsque l'interface atteint un critère d'initiation (basé sur un déplacement ou une contrainte critique), le processus d'endommagement commence. Sur la figure et dans la suite de ce chapitre, ces critères sont notés σ_i^c pour la contrainte et δ_i^c pour le déplacement, avec $i \in [n, s, t]$.

L'endommagement est représenté par un paramètre scalaire $D \in [0, 1]$, où $D = 0$ correspond à un état intact, et $D = 1$ à une interface entièrement rompue. Les tractions effectives sont réduites selon :

$$\sigma_i = (1 - D) K_i \delta_i = (1 - D) \bar{\sigma}_i \quad (4.2)$$

où $\bar{\sigma}_i$ désigne la traction nominale non endommagée. L'évolution du dommage peut être spécifiée selon deux méthodes :

- par une loi en déplacement effectif : le dommage croît en fonction du déplacement δ_m , défini comme :

$$\delta_m = \sqrt{\langle \delta_n \rangle^2 + \delta_s^2 + \delta_t^2}, \quad (4.3)$$

- par une loi énergétique : le dommage est relié à l'énergie dissipée G^c dans l'interface, définie comme l'aire sous la courbe traction-séparation (figure 1).

Plusieurs formes d'évolution sont disponibles, notamment la dégradation linéaire ou exponentielle. Le choix entre ces lois dépend du comportement attendu de l'interface, des essais expérimentaux disponibles, et de la régularité numérique souhaitée.

4.1.2 Comparaison entre éléments cohésifs et contact cohésif

La figure 2 présente une comparaison entre les approches de modélisation par éléments cohésifs et par contact cohésif. Ces deux approches sont viables dans de nombreuses situations de modélisation.

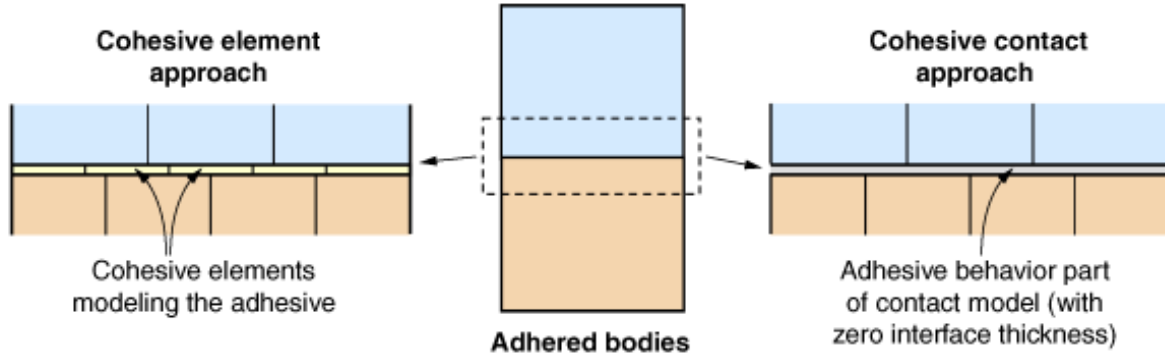


FIGURE 2 – Comparaison schématique des approches de modélisation par éléments cohésif et par contact cohésif.

La modélisation par éléments cohésifs repose sur l'insertion explicite d'une couche d'éléments finis spécifiques (de type COH2D*, COH3D*) entre deux corps solides. Ces éléments sont définis avec un comportement cohésif, décrit dans la sous-section 4.1.1, et peuvent avoir une épaisseur physique ou simplement virtuelle (épaisseur constitutive égale à 1.0), permettant de travailler en traction et cisaillement purs sans ajout d'épaisseur réelle dans la géométrie. L'avantage principal de cette approche est l'accès détaillé au comportement interfacial : l'utilisateur peut accéder aux variables internes (dommage, énergie dissipée, etc.), et raffiner le maillage dans la zone d'intérêt. Elle est toutefois contraignante en termes de modélisation géométrique : l'interface doit être définie avec un maillage entre les deux corps adjacents.

À l'inverse, la modélisation par contact cohésif consiste à appliquer une propriété de contact cohésive entre deux surfaces. Cette interaction applique la même loi cohésive (cf. sous-section 4.1.1), mais sans éléments supplémentaires dans le maillage et peut être utilisée pour modéliser des interfaces qui se forment dynamiquement : deux surfaces initialement séparées peuvent être collées au cours de la simulation. Elle est plus permissive et mieux adaptée aux géométries complexes. En revanche, elle offre un accès plus limité aux variables

internes, et la résolution dépend fortement du maillage des surfaces de contact. Le tableau 1 résume la comparaison de certains critères entre ces deux approches.

Critère	Éléments cohésifs	Contact cohésif
Représentation	Éléments dédiés	Interaction de surface
Épaisseur	Réelle ou virtuelle	Aucune
Maillage spécifique	Requis	Non requis
Fissuration	Définie a priori	Peut émerger dynamiquement
Résolution locale	Élevée	Limitée
Recollement possible	Non	Oui
Stabilité numérique	Sensible aux raideurs	Plus robuste

TABLE 1 – Comparaison entre les deux approches de modélisation cohésive.

Dans les deux approches, si aucune épaisseur réelle n'est définie, la séparation interfaciale est exprimée en longueur (mm, m, etc.), et les tractions en contraintes (MPa, etc.). L'épaisseur constitutive est alors prise égale à 1 par convention, et la raideur K s'exprime en unités de contrainte par longueur (MPa/mm). Cette convention simplifie la définition des propriétés sans compromettre la cohérence dimensionnelle.

4.1.3 Choix retenus

Le choix entre les éléments cohésifs et le contact cohésif dépend des objectifs de simulation, de la complexité géométrique et du niveau de précision requis. Pour cette étude, il a été convenu de représenter le comportement de l'interface os-périoste par une interaction de contact. Ce choix a été motivé par deux critères : la définition d'une interaction de contact ne requiert pas d'ajouter des éléments supplémentaires représentant l'interface, ce qui rend les calculs moins coûteux, et la plus grande permissivité de cette option.

De plus, l'interface est considérée comme mécaniquement isotrope, n'ayant seulement accès aux composantes normales via les essais de pelage présentés dans le chapitre 3. La raideur initiale de l'interface est définie avec des coefficients découplés, soit :

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{pmatrix} \sigma_n \\ \sigma_s \\ \sigma_t \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} K & 0 & 0 \\ 0 & K & 0 \\ 0 & 0 & K \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \delta_n \\ \delta_s \\ \delta_t \end{pmatrix} = \mathbf{K} \boldsymbol{\delta}. \quad (4.4)$$

Enfin, le critère d'initiation de l'endommagement est la contrainte critique, et son évolution est pilotée par l'énergie dissipée. En considérant que l'interface est isotrope, on pose $\sigma_n^c = \sigma_s^c = \sigma_t^c = \sigma^c$ et $G_n^c = G_s^c = G_t^c = G^c$.

4.2 Modélisation de l'essai de pelage

L'interface os-périoste est modélisée par une interaction de contact cohésif, définie comme évoluant en suivant une loi de traction-séparation bilinéaire, présentée dans la section 4.1. Le critère d'initiation de l'endommagement de l'interface est la contrainte nominale maximale, et le critère d'évolution est l'énergie de rupture. Bien que l'énergie critique G_c ait été obtenue

avec l'étude expérimentale (chapitre 3), la raideur initiale de l'interface et la contrainte critique sont des grandeurs beaucoup plus difficiles à estimer avec ces essais. Alors, deux études de sensibilité ont été conduites pour obtenir une estimation de ces paramètres.

La première étude a été faite afin d'estimer l'ordre de grandeur de la contrainte critique σ^c . Pour cela, cinq simulations sont calculées avec des valeurs de σ^c allant de 0.1 MPa à 1 GPa. La raideur K de l'interface est quant à elle définie par défaut. Pour identifier un ordre de grandeur de σ^c , la force moyenne simulée pendant le pelage du périoste est comparée à la force moyenne de pelage mesurée expérimentalement (chapitre 3).

Une fois l'ordre de grandeur identifié, la seconde étude de sensibilité fait de nouveau varier le paramètre σ^c entre cinq valeurs sur cet ordre de grandeur. Cette fois, le paramètre K varie aussi sur cinq valeurs. Alors, les simulations sont comparées aux résultats expérimentaux, tels que la force de pelage moyenne simulée, l'amplitude des oscillations de la force pendant le pelage, ainsi que la forme et le rayon de courbure moyen du front de pelage.

Dans un premier temps, la modélisation numérique commune à tous les modèles utilisés dans les deux études de sensibilité est présentée. Ensuite, la définition des paramètres des différentes études est présentée. Enfin, les dernières parties présentent et discutent les résultats obtenus.

4.2.1 Géométrie et maillage

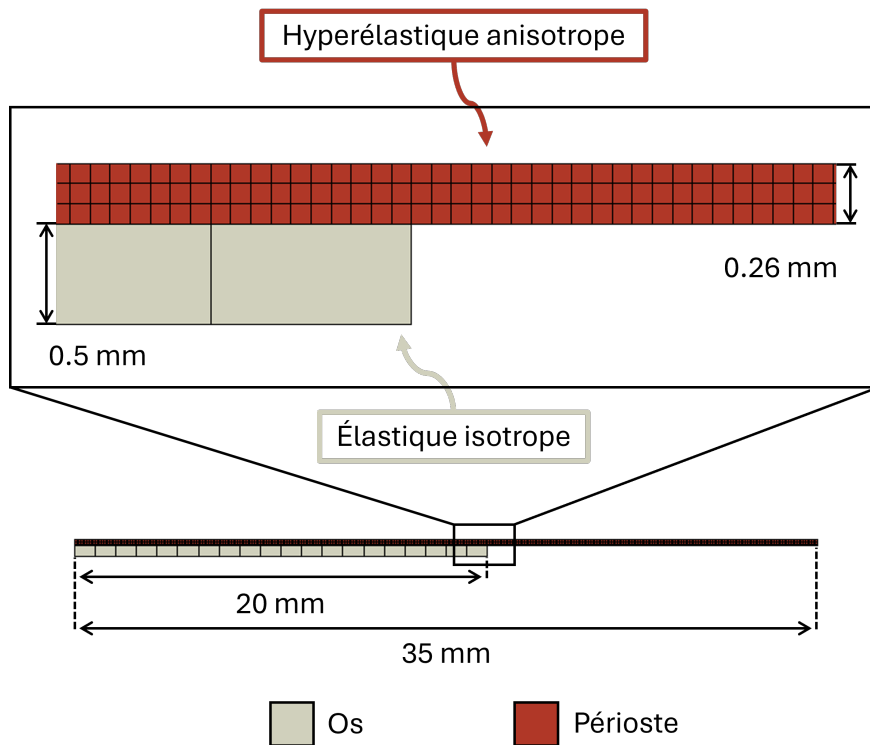


FIGURE 3 – Modèle géométrique implémenté dans le logiciel Abaqus pour simuler l'essai de pelage moyen de la campagne expérimentale. Le périoste est défini comme un matériau anisotrope hyper-élastique et le comportement mécanique de l'os est isotrope élastique.

N'ayant pas pu mesurer le rayon de courbure initial du périoste lorsque les échantillons étaient montés sur le banc d'essai, le périoste et l'os sont tous les deux modélisés par des

parallélépipèdes, bien que représentés par des rectangles du fait de la modélisation bidimensionnelle. La figure 3 est un schéma représentant cette configuration. Sur cette figure, et pour la suite de ce chapitre, le code couleur associé au périoste est le rouge et celui associé à l'os est le blanc cassé. L'os a une longueur de 20 mm et une épaisseur de 0.5 mm. Le périoste quant à lui a une longueur de 35 mm pour une épaisseur de 0.26 mm. La largeur de section de l'os et du périoste est fixé à 14.7 mm, valeur moyenne mesurée lors de la campagne expérimentale. Enfin, l'os et périoste sont maillés avec des éléments quadrilatéraux à quatre nœuds (CPS4). La longueur des côtés des éléments du périoste est fixée à 0.1 millimètre, et trois éléments maillent son épaisseur. L'os est maillé avec des éléments de longueur 1 millimètre et d'épaisseur 0.5 millimètre (dimension géométrique de l'os dans le modèle).

4.2.2 Comportements mécaniques

Puisque la partie de l'os en contact avec le périoste est l'os cortical, l'os est défini comme un matériau isotrope avec un comportement élastique linéaire de module d'Young $E = 3$ GPa et avec un coefficient de Poisson $\nu = 0.3$ [133]. Le comportement mécanique du périoste est quant à lui modélisé par une loi anisotrope et hyper-élastique. La fonction de libération d'énergie élastique utilisé est celle d'Holzapfel, avec une seule famille de fibres qui sont initialement alignées parallèlement à l'axe longitudinal de l'os. Pour rappel, cette loi est définie dans Abaqus/Standard comme

$$W = C_{10} (\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D} \left(\frac{(J^{el} - 1)}{2} - \ln J^{el} \right) + \frac{k_1}{2k_2} \sum_{\alpha=1}^N \left\{ \exp [k_2 \langle \bar{E}_\alpha \rangle^2] - 1 \right\}, \quad (4.5)$$

avec

$$\bar{E}_\alpha = \kappa (\bar{I}_1 - 3) + (1 - 3\kappa) (\bar{I}_{4(\alpha\alpha)} - 1), \quad (4.6)$$

où W est l'énergie de déformation par unité de volume de référence; C_{10} , D , k_1 , k_2 et κ sont des paramètres matériels dépendant de la température; N est le nombre de familles de fibres ($N \leq 3$); $\bar{I}_1$ est le premier invariant de déformation déviatorique; J^{el} est le rapport de volume élastique (ou troisième invariant de $\bar{\mathbf{C}}$); et $\bar{I}_{4(\alpha\alpha)}$ sont des pseudo-invariants de $\bar{\mathbf{C}}$ et $\mathbf{A}_\alpha$.

Le modèle suppose que les directions des fibres de collagène au sein de chaque famille sont dispersées autour d'une direction préférentielle moyenne. Le paramètre κ ($0 \leq \kappa \leq 1/3$) décrit le niveau de dispersion des directions des fibres. Si $\rho(\Theta)$ est la fonction de densité d'orientation qui caractérise la distribution (elle représente le nombre normalisé de fibres ayant des orientations dans l'intervalle $[\Theta, \Theta + d\Theta]$ par rapport à la direction moyenne), le paramètre κ est défini comme suit

$$\kappa = \frac{1}{4} \int_0^\pi \rho(\Theta) \sin^3(\Theta) d\Theta.$$

Il est également supposé que toutes les familles de fibres ont les mêmes propriétés mécaniques et la même distribution de dispersion. On peut noter que lorsque $\kappa = 0$, les fibres sont parfaitement alignées (pas de dispersion), tandis que lorsque $\kappa = 1/3$, les fibres sont distribuées de manière aléatoire et le matériau devient isotrope.

La quantité de déformation $\bar{E}_\alpha$ caractérise la déformation de la famille de fibres avec la direction moyenne $\mathbf{A}_\alpha$. Pour des fibres parfaitement alignées ($\kappa = 0$), $\bar{E}_\alpha = \bar{I}_{4(\alpha\alpha)} - 1$; et pour des fibres distribuées au hasard ($\kappa = 1/3$), $\bar{E}_\alpha = (\bar{I}_1 - 3)/3$.

Les deux premiers termes de l'expression de la fonction d'énergie de déformation représentent les contributions de distorsion et de volume du matériau de base isotrope non collagénique, et le troisième terme représente les contributions des différentes familles de fibres de collagène, en tenant compte des effets de la dispersion. Une hypothèse de base du modèle est que les fibres de collagène ne peuvent supporter que la tension, car elles se déformeraient sous l'effet d'une charge de compression. Ainsi, la contribution anisotrope dans la fonction d'énergie de déformation n'apparaît que lorsque la déformation des fibres est positive ou, de manière équivalente, lorsque $\bar{E}_\alpha > 0$.

Les coefficients matériaux ont été identifiés sur la courbe des essais de tractions réalisées sur les branches horizontales (voir chapitre 3), et leurs valeurs sont renseignées dans le tableau 2. Cependant, l'identification a eu du mal à fixer l'ensemble des paramètres. En effet, la constante C_{01} s'est vue annulée peu importe les conditions initiales fixées pour l'identification. N'étant pas un résultat physiquement représentatif, il a été convenu de fixer ce paramètre avec la valeur identifiée lors de l'étude réalisée précédemment se voulant identifier une loi comportementale pour le périoste mandibulaire [49]. Pour modéliser l'hypothèse d'incompressibilité du périoste, la valeur du paramètre matériau D est fixée à 0. Enfin, il est considéré que le périoste ne contient qu'une seule famille de fibres orientées selon l'axe longitudinale de l'os. Le paramètre κ est donc fixé à 0 pour obtenir des fibres non dispersées.

C_{10} (MPa)	D	k_1 (MPa)	k_2	κ
0.22	0	2.37	5.27	0

TABLE 2 – Valeurs des coefficients matériaux du périoste identifiées sur la courbe des essais de traction réalisés sur les branches horizontales.

4.2.3 Étapes de la simulation

L'ensemble des modèles comprennent trois étapes. La première consiste à plier le ruban de périoste, en appliquant une rotation de 90° à son extrémité libre. La deuxième étape consiste à charger le ruban de périoste en lui appliquant une translation verticale, et la troisième étape est le pelage du périoste. Pour reproduire les conditions expérimentales, le temps de chaque étape a été défini de telle sorte à mouvoir le ruban de périoste avec une vitesse de 0.25 mm/s, qui est la vitesse des essais expérimentaux présentés dans le chapitre 3 :

$$t = \frac{\text{Déplacement imposé}}{v} = \frac{\text{Déplacement imposé}}{0.25}, \quad (4.7)$$

avec v la vitesse imposée lors des essais. La durée de la première étape – correspondant au pliage du ruban de périoste – et celle de la deuxième – correspondant au chargement du ruban – est de $t = 9.5$ s et la durée de l'étape de pelage est de $t = 80$ s.

4.2.4 Interactions

Pour appliquer la rotation de 90° sur l'extrémité du périoste, cette dernière est couplée cinématiquement à un point représentatif – nommé RP sur le schéma de la figure 4 – et

placé à mi-épaisseur du périoste au niveau de l'extrémité droite de l'os. Sur cette figure, le périoste est en rouge et l'os en blanc cassé. Le couplage cinématique entre le point RP (croix verte) et l'extrémité du périoste est représenté par des lignes discontinues. Les points jaunes représentent l'interaction de contact cohésif définie entre les surfaces de l'os et du périoste initialement en contact.

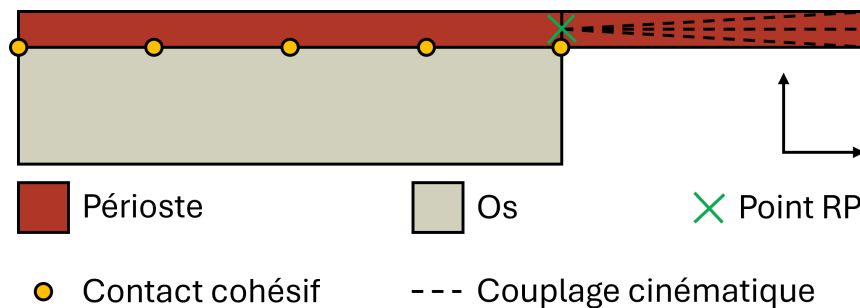


FIGURE 4 – Schéma des interactions définies pour les simulations. Le périoste est en rouge et l'os en blanc cassé. Le couplage cinématique entre le point RP (croix verte) et l'extrémité du périoste est représenté par des lignes discontinues. Les points jaunes représentent l'interaction de contact cohésif définie entre les surfaces de l'os et du périoste initialement en contact.

4.2.5 Conditions limites

La figure 5 présente trois schémas représentant les conditions limites des différentes étapes du modèle. Sur ces schémas, un rond signifie que la rotation est fixée et un triangle isocèle représente la fixation d'une translation selon la direction de sa hauteur. Une flèche bleue représente une rotation dans le plan et une flèche représente une translation. L'interaction de contact cohésif définie entre les surfaces de l'os et du périoste initialement en contact est représentée par des ronds jaunes. Enfin, le couplage mécanique entre l'extrémité libre du ruban de périoste et le point RP (croix verte) est représentée par des lignes noires discontinues.

Étape 1 : pliage du ruban Pour empêcher tout mouvement de l'os, la rotation et la translation verticale de sa surface inférieure sont bloquées, de même que la translation horizontale de son extrémité droite. Comme schématisée sur la figure 5a, une rotation de 90° dans le plan est appliqué au point RP (flèche bleue), ce qui aura pour effet de tourner l'extrémité du périoste et d'ainsi le plier. De plus, seul le degré de liberté en translation horizontale du point RP est bloqué.

Étape 2 : chargement du système Pendant l'étape de chargement (figure 5b), les mêmes conditions limites sont appliquées à l'os, le bloquant dans l'espace, et la translation horizontale du point RP est bloquée. Un déplacement vertical lui est appliqué afin qu'il retrouve sa position initiale, ayant pour effet de déplacer verticalement l'extrémité libre du périoste, et de commencer à charger mécaniquement le ruban.

Étape 3 : pelage du périoste Enfin, pour reproduire les conditions expérimentales, la translation verticale et la rotation de la face inférieure de l'os sont bloquée pendant l'étape

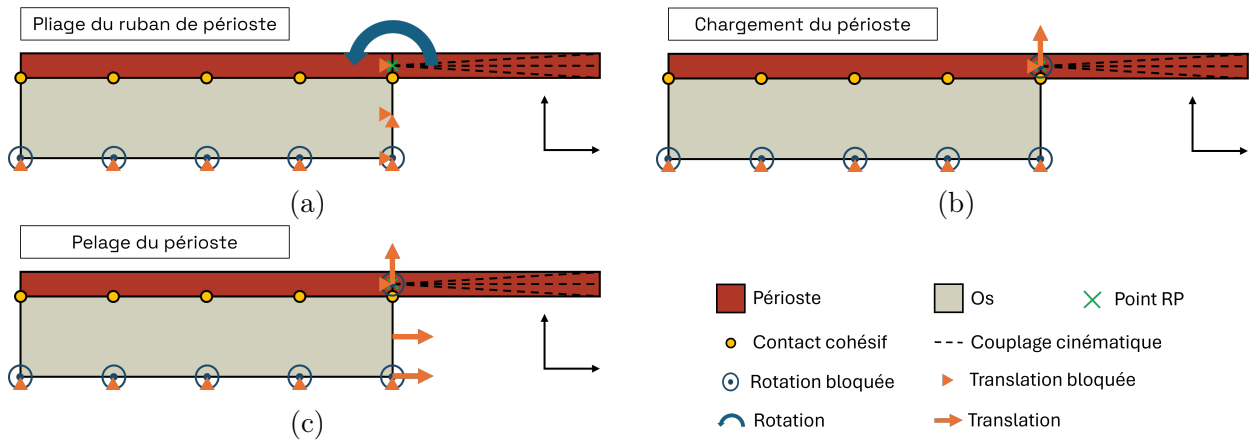


FIGURE 5 – Schémas représentant les conditions limites des différentes étapes du modèle. Un rond signifie que la rotation est fixée et un triangle isocèle représente la fixation d'une translation selon la direction de sa hauteur. Une flèche bleue représente une rotation dans le plan et une flèche représente une translation. L'interaction de contact cohésif définie entre les surfaces de l'os et du périoste initialement en contact est représentée par des ronds jaunes. Enfin, le couplage mécanique entre l'extrémité libre du ruban de périoste et le point RP (croix verte) est représentée par des lignes noires discontinues. (a) Étape de pliage : une rotation de 90° dans le plan est appliqué au point RP (flèche bleue) ayant pour effet de tourner l'extrémité du périoste et d'ainsi plier le ruban. (b) Étape de chargement : un déplacement vertical est appliqué au point RP afin qu'il retrouve sa position initiale, ayant pour effet de charger mécaniquement le ruban. (c) Étape de pelage : un déplacement de 20 mm est appliqué verticalement sur le point RP et horizontalement sur l'extrémité droite de l'os.

de pelage (figure 5c). Un déplacement de 20 mm est appliqué verticalement sur le point RP et horizontalement sur l'extrémité droite de l'os.

4.2.6 Paramétrisation du contact cohésif

L'interaction de contact cohésif est définie comme évoluant en suivant une loi de traction-séparation bilinéaire, présentée dans la section 4.1. Le critère d'initiation de l'endommagement de l'interface est la contrainte nominale maximale, et le critère d'évolution est l'énergie de rupture. La valeur de l'énergie de rupture est fixée à $G^c = 0.55 \text{ mJ/mm}^2$, qui est la valeur moyenne obtenue avec les essais réalisés sur les branches horizontales de la mandibule lors de la campagne expérimentale. Pour estimer les paramètres σ^c et K manquant, deux études de sensibilité ont été menées : la première a pour objectif d'identifier un ordre de grandeur pour σ^c et la seconde a pour objectif de mettre en avant l'influence des paramètres σ^c et K , et d'identifier un couple de paramètre reproduisant au mieux les observations expérimentales.

Identification de l'ordre de grandeur de σ^c

L'identification de l'ordre de grandeur de σ^c est réalisé en comparant les différentes force moyenne de pelage simulée à la force moyenne de pelage mesurée lors des essais de la campagne expérimentale présentée dans le chapitre 3. Pour cela, quatre simulations ont été réalisées, dont les paramètres d'entrées sont retranscrits dans le tableau 3.

Modèle	σ^c (MPa)
1	10^{-1}
2	10^0
3	10^1
4	10^2

TABLE 3 – Valeurs du paramètre σ^c des interactions de contact cohésifs des cinq modèles implémentés pour la première étude de sensibilité. L'objectif de cette première étude est d'identifier un ordre de grandeur pour le paramètre σ^c d'initiation de la fissure. Pour ce faire, la force moyenne de pelage simulée est comparée à la force moyenne de pelage mesurée lors des essais de la campagne expérimentale. La raideur initiale K de l'interface est définie par défaut : sa valeur est fixée par Abaqus pour que l'interface soit rigide sans avoir un impact numérique négatif.

De plus, tous ces modèles utilisent une option disponible pour la définition du contact cohésif, permettant d'utiliser une valeur de K par défaut – contrairement à l'utilisation d'éléments cohésifs qui nécessitent la définition d'une raideur. Par défaut, Abaqus affecte la rigidité de pénalité de contact aux composantes de rigidité cohésive normale et tangentielle afin de résister à tout mouvement relatif au niveau d'une interface de contact cohésive. Cette valeur est choisie pour être rigide sans avoir un impact numérique négatif [132].

Influence et sélection des paramètres σ^c et K

Une fois l'ordre de grandeur identifié, la seconde étude de sensibilité fait de nouveau varier le paramètre σ^c entre cinq valeurs, mais aussi la raideur K . Pour faire varier les valeurs de

K de manière cohérente avec la définition de la loi de traction-séparation bilinéaire (figure 1), l'expression de G^c est réécrite en conséquence :

$$G^c = \frac{1}{2} \sigma^c \delta^f \quad (4.8)$$

$$\Leftrightarrow \delta^f = \frac{2 G^c}{\sigma^c}. \quad (4.9)$$

L'équation 4.9 permet d'obtenir la borne supérieure de δ^c ($\delta_{max}^c = \delta^f$), soit la borne inférieure de la raideur K sachant que :

$$K = \frac{\sigma^c}{\delta^c}. \quad (4.10)$$

La borne inférieure de K est définie de telle sorte que $\delta_{min}^c = \frac{\delta^f}{100}$, et cinq valeurs de K sont fixées pour répartir équitablement δ^c sur l'intervalle de ses bornes $[\delta_{min}^c, \delta_{max}^c]$. La figure 6 présente un exemple des différentes lois cohésives obtenues pour $\sigma^c = 1$ MPa. Les différentes valeurs des paramètres obtenues avec les équations 4.9 et 4.10 sont aussi représentées.

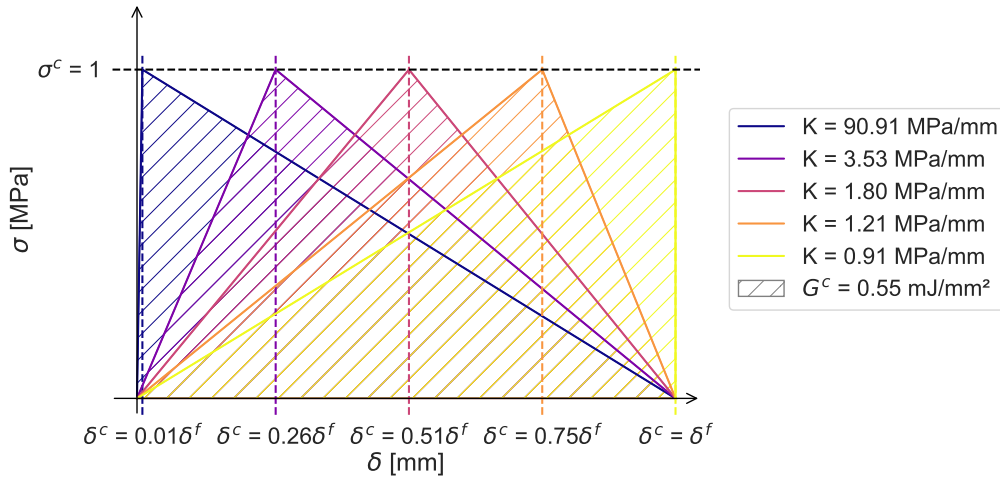


FIGURE 6 – Exemple des lois cohésives de la deuxième étude de sensibilité pour la contrainte critique $\sigma^c = 1$ MPa. Les valeurs de rigidité initiale K de l'interface sont obtenues avec la relation $K = \frac{\sigma^c}{\delta^c}$, et la valeur de séparation maximale avec $\delta^f = \frac{2G^c}{\sigma^c}$. G^c est l'énergie critique de rupture, définie comme l'aire sous les courbes de traction-séparation, et égale à 0.55 mJ/mm^2 . Cette valeur est commune à toutes les simulations, et est la valeur moyenne obtenue lors de la campagne expérimentale.

Régularisation visqueuse

La documentation d'Abaqus [132] préconise d'utiliser la régularisation visqueuse pour limiter les erreurs numériques et les difficultés de convergence. L'amortissement de la régularisation visqueuse rend la matrice de rigidité tangente qui définit les contraintes de contact positives pour des incréments de temps suffisamment petits. Sa valeur a été fixée à 0.0001 pour l'ensemble des modèles.

4.3 Résultats

Les différents modèles étant bidimensionnels, l'ensemble des forces simulées présentées dans cette section sont des forces linéiques par unité de largeur exprimées en Newton par millimètre.

4.3.1 Première étude de sensibilité

Les forces simulées lors de la première étude sensibilité sont présentées sur la figure 7. Cette figure comprend deux graphiques sur lesquels sont tracées les évolutions des forces linéiques simulées F (en Newton par millimètre) en fonction du déplacement imposé u (en millimètre). La figure 7a présente les résultats des simulations ayant pour paramètre $\sigma^c \in [0.1, 1, 10]$ MPa, et la figure 7b montre le résultat pour $\sigma^c = 100$.

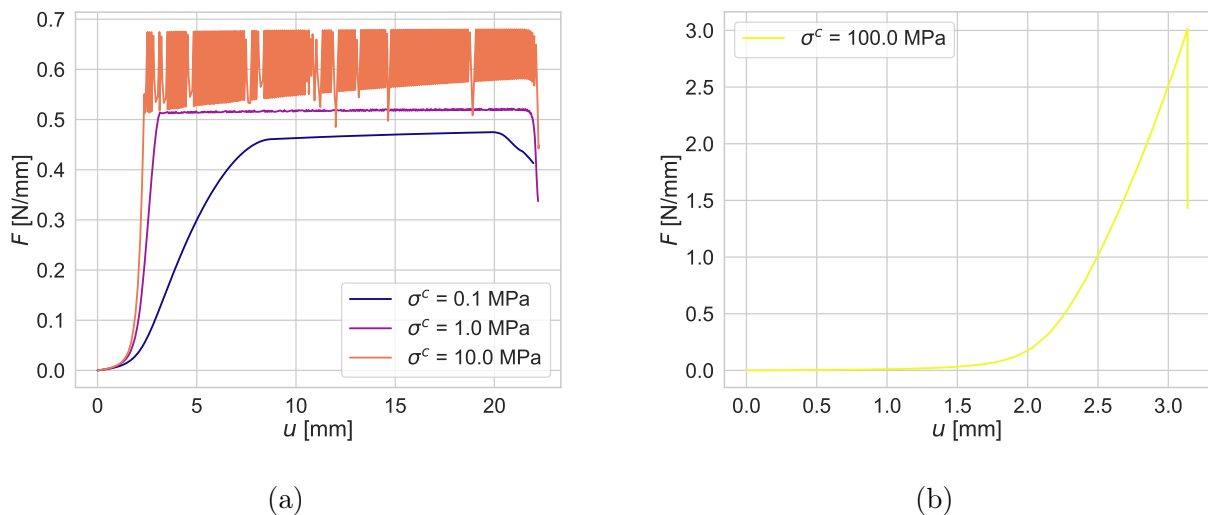


FIGURE 7 – Courbes décrivant l'évolution de la force F en fonction du déplacement imposé u résultantes des simulations de la première étude de sensibilité. (a) Résultats des simulations pour $\sigma^c \in [0.1, 1, 10]$ MPa. (b) Résultat de la simulation avec $\sigma^c = 100$ MPa.

Modèle	σ^c (MPa)	F_p (N/mm)
1	0.1	0.47
2	1	0.52
3	10	0.62
4	100	N/A

TABLE 4 – Forces moyennes de pelage obtenues avec les cinq modèles de la première étude de sensibilité. Les modèles 4 et 5 ont divergé avant que le pelage ne soit initié.

La valeur $\sigma^c = 100$ MPa (figure 7b) n'a pas été concluante, amenant une divergence des calculs numériques avant que le pelage ne commence. De plus, on peut observer que l'évolution de la force est beaucoup trop importante par rapport aux mesures expérimentales, avec une valeur maximale d'environ 3 N/mm. Pour rappel, la force moyenne mesurée

expérimentalement pendant le pelage du périoste des branches horizontales est $F_p = 0.51$ N/mm.

Les simulations ayant pour paramètre $\sigma^c = 0.1$ MPa, $\sigma^c = 1$ MPa et $\sigma^c = 10$ MPa (figure 7a) donnent des réponses simulées beaucoup plus proches de cette mesure expérimentale, avec des forces de pelage moyennes respectives de 0.47 N/mm, 0.52 N/mm et 0.62 N/mm. De plus, on retrouve l'allure classique d'un essai de pelage, avec une première phase – de chargement du système – où la force augmente avec le déplacement imposé, et une seconde phase – de pelage – où la force évolue autour d'un plateau. On peut tout de même observer une réponse plus souple avec $\sigma^c = 0.1$ MPa, où le plateau typique du pelage apparaît à partir d'un déplacement plus important. Enfin, la valeur $\sigma^c = 10$ MPa donne une réponse beaucoup plus instable que les deux autres valeurs, avec une amplitude d'oscillation beaucoup plus importante. Ce résultat est supposé lié à la taille du maillage de ces simulations. En effet, d'après l'équation 4.9, la séparation maximale de l'interface avec une contrainte critique $\sigma^c = 10$ MPa est $\delta^f = 0.11$ mm. Les éléments maillant le périoste ont une longueur de côté de 0.1 mm résultant en un front de pelage maillé avec moins d'éléments que pour des valeurs de σ^c inférieures, diminuant la résolution des calculs et augmentant le bruit numérique.

La conclusion de cette première étude est donc que le paramètre σ_c a pour ordre de grandeur 1 MPa.

4.3.2 Deuxième étude de sensibilité

Afin d'étudier l'influence des paramètres du modèle de contact cohésif, cinq valeurs de σ^c ont été testées, allant de 1 MPa à 5 MPa. De plus, pour chaque valeur de σ^c , cinq valeurs de K ont été testées, comme expliqué dans la sous-section 4.2.6. Une simulation avec le paramètre K par défaut est aussi calculée pour chaque σ^c . Pour choisir un couple de paramètre définissant l'interface os-périoste, la force de pelage moyenne (noté F_p), la période spatiale (notée Δ_u) et l'amplitude moyenne (notée Δ_F) des oscillations de la force pendant le pelage, ainsi que le rayon de courbure moyen du front de pelage (noté R) sont comparés avec les résultats expérimentaux. Cependant, le rayon de courbure du front de pelage n'a pas pu être mesuré avec les résultats de la campagne expérimentale présentée dans le chapitre 3. Il est toutefois possible de l'estimer avec quelques hypothèses. Si l'on considère le périoste comme un matériau élastique linéaire de module d'élasticité E , alors son rayon de courbure R peut être approximé par :

$$R \simeq \sqrt{\frac{EI}{F_p(1 - \cos \theta)}}, \quad (4.11)$$

avec I le moment quadratique, F_p la force de pelage moyenne et θ l'angle de pelage égal à 90° dans notre cas [134]. En considérant le périoste comme une plaque de largeur b et d'épaisseur h , son moment quadratique est $I = bh^3/12$. Le rayon de courbure du périoste des branches horizontales pendant le pelage est alors estimé à $R = 0.46 \pm 0.18$ mm. Le tableau 5 résume les valeurs expérimentales ciblées avec les simulations.

Pour calculer le rayon de courbure du front de pelage simulé, les coordonnées des points le formant à chaque incrément ont été extraites des résultats. Abaqus permet d'accéder aux variables de contrainte – nommé CSMAXSCRT – et d'endommagement – nommé CSDMG – de l'interface, toutes les deux évoluant entre 0 et 1. Ces variables sont affectées à tous les points des surfaces définies comme interagissant avec le modèle de contact cohésif. Pour

F_p (N/mm)	Δ_u (mm)	Δ_F (N/mm)	R (mm)
0.51	0.42	0.02	0.46

TABLE 5 – Mesures expérimentales de référence pour choisir un couple de paramètre du modèle de contact cohésif. F_p : force de pelage moyenne. Δ_u : période spatiale moyenne et Δ_F : amplitude moyenne des oscillations de la force pendant le pelage. R : estimation du rayon de courbure du périoste lors du pelage.

CSMAXSCRT, une valeur de 0 correspond à un point qui n'est pas du tout chargé mécaniquement, et une valeur de 1 correspond à un point ayant atteint la contrainte critique σ^c . Une fois ce critère atteint, la variable CSDMG prend le relai, et l'interface commence à s'endommager en ce point. Une valeur de 0 correspond à un point de l'interface n'étant pas endommagée, et une valeur de 1 correspond à un point de l'interface totalement endommagée et ne participant plus à la réponse mécanique du système. Alors, à un incrément donné, tout point appartenant au front de pelage est défini comme ayant l'une de ces deux variables non nulles, et dont le déplacement vertical est d'au moins 0.001 mm. Une fois les fronts de pelage extraits de la simulation, pour chaque incrément, l'origine est translatée en soustrayant les coordonnées du premier point – position en x la plus petite – au reste du front. Ensuite, la position moyenne de chacun des points formant le front est calculée pour obtenir le front de pelage moyen, et un cercle lui est ajusté par moindres carrées. Le rayon R de ce cercle est défini comme le rayon de courbure moyen du front de pelage simulé.

Enfin, l'écart relatif des mesures simulées par rapport aux mesures et estimations expérimentales est calculé comme :

$$e^{\text{paramètre}} = \frac{|\text{mesure}^{\text{paramètre}}_{\text{expérimentale}} - \text{mesure}^{\text{paramètre}}_{\text{simulation}}|}{\text{mesure}^{\text{paramètre}}_{\text{expérimentale}}}, \quad (4.12)$$

où paramètre $\in [F_p, \Delta_u, \Delta_F, R]$. En plus de mettre en avant l'influence des paramètres σ^c et K sur les réponses mécaniques et géométriques, l'objectif de cette dernière analyse est de trouver un couple permettant de minimiser l'écart relatif total e_t , défini par :

$$e_t = \frac{e^{F_p} + e^{\Delta_u} + e^{\Delta_F} + e^R}{4}, \quad (4.13)$$

où e^{F_p} représente l'écart relatif entre la force de pelage simulée et la force de pelage mesurée expérimentalement (de même pour Δ_u , Δ_F et R).

Influence de σ^c

La figure 8 comprend deux graphiques présentant les fronts de pelage moyens (à gauche) et normalisés (à droite). On observe avec le graphique de gauche qu'augmenter la valeur de σ^c réduit la séparation maximale de l'interface, ce qui est attendu d'après l'équation 4.9. De plus, l'allure globale des fronts de pelage semble qualitativement être influencé par la contrainte critique de l'interface, comme mis en avant par le graphique de droite.

Le tableau 6 présentent les résultats moyens obtenus pour chaque valeur de σ^c (moyenne obtenue avec les résultats des simulations effectuées avec les différentes valeurs de K). Le

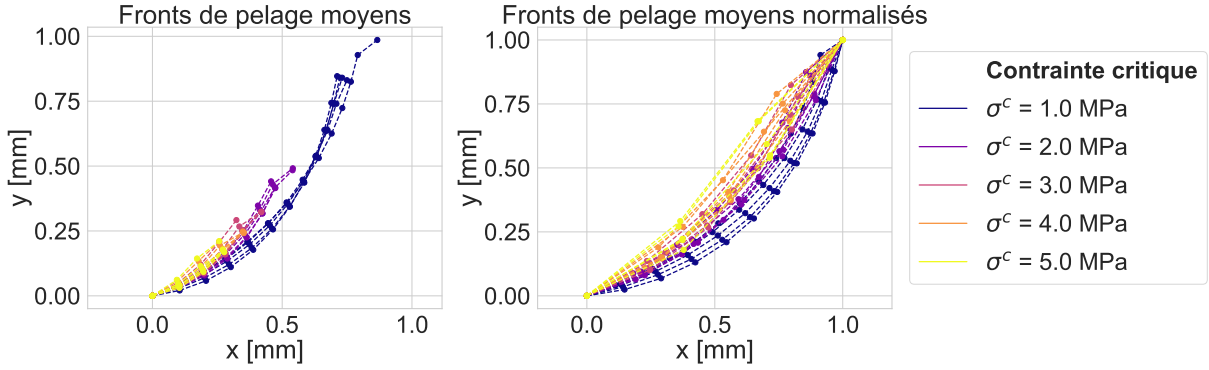


FIGURE 8 – Fronts de pelage moyens (à gauche) et normalisé (à droite) simulés avec différentes valeurs de σ^c .

σ^c (MPa)	F_p (N/mm)	Δ_u (mm)	Δ_F (N/mm)	R (mm)
1	0.54 ± 0.04	0.49 ± 0.16	0.01 ± 0.02	1.07 ± 0.17
2	0.54 ± 0.03	0.51 ± 0.19	0.03 ± 0.04	0.82 ± 0.15
3	0.55 ± 0.03	0.48 ± 0.22	0.04 ± 0.05	0.80 ± 0.21
4	0.56 ± 0.05	0.34 ± 0.23	0.07 ± 0.04	1.03 ± 0.43
5	0.58 ± 0.07	0.27 ± 0.20	0.06 ± 0.04	1.57 ± 1.13

TABLE 6 – Résultats moyens pour chaque valeur de contrainte critique σ^c . F_p : force de pelage moyenne. Δ_u : période spatiale moyenne et Δ_F : amplitude moyenne des oscillations de la force pendant le pelage. R : estimation du rayon de courbure du périoste lors du pelage.

σ^c (MPa)	e^{F_p} (%)	e^{Δ_u} (%)	e^{Δ_F} (%)	e^R (%)	e_t (%)
1	4 ± 6	33 ± 16	76 ± 70	153 ± 31	67 ± 24
2	5 ± 4	36 ± 21	91 ± 163	101 ± 16	58 ± 48
3	6 ± 6	33 ± 17	100 ± 185	89 ± 29	57 ± 50
4	8 ± 8	35 ± 18	175 ± 173	107 ± 58	82 ± 37
5	11 ± 11	58 ± 18	257 ± 182	164 ± 120	123 ± 43

TABLE 7 – Écarts moyens par rapport aux mesures et estimations expérimentales pour chaque valeur de contrainte critique σ^c . e^{F_p} : écart relatif de la force de pelage moyenne. e^{Δ_u} : écart relatif de la période spatiale moyenne, e^{Δ_F} : écart relatif de l'amplitude moyenne des oscillations de la force pendant le pelage. e^R : écart relatif du rayon de courbure du front de pelage. e_t : écart relatif moyenné sur l'ensemble des paramètres. L'objectif est de le minimiser.

tableau 7 présente les écarts relatifs e des simulations par rapport aux mesures expérimentales.

Tout d'abord, on peut observer que les valeurs F_p sont en moyenne légèrement supérieure à la mesure expérimentale, peu importe la valeur de σ^c . De plus, il semblerait qu'augmenter la valeur de σ^c fait aussi augmenter la force de pelage F_p , tout comme l'amplitude des oscillations Δ_F . Au contraire, il semblerait que Δ_u diminue en moyenne lorsque σ^c augmente. Enfin, il semblerait que le rayon de courbure R du front de pelage ne soit pas seulement piloté par σ^c . En effet, son évolution paraît chaotique en fonction de ce paramètre.

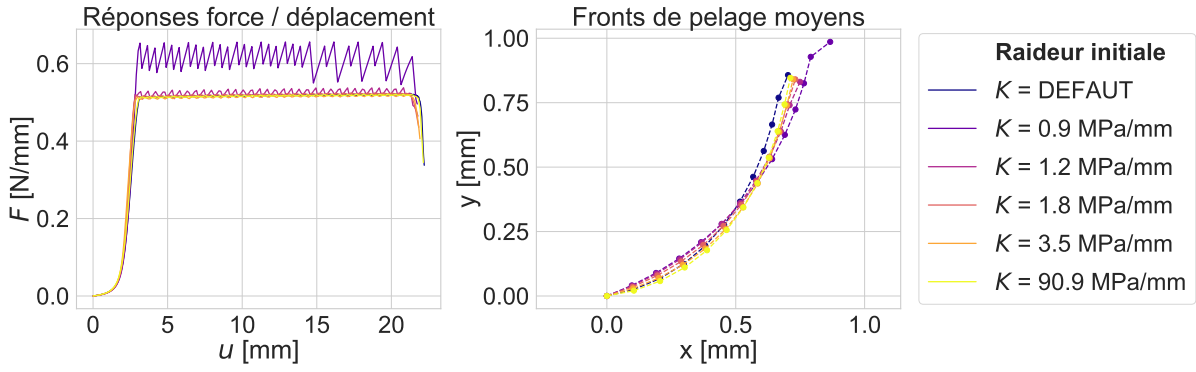
Influence de K

Le tableau 8 présente les écarts relatifs des simulations par rapport aux mesures expérimentales (calculés à partir de l'équation 4.12). Pour mieux représenter l'influence de K , ce dernier présente l'écart en fonction du rapport δ^c/δ^f (voir figure 6). Les figures 9 à 13 présentent deux graphiques pour chaque valeur de σ^c . Sur le graphique de gauche, l'évolution de la force simulée F (en Newton par millimètre) est tracée en fonction du déplacement u imposé (en millimètre) pour chaque valeur de K . Les fronts de pelage moyens associés sont tracés sur le graphique de droite. Le code couleur de ces figures permet d'identifier les résultats en fonction des valeurs de K . De plus, chacune de ces figures contient un tableau présentant les résultats numériques (F_p , Δ_u , Δ_F et R) obtenus avec les différents K . La colonne e_t présente les écarts relatifs totaux calculés avec l'équation 4.13.

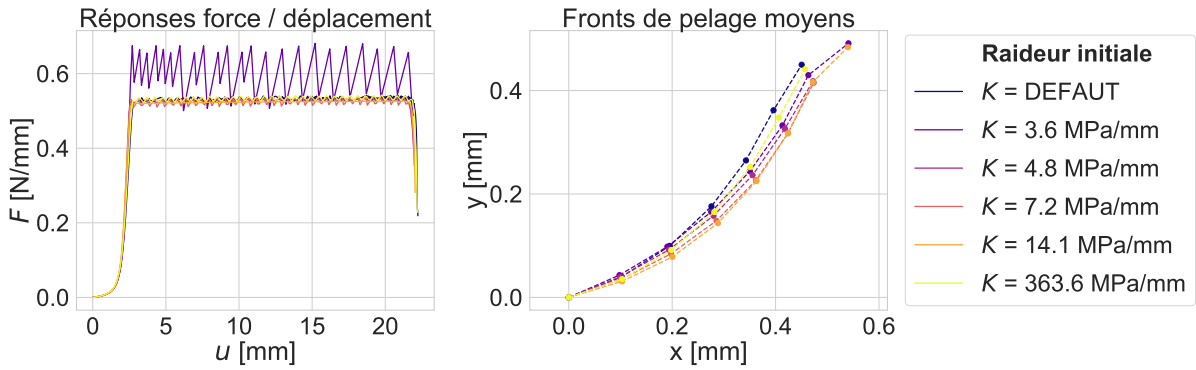
δ^c/δ^f	e^{F_p} (%)	e^{Δ_u} (%)	e^{Δ_F} (%)	e^R (%)	e_t (%)
Défaut	4 ± 2	69 ± 27	59 ± 10	189 ± 232	80 ± 64
0.00	4 ± 2	49 ± 35	44 ± 19	153 ± 171	62 ± 47
0.25	2 ± 1	80 ± 27	20 ± 6	66 ± 38	42 ± 14
0.50	3 ± 1	109 ± 89	33 ± 17	66 ± 33	53 ± 24
0.75	4 ± 3	230 ± 210	38 ± 29	126 ± 131	99 ± 82
1.00	6 ± 9	459 ± 156	73 ± 31	165 ± 109	181 ± 54

TABLE 8 – Écarts moyens par rapport aux mesures et observations expérimentales pour chaque influence de K . δ^c : séparation critique de l'interface à partir de laquelle elle s'endommage. δ^f : séparation maximale de l'interface. F_p : force de pelage moyenne. Δ_u : période spatiale moyenne et Δ_F : amplitude moyenne des oscillations de la force pendant le pelage. R : estimation du rayon de courbure du front de pelage. Le rapport δ^c/δ^f est un équivalent de la raideur initiale de l'interface.

Réponse mécanique Il semblerait qu'une interface trop souple prédise une réponse mécanique plus instable et plus éloignée des mesures expérimentales. En effet, pour presque tous les σ^c , l'amplitude Δ_F est maximale lorsque K prend la valeur la plus faible. Cette valeur de K modélise le contact cohésif de telle sorte que $\delta^c = \delta^f$, soit une interface qui rompt théoriquement de façon instantanée lorsque la contrainte critique est atteinte. De plus, la force de pelage simulée F_p avec ces conditions est trop importante par rapport aux mesures expérimentales, avec un écart moyen de $e^{F_p} = 6 \pm 9$ %. Les autres valeurs de K – conditionnant $\delta^c \in \left[\frac{\delta^f}{100}, \delta^f \right]$ – permettent de le réduire en moyenne à moins de 4 %, avec les valeurs



K (MPa/mm)	δ^c/δ^f	F_p (N/mm)	Δ_u (mm)	Δ_F (N/mm)	R (mm)	e_t (%)
0.9	1.00	0.62	0.63	0.06	1.39	118
1.2	0.75	0.52	0.53	0.02	1.14	43
1.8	0.50	0.52	0.53	0.00	1.02	62
3.5	0.25	0.51	0.53	0.00	0.94	57
90.9	0.01	0.52	0.53	0.00	0.90	55
Défaut	N/A	0.52	0.14	0.00	0.96	69

FIGURE 9 – Résultats de sensibilité pour $\sigma^c = 1$ MPa.

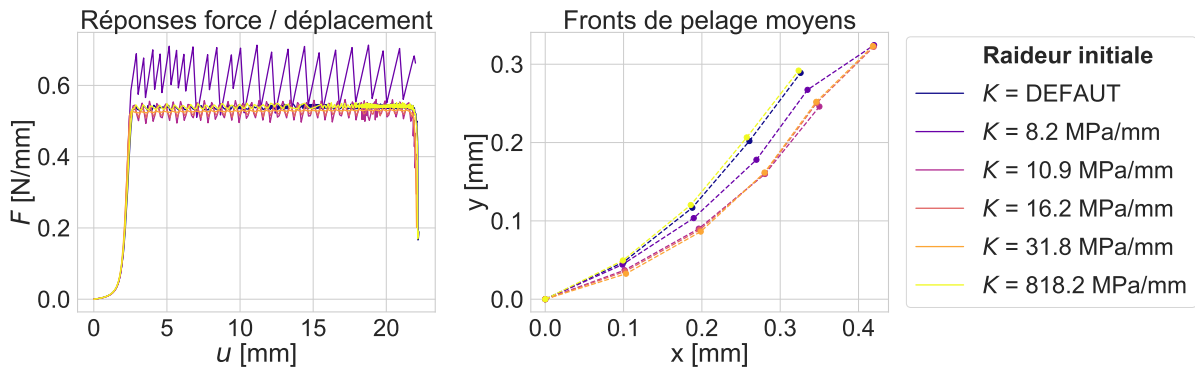
K (MPa/mm)	δ^c/δ^f	F_p (N/mm)	Δ_u (mm)	Δ_F (N/mm)	R (mm)	e_t (%)
3.6	1.00	0.60	0.86	0.12	1.11	190
4.8	0.75	0.53	0.52	0.00	0.78	49
7.2	0.50	0.53	0.53	0.02	0.69	20
14.1	0.25	0.52	0.38	0.00	0.82	47
363.6	0.01	0.53	0.53	0.01	0.70	33
Défaut	N/A	0.53	0.24	0.01	0.76	40

FIGURE 10 – Résultats de sensibilité pour $\sigma^c = 2$ MPa.

de K conditionnant $\delta^c = 0.25 \delta^f$, $\delta^c = 0.5 \delta^f$ et $\delta^c = 0.75 \delta^f$ le minimisant en moyenne à 2 % et 3 % respectivement.

De la même manière que pour σ^c , il semblerait que la période spatiale Δ_u des oscillations de la force simulée pendant le pelage ne soit pas uniquement pilotée par le paramètre K . On peut observer que l'écart relatif moyen e^{Δ_u} augmente avec le rapport δ^c/δ^f , et qu'il est maximal et de plus de 450 % pour une interface très souple ($\delta^c/\delta^f = 1$). Ce dernier résultat s'aligne sur les observations précédentes : une interface très raide résulte en une réponse mécanique beaucoup plus stable avec des oscillations d'amplitudes plus faibles.

Toutefois, les valeurs de K permettant de minimiser l'écart total e_t sont celles fixant $\delta^c = 0.25 \delta^f$, avec une valeur moyenne de 45 %.



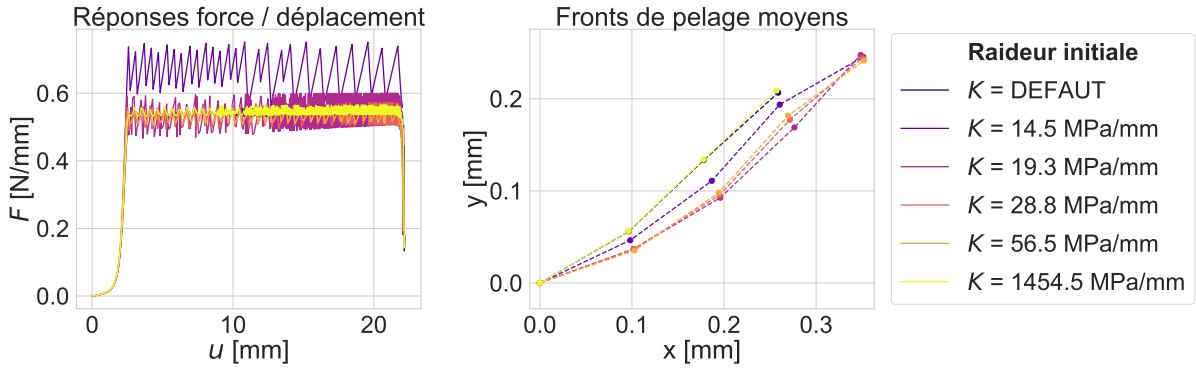
K (MPa/mm)	δ^c/δ^f	F_p (N/mm)	Δ_u (mm)	Δ_F (N/mm)	R (mm)	e_t (%)
8.2	1.00	0.62	0.86	0.14	1.23	223
10.9	0.75	0.53	0.44	0.05	0.61	47
16.2	0.50	0.53	0.52	0.03	0.76	35
31.8	0.25	0.53	0.51	0.01	0.73	33
818.2	0.01	0.54	0.26	0.02	0.71	24
Défaut	N/A	0.54	0.17	0.01	0.67	40

FIGURE 11 – Résultats de sensibilité pour $\sigma^c = 3$ MPa.

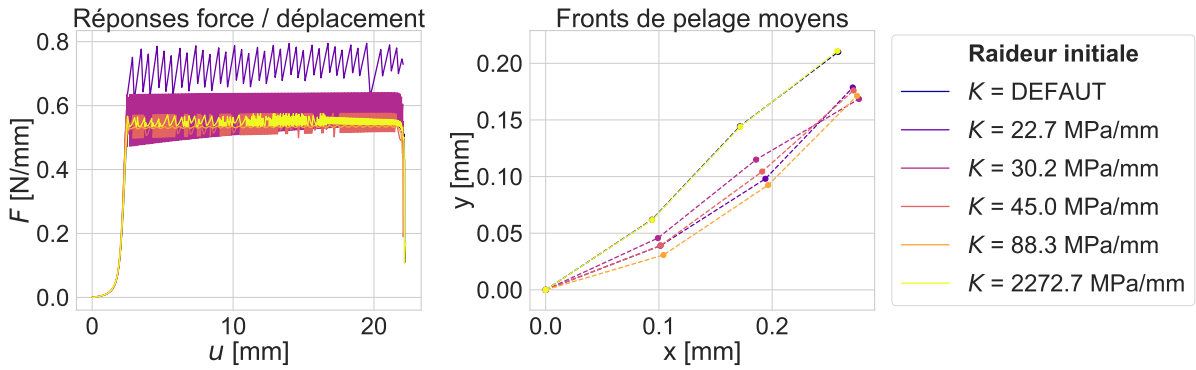
Réponse géométrique Qualitativement, il semblerait que, outre une valeur rendant l'interface très rigide, le paramètre K n'influence pas radicalement la forme du front de pelage (graphique de droite sur les figures 9 à 13). De plus, les valeurs de K permettant d'obtenir $\delta^c = 0.25 \delta^f$ et $\delta^c = 0.5 \delta^f$ semblent, en moyenne, minimiser au mieux l'écart, d'une valeur de 66 %, du rayon de courbure R par rapport à l'estimation expérimentale. Cependant, les déviations standards étant relativement importante au regard des valeurs moyennes, le rayon de courbure moyen ne paraît pas seulement piloté par K , mais plutôt par un couple (σ^c, K) judicieusement choisi.

4.3.3 Sélection des paramètres

D'après l'ensemble de ces résultats, le couple $\sigma^c = 2$ MPa et $K = 7.2$ MPa/mm – correspondant à $\delta^c = 0.25 \delta^f$ – permet de minimiser au mieux l'écart relatif total e_t défini par



K (MPa/mm)	δ^c/δ^f	F_p (N/mm)	Δ_u (mm)	Δ_F (N/mm)	R (mm)	e_t (%)
14.5	1.00	0.67	0.74	0.13	1.89	242
19.3	0.75	0.54	0.16	0.10	0.64	126
28.8	0.50	0.53	0.29	0.06	0.76	75
56.5	0.25	0.53	0.50	0.04	0.87	53
1454.5	0.01	0.55	0.14	0.03	0.96	58
Défaut	N/A	0.55	0.15	0.03	1.05	62

FIGURE 12 – Résultats de sensibilité pour $\sigma^c = 4$ MPa.

K (MPa/mm)	δ^c/δ^f	F_p (N/mm)	Δ_u (mm)	Δ_F (N/mm)	R (mm)	e_t (%)
22.73	1.00	0.72	0.56	0.11	0.50	133
30.20	0.75	0.57	0.10	0.12	2.06	233
45.00	0.50	0.54	0.15	0.06	0.61	75
88.26	0.25	0.53	0.53	0.01	0.44	21
2272.73	0.01	0.55	0.15	0.03	2.56	144
Défaut	N/A	0.55	0.14	0.04	3.22	193

FIGURE 13 – Résultats de sensibilité pour $\sigma^c = 5$ MPa.

l'équation 4.13, avec un écart relatif total $e_t = 20$ %. Pour détailler, ce couple de paramètre permet d'obtenir une force de pelage moyenne $F_p = 0.53$ N/mm, soit un écart relatif $e^{F_p} = 3$ %. La période spatiale des oscillations pendant le pelage est $\Delta_u = 0.53$ mm, soit $e^{\Delta_u} = 26$ %, et l'amplitude de ces oscillations est $\Delta_F = 0.02$ N/mm, qui est la valeur ciblée. Enfin, ce couple de paramètre permet d'obtenir un rayon de courbure moyen du front de pelage $R = 0.69$ mm, avec un écart relatif $e^R = 49$ %.

4.4 Discussion

Comme présenté dans les chapitres précédents, l'interaction mécanique entre l'os et le périoste mandibulaire semble fondamentale pour les mécanismes biologiques de croissance et de remodelage osseux. Afin de mieux prédire les comportements mécaniques liés à cette interaction dans un contexte clinique, il paraît judicieux de se tourner vers des prédictions obtenues par simulation numérique. Alors, pour calibrer une loi modélisant les mécanismes d'adhésion du périoste à l'os mandibulaire, un modèle géométrique bidimensionnel a été implémenté dans le logiciel commercial de calcul par éléments finis Abaqus [132], représentant un essai de pelage à 90° . L'objectif sous-jacent est d'introduire ce modèle dans la simulation d'une distraction ostéogénique mandibulaire, afin de mieux comprendre les comportements mécaniques liés à cette interaction dans un contexte clinique. L'étude de DEBELMAS et al. [51] a permis d'obtenir des valeurs de force de distraction pratiquée sur des branches horizontales de mandibule de sujets cadavériques. La disparité des mesures entre les branches mandibulaires (chapitre 3) et la disponibilité de mesures liées à la distraction ont motivé le choix de modéliser l'essai de pelage moyen des branches horizontales. Les dimensions géométriques du modèle implémenté sont donc les dimensions moyennes de ces éprouvettes, mesurées lors de l'étude expérimentale. Cependant, les résultats de cette étude ne permettent pas de totalement définir les paramètres du modèle de contact cohésif choisi pour modéliser l'adhésion du périoste. La valeur de l'énergie critique de fracture $G^c = 0.55$ mJ/mm est disponible, mais le comportement mécanique de l'interface est inconnu. Les deux études de sensibilités sur les paramètres σ^c et K – représentant respectivement la contrainte à rupture de l'interface et sa raideur – présentées dans ce chapitre ont pour objectif d'identifier un couple permettant de prédire au mieux les mesures expérimentales.

La première étude de sensibilité a pour objectif d'identifier un ordre de grandeur de la contrainte à rupture de l'interface, en comparant la force moyenne de pelage simulée avec l'expérimentale (d'une valeur moyenne de $F_p = 0.51$ N/mm). Pour cela, quatre simulations ont été calculées en faisant varier le paramètre σ^c de 10^{-1} à 10^2 MPa, et en attribuant la raideur définie par défaut par Abaqus, qui permet de rendre l'interface très rigide sans compromettre la résolution numérique [132]. Pour $\sigma^c = 10^2$ MPa, la simulation n'a pas abouti au pelage du périoste (divergence numérique) et la valeur maximale de l'effort est beaucoup trop élevée (environ 3 N/mm). La divergence de ce modèle est plutôt attendue au vu des efforts en jeu lors des expériences de pelage sur le périoste. Il a été décidé d'étudier plus en détail l'ordre de grandeur de 10^0 MPa, simulant une force de pelage moyenne de 0.52 N/mm.

La deuxième étude de sensibilité s'est penchée sur l'influence couplée des paramètres σ^c et K , en les faisant varier sur cinq valeurs. Pour déterminer le meilleur couple de paramètre, cette étude a comparé leur influence sur la force moyenne de pelage, la période spatiale et l'amplitude des oscillations de la force pendant le pelage, ainsi que sur le rayon de courbure

du front de pelage. L'écart relatif entre les mesures expérimentales et simulées est moyenné sur ces quatre paramètres pour obtenir un écart relatif total.

Il paraît difficile de pointer précisément l'influence découplée des paramètres σ^c et K . En effet, bien que la force pelage semble être principalement pilotée par la contrainte à rupture (l'écart relatif moyen augmente avec σ^c), une raideur trop souple simule toujours des forces supérieures à la mesure expérimentale. De plus, il semblerait que la période des oscillations de la force lors du pelage ne soit pas particulièrement pilotée par ces paramètres. Toutefois, une interface trop souple fait exploser son écart relatif par rapport à la mesure expérimentale. Par ailleurs, augmenter la valeur de la contrainte à rupture de l'interface fait considérablement augmenter l'amplitude moyenne des oscillations de la force pendant le pelage. Malgré cela, il apparaît possible de réduire cette amplitude en choisissant judicieusement la valeur de la raideur K . Pour toutes les valeurs de σ^c étudiées, il apparaît mauvais de définir une raideur trop souple modélisant le contact cohésif de telle sorte que $\delta^c = \delta^f$, soit une interface qui rompt théoriquement de façon instantanée lorsque la contrainte critique est atteinte. Le couple de paramètre $\sigma^c = 2$ MPa et $K = 7.2$ MPa/mm a été choisi pour modéliser l'adhésion mécanique du périoste à l'os mandibulaire, car il minimise l'écart relatif total à 20 %.

Toutefois, ce choix présente des limites dérivant directement du nombre d'hypothèses ayant été considéré lors de cette étude, et s'apparente plutôt à une estimation. Tout d'abord, l'interface étudiée est considérée comme mécaniquement isotrope par manque de données expérimentales. Pour confirmer ou infirmer cette hypothèse, il faudrait recourir à une nouvelle campagne expérimentale d'essai de pelage permettant d'obtenir des mesures pour au moins un autre angle de pelage ($\theta \neq 90^\circ$). Ensuite, bien que le couple identifié minimise l'écart relatif total entre les mesures expérimentales et simulées, d'autres couples prédisent des réponses comparables. Par exemple, les couples (σ^c, K) prenant les valeurs (3 MPa, 818 MPa/mm) et (5 MPa, 88 MPa/mm) ont abouti à des erreurs relatives totales respectives de 24 % et 21 %. De plus, le couple sélectionné ne minimise pas l'écart relatif sur chacun des paramètres évalués, mais bien l'écart relatif total. Par exemple, seule la valeur de $\sigma^c = 1$ MPa a permis d'obtenir la force de pelage ciblée, pour une valeur de $K = 3.53$ MPa/mm – soit $\delta^c = 0.25 \delta^f$. Enfin, le rayon de courbure du front de pelage ciblé est une estimation qui repose sur des hypothèses fortes, comme le comportement mécanique du périoste mandibulaire considéré élastique isotrope. Cette hypothèse a notamment été posée par manque de données expérimentales.

Pour définir de manière fiable les paramètres du modèle de contact cohésif représentant l'adhésion mécanique du périoste mandibulaire à l'os, il paraîtrait encore une fois intéressant de recourir à une nouvelle campagne expérimentale. En utilisant des systèmes de captures d'images microscopiques, il serait probablement possible d'estimer la séparation maximale δ^f de l'interface pendant le pelage et le rayon de courbure R du front de pelage. En combinant la mesure de δ^f à la mesure de l'énergie surfacique d'adhésion G^c , il serait possible d'obtenir une valeur pour la contrainte à rupture σ^c de l'interface avec l'équation 4.9 qui donne :

$$\sigma^c = \frac{2 G^c}{\delta^f}. \quad (4.14)$$

Toutefois, mesurer expérimentalement la raideur K de l'interface paraît être compliqué au vu de la nature des tissus biologiques étudiés. Alors, la méthode utilisée dans la seconde étude sensibilité permettant de fixer des valeurs de K cohérentes avec σ^c et présentée dans ce chapitre pourrait être convenable pour identifier numériquement ce paramètre, notamment via des méthodes d'optimisation.

Chapitre 5

Application clinique : simulation d'une distraction mandibulaire

La distraction ostéogénique est une procédure chirurgicale qui consiste à allonger progressivement un segment osseux. Cette technique repose sur l'implantation d'un distracteur, et une activation quotidienne est requise, écartant le dispositif d'environ 1 mm par jour [51].

La plupart des distracteurs consiste en deux plaques connectées par une vis sans fin, permettant aux plaques de s'écarter durant l'activation [135]. La pose du dispositif se commence par une ostéotomie sous périostée de l'os, puis les plaques du distracteur sont fixées sous le périoste de part et d'autres du site d'ostéotomie. Après plusieurs jours, les cellules souches sont recrutés, et la distraction manuelle commence [49]. Pour la mandibule, les principales applications sont la distraction verticale de la branche montante et la distraction horizontale de la branche horizontale [129]. Le périoste, et notamment sa mécanique, joue un rôle crucial durant cette procédure, comme expliqué dans le chapitre 1.

Afin de mieux comprendre les mécanismes de cette procédure, la loi identifiée dans l'étude HAMMA et al. [49] a été implémentée dans un code FORTRAN, et un modèle éléments finis a été mis en place pour simuler une distraction ostéogénique mandibulaire avec le logiciel commercial Abaqus [132].

5.1 Implémentation de la loi comportementale du périoste mandibulaire

L'implémentation de la loi de comportement mécanique du périoste mandibulaire, décrite ci-après la section 5.1.1, a été réalisé par l'intermédiaire d'une sous-routine UMAT codée en FORTRAN 77. Cette sous-routine propose différentes variables mises à disposition par Abaqus au cours des calculs de la simulation. Les composantes du tenseur des contraintes de Cauchy σ_{ij} ainsi que celles de la matrice de rigidité – ou matrice Jacobienne – $\mathbb{C}_{ijkl}$ doivent y être exprimées. Les expressions de σ_{ij} et de $\mathbb{C}_{ijkl}$ sont décrites respectivement dans les sous-sections 5.1.2 et 5.1.3. Le tableau 1 donne un aperçu des principales variables transmises en entrée d'une sous-routine UMAT et de celles qui doivent être définies.

Variable	Description
Entrée	
PROPS	Tableau spécifié par l'utilisateur de constantes de matériau associées à ce matériau utilisateur.
DFGRD1(3,3)	Tableau contenant le gradient de déformation à la fin de l'incrément.
Sortie	
STRESS(d)	Ce tableau est transmis en tant que tenseur de contrainte au début de l'incrément et doit être mis à jour dans cette routine pour devenir le tenseur de contrainte à la fin de l'incrément. La mesure de contrainte utilisée est la contrainte de Cauchy. Pour les éléments 2D et 3D, d est respectivement égal à 3 et 6.
DDSDDE(d,d)	Matrice de rigidité tangente du modèle constitutif, $\frac{\partial \Delta \sigma}{\partial \Delta \epsilon}$, où $\Delta \sigma$ sont les incréments de contrainte et $\Delta \epsilon$ sont les incréments de déformation. DDSDDE(I,J) définit la variation de la I^e composante de contrainte à la fin de l'incrément de temps causée par une perturbation infinitésimale de la J^e composante de déformation. Pour les éléments 2D et 3D, d est respectivement égal à 3 et 6.

TABLE 1 – Vue d'ensemble des variables d'entrée et de sortie les plus importantes dans une sous-routine UMAT. Adapté de FEHERVARY et al. [136]

5.1.1 Description de la loi matériau

Comme discuté dans le chapitre 1, une loi hyper-élastique transversalement isotropique a été identifiée pour modéliser le comportement mécanique du périoste mandibulaire lors d'une précédente étude [49]. Pour rappel, la fonction de densité d'énergie de déformation déterminée repose sur la combinaison de modèles issus de la littérature représentant les contributions isotrope et anisotrope de ce tissu mou biologique. En particulier, la loi isotrope identifiée est le modèle simplifié de Rivlin au second ordre [59], et la loi anisotrope, modélisant la contribution de fibres de collagène, a été proposée par KULKARNI et al. [60].

La fonction de densité d'énergie de déformation du périoste mandibulaire, notée W , s'écrit alors comme la somme de la contribution isotrope – W^{iso} – et anisotrope – W^{ani} [49] :

$$W = W^{iso} + W^{ani}, \quad (5.1)$$

avec :

$$W^{iso} = C_{01} (I_2 - 3) + C_{20} (I_1 - 3)^2, \quad (5.2)$$

$$W^{ani} = \mu_1 (K_4 - 7)^q, \quad (5.3)$$

où C_{01} , C_{20} , μ_1 et q sont des constantes associées au matériau. I_1 et I_2 sont des invariants de $\mathbf{C}$, le tenseur droit de déformation de Cauchy-Green, et K_4 est un invariant mixte proposé par KULKARNI et al. [60] défini comme :

$$K_4 = I_2 + 2I_1I_4 - 2I_5, \quad (5.4)$$

avec I_4 et I_5 deux autres invariants de $\mathbf{C}$. Les expressions des invariants nécessaires pour la formulation de cette loi comportementale sont décrites ci-après dans les sous-sections 5.1.2 et 5.1.3.

Enfin, le périoste mandibulaire est considéré comme un matériau incompressible. D'après la documentation [132], Abaqus/Standard fournit une formulation de matériau totalement incompressible, utilisable avec des éléments hybrides, pour définir ce genre de réponse. Cette formulation est cohérente avec la formulation native utilisée par Abaqus pour les matériaux hyperélastiques incompressibles et suppose que la contrainte déviatorique peut être dérivée d'une fonction de potentiel d'énergie de déformation. Il suffit de définir la contrainte déviatorique et le Jacobien pour définir une réponse de matériau totalement incompressible via une sous-routine UMAT [132], et la pression hydrostatique est ajoutée automatiquement par Abaqus. La partie isochorique du gradient de déformation $\mathbf{F}$ est calculée comme :

$$\bar{\mathbf{F}} = J^{-1/3} \mathbf{F}, \quad (5.5)$$

où J est le déterminant ou le Jacobien du gradient de déformation $\mathbf{F}$. Les fonctions de densité d'énergie de déformation doivent alors être réécrites :

$$W^{iso} = C_{01} (\bar{I}_2 - 3) + C_{20} (\bar{I}_1 - 3)^2, \quad (5.6)$$

$$W^{ani} = \mu_1 (\bar{K}_4 - 7)^q, \quad (5.7)$$

où $\bar{I}_1$, $\bar{I}_2$ et $\bar{K}_4$ sont les invariants du tenseur isochorique $\bar{\mathbf{C}} = \bar{\mathbf{F}}^T \bar{\mathbf{F}}$.

5.1.2 Calcul de $\boldsymbol{\sigma}$: la contrainte de Cauchy

Pour les matériaux hyperélastiques définis à partir d'une fonction de densité d'énergie de déformation W , le second tenseur de contraintes de Piola-Kirchhoff, noté $\mathbf{S}$, et le tenseur de contraintes de Cauchy, noté $\boldsymbol{\sigma}$, sont définis comme :

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}}, \quad (5.8)$$

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{1}{J} \mathbf{F} \mathbf{S} \mathbf{F}^T = \frac{2}{J} \mathbf{F} \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} \mathbf{F}^T. \quad (5.9)$$

En utilisant la définition de $\mathbf{C} = \mathbf{F} \mathbf{F}^T$, FEHERVARY et al. [136] proposent d'exprimer l'équation 5.9 en notation index :

$$\sigma_{ij} = \frac{1}{J} \frac{\partial W}{\partial F_{ia}} F_{ja}. \quad (5.10)$$

Contribution isotrope

La définition de W^{iso} implique les deux invariants $\bar{I}_1$ et $\bar{I}_2$ définis par :

$$\bar{I}_1 = \text{tr}(\bar{\mathbf{C}}), \quad (5.11)$$

$$\bar{I}_2 = \frac{1}{2} \left(\text{tr}(\bar{\mathbf{C}})^2 - \text{tr}(\bar{\mathbf{C}}^2) \right). \quad (5.12)$$

La contribution isotrope du périoste mandibulaire est alors calculée en combinant les équations 5.6 et 5.10 :

$$\sigma_{ij}^{iso} = \frac{1}{J} \frac{\partial W^{iso}}{\partial F_{ia}} F_{ja} = \frac{1}{J} \left(\frac{\partial W^{iso}}{\partial \bar{I}_1} \frac{\partial \bar{I}_1}{\partial F_{ia}} F_{ja} + \frac{\partial W^{iso}}{\partial \bar{I}_2} \frac{\partial \bar{I}_2}{\partial F_{ia}} F_{ja} \right). \quad (5.13)$$

Sachant que :

$$\frac{\partial W^{iso}}{\partial \bar{I}_1} = 2C_{20}(\bar{I}_1 - 3), \quad (5.14)$$

$$\frac{\partial W^{iso}}{\partial \bar{I}_2} = C_{01}, \quad (5.15)$$

et que :

$$\frac{\partial \bar{I}_1}{\partial F_{ia}} F_{ja} = 2\bar{B}_{ij} - \frac{2}{3}\bar{I}_1\delta_{ij}, \quad (5.16)$$

$$\frac{\partial \bar{I}_2}{\partial F_{ia}} F_{ja} = 2\bar{I}_1\bar{B}_{ij} - 2(\bar{\mathbf{B}}^2)_{ij} - \frac{4}{3}\bar{I}_2\delta_{ij}, \quad (5.17)$$

où $\bar{\mathbf{B}} = \bar{\mathbf{F}}\bar{\mathbf{F}}^T$ est la partie isochorique du tenseur gauche de déformation de Cauchy-Green et δ est le delta de Kronecker, lui-même définie comme :

$$\delta_{ij} = \begin{cases} 0 & \text{si } i \neq j, \\ 1 & \text{si } i = j, \end{cases} \quad (5.18)$$

la contribution isotrope du tenseur de contraintes de Cauchy s'exprime comme :

$$\sigma_{ij}^{iso} = \frac{1}{J} \left[4.C_{20} \cdot (\bar{I}_1 - 3) \cdot \bar{B}_{ij} + 2.C_{01} \cdot \left(\bar{I}_1 \cdot \bar{B}_{ij} - (\bar{\mathbf{B}}^2)_{ij} \right) - \frac{4}{3} (\bar{I}_2 \cdot C_{01} + C_{20} \cdot \bar{I}_1 (\bar{I}_1 - 3)) \cdot \delta_{ij} \right]. \quad (5.19)$$

Contribution anisotrope

La contribution anisotrope quant à elle est exprimée en fonction de l'invariant mixte $\bar{K}_4$ (équation 5.4) qui met en relation les invariants $\bar{I}_1$, $\bar{I}_2$, $\bar{I}_4$ et $\bar{I}_5$, les deux derniers étant définis par :

$$\bar{I}_4 = \underline{m}_0 \cdot (\bar{\mathbf{C}} \underline{m}_0), \quad (5.20)$$

$$\bar{I}_5 = \underline{m}_0 \cdot (\bar{\mathbf{C}}^2 \underline{m}_0), \quad (5.21)$$

où $\underline{m}_0$ est un vecteur unitaire représentant l'orientation des fibres de collagène en position non déformée, pilotant notamment l'anisotropie. De la même manière que la contribution isotrope, la partie anisotrope de $\boldsymbol{\sigma}$ est calculée comme :

$$\sigma_{ij}^{ani} = \frac{1}{J} \frac{\partial W^{ani}}{\partial F_{ia}} F_{ja} = \frac{1}{J} \frac{\partial W^{ani}}{\partial \bar{K}_4} \frac{\partial \bar{K}_4}{\partial F_{ia}} F_{ja}. \quad (5.22)$$

Les dérivées nécessaires pour exprimer cette contribution sont :

$$\frac{\partial W^{ani}}{\partial \bar{K}_4} = \mu_1 \cdot q (\bar{K}_4 - 7)^{q-1}, \quad (5.23)$$

$$\frac{\partial \bar{I}_4}{\partial F_{ia}} F_{ja} = 2\bar{m}_i \bar{m}_j - \frac{2}{3}\bar{I}_4\delta_{ij}, \quad (5.24)$$

$$\frac{\partial \bar{I}_5}{\partial F_{ia}} F_{ja} = 2(\bar{m}_j (\bar{\mathbf{B}} \bar{m})_i + (\bar{\mathbf{B}} \bar{m})_j \bar{m}_i) - \frac{4}{3}\bar{I}_5\delta_{ij}, \quad (5.25)$$

$$\frac{\partial \bar{K}_4}{\partial F_{ia}} F_{ja} = \frac{\partial \bar{I}_2}{\partial F_{ia}} F_{ja} + 2 \left[\bar{I}_4 \frac{\partial \bar{I}_1}{\partial F_{ia}} F_{ja} + \bar{I}_1 \frac{\partial \bar{I}_4}{\partial F_{ia}} F_{ja} - \frac{\partial \bar{I}_5}{\partial F_{ia}} F_{ja} \right], \quad (5.26)$$

où $\bar{\underline{m}} = \bar{\mathbf{F}}\underline{m}_0$ est le vecteur des fibres déformées. Enfin, l'expression de σ_{ij}^{ani} devient :

$$\sigma_{ij}^{ani} = \frac{1}{J} \mu_1 q (\bar{K}_4 - 7)^{q-1} \left[(2\bar{I}_1 + 4\bar{I}_4) \bar{B}_{ij} - 2 (\bar{\mathbf{B}}^2)_{ij} + 4\bar{I}_1 \bar{m}_i \bar{m}_j - 4 \left(\bar{m}_j (\bar{\mathbf{B}}\bar{\underline{m}})_i + (\bar{\mathbf{B}}\bar{\underline{m}})_j \bar{m}_i \right) - \frac{4}{3} \bar{K}_4 \delta_{ij} \right]. \quad (5.27)$$

5.1.3 Calcul de $\mathbb{C}$: la matrice tangente de rigidité

Si le modèle de matériau autorise d'importantes variations de volume et que la non-linéarité géométrique est prise en compte, la définition exacte du Jacobien, ou matrice tangente de rigidité $\mathbb{C}$, doit être utilisée pour assurer une convergence rapide [132] :

$$\mathbb{C} = \frac{1}{J} \frac{\partial \Delta(J\boldsymbol{\sigma})}{\partial \Delta \boldsymbol{\varepsilon}}, \quad (5.28)$$

avec $\Delta(J\boldsymbol{\sigma})$ l'incrément de contrainte de Kirchhoff et $\Delta \boldsymbol{\varepsilon}$ l'incrément de déformation. Une expression alternative de $\mathbb{C}$ – proposée par NOLAN et al. [137] et notamment validée par FEHERVARY et al. [136] – définit les composantes de $\mathbb{C}$ comme :

$$\mathbb{C}_{ijkl} = \sigma_{ij} \delta_{kl} + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial F_{ia}} F_{ja} + \frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial F_{ja}} F_{ia} \right). \quad (5.29)$$

Les dérivées nécessaires pour le calcul de cette expression sont :

$$\frac{\partial J^{-1}}{\partial F_{ka}} F_{la} = -\frac{1}{J} \delta_{ij}, \quad (5.30)$$

$$\frac{\partial \bar{B}_{ij}}{\partial F_{ka}} F_{la} = \delta_{ik} \bar{B}_{jl} + \delta_{jk} \bar{B}_{il} - \frac{2}{3} \delta_{kl} \bar{B}_{ij}, \quad (5.31)$$

$$\frac{\partial (\bar{\mathbf{B}}^2)_{ij}}{\partial F_{ka}} F_{la} = \bar{B}_{ik} \bar{B}_{jl} + \bar{B}_{il} \bar{B}_{jk} + (\bar{B}^2)_{jl} \delta_{ik} + (\bar{B}^2)_{il} \delta_{jk} - \frac{4}{3} (\bar{B}^2)_{ij} \delta_{kl}, \quad (5.32)$$

$$\frac{\partial \bar{m}_i}{\partial F_{ka}} F_{la} = \bar{m}_l \delta_{ik} - \frac{1}{3} \bar{m}_i \delta_{kl}, \quad (5.33)$$

$$\frac{\partial (\bar{\mathbf{B}}\bar{\underline{m}})_i}{\partial F_{ka}} F_{la} = \bar{B}_{il} \bar{m}_k + \bar{B}_{ik} \bar{m}_l + (\bar{B}\bar{\underline{m}})_l \delta_{ik} - (\bar{B}\bar{\underline{m}})_i \delta_{kl} - (\bar{\mathbf{B}}\bar{\underline{m}})_i \delta_{kl}. \quad (5.34)$$

Contribution isotrope

Pour calculer la contribution isotrope de $\mathbb{C}$, l'équation 5.19 est séparée en trois termes, tels que :

$$\sigma_{ij}^{iso} = \frac{1}{J} [\sigma_1^* + \sigma_2^* - \sigma_3^*], \quad (5.35)$$

$$\sigma_1^* = 4C_{20} (\bar{I}_1 - 3) \bar{B}_{ij}, \quad (5.36)$$

$$\sigma_2^* = 2C_{01} (\bar{I}_1 \bar{B}_{ij} - (\bar{\mathbf{B}}^2)_{ij}) \quad (5.37)$$

$$\sigma_3^* = \frac{4}{3} (\bar{I}_2 \cdot C_{01} + C_{20} \cdot \bar{I}_1 (\bar{I}_1 - 3)) \delta_{ij}. \quad (5.38)$$

Alors :

$$\frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial F_{ka}} F_{la} = \frac{\partial J^{-1}}{\partial F_{ka}} F_{la} \sigma_{ij}^{iso} + \frac{1}{J} \left[\frac{\partial \sigma_1^*}{\partial F_{ka}} F_{la} + \frac{\partial \sigma_2^*}{\partial F_{ka}} F_{la} - \frac{\partial \sigma_3^*}{\partial F_{ka}} F_{la} \right], \quad (5.39)$$

sachant que :

$$\frac{\partial \sigma_1^*}{\partial F_{ka}} F_{la} = 4C_{20} \left(\frac{\partial \bar{I}_1}{\partial F_{ka}} F_{la} \bar{B}_{ij} + (\bar{I}_1 - 3) \frac{\partial \bar{B}_{ij}}{\partial F_{ka}} F_{la} \right) \quad (5.40)$$

$$\frac{\partial \sigma_2^*}{\partial F_{ka}} F_{la} = 2C_{01} \left(\frac{\partial \bar{I}_1}{\partial F_{ka}} F_{la} \bar{B}_{ij} + \bar{I}_1 \frac{\partial \bar{B}_{ij}}{\partial F_{ka}} F_{la} - \frac{\partial \bar{B}_{ij}^2}{\partial F_{ka}} F_{la} \right) \quad (5.41)$$

$$\frac{\partial \sigma_3^*}{\partial F_{ka}} F_{la} = \frac{4}{3} \left(\frac{\partial \bar{I}_2}{\partial F_{ka}} F_{la} C_{01} + C_{20} (2\bar{I}_1 - 3) \frac{\partial \bar{I}_1}{\partial F_{ka}} F_{la} \right) \delta_{ij}. \quad (5.42)$$

Contribution anisotrope

De façon similaire, l'expression de σ_{ij}^{ani} (équation 5.27) est décomposée en plusieurs termes tels que :

$$\sigma_{ij}^{ani} = \frac{1}{J} \cdot \mu_1 \cdot q \cdot \sigma_1^* \cdot [\sigma_2^* - \sigma_3^* + \sigma_4^* - \sigma_5^* - \sigma_6^*], \quad (5.43)$$

$$\sigma_1^* = (\bar{K}_4 - 7)^{q-1}, \quad (5.44)$$

$$\sigma_2^* = (2 \cdot \bar{I}_1 + 4 \cdot \bar{I}_4) \cdot \bar{B}_{ij}, \quad (5.45)$$

$$\sigma_3^* = 2 \cdot (\bar{\mathbf{B}}^2)_{ij}, \quad (5.46)$$

$$\sigma_4^* = 4 \cdot \bar{I}_1 \cdot \bar{m}_i \bar{m}_j, \quad (5.47)$$

$$\sigma_5^* = 4 \left(\bar{m}_j (\bar{\mathbf{B}} \bar{\mathbf{m}})_i + (\bar{\mathbf{B}} \bar{\mathbf{m}})_j \bar{m}_i \right), \quad (5.48)$$

$$\sigma_6^* = \frac{4}{3} \bar{K}_4 \delta_{ij}. \quad (5.49)$$

L'expression de la dérivée de σ peut ensuite être exprimée comme :

$$\begin{aligned} \frac{\sigma_{ij}^{ani}}{\partial F_{ka}} F_{la} &= \frac{\partial J^{-1}}{\partial F_{ka}} F_{la} \sigma_i^{ani} j + \mu_1 \cdot q \cdot \left[\frac{\partial \sigma_1^*}{\partial F_{ka}} F_{la} \cdot (\sigma_2^* - \sigma_3^* + \sigma_4^* - \sigma_5^* - \sigma_6^*) \right. \\ &\quad \left. + \sigma_1^* \left(\frac{\partial \sigma_2^*}{\partial F_{ka}} F_{la} - \frac{\partial \sigma_3^*}{\partial F_{ka}} F_{la} + \frac{\partial \sigma_4^*}{\partial F_{ka}} F_{la} - \frac{\partial \sigma_5^*}{\partial F_{ka}} F_{la} - \frac{\partial \sigma_6^*}{\partial F_{ka}} F_{la} \right) \right], \end{aligned} \quad (5.50)$$

sachant que :

$$\frac{\partial \sigma_1^*}{\partial F_{ka}} F_{la} = (q-1) (\bar{K}_4 - 7)^{q-2} \frac{\partial \bar{K}_4}{\partial F_{ka}} F_{la}, \quad (5.51)$$

$$\frac{\partial \sigma_2^*}{\partial F_{ka}} F_{la} = \left(2 \frac{\partial \bar{I}_1}{\partial F_{ka}} F_{la} + 4 \frac{\partial \bar{I}_4}{\partial F_{ka}} F_{la} \right) \bar{B}_{ij} + (2 \cdot \bar{I}_1 + 4 \cdot \bar{I}_4) \frac{\partial \bar{B}_{ij}}{\partial F_{ka}} F_{la}, \quad (5.52)$$

$$\frac{\partial \sigma_3^*}{\partial F_{ka}} F_{la} = 2 \left(\frac{\partial (\bar{\mathbf{B}}^2)_{ij}}{\partial F_{ka}} F_{la} \right), \quad (5.53)$$

$$\frac{\partial \sigma_4^*}{\partial F_{ka}} F_{la} = 4 \left(\frac{\partial \bar{I}_1}{\partial F_{ka}} F_{la} \bar{m}_i \bar{m}_j + \bar{I}_1 \frac{\partial \bar{m}_i}{\partial F_{ka}} F_{la} \bar{m}_j + \bar{I}_1 \bar{m}_i \frac{\partial \bar{m}_j}{\partial F_{ka}} F_{la} \right), \quad (5.54)$$

$$\frac{\partial \sigma_6^*}{\partial F_{ka}} F_{la} = \frac{4}{3} \frac{\partial \bar{K}_4}{\partial F_{ka}} F_{la} \delta_{ij}, \quad (5.55)$$

et :

$$\frac{\partial \sigma_5^*}{\partial F_{ka}} F_{la} = 4 \left(\frac{\partial \bar{m}_j}{\partial F_{ka}} F_{la} (\bar{\mathbf{B}} \bar{\mathbf{m}})_i + \bar{m}_j \frac{\partial (\bar{\mathbf{B}} \bar{\mathbf{m}})_i}{\partial F_{ka}} F_{la} + \frac{\partial (\bar{\mathbf{B}} \bar{\mathbf{m}})_j}{\partial F_{ka}} F_{la} \bar{m}_i + (\bar{\mathbf{B}} \bar{\mathbf{m}})_j \frac{\partial \bar{m}_i}{\partial F_{ka}} F_{la} \right). \quad (5.56)$$

5.1.4 Vérification de l'implémentation

Pour vérifier l'implémentation du modèle hyperélastique du périoste mandibulaire, un élément hexaédrique hybride à intégration complète, C3D8H, a été utilisé. Le cube, constitué d'un seul élément, avec des arêtes de 1 mm, ainsi que ses surfaces pertinentes et les nœuds correspondants sont représentés en figure 1. Seul le cas d'une traction uni-axiale est traitée, car c'est le seul pour lequel des données sont disponibles.

Mise en situation

Pour tester le caractère transversalement isotropique de la loi de comportement, deux simulations ont été produites. De plus, afin de vérifier que la définition d'une orientation matériau locale (orientation des fibres de collagène) produit la même réponse que dans le repère global, deux autres simulations ont été calculées. Pour cette vérification, les fibres sont considérées comme étant alignées dans la direction x . Alors, pour simuler un essai purement transverse, une translation verticale (selon y) de 1 mm est appliquée sur la face S4, tandis que pour tester la contribution des fibres, une translation horizontale (selon x) est appliquée sur la surface S1. Le tableau 2 montre les différentes configurations implémentées ainsi que les conditions limites de chaque cas. Enfin le tableau 3 présente les valeurs des constantes de la loi présentée dans la sous-section 5.1.1 et utilisées pour ces tests.

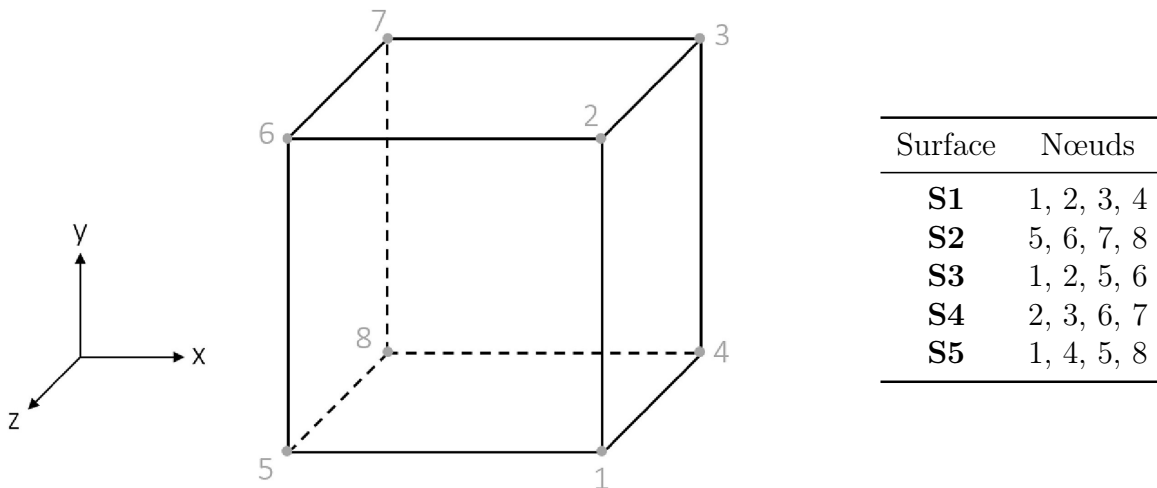


FIGURE 1 – Cube à élément unique et utilisé pour vérifier l'implémentation du comportement mécanique du périoste mandibulaire avec les surfaces pertinentes et les nœuds correspondants. La longueur des arêtes est 1 mm.

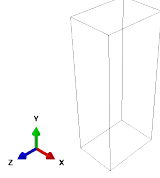
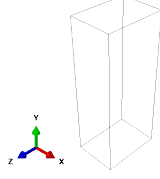
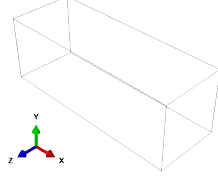
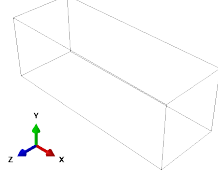
Nom	Etat mécanique	Schéma	Conditions limites	Repère
TG	Allongement Y		S1 fixée selon x , S3 fixée selon z et S5 fixée selon y . Translation de S4 selon y .	Global
TL	Allongement Y		S1 fixée selon x , S3 fixée selon z et S5 fixée selon y . Translation de S4 selon y .	Local
LG	Allongement X		S2 fixée selon x , S3 fixée selon z et S5 fixée selon y . Translation de S1 selon x .	Global
LL	Allongement X		S2 fixée selon x , S3 fixée selon z et S5 fixée selon y . Translation de S1 selon x .	Local

TABLE 2 – Conditions limites des différents cas testés pour vérifier l'implémentation UMAT de la loi comportementale du périoste. Dans tous les cas, les fibres sont orientées selon l'axe x .

C_{01}	C_{20}	μ_1	q	$\mathbf{m}_0$
1	1	1	2	(1, 0, 0)

TABLE 3 – Valeurs des constantes utilisée pour tester l'implémentation UMAT. $\mathbf{m}_0$ est le vecteur représentant l'orientation des fibres, qui sont alignés selon l'axe x .

Résultats

Les résultats de chacun des tests effectués sont tracés en figure 2. De plus, les prédictions analytiques sont aussi tracées pour comparer les réponses, et s'assurer que la loi implémentée se comporte comme attendue. La figure 2 montre qu'il n'y a pas d'écart entre les réponses numériques calculées avec la UMAT implémentée et les réponses analytiques. Cette observation permet donc de valider l'implémentation de la loi de comportement mécanique du périoste mandibulaire à travers une sous-routine UMAT pour effectuer ultérieurement des simulations par éléments finis avec le logiciel commercial Abaqus.

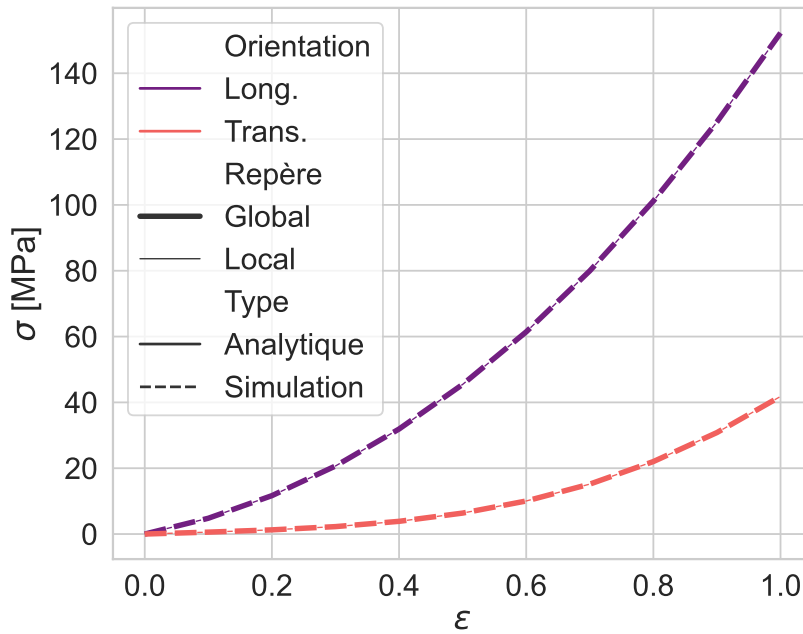


FIGURE 2 – Comparaison des réponses mécaniques simulées avec Abaqus et la réponse analytique du modèle dans le cas d'une traction uni-axiale. Les réponses transverses (Trans.) aux fibres sont tracées en rouge et celles longitudinales (Long.) sont tracées en violet. Les prédictions analytiques sont tracées en trait continu, et les simulations numériques sont en petits traits. Les simulations dans le repère local sont tracées en traits fins et celles dans le repère global en traits gras.

5.2 Modèle éléments finis

5.2.1 Géométrie et maillage

Pour modéliser une distraction ostéogénique mandibulaire, il a été convenu d'implémenter une géométrie simplifiée du problème, comme présentée en figure 4. On se place près du foyer d'ostéotomie (figures 4b et 4c), qui sépare les tronçons osseux de 1 mm [138]. Chaque segment osseux est représenté par un tube elliptique de 25 mm de long qui est environ la longueur des plaques de fixation du distracteur. De plus, le tube modélisant fait une épaisseur de 1 mm, qui est l'épaisseur moyenne de l'os cortical selon la littérature 4. L'ellipse extérieure sur la figure 3a est définie avec un demi-grand axe $a = 11.5$ mm et un demi-petit axe $b = 6.5$ mm. Quant au périoste (figure 3b), il est modélisé par un tube elliptique épousant la forme de l'os de longueur 51 mm et d'épaisseur $h = 0.26$ mm, qui est la valeur moyenne mesurée lors de la campagne expérimentale présentée dans le chapitre 3. Au vu de la symétrie du système, seule la moitié du modèle géométrique a été implémenté, permettant de réduire le nombre d'éléments, et donc le coût computationnel.

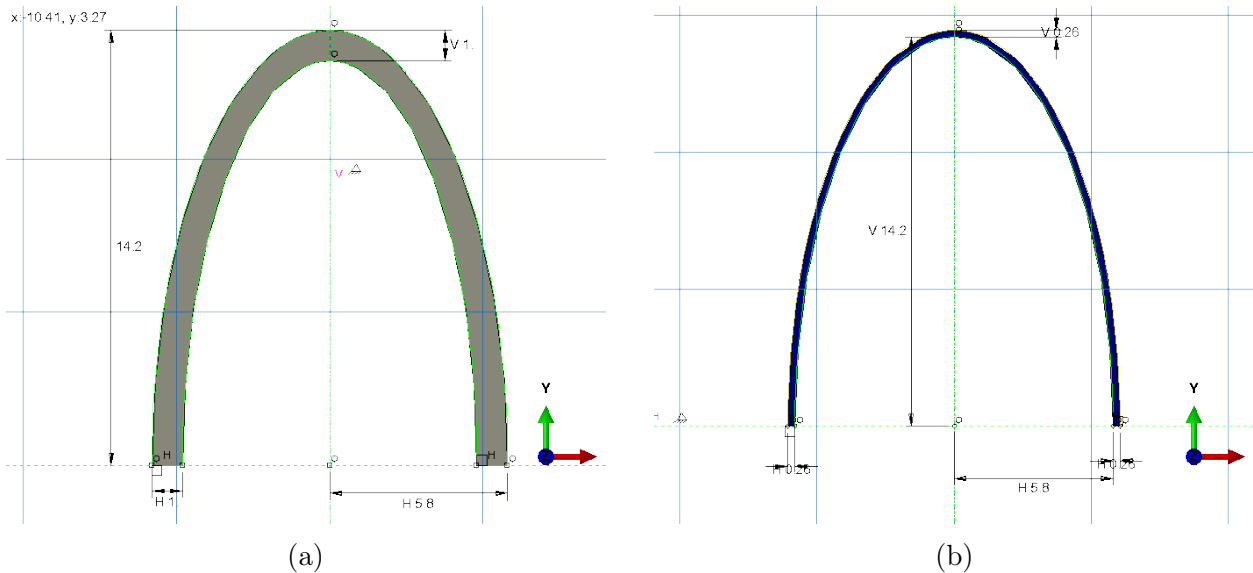


FIGURE 3 – Dimensions géométriques : (a) de l'os et (b) du périoste, utilisées pour modéliser une distraction ostéogénique mandibulaire. Les dimensions sont exprimées en millimètre.

Chaque tronçon osseux est maillé avec 3 000 éléments hexaédriques à intégration complète (C3D8) de longueur d'arête globale égale à 0.5 mm. Le périoste est maillé avec 6 834 éléments hexaédriques hybride à intégration complète (C3D8H) de longueur d'arête 0.5 mm. La formulation hybride est requise pour en faire des éléments incompressibles [132].

5.2.2 Comportements mécaniques

L'os est modélisé comme un matériau isotrope élastique linéaire de module d'Young $E_{os} = 3$ GPa et de coefficient de Poisson $\nu_{os} = 0.3$ [133], comme indiqué dans le tableau 4. Le comportement mécanique du périoste suit la loi hyper-élastique transversalement isotropique décrite dans la section 5.1, et les valeurs des constantes sont recensées dans le tableau 5. De plus, une orientation locale discrète est utilisée pour modéliser la contribution des fibres de

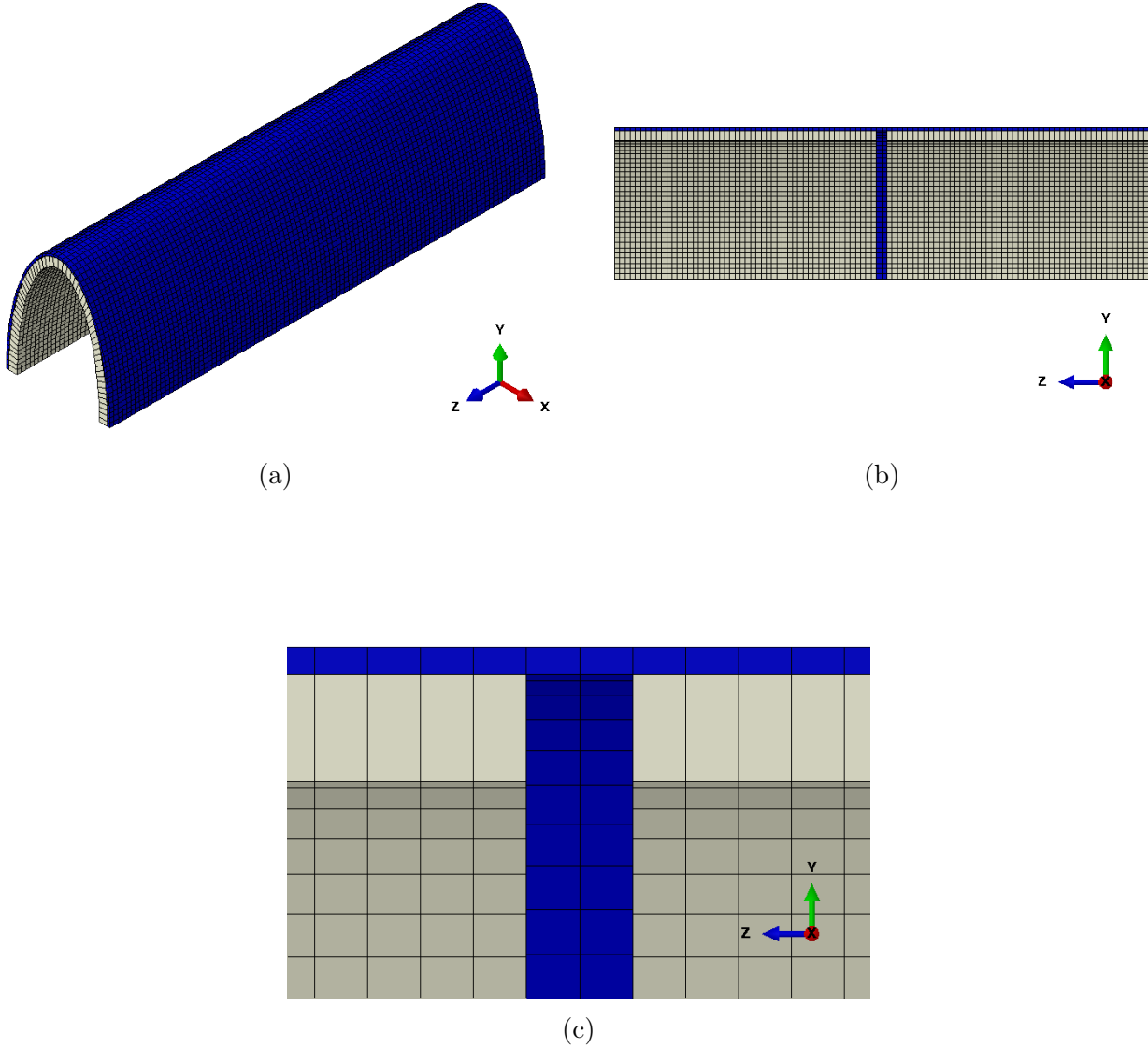


FIGURE 4 – (a) Vue isométrique et (b) vue de coupe dans le plan YZ de la géométrie et du maillage du modèle éléments finis d’une distraction ostéogénique mandibulaire. Le modèle se place au niveau du foyer d’ostéotomie qui sépare les tronçons osseux (en blanc) de 1 mm. Le périoste (en bleu) épouse la forme de ces derniers. (c) Zoom sur le foyer d’ostéotomie : 10 éléments maillent le périoste dans cette zone.

Matériau	E (GPa)	ν
Os	3	0.3

TABLE 4 – Valeurs du module d’Young (E) et du coefficient de Poisson (ν) utilisée pour représenter l’os dans le modèle éléments finis. Ces valeurs sont issues de la littérature [133].

collagène (figure 5). Ces repères sont orientés pour avoir un axe normal à la surface externe du périoste (axe 2 sur la figure) et un axe parallèle à l'axe de révolution du périoste (axe 3 pour le périoste). Les fibres du périoste sont alors orientées selon l'axe 3 de ces repères locaux. Les autres constantes ont été identifiées lors de mon stage [49].

Matériau	C_{01} (MPa)	C_{20} (MPa)	μ_1 (MPa)	q	m_0
Périoste	0.22	1.1	0.19	3	(0, 0, 1)

TABLE 5 – Valeurs des constantes utilisées pour décrire la loi comportementale du périoste dans le modèle éléments finis. Ces valeurs sont les valeurs moyennes identifiées lors d'une étude précédente [49]. m_0 : vecteur représentant l'orientation des fibres de collagène du périoste. Il n'est considéré qu'une seule famille de fibres alignées selon l'axe de l'os, soit z dans ce modèle.

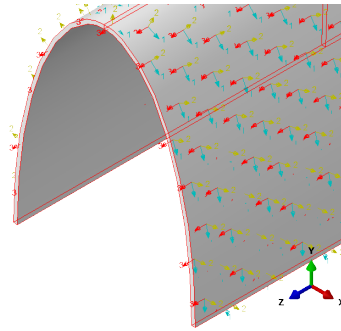


FIGURE 5 – Mise en avant de l'orientation locale assignée au périoste pour modéliser la contribution des fibres de collagène. Les repères orthonormés locaux ont un axe normal à la surface externe du périoste (axe 2 en jaune) et un axe parallèle à son axe de révolution (axe 3 en rouge). Les fibres sont orientées selon la direction de l'axe 3.

5.2.3 Interactions de contact

Pour mettre en place le distracteur, les chirurgiens doivent décoller une partie du périoste de la branche mandibulaire dans la zone du distracteur. Après avoir discuté avec des cliniciens, deux régions de périoste sont considérées comme initialement décollées, mises en avant en rouge sur la figure 6a. La région au niveau du trait d'ostéotomie – seule région initialement décollée sur le flanc lingual – fait une longueur de 10 mm qui est environ la largeur de la rugine utilisée pour décoller le périoste. L'ensemble du périoste du côté vestibulaire de la branche mandibulaire est décollé. Une interaction de contact, que l'on nommera général, est utilisée pour modéliser le contact entre ces régions du périoste et les tronçons osseux. Ce contact général est défini avec un comportement tangentiel sans friction et un comportement normal dur qui modélise la non-pénétration des surfaces. La méthode d'application des contraintes est laissée par défaut, et la séparation est autorisée après le contact.

Le reste des surfaces internes du périoste, mises en avant en rouge sur la figure 6b, adhère initialement à l'os. L'adhésion du périoste à l'os est modélisée par l'interaction de contact cohésif présentée dans le chapitre 4. Il est considéré que l'interface os-périoste est isotrope,

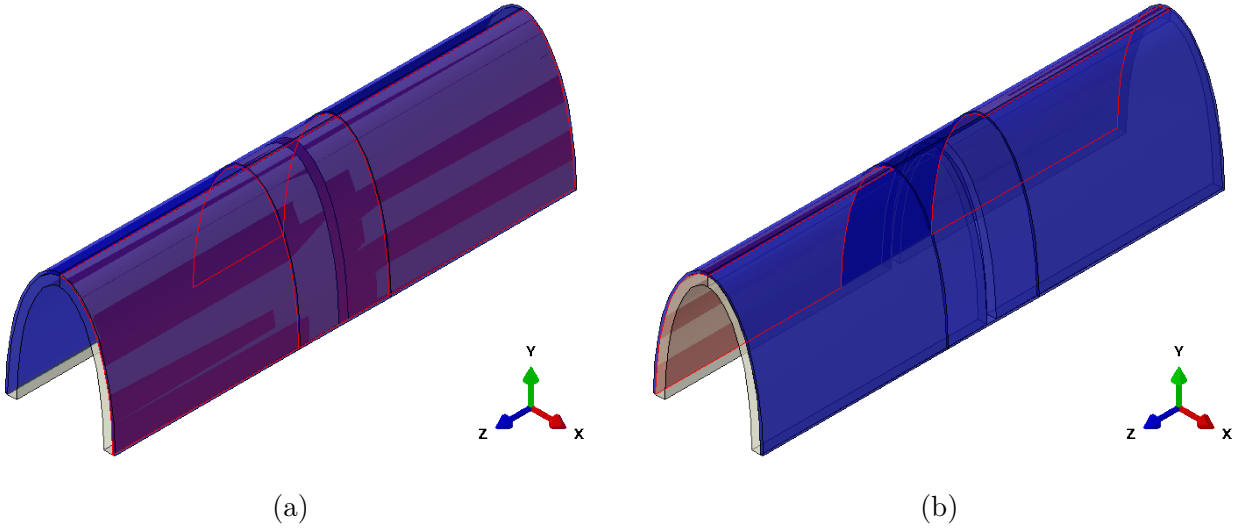


FIGURE 6 – Surfaces pilotées par : (a) l'interaction de contact général (b) l'interaction de contact cohésif. Le contact général est défini sans friction tangentielle et empêche l'interpénétration des surfaces. Le contact cohésif est défini avec une raideur $K = 32$ MPa/mm. L'initiation d'une fissure est pilotée par une contrainte critique $\sigma^c = 3$ MPa et son évolution par une énergie critique $G^c = 0.55$ mJ/mm².

et sa raideur K est fixée à 7.2 MPa/mm. De plus, l'endommagement de cette interface est modélisé par une loi de traction-séparation bilinéaire. L'initiation du dommage est pilotée par une contrainte critique fixée à $\sigma^c = 2$ MPa, et son évolution par l'énergie critique $G^c = 0.55$ mJ/mm² qui est la valeur moyenne obtenue avec les branches horizontales de mandibules de porc (chapitre 3). Un coefficient visqueux d'une valeur de 10^{-4} est fixé pour stabiliser l'endommagement.

Enfin, les surfaces internes du périoste sont couplées aux surfaces externes des tronçons osseux via le manager d'interaction. La méthode de discrétisation de ces contacts est "surface sur surface" et ils utilisent une formulation de petits glissements, qui sont recommandées par la documentation lorsque les surfaces en contact sont très courbées [132].

5.2.4 Étapes de la simulation

Cinq étapes de calculs en statique sont utilisées pour simuler les cinq premiers millimètres de distraction. Ces étapes font une durée de $t_{tot} = 1$ s et sont définies avec des géométries non linéaires, nécessaires pour les grandes déformations. L'incrément de temps est géré automatiquement avec un pas de temps initial $\Delta t_0 = 0.01$ s, un pas de temps minimum $\Delta t_{min} = 10^{-15}$ s et un pas de temps maximum $\Delta t_{max} = 0.01$ s. Ces petits pas de temps permettent une meilleure convergence des contraintes de contact.

5.2.5 Conditions limites

Pour caractériser la symétrie du système, les faces inférieures des tronçons osseux et du périoste sont bloquées en translation verticale (selon l'axe y) et en rotation selon les axes x et z sur l'ensemble de la simulation. Dans l'état initial (figure 7a), les degrés de liberté

en translation des faces antérieures et postérieures des tronçons osseux et du périoste sont bloqués selon la direction de l'axe z . À chaque étape, un déplacement de 1 mm selon l'axe z est appliqué sur pour simuler l'action du distracteur. À chaque étape, les faces antérieures du tronçon osseux mobile et du périoste subissent un déplacement de 1 mm selon l'axe z (figure 7b), qui s'ajoute au déplacement précédent, pour simuler l'action du distracteur.

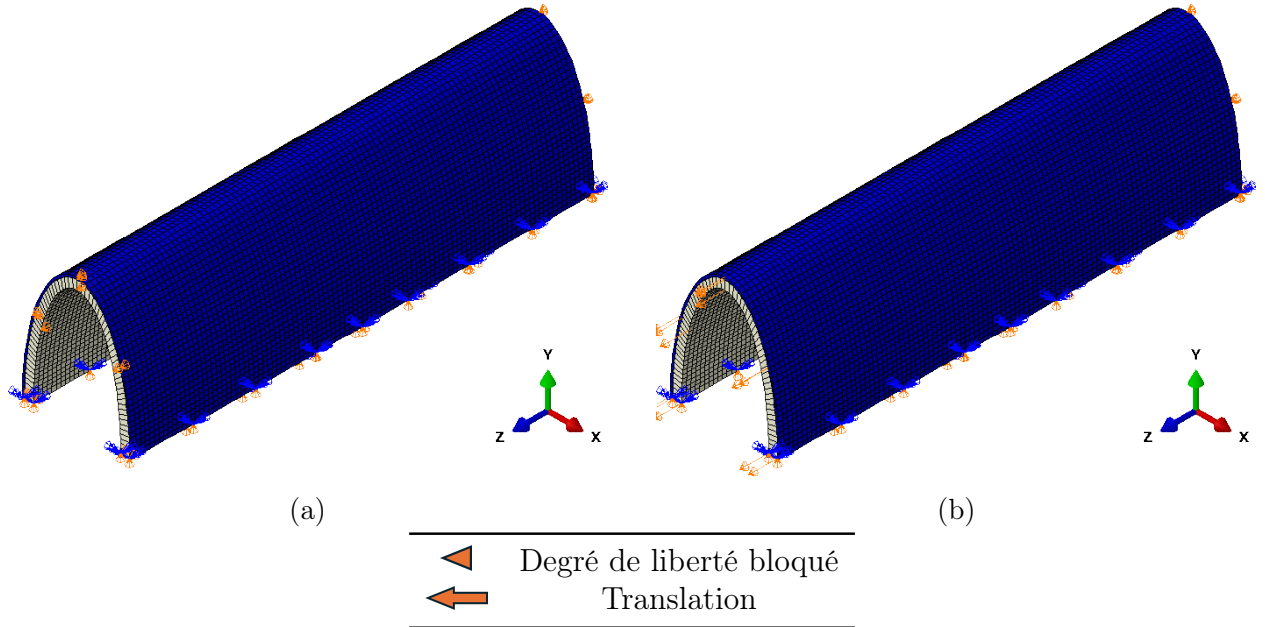


FIGURE 7 – Vue de coupe dans le plan yz et conditions limites du modèle. Le tronçon osseux de droite est bloqué en translation afin de reproduire les conditions physiologiques (attaché au ramus), et un déplacement de 1 mm est appliqué selon l'axe x au tronçon de gauche pour modéliser la première activation d'une distraction ostéogénique mandibulaire.

5.3 Résultats

La figure 14 présente l'évolution de la force, tracée en Newton, en fonction du déplacement imposé, tracé en millimètre, obtenue avec le modèle présenté précédemment. On observe que la force simulée au bout de 1 mm de distraction est bien plus grande que la force mesurée expérimentalement par DEBELMAS et al. [51] sur des sujets cadavériques. Cette force variait de 5 à 40 N en fonction des sujets, contre une force simulée de plus de 400 N. Il semblerait donc que la distraction ostéogénique mandibulaire ne peut être réduite à un essai de traction uni-axiale sur le périoste. En effet, ce résultat laisse penser qu'une partie du périoste se déchire lors de la distraction, ou bien qu'une partie se décolle de l'os.

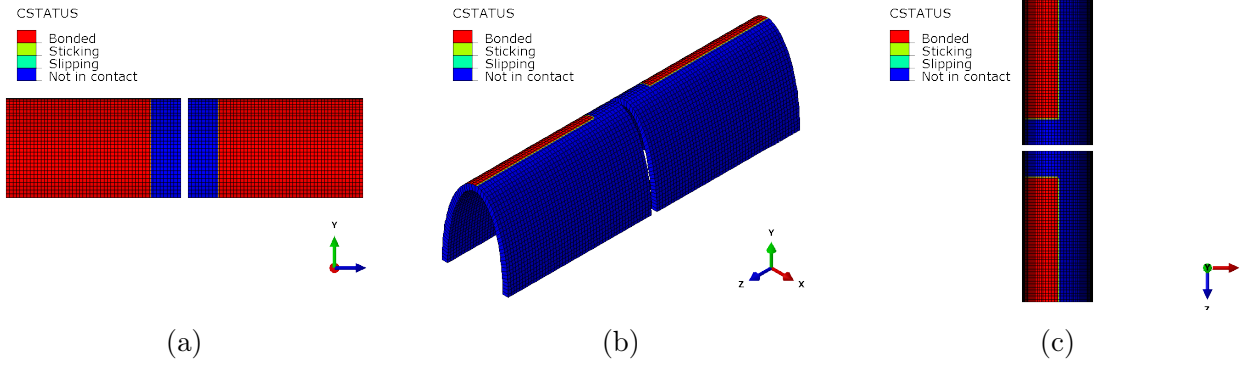


FIGURE 8

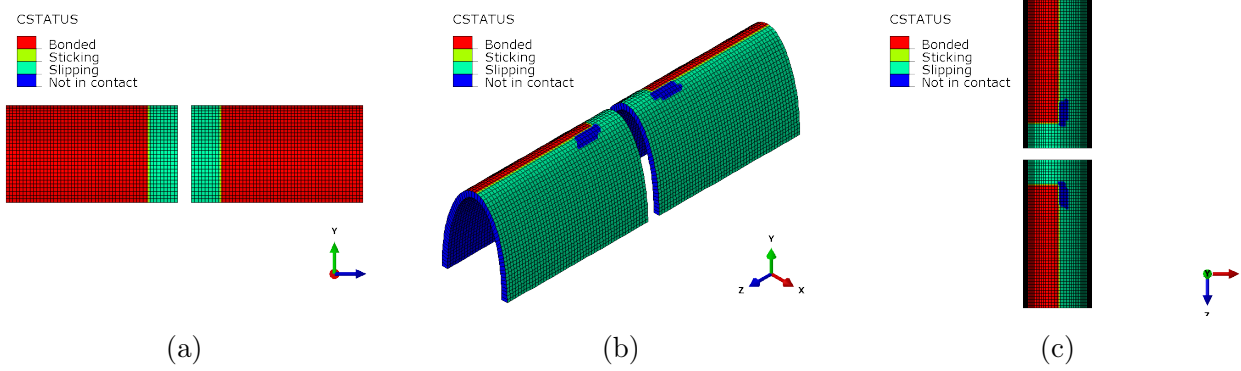


FIGURE 9

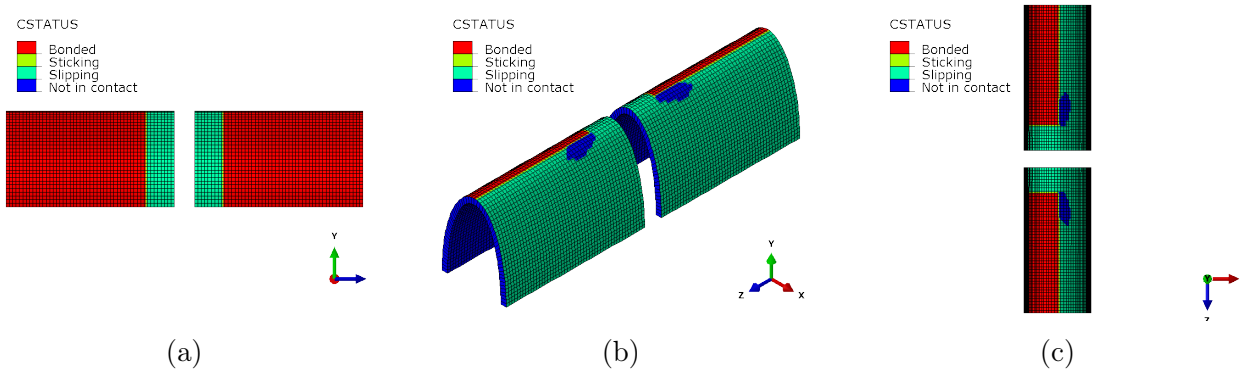


FIGURE 10

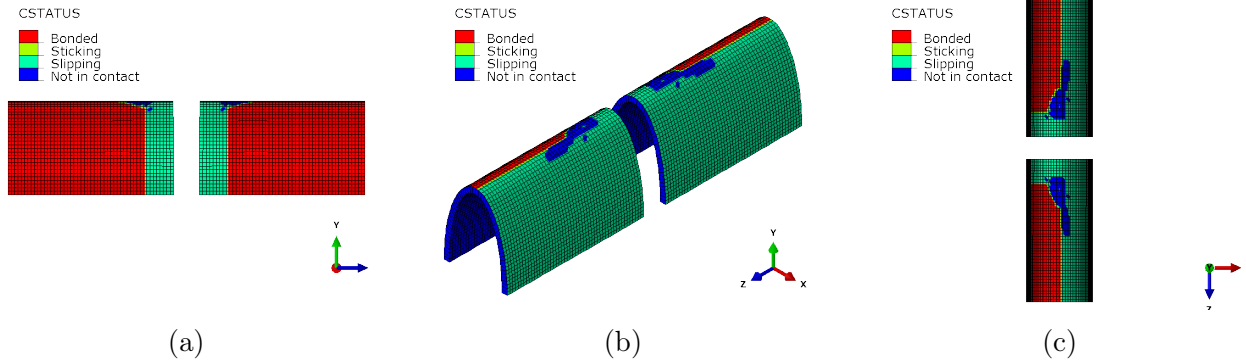


FIGURE 11

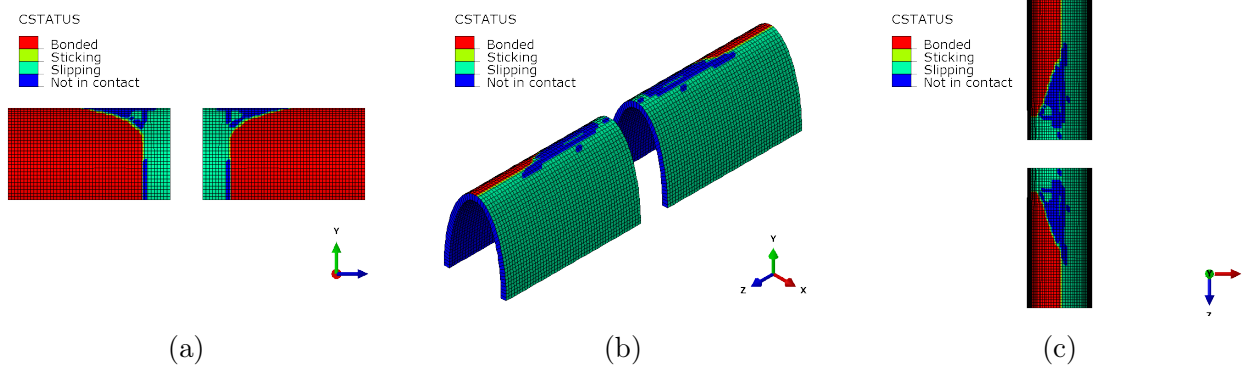


FIGURE 12

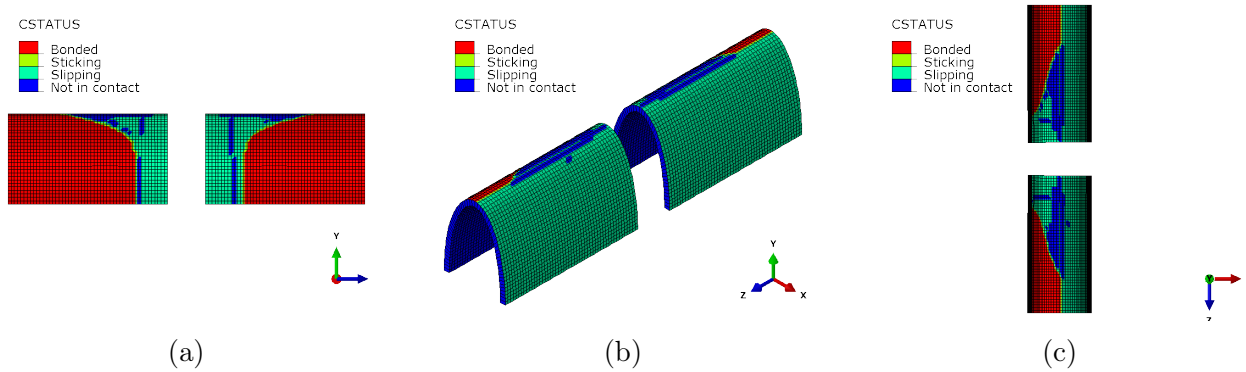


FIGURE 13

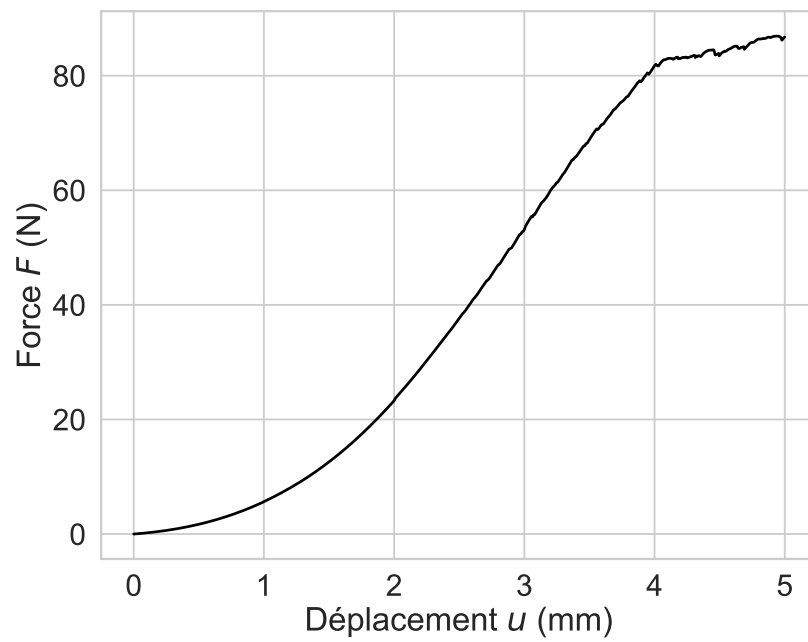


FIGURE 14 – Résultat de la simulation d’une distraction ostéogénique mandibulaire. La courbe tracée représente l’évolution de la force (en N) en fonction du déplacement imposé (en mm). Les mesures ont été effectuées sur la face du tronçon osseux mobile sur laquelle la translation est définie.

5.4 Discussion

Conclusion

Annexe A

Appendix Title

Bibliographie

- [1] ACADÉMIE DE MÉDECINE. *Dictionnaire*. 2025.
- [2] Ahmed NAHIAN et Pradip R CHAUHAN. « Histology, periosteum and endosteum ». In : (2020).
- [3] Jerry R DWEK. « The periosteum : what is it, where is it, and what mimics it in its absence? » In : *Skeletal radiology* 39 (2010), p. 319-323.
- [4] Scott J ROBERTS et al. « Uncovering the periosteum for skeletal regeneration : the stem cell that lies beneath ». In : *Bone* 70 (2015), p. 10-18.
- [5] Wentao ZHANG et al. « Periosteum and development of the tissue-engineered periosteum for guided bone regeneration ». In : *Journal of orthopaedic translation* 33 (2022), p. 41-54.
- [6] Z LIN et al. « Periosteum : biology and applications in craniofacial bone regeneration ». In : *Journal of dental research* 93.2 (2014), p. 109-116.
- [7] Hany Kamal MOSTAFA. « Structure and function of periosteum with special reference to its clinical application ». In : *Egyptian Journal of Histology* 42.1 (2019), p. 1-9.
- [8] Damien BISSERET et al. « Periosteum : characteristic imaging findings with emphasis on radiologic-pathologic comparisons ». In : *Skeletal radiology* 44 (2015), p. 321-338.
- [9] Azeez Omoniyi ADEOYE et al. « Periosteum : Functional Anatomy and Clinical Application. » In : *Malaysian Journal of Medicine & Health Sciences* 19.3 (2023).
- [10] Carlos Henrique Maia Ferreira ALENCAR et al. « Periosteum : An imaging review ». In : *European Journal of Radiology Open* 7 (2020), p. 100249.
- [11] Hailey ALLEN, Nicholas C BARNTHOUSE et Brian Y CHAN. « Periosteal pathologic conditions : imaging findings and pathophysiology ». In : *Radiographics* 43.2 (2022), e220120.
- [12] David J SIMMONS et al. « Periosteal attachment fibers in the rat calvarium ». In : *Calcified tissue international* 53 (1993), p. 424-427.
- [13] Julie MANON et al. « Periosteum and fascia lata : Are they so different? » In : *Frontiers in bioengineering and biotechnology* 10 (2022), p. 944828.
- [14] Barbara BRODSKY et Anton V PERSIKOV. « Molecular structure of the collagen triple helix ». In : *Advances in protein chemistry* 70 (2005), p. 301-339.
- [15] Meiyazhagan ASHOKKUMAR et Pulickel M AJAYAN. « Materials science perspective of multifunctional materials derived from collagen ». In : *International Materials Reviews* 66.3 (2021), p. 160-187.

- [16] Bernadette VRHOVSKI et Anthony S WEISS. « Biochemistry of tropoelastin ». In : *European Journal of Biochemistry* 258.1 (1998), p. 1-18.
- [17] Howard VINDIN, Suzanne M MITHIEUX et Anthony S WEISS. « Elastin architecture ». In : *Matrix biology* 84 (2019), p. 4-16.
- [18] GRAHAM ELLENDER, SOPHIE A FEIK et BJ CARACH. « Periosteal structure and development in a rat caudal vertebra ». In : *Journal of anatomy* 158 (1988), p. 173.
- [19] Christian Horst TONK et al. « Mesenchymal stem cells ». In : *Essential current concepts in stem cell biology* (2020), p. 21-39.
- [20] James A ANKRUM, Joon Faii ONG et Jeffrey M KARP. « Mesenchymal stem cells : immune evasive, not immune privileged ». In : *Nature biotechnology* 32.3 (2014), p. 252-260.
- [21] Ranjeet Singh MAHLA. « Stem cells applications in regenerative medicine and disease therapeutics ». In : *International journal of cell biology* 2016.1 (2016), p. 6940283.
- [22] Arnold I CAPLAN. « Mesenchymal stem cells : time to change the name ! » In : *Stem cells translational medicine* 6.6 (2017), p. 1445-1451.
- [23] Sönke Percy FREY et al. « Immunohistochemical and molecular characterization of the human periosteum ». In : *The Scientific World Journal* 2013.1 (2013), p. 341078.
- [24] AH SIMPSON. « The blood supply of the periosteum ». In : *Journal of anatomy* 140.Pt 4 (1985), p. 697.
- [25] Melissa L Knothe TATE et al. « Periosteum mechanobiology and mechanistic insights for regenerative medicine ». In : *BoneKEy reports* 5 (2016), p. 857.
- [26] Panagiotis PANAGAKIS et al. « The Role of the Periosteum in Bone Formation From Adolescence to Old Age ». In : *Cureus* 17.1 (2025).
- [27] José M LÓPEZ. *Bone development and growth*. 2024.
- [28] Rosy SETIAWATI et Paulus RAHARDJO. « Bone development and growth ». In : *Osteogenesis and bone regeneration* 10 (2019), p. 82452.
- [29] Grant BREELAND, Margaret A SINKLER et Ritesh G MENEZES. « Embryology, bone ossification ». In : *StatPearls [Internet]*. StatPearls Publishing, 2023.
- [30] RANIERI CANCEDDA et al. « Developmental control of chondrogenesis and osteogenesis ». In : *International Journal of Developmental Biology* 44.6 (2000), p. 707-714.
- [31] Alma Y PARRA-TORRES et al. « Molecular aspects of bone remodeling ». In : *Topics in osteoporosis* (2013), p. 1-27.
- [32] Liza J RAGGATT et Nicola C PARTRIDGE. « Cellular and molecular mechanisms of bone remodeling ». In : *Journal of biological chemistry* 285.33 (2010), p. 25103-25108.
- [33] Koichi MATSUO et Naoko IRIE. « Osteoclast–osteoblast communication ». In : *Archives of biochemistry and biophysics* 473.2 (2008), p. 201-209.
- [34] Jasreen KULAR et al. « An overview of the regulation of bone remodelling at the cellular level ». In : *Clinical biochemistry* 45.12 (2012), p. 863-873.
- [35] Lynda F BONEWALD. « The amazing osteocyte ». In : *Journal of bone and mineral research* 26.2 (2011), p. 229-238.

- [36] Erik Fink ERIKSEN. « Cellular mechanisms of bone remodeling ». In : *Reviews in Endocrine and Metabolic Disorders* 11 (2010), p. 219-227.
- [37] Tadeusz NIEDZWIEDZKI et Joanna FILIPOWSKA. « Bone remodeling in the context of cellular and systemic regulation : the role of osteocytes and the nervous system ». In : *J Mol Endocrinol* 55.2 (2015), R23-36.
- [38] Lijun WANG et al. « Mechanical regulation of bone remodeling ». In : *Bone research* 10.1 (2022), p. 16.
- [39] M BERT. *Implantologie : Bases fondamentales, Conséquences cliniques*. 2021.
- [40] Oriane DUCHAMP DE LAGENESTE et al. « Periosteum contains skeletal stem cells with high bone regenerative potential controlled by Periostin ». In : *Nature communications* 9.1 (2018), p. 773.
- [41] Yiming Liam LIU et al. « Fibrous periosteum repairs bone fracture and maintains the healed bone throughout mouse adulthood ». In : *Developmental Cell* 59.9 (2024), p. 1192-1209.
- [42] Konstantinos N MALIZOS et Loukia K PAPATHEODOROU. « The healing potential of the periosteum : molecular aspects ». In : *Injury* 36.3 (2005), S13-S19.
- [43] T Paul NEAGU et al. « The relationship between periosteum and fracture healing ». In : *Rom J Morphol Embryol* 57.4 (2016), p. 1215-1220.
- [44] Diane M RAAB-CULLEN et al. « Mechanical loading stimulates rapid changes in periosteal gene expression ». In : *Calcified tissue international* 55 (1994), p. 473-478.
- [45] Takahiro KANNO et al. « Tensile mechanical strain up-regulates Runx2 and osteogenic factor expression in human periosteal cells : implications for distraction osteogenesis ». In : *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 63.4 (2005), p. 499-504.
- [46] Ulf R KNOTHE et al. « Effects of mechanical loading patterns, bone graft, and proximity to periosteum on bone defect healing ». In : *Journal of biomechanics* 43.14 (2010), p. 2728-2737.
- [47] Jeroen EYCKMANS, Grace L LIN et Christopher S CHEN. « Adhesive and mechanical regulation of mesenchymal stem cell differentiation in human bone marrow and periosteum-derived progenitor cells ». In : *Biology open* 1.11 (2012), p. 1058-1068.
- [48] Natacha KADLUB et al. « Modeling of the human mandibular periosteum material properties and comparison with the calvarial periosteum ». In : *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 19.2 (2020), p. 461-470.
- [49] Alexandre HAMMA et al. « Identification of a visco-hyperelastic model for mandibular periosteum ». In : *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 133 (2022), p. 105323.
- [50] Christos K YIANNAKOPOULOS et al. « The biomechanical capacity of the periosteum in intact long bones ». In : *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 128 (2008), p. 117-120.
- [51] Alexandre DEBELMAS et al. « Contribution of the periosteum to mandibular distraction ». In : *PLoS One* 13.6 (2018), e0199116.

- [52] Gerhard A HOLZAPFEL et al. « Biomechanics of soft tissue ». In : *The handbook of materials behavior models* 3.1 (2001), p. 1049-1063.
- [53] Aisling Ní ANNAIDH et al. « Characterization of the anisotropic mechanical properties of excised human skin ». In : *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 5.1 (2012), p. 139-148.
- [54] TE POPOWICS, Z ZHU et SW HERRING. « Mechanical properties of the periosteum in the pig, *Sus scrofa* ». In : *Archives of oral biology* 47.10 (2002), p. 733-741.
- [55] RSI RIVLIN. « Large elastic deformations of isotropic materials. I. Fundamental concepts ». In : *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences* 240.822 (1948), p. 459-490.
- [56] Sylwia D ŁAGAN et Aneta LIBER-KNEĆ. « Experimental testing and constitutive modeling of the mechanical properties of the swine skin tissue ». In : *Acta of bioengineering and biomechanics* 19.2 (2017), p. 93-102.
- [57] Melvin MOONEY. « A theory of large elastic deformation ». In : *Journal of applied physics* 11.9 (1940), p. 582-592.
- [58] Jeffrey A WEISS, Bradley N MAKER et Sanjay GOVINDJEE. « Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity ». In : *Computer methods in applied mechanics and engineering* 135.1-2 (1996), p. 107-128.
- [59] Jérémy DALLARD. « Modélisation du doigt dans un contexte de manipulation fine : une approche éléments finis et expérimentale ». Thèse de doct. Université de Lyon, 2016.
- [60] SG KULKARNI et al. « A transversely isotropic visco-hyperelastic constitutive model for soft tissues ». In : *Mathematics and Mechanics of Solids* 21.6 (2016), p. 747-770.
- [61] Sarah F EVANS, Hana CHANG et Melissa L KNOTHE TATE. « Elucidating multiscale periosteal mechanobiology : a key to unlocking the smart properties and regenerative capacity of the periosteum ? » In : *Tissue Engineering Part B : Reviews* 19.2 (2013), p. 147-159.
- [62] Yongxi LIANG et al. « Quantitative characterizations of the Sharpey's fibers of rat molars ». In : *Journal of periodontal research* 55.2 (2020), p. 307-314.
- [63] RH MARTINEZ et RB JOHNSON. « Effects of orthodontic forces on the morphology and diameter of Sharpey fibers of the alveolar bone of the rat ». In : *The Anatomical Record* 219.1 (1987), p. 10-20.
- [64] E SHORT et RB JOHNSON. « Effects of tooth function on adjacent alveolar bone and Sharpey's fibers of the rat periodontium ». In : *The Anatomical Record* 227.4 (1990), p. 391-396.
- [65] Irving B STERN. « An electron microscopic study of the cementum, Sharpey's fibers and periodontal ligament in the rat incisor ». In : *American journal of anatomy* 115.3 (1964), p. 377-409.
- [66] Roger B JOHNSON. « A classification of Sharpey's fibers within the alveolar bone of the mouse : A high-voltage electron microscope study ». In : *The Anatomical Record* 217.4 (1987), p. 339-347.

- [67] Jean E AARON. « Periosteal Sharpey's fibers : a novel bone matrix regulatory system ? » In : *Frontiers in endocrinology* 3 (2012), p. 98.
- [68] A AL-QTAITAT, RC SHORE et JE AARON. « Structural changes in the ageing periosteum using collagen III immuno-staining and chromium labelling as indicators ». In : *J Musculoskelet Neuronal Interact* 10.1 (2010), p. 112-123.
- [69] Jamie FITZGERALD, Paul HOLDEN et Uwe HANSEN. « The expanded collagen VI family : new chains and new questions ». In : *Connective tissue research* 54.6 (2013), p. 345-350.
- [70] Sarah H MCBRIDE, Sarah F EVANS et Melissa L Knothe TATE. « Anisotropic mechanical properties of ovine femoral periosteum and the effects of cryopreservation ». In : *Journal of biomechanics* 44.10 (2011), p. 1954-1959.
- [71] Xinping ZHANG et al. « A perspective : engineering periosteum for structural bone graft healing ». In : *Clinical orthopaedics and related research* 466 (2008), p. 1777-1787.
- [72] P-A DINER et al. « Intraoral distraction for mandibular lengthening : a technical innovation ». In : *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 24.2 (1996), p. 92-95.
- [73] AR CHANCHOLLE, J SABOYE et JJ TOURNIER. « Prise en charge des fentes labio-palatines par l'équipe du docteur Chancholle à Toulouse ». In : 47.2 (2002), p. 92-105.
- [74] Quan WANG et al. « Artificial periosteum in bone defect repair—A review ». In : *Chinese Chemical Letters* 28.9 (2017), p. 1801-1807.
- [75] Joanna L NG et al. « Scale-up of nature's tissue weaving algorithms to engineer advanced functional materials ». In : *Scientific Reports* 7.1 (2017), p. 40396.
- [76] JPO PEREIRA et al. « Adherend effect on the peel strength of a brittle adhesive ». In : *Procedia Structural Integrity* 37 (2022), p. 722-729.
- [77] Sergio CORREIA, Vitor ANES et Luis REIS. « Effect of surface treatment on adhesively bonded aluminium-aluminium joints regarding aeronautical structures ». In : *Engineering Failure Analysis* 84 (2018), p. 34-45.
- [78] Attila GÉCZY, Márk KOVÁCS et István HAJDU. « Conductive layer deposition and peel tests on biodegradable printed circuit boards ». In : (2012), p. 139-142.
- [79] Johan PM HOEFNAGELS et al. « Copper-rubber interface delamination in stretchable electronics ». In : *Scripta Materialia* 63.8 (2010), p. 875-878.
- [80] Eric D JENKINS et al. « Biomechanical and histologic evaluation of fenestrated and nonfenestrated biologic mesh in a porcine model of ventral hernia repair ». In : *Journal of the American College of Surgeons* 212.3 (2011), p. 327-339.
- [81] Philip PROCTER et al. « A biomechanical test model for evaluating osseous and osteochondral tissue adhesives ». In : *BMC Biomedical Engineering* 1 (2019), p. 1-9.
- [82] Junjie LIU et al. « Functional hydrogel coatings ». In : *National Science Review* 8.2 (2021), nwaa254.
- [83] Yecheng WANG, Tenghao YIN et Zhigang SUO. « Polyacrylamide hydrogels. III. Lap shear and peel ». In : *Journal of the Mechanics and Physics of Solids* 150 (2021), p. 104348.

- [84] Xiaodong WAN, Yunfeng HE et Canhui YANG. « Simulation of the peel of hydrogels with stiff backing ». In : *Soft Matter* 18.2 (2022), p. 272-281.
- [85] Melkie Getnet TADESSE et al. « 3D printing of NinjaFlex filament onto PEDOT : PSS-coated textile fabrics for electroluminescence applications ». In : *Journal of Electronic Materials* 47 (2018), p. 2082-2092.
- [86] Yichen XU et al. « Peel bond strength between 3D printing tray materials and elastomeric impression/adhesive systems : A laboratory study ». In : *Dental Materials* 36.7 (2020), e241-e254.
- [87] Ted DIEHL. « On using a penalty-based cohesive-zone finite element approach, Part I : Elastic solution benchmarks ». In : *International Journal of Adhesion and Adhesives* 28.4-5 (2008), p. 237-255.
- [88] Jinhyeok JANG et al. « Prediction of delamination of steel-polymer composites using cohesive zone model and peeling tests ». In : *Composite Structures* 160 (2017), p. 118-127.
- [89] Michael D BARTLETT et al. « Peel tests for quantifying adhesion and toughness : A review ». In : *Progress in Materials Science* 137 (2023), p. 101086.
- [90] JEA BERTRAM, Y POLEVOY et DM CULLINANE. « Mechanics of avian fibrous periosteum : tensile and adhesion properties during growth ». In : *Bone* 22.6 (1998), p. 669-675.
- [91] Idris K MOHAMMED, Anthony J KINLOCH et Maria N CHARALAMBIDES. « Modelling the peeling behavior of soft adhesives ». In : *Procedia Structural Integrity* 2 (2016), p. 326-333.
- [92] Y VALLET et al. « Characterization of the skin-to-bone mechanical interaction on porcine scalp : A combined experimental and computational approach ». In : *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 147 (2023), p. 106139.
- [93] Ryota MASUDA, Hirotugu INOUE et Kikuo KISHIMOTO. « Peeling rate dependency of delamination behavior of adhesives ». In : *Advanced Materials Research* 33 (2008), p. 339-344.
- [94] MY KHALID, A AL RASHID et MF SHEIKH. « Effect of anodizing process on inter laminar shear strength of GLARE composite through T-peel test : experimental and numerical approach ». In : *Experimental Techniques* 45.2 (2021), p. 227-235.
- [95] IK MOHAMMED, MN CHARALAMBIDES et AJ KINLOCH. « Modeling the effect of rate and geometry on peeling and tack of pressure-sensitive adhesives ». In : *Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics* 233 (2016), p. 85-94.
- [96] AJ KINLOCH, CC LAU et JG WILLIAMS. « The peeling of flexible laminates ». In : *International Journal of Fracture* 66 (1994), p. 45-70.
- [97] Heather M POWELL et Steven T BOYCE. « EDC cross-linking improves skin substitute strength and stability ». In : *Biomaterials* 27.34 (2006), p. 5821-5827.
- [98] Eric LG VERHOEVEN et al. « Practical points of attention beyond instructions for use with the Zenith fenestrated stent graft ». In : *Journal of Vascular Surgery* 60.1 (2014), p. 246-252.

- [99] Alex E LAROSE et al. « Peel test to assess the adhesion strength of the dermal–epidermal junction in tissue-engineered skin ». In : *Tissue Engineering Part C : Methods* 26.3 (2020), p. 180-189.
- [100] Navajit S BABAN et al. « Understanding interfacial fracture behavior between microinterlocked soft layers using physics-based cohesive zone modeling ». In : *Physical Review E* 102.1 (2020), p. 012801.
- [101] Mika WATANABE et al. « Epidermal aspects of type VII collagen : implications for dystrophic epidermolysis bullosa and epidermolysis bullosa acquisita ». In : *The Journal of Dermatology* 45.5 (2018), p. 515-521.
- [102] Gerhard SOMMER et al. « Dissection properties of the human aortic media : an experimental study ». In : *Journal of Biomechanical Engineering* 130.2 (mars 2008), p. 021007. ISSN : 0148-0731. DOI : 10.1115/1.2898733. eprint : https://asmedigitalcollection.asme.org/biomechanical/article-pdf/130/2/021007/5489316/021007_1.pdf. URL : <https://doi.org/10.1115/1.2898733>.
- [103] Jianhua TONG et al. « Variations of dissection properties and mass fractions with thrombus age in human abdominal aortic aneurysms ». In : *Journal of biomechanics* 47.1 (2014), p. 14-23.
- [104] Andrea AVANZINI et al. « Biomechanical evaluation of ascending aortic aneurysms ». In : *BioMed research international* 2014.1 (2014), p. 820385.
- [105] Marta KOZUŃ. « Delamination properties of the human thoracic arterial wall with early stage of atherosclerosis lesions ». In : *Journal of Theoretical and Applied Mechanics* 54 (2016).
- [106] Christopher E KORENCZUK et al. « Ex vivo mechanical tests and multiscale computational modeling highlight the importance of intramural shear stress in ascending thoracic aortic aneurysms ». In : *Journal of biomechanical engineering* 141.12 (2019), p. 121010.
- [107] Alicja ZIENTARA et al. « How to test adhesive strength : a biomechanical testing for aortic glue used in type a dissection repair ». In : *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery* 64.4 (2023), ezad270.
- [108] Frank J CRIADO. « Aortic dissection : a 250-year perspective ». In : *Texas Heart Institute Journal* 38.6 (2011), p. 694.
- [109] Santi TRIMARCHI et al. « Contemporary results of surgery in acute type A aortic dissection : The International Registry of Acute Aortic Dissection experience ». In : *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery* 129.1 (2005), p. 112-122.
- [110] Santi TRIMARCHI et al. « Role of age in acute type A aortic dissection outcome : report from the International Registry of Acute Aortic Dissection (IRAD) ». In : *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* 140.4 (2010), p. 784-789.
- [111] Christopher NOBLE et al. « Controlled peel testing of a model tissue for diseased aorta ». In : *Journal of biomechanics* 49.15 (2016), p. 3667-3675.
- [112] Selda SHERIFOVA et Gerhard A HOLZAPFEL. « Biomechanics of aortic wall failure with a focus on dissection and aneurysm : A review ». In : *Acta biomaterialia* 99 (2019), p. 1-17.

- [113] Samuel C SIU et Candice K SILVERSIDES. « Bicuspid aortic valve disease ». In : *Journal of the American College of Cardiology* 55.25 (2010), p. 2789-2800.
- [114] Jennifer C-Y CHUNG et al. « Biomechanics of aortic dissection : a comparison of aortas associated with bicuspid and tricuspid aortic valves ». In : *Journal of the American Heart Association* 9.15 (2020), e016715.
- [115] Salvatore PASTA et al. « Effect of aneurysm on the mechanical dissection properties of the human ascending thoracic aorta ». In : *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery* 143.2 (2012), p. 460-467.
- [116] Ruizhi WANG, Xunjie YU et Yanhang ZHANG. « Mechanical and structural contributions of elastin and collagen fibers to interlamellar bonding in the arterial wall ». In : *Biomechanics and modeling in mechanobiology* 20 (2021), p. 93-106.
- [117] Colleen M WITZENBURG et al. « Failure of the porcine ascending aorta : multidirectional experiments and a unifying microstructural model ». In : *Journal of biomechanical engineering* 139.3 (2017), p. 031005.
- [118] K KENDALL. « The adhesion and surface energy of elastic solids ». In : *Journal of Physics D : Applied Physics* 4.8 (1971), p. 1186.
- [119] Alan Arnold GRIFFITH. « VI. The phenomena of rupture and flow in solids ». In : *Philosophical transactions of the royal society of london. Series A, containing papers of a mathematical or physical character* 221.582-593 (1921), p. 163-198.
- [120] JG WILLIAMS. « Energy release rates for the peeling of flexible membranes and the analysis of blister tests ». In : *International Journal of Fracture* 87 (1997), p. 265-288.
- [121] Ph MARTINY et al. « Numerical analysis of the energy contributions in peel tests : A steady-state multilevel finite element approach ». In : *International Journal of Adhesion and Adhesives* 28.4-5 (2008), p. 222-236.
- [122] Joren PELFRENE, Sam VAN DAM et Wim VAN PAEPEGEM. « Numerical analysis of the peel test for characterisation of interfacial debonding in laminated glass ». In : *International Journal of Adhesion and Adhesives* 62 (2015), p. 146-153.
- [123] JBS NÓBREGA et al. « Numerical estimation of the peel strength of adhesive joints via the floating roller peel test ». In : *Procedia Structural Integrity* 47 (2023), p. 408-416.
- [124] Y MI et al. « Progressive delamination using interface elements ». In : *Journal of composite materials* 32.14 (1998), p. 1246-1272.
- [125] Victor A EREMEYEV et Konstantin NAUMENKO. « A relationship between effective work of adhesion and peel force for thin hyperelastic films undergoing large deformation ». In : *Mechanics Research Communications* 69 (2015), p. 24-26.
- [126] Sindre Nordmark OLUFSEN, Marius Endre ANDERSEN et Egil FAGERHOLT. « μ DIC : An open-source toolkit for digital image correlation ». In : *SoftwareX* 11 (2020), p. 100391.
- [127] Siddhesh DALVI et al. « Linking energy loss in soft adhesion to surface roughness ». In : *Proceedings of the National Academy of Sciences* 116.51 (2019), p. 25484-25490.
- [128] Valentin L POPOV, Qiang LI et Iakov A LYASHENKO. « Contact mechanics and friction : Role of adhesion ». In : *Friction* 13.1 (2025), p. 9440964.

- [129] Joseph G MCCARTHY et al. « Distraction osteogenesis of the craniofacial skeleton ». In : *Plastic and reconstructive surgery* 107.7 (2001), p. 1812-1824.
- [130] J DALLARD et al. « Mechanical properties of the human periosteum in the mandibular osteogenesis context ». In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 22.sup1 (2019), S39-S41.
- [131] Ravin VALLABH et al. « The morphology of the human mandible : A computational modelling study ». In : *Biomechanics and modeling in mechanobiology* 19.4 (2020), p. 1187-1202.
- [132] DASSAULT SYSTÈMES. *Abaqus 2025 Documentation*. Accessed : 2025-09-06. Dassault Systèmes Simulia Corp. Providence, RI, USA, 2025. URL : https://help.3ds.com/2024/english/DSSIMULIA_EstablishedDoc.htm.
- [133] G. ODIN et al. « Determination of Young's modulus of mandibular bone using inverse analysis. » In : *Medical engineering and physics* 32 6 (2010), p. 630-7. DOI : 10.1016/j.medengphy.2010.03.009.
- [134] Richard VILLEY et al. « Rate-dependent elastic hysteresis during the peeling of pressure sensitive adhesives ». In : *Soft Matter* 11.17 (2015), p. 3480-3491.
- [135] Joseph E VAN SICKELS et Likith V REDDY. « Distractor design and options ». In : *Atlas of the oral and maxillofacial surgery clinics of North America* 16.2 (2008), p. 159-167.
- [136] Heleen FEHERVARY et al. « How to implement user-defined fiber-reinforced hyperelastic materials in finite element software ». In : *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 110 (2020), p. 103737.
- [137] David R NOLAN et al. « A robust anisotropic hyperelastic formulation for the modeling of soft tissue ». In : *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 39 (2014), p. 48-60.
- [138] Guillaume DUBOIS. « Etude biomécanique de la distraction ostéogénique et de sa mise en oeuvre en chirurgie maxillofaciale ». Thèse de doct. Université Paul Verlaine-Metz, 2008.