



HAL
open science

Impact de l'opération de perçage sur l'intégrité des tissus osseux : modélisation et expérimentation

Foli Noël Amewoui Ekoue-Adjoka

► To cite this version:

Foli Noël Amewoui Ekoue-Adjoka. Impact de l'opération de perçage sur l'intégrité des tissus osseux : modélisation et expérimentation. Mécanique des matériaux [physics.class-ph]. Université de Lorraine, 2020. Français. NNT : 2020LORR0095 . tel-02970028

HAL Id: tel-02970028

<https://hal.univ-lorraine.fr/tel-02970028v1>

Submitted on 17 Oct 2020

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

Ecole Doctorale C2MP (Chimie – Mécanique – Matériaux – Physique)

THÈSE

pour l'obtention du titre de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE LORRAINE

Mention : « Mécanique des Matériaux »

Présentée et soutenue le 10 Juillet 2020 par :

Foli Noël AMEWOUI EKOUE-ADJOKA

Impact de l'opération de perçage sur l'intégrité des tissus osseux : Modélisation et Expérimentation

Composition du jury :

Mme Nadia BAHLOULI	Professeur des Universités, ICube, Université de Strasbourg	Présidente
Mme Hélène FOLLET	Chargée de Recherche - HDR, Inserm, Lyon	Rapporteur
Mr Redouane ZITOUNE	Maitre de Conférences – HDR, Université Paul Sabatier de Toulouse	Rapporteur
Mr Laurent DUBAR	Professeur des Universités, Université Polytechnique Hauts de France	Examineur
Mme Cécile PARIETTI-WINKLER	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier, CHRU Nancy, Université de Lorraine	Examinatrice
Mr Mohammed NOUARI	Professeur des Universités, Université de Lorraine	Invité
Mr Gaël LE COZ	Ingénieur de Recherche, LEM3, Université de Lorraine	Co-encadrant
Mme Anne-Sophie BONNET	Maitre de conférences – HDR, Université de Lorraine	Co-directrice
Mr Abdelhadi MOUFGI	Professeur des Universités, Université de Lorraine	Directeur

Laboratoire d'Etude des Microstructures et de Mécanique des Matériaux
7 rue Félix Savart, 57070 Metz – France

Remerciements :

Cet ouvrage est le fruit de trois années de collaboration des départements MMSV (Mécanique des Matériaux, des Structures et du Vivant) et T-PRiom (Thermomécanique des Procédés et des Interactions Outil-Matière) du LEM3. Cette thèse a fait l'objet d'un contrat doctoral Etablissement financé par l'Université de Lorraine. Elle résulte d'une interaction permanente avec les personnes d'horizons divers : les collègues doctorants, les techniciens, les ingénieurs, les universitaires et les personnels administratifs du LEM3, de l'Ecole doctorale C2MP et de l'université de Lorraine. Ce sont eux que je remercie en premier lieu.

Je tiens à remercier vivement M. Abdelhadi MOUFKI et Mme Anne-Sophie BONNET, respectivement directeur et co-directrice de cette thèse. A travers leur expertise et leur sens de rigueur, ils ont su sublimer ce travail. Merci pour votre patience et votre disponibilité.

Je tiens aussi à remercier M. Gael LE COZ, ingénieur de recherche au LEM3. Sa disponibilité et son sens très aigu de la recherche expérimentale ont contribué à orienter ce travail.

Je remercie vivement M. Mohammed NOUARI (Professeur des Universités, Université de Lorraine) de m'avoir fait honneur en faisant partie de mon jury en tant que membre invité et sa collaboration tout au long de cette thèse. Un merci chaleureux à M. Sofiane ZENIA pour m'avoir mis le pied à l'étrier dans la réalisation de l'approche numérique de cette thèse. Je remercie tout particulièrement M. Hamid MAKICH pour son accueil et sa disponibilité lors de mes séjours de travail à Saint-Dié.

Je tiens également à exprimer ma gratitude à la présidente du jury Mme Nadia BAHLOULI, (Professeur des universités, Laboratoire Icube, Université de Strasbourg), aux rapporteurs de ma thèse, Mme Hélène FOLLET (Chargée de recherche – HDR, Inserm, Lyon) et M. Redouane ZITOUNE (Maitre de Conférences – HDR, Université Paul Sabatier de Toulouse) et aux examinateurs de la thèse, M. Laurent DUBAR (Professeur des Universités, Université Polytechnique Hauts de France), Mme Cécile PARIETTI-WINKLER (Professeur des Universités – Praticien hospitalier, CHRU Nancy, Université de Lorraine).

J'adresse mes remerciements aux membres de mon comité de thèse M. Eric FLEURY (Professeur des universités, Université de Lorraine), M. José OUTEIRO (Professeur des universités, Arts et Métiers ParisTech) pour leurs remarques pertinentes et leurs conseils.

Enfin, un merci tout chaleureux à la grande famille AMEWOUI EKOUE-ADJOKA, à ma mère, à mes frères et sœurs pour leur soutien, encouragement et patience durant ces longues années de thèse.

“Il faut toujours remercier l’arbre à karité sous lequel on a ramassé de bons fruits pendant la bonne saison.”

En hommage à Papa

Francis Minyanu AMEWOUÏ EKOUE-ADJOKA

A la mémoire de mon père

Léonard Assiongbon AMEWOUÏ EKOUE-ADJOKA

Table des matières

Table des matières	i
Liste des figures	v
Liste des tableaux	xii
Introduction générale	1
Chapitre 1. Etude bibliographique	6
1.1 Introduction	6
1.2 Os : Vue à travers l’œil du mécanicien et du physiologiste.	6
1.3 Mousse de polyuréthane	11
1.4 Ostéonécrose thermique : principale menace du perçage de l’os.....	11
1.5 Paramètres de coupe influençant la réponse thermomécanique de l’os lors de son perçage 14	
1.5.1 Vitesse de rotation.....	15
1.5.2 Avance du foret	19
1.5.3 Energie spécifique, puissance et rendement de la coupe.....	21
1.5.4 Pré-perçage.....	23
1.5.5 Refroidissement.....	24
1.6 Modélisation analytique de la réponse thermomécanique de l’os pendant le perçage	28
1.7 Modélisation numérique de l’opération du perçage de l’os.....	41
1.8 Conclusion	48
Chapitre 2. Etude expérimentale : perçage de l’os et des matériaux de tests biomécaniques 50	
2.1 Introduction	50
2.2 Présentation des matériaux d’étude	51

2.2.1	Os diaphysaire du fémur porcin	51
2.2.2	Mousses de Polyuréthane utilisées	52
2.3	Caractérisation des mousses de PU : Essais de compression	52
2.3.1	Dispositif expérimental des essais de compression.....	54
2.3.2	Résultats de la caractérisation mécanique des mousses de PU par compression.....	55
2.4	Caractérisation micro architecturale de la zone percée des mousses et de l'os.....	58
2.4.1	Tomographie à Rayons X : Matériels et méthodes	59
2.4.2	Post-traitement, analyse et exploration des données tomographiques	60
2.5	Opération de perçage	66
2.5.1	Présentation du foret de perçage utilisé.....	66
2.5.2	Dispositif expérimental : acquisition des efforts de perçage et de la température ...	67
2.5.3	Plan expérimental des opérations de perçage.....	71
2.6	Résultats et discussion	72
2.6.1	Analyse de l'opération de perçage	72
2.6.2	Influence des conditions opératoires sur l'effort axial.	74
2.6.3	Influence des conditions opératoires et de la fraction volumique de matière sur la température.....	80
2.6.4	Influence du pré perçage sur les efforts de coupe et la température	90
2.7	Conclusion	92
Chapitre 3. Simulation numérique EF de la coupe de l'os cortical : Coupe orthogonale et opération de perçage		94
3.1	Introduction	94
3.2	Mise en donnée du modèle EF 2D de la coupe orthogonale	95
3.3	Mise en donnée du modèle EF 3D de la coupe orthogonale	99
3.4	Résultats et discussion	103

3.4.1	Analyse de la morphologie des copeaux	104
3.4.2	Analyse des efforts	116
3.4.3	Analyse de la température	118
3.5	Conclusion : Coupe orthogonale	122
3.6	Mise en donnée du modèle EF 3D de l'opération de perçage	124
3.7	Résultats et discussion du modèle 3D	128
3.7.1	Calibration du modèle	129
3.7.2	Confrontation expérimentale.....	133
3.8	Conclusion : simulation de l'opération de perçage.	135
Chapitre 4. Modélisation thermique du perçage de l'os cortical : approche analytique		137
4.1	Introduction	137
4.2	Définition du problème.....	138
4.2.1	Zone de production de la chaleur	138
4.2.2	Estimation des termes sources.....	139
4.2.3	Formalisation du problème.....	141
4.3	Résolution du problème.....	142
4.3.1	Modèle 1 : Source Disque + Frottement latéral	144
4.3.2	Modèle 2 : Cône + Frottement latéral	147
4.4	Confrontation expérimentale du modèle aux faibles vitesses de coupe (2 – 5 – 10 – 20 m/min) : application au perçage de l'os porcin.	148
4.5	Confrontations expérimentales du modèle aux grandes vitesses de coupe (32 – 64 – 96 m/min)	157
4.5.1	Application au perçage des matériaux de tests biomécaniques (Sawbones).....	157
4.5.2	Application au perçage de l'os porcin.....	164
4.6	Conclusion	169

Conclusions et perspectives	171
Références bibliographiques	174
Résumé	182
Abstract	183

Liste des figures

Figure 1-1 : Structure d'un os long; Image inspirée de plusieurs sources : (Sasso, 2010 ; CK-12 Foundation ; Susan, 2019).....	6
Figure 1-2 : Schéma descriptif de la microstructure de l'os (Grabowski, 1994).	7
Figure 1-3 : Schéma explicatif du calcul de BV/TV.....	9
Figure 1-4 : Influence de BV/TV sur le module d'élasticité (a) et la conductivité de l'os bovin (b).	10
Figure 1-5: a) Courbe des combinaisons Température/Temps causant la nécrose des tissus épithéliaux (Moritz et Henriques, 1947) b) Effet de la température sur la courbe contrainte-déformation (Bonfield et Li., 1968)	12
Figure 1-6: a) Etat des tissus osseux sans traumatismes; les canaux haversiens sont bien dégagés (grossissement 200×) b) Tissus osseux présentant un traumatisme (grossissement 400×) (Field et Summer-Smith, 2002) c) Etat des ostéocytes avant et après perçage à 1200 tr/min. Les ostéocytes sont entourés. La ligne délimite les ostéocytes endommagés des intacts (Franssen et al. 2008)...	14
Figure 1-7 : Variation de la température de l'os en fonction du temps pour différentes vitesses de rotation (Tu et al., 2010).....	17
Figure 1-8 : Influence de la vitesse de rotation sur la température maximale atteinte dans l'os, à une distance de 0.75mm du trou percé. (Abouzgia et Symington, 1996).	18
Figure 1-9: Evolution de l'augmentation de la température en fonction du temps pour différentes forces de pénétration axiale (Tu et al., 2010).	20
Figure 1-10 : Energie spécifique de coupe en fonction de l'avance (Wiggins et Malkin, 1976)...	22
Figure 1-11: Comparaison foret classique vs foret à étage (Udiljak et al., 2007).....	24
Figure 1-12: Schéma descriptif du refroidissement interne (a) et externe (b) Bagci et Ozcelik (2007)	26
Figure 1-13: Impact du refroidissement sur l'augmentation de la température de l'os lors de son perçage (Augustin et al., 2007)	27
Figure 1-14 : Relation entre la force spécifique de coupe et la densité de l'os au cours de son perçage pour différents types d'os (Mitsubishi et al., 2004).	28
Figure 1-15 : Zones de génération de chaleur selon le modèle de Lee et al. (2011).....	32

Figure 1-16 : Morphologie des copeaux en fonction de la profondeur de coupe (Liao et Axinte, 2016).....34

Figure 1-17:(a) Source ponctuelle de chaleur (Feldmann et al., 2016) (b) Source disque de chaleur (Feldmann et al., 2017)36

Figure 1-18 : Droite de régression linéaire entre la température maximale calculée et mesurée. (Feldmann et al., 2016).36

Figure 1-19 : Corrélacion entre le profil de densité et l'évolution de la température pour diverses trajectoires de perçage de l'os (Feldmann et al., 2016).....37

Figure 1-20 : Dispositif expérimental des essais de Feldmann et al.(2016).40

Figure 1-21 : Régression entre la température mesurée et calculée (Feldmann et al. (2017)).....40

Figure 1-22 : Modèle géométrique et maillage de type sImesh (Sezek et al., 2012).42

Figure 1-23: Champs de température à différentes profondeurs percées : diamètre du foret 2.7 mm (Sezek et al., 2012).....43

Figure 1-24 : (a) Schéma explicatif de la localisation des points d'observation de la température dans les modèles de Tu et al. (2003) et de Chen et al. (2017) (b) Modèles EF de Tu et al. (2003) et de Chen al. (2017).44

Figure 1-25 : Champs de température dans l'os percé à une profondeur $z = 2.3\text{ mm}$ pour trois différentes vitesses de rotation (Chen et al., 2017).45

Figure 1-26 : Comparaison des résultats numériques et expérimentaux de l'augmentation de la température en fonction du temps de perçage. (a) $z = 2\text{ mm}$ et (b) $z = 6\text{ mm}$ (Chen et al., 2017).46

Figure 1-27 : Modélisation géométrique de l'essai de perçage simulé (Lughmani et al., 2013). ..47

Figure 1-28 : Comparaison de l'effort de pénétration et du moment de perçage pour différentes conditions de coupe. (Lughmani et al. 2013).47

Figure 2-1 : Fémur de porc : découpe52

Figure 2-2 : Eprouvette de mousse de PU pour essais de compression53

Figure 2-3 : Dispositif expérimental : essais de compression. Exemple des essais réalisés sur la machine Zwick 147655

Figure 2-4 : Résultats des essais de compression pour les mousses (a) PU15,(b) PU30 et (c) PU50. (d) définition des zones de comportement57

Figure 2-5 : Courbes contrainte-déformation d'os spongieux (Gibson et Ashby, 1997).....57

Figure 2-6 : principe de la tomographie à rayons X (Lachambre, 2004).	59
Figure 2-7 : Tomographe à rayons X : EasyTom Nano	60
Figure 2-8 : Coupes orthogonales des mousses de PU	61
Figure 2-9 : Vue 3D des mousses de PU	61
Figure 2-10 : Binarisation des coupes tomographiques de mousse PU (en bleu : les porosités, en noir : la matière)	62
Figure 2-11 : Quantification de la fraction volumique de matière des mousses de PU.	63
Figure 2-12 : Echantillons d'os après perçage	64
Figure 2-13 : Images tomographiques de l'échantillon 2	64
Figure 2-14 : Isolation de la zone percée dans l'échantillon osseux.(a) Ciblage de la zone d'intérêt ; Vue de face (b) Ciblage de la zone d'intérêt : Vue de profil. Orientation du cylindre suivant l'axe du trou (c) Extraction de la zone d'intérêt.	65
Figure 2-15 : Profils de fraction volumique de matière osseuse dans les zones percées	66
Figure 2-16 : Foret chirurgical Nobel Biocare utilisé pour les essais	67
Figure 2-17 : Dispositif expérimental pour les essais de perçage et la mesure des efforts et de la température.	70
Figure 2-18 : Schéma du dispositif expérimental des essais de perçage.	70
Figure 2-19 : Filtrage des signaux bruts des efforts de coupe. Mousse PU50, $f = 0.08$ mm/tr, $V_c =$ 32 m/min.	73
Figure 2-20 : Courbes typiques d'effort axial (bleu) et de température (rouge) enregistrées lors du perçage (condition : $V_c = 32$ m/min, $f = 0.02$ mm/tour, PU50).	73
Figure 2-21 : Influence de l'avance et de la vitesse de coupe sur le profil des efforts obtenus lors du perçage des mousses de PU.	76
Figure 2-22 : Facteurs influençant le profil des efforts de pénétration du foret lors du perçage. ..	77
Figure 2-23 : Impact de la vitesse de coupe et de l'avance sur la force de pénétration moyenne	77
Figure 2-24 Evolution des forces axiales, moments axiaux et fractions volumique de matière en fonction des conditions de coupe des échantillons d'os.	80
Figure 2-25 : Influence de l'avance et de la vitesse de coupe sur la température lors du perçage de la mousse PU50. Le thermocouple 1 situé à 0.5mm du bord du trou percé est utilisé.	82

Figure 2-26: Influence de l'avance et de la vitesse de coupe sur la température, capteur 1, PU15	83
Figure 2-27 : Augmentation de température maximale enregistrée en fonction de la durée de perçage.	84
Figure 2-28 : Comparaison des profils de température obtenus lors du perçage dans les mêmes conditions des mousses PU15, PU30 et PU50. (valeurs mesurées par le thermocouple 1)	86
Figure 2-29 : ΔT (°C) maximale au niveau du thermocouple Th1 (0.5 mm du trou) et Th2 (0.9 mm du trou) en fonction des différentes conditions opératoires.	87
Figure 2-30: Evolution de la température de l'os suivant les conditions de coupe et la microstructure de la zone percée.	89
Figure 2-31 : Pré perçage	90
Figure 2-32 Force axiale et moment de perçage, PU50, avec un pré perçage de (a) 0.8 mm (b) de 3.2 mm de diamètre. Conditions de coupe $V_c = 64$ m/min et $f = 0.04$ mm/tr.	91
Figure 2-33 : Evolution de la force axiale moyenne, du moment axial moyen et de la variation de température avec le diamètre du pré trou ($V_c = 64$ m/min et $f = 0.04$ mm/tr).....	91
Figure 3-1 : Modèle géométrique, conditions aux limites et maillage du modèle de coupe orthogonale 2D. h épaisseur de copeau non déformé, T_c point de mesure de la température dans le copeau, T_p point de mesure de la température dans la pièce.	96
Figure 3-2 : Positions relatives de la direction principale des ostéons et de la direction de coupe (Liao et Axinte, 2016).	99
Figure 3-3 : Géométrie du couple outil-pièce, conditions aux limites et maillage dans le modèle 3D de la coupe orthogonale.....	101
Figure 3-4 : Signaux bruts typiques de la simulation EF 2D dans le cas du modèle isotrope avec $h = 100 \mu\text{m}$	104
Figure 3-5 : Mode de propagation de fissure (Ruiz-Sabariago, 2014).....	105
Figure 3-6 : Morphologie des copeaux en fonction de la position relative des ostéons et de la direction de coupe. (Liao et Axinte, 2016).....	106
Figure 3-7 : Morphologie de copeaux suivant l'angle de coupe de l'outil et la profondeur de coupe (Feldmann et al.,2017)	106

Figure 3-8 : Morphologie des copeaux selon le modèle 2D isotrope avec une loi élastique parfaitement plastique. Vitesse de coupe = 8 m/min, rayon d'arête = 5 μm , Angle de dépouille = 15°. 108

Figure 3-9 : Morphologie des copeaux en fonction de la position relative des ostéons et la direction de coupe ; profondeur de coupe h : 40, 50 et 70 μm . (Liao et Axinte, 2016) 109

Figure 3-10 : Morphologie de copeaux suivant l'angle de coupe de l'outil, h=50 μm (Feldmann et al.,2017)..... 110

Figure 3-11 : Courbe Contrainte-Déformation explicative de l'évolution de l'endommagement (Abaqus version 6.13 Documentation)..... 111

Figure 3-12 : Morphologie des copeaux selon le modèle 2D isotrope transverse avec une loi élasto-plastique. Vitesse de coupe = 8 m/min, Angles de coupe = 10 et 40°, Angle de dépouille = 15°. Les ostéons sont parallèles à la direction de coupe..... 112

Figure 3-13 : Morphologie des copeaux en fonction de la position relative des ostéons et la direction de coupe ; profondeur de coupe h = 150 μm . (Liao et Axinte, 2016) 115

Figure 3-14 : Influence de l'orientation des ostéons sur la morphologie des copeaux aux grandes profondeurs de coupe h = 100 μm : prédiction du modèle 3D isotrope et purement élastique. Vitesse de coupe : 8 m/min, Angle de coupe = 8°, Angle de dépouille = 8°, rayon d'arête = 1 μm 115

Figure 3-15 : Confrontations des efforts a) de coupe et b) d'avance prédits par le modèle EF 2D isotrope, le modèle EF 2D isotrope transverse et les résultats expérimentaux : Vitesse de coupe : 8 m/min, Angle de coupe = 10°, Angle de dépouille = 15°, rayon d'arête = 5 μm 117

Figure 3-16 : Confrontations des efforts de coupes prédits par le modèle EF 2D isotrope, le modèle EF 2D isotrope transverse et les résultats expérimentaux : Vitesse de coupe : 8 m/min, Angle de coupe = 40°, Angle de dépouille = 15°, rayon d'arête = 5 μm 118

Figure 3-17 : Confrontations des augmentations maximales de température prédites par le modèle EF 2D isotrope, le modèle EF 2D isotrope transverse et les résultats expérimentaux : Vitesse de coupe : 8 m/min, Angle de coupe = 10°, Angle de dépouille = 15°, rayon d'arête = 5 μm 121

Figure 3-18 : Confrontations des augmentations maximales de température prédites par le modèle isotrope, le modèle isotrope transverse et les résultats expérimentaux : Vitesse de coupe : 8 m/min, Angle de coupe = 40°, Angle de dépouille = 15°, rayon d'arête = 5 μm 122

Figure 3-19 : Conditions aux limites et géométries du couple foret-os pour la simulation du perçage.	124
Figure 3-20 : Vues de face et de profil du foret chirurgical modélisé et sa représentation géométrique sur SolidWorks.	125
Figure 3-21 : Maillage utilisé pour la simulation du perçage.....	127
Figure 3-22 : Signaux bruts et filtrés d’efforts de coupe obtenus par la simulation EF de l’opération de perçage.....	128
Figure 3-23 : Profils des efforts de coupe obtenus expérimentalement et servant au calibrage du modèle. Vitesse de coupe : 5 m/min, avance : 0.16 mm/tr. D’après Jacquillard (2015).....	129
Figure 3-24 : Comparaison simulation vs expérience (Jacquillard, 2015) pour différentes valeurs de coefficients de frottement utilisées dans la simulation. Os porcine, $V_c = 5 \text{ mmin}$, $f = 0.16 \text{ mm/tr}$, diamètre foret = 3.2 mm.....	131
Figure 3-25 : Comparaison du moment de perçage obtenu par la simulation vs expérience (Jacquillard, 2015) pour différentes valeurs du coefficients de frottement. Os porcine, $V_c = 5 \text{ mmin}$, $f = 0.16 \text{ mm/tr}$, diamètre foret = 3.2 mm.....	131
Figure 3-26 : Comparaison des efforts de pénétration obtenus par simulation vs expérience pour différentes valeurs de déplacement plastique à la rupture. Os porcine, $V_c = 5 \text{ mmin}$, $f = 0.16 \text{ mm/tr}$, diamètre foret = 3.2 mm.....	133
Figure 3-27 : Comparaison des moments de perçage obtenus par simulation vs expérience pour différentes valeurs de déplacement plastique à la rupture. Os porcine, $V_c = 5 \text{ mmin}$, $f = 0.16 \text{ mm/tr}$, diamètre foret = 3.2 mm.....	133
Figure 3-28 : Validation du modèle EF 3D de perçage de l’os cortical sous diverses conditions de coupe.	135
Figure 4-1 : Illustration des sources de chaleur au cours du perçage de l’os cortical.	139
Figure 4-2 : Description schématique du modèle.....	145
Figure 4-3 : Schéma descriptif de la prise en compte du cône dans le modèle.....	148
Figure 4-4 : (a) Rendu volumique de la zone percée. (b) évolution de la fraction volumique de matière dans les zones percées. V_c étant la vitesse de coupe (Tomographie réalisée par Jacquillard, 2015).....	150

Figure 4-5 : Evolution de la force de pénétration axiale et du moment de perçage (D’après les essais expérimentaux de Jacquillard, 2015)	150
Figure 4-6 : Prédications du modèle vs mesures expérimentales : (a), (b), (c) et (d) capteur 1 (0.5 mm du trou) (e), (f), (g) et (h) capteur 2 (0.9 mm du trou) (D’après les essais expérimentaux de Jacquillard, 2015)	152
Figure 4-7 : (a) Comparaison entre l’approche avec “disque simple” et “disque + source latérale” (b) Impact de la prise en compte d’un milieu semi-infini et d’une surface adiabatique dans le modèle. (c) Comparaison résultat du modèle et des essais sur l’évolution de la température maximale en fonction de la vitesse de coupe.	155
Figure 4-8 : Comparaison des résultats du modèle et de l’expérience, PU50.....	159
Figure 4-9 : Comparaison des résultats du de l’expérience et du modèle, PU50; Effet de la vitesse de coupe pour une avance par tour fixe.....	160
Figure 4-10 : Schéma descriptif de l’approche avec ou sans trou débouchant.	161
Figure 4-11 : Evaluation de l’effet de l’angle de pointe du foret sur l’augmentation de la température par le modèle.	162
Figure 4-12 : Evaluation de l’effet du pré-perçage sur l’augmentation de la température prédite par le modèle.	163
Figure 4-13 : Effet de la chaleur spécifique c du matériau percé sur l’évolution de la température.	163
Figure 4-14 : Comparaison résultats du modèle analytique vs résultats expérimentaux ($V_c = 32$ m/min, $d = 4$ mm).....	167
Figure 4-15 : Comparaison résultats du modèle analytique vs résultats expérimentaux ($V_c = 64$ m/min, $d = 4$ mm).....	168
Figure 4-16 : Comparaison résultats du modèle analytique ($k = 0.67$ W/ (K m)) vs résultats expérimentaux ($V_c = 32$ m/min, $d = 4$ mm).....	168
Figure 4-17 : Comparaison résultats du modèle analytique ($k = 0.67$ W/ (K m)) vs résultats expérimentaux ($V_c = 64$ m/min, $d = 4$ mm).....	169

Liste des tableaux

Tableau 1-1 : Paramètres influençant la réponse thermomécanique de l'os lors de perçage (Pandey et Panda, 2013).....	14
Tableau 1-2 : Propriétés thermomécaniques de l'os utilisées dans le modèle de Sezek et al. (2012)	42
Tableau 1-3 : Propriétés thermomécaniques utilisées dans les travaux de Tu et al. (2013).....	45
Tableau 1-4: les propriétés mécaniques élastiques de l'os utilisées dans le modèle isotrope transverse de Lughmani et al. (2013).....	47
Tableau 2-1 : Présentation des mousses de PU utilisées (Sawbones).....	52
Tableau 2-2: Masses volumiques des échantillons de mousses de PU	54
Tableau 2-3 : Choix de la machine de test en fonction des caractéristiques annoncées des mousses Sawbones.....	55
Tableau 2-4 : E module d'élasticité en compression, R_e limite d'élasticité des mousses de PU à différentes vitesses de déformation ;.....	56
Tableau 2-5 : Paramètres utilisés pour l'acquisition tomographique	60
Tableau 2-6 : Caractéristiques nominales du foret Nobel Biocare.....	67
Tableau 2-7 : Plan expérimental des essais de perçage des mousses de PU	72
Tableau 2-8: Plan expérimental des essais de perçage des échantillons osseux	72
Tableau 2-9 : Valeurs moyennes des forces axiales : Os 1 et Os 2.....	78
Tableau 2-10 : valeurs moyennes des efforts de pénétration (Cseke et Heinemann (2018)).....	79
Tableau 2-11 : ΔT maximal en fonction des différentes combinaisons de conditions opératoires pour le perçage des échantillons d'os.....	89
Tableau 3-1 : Propriétés thermomécaniques l'os cortical.	97
Tableau 3-2 : Propriétés élastiques de l'os cortical modélisé comme un matériau isotrope transverse.	98
Tableau 3-3 : Paramètres de Hill.....	98
Tableau 3-4 : Conditions de coupes utilisées pour la validation du modèle EF 3D du perçage de l'os.	126
Tableau 4-1 : Propriétés thermiques de l'os.....	156

Tableau 4-2 : Récapitulatif des valeurs de la force axiale, du moment de perçage obtenues expérimentalement et celles utilisées dans le modèle 164

Tableau 4-3 : Paramètres thermiques de l'os utilisés dans le modèle 165

Introduction générale

Pour réduire le déplacement relatif et solidifier les foyers de fractures osseuses, les chirurgiens ont souvent recours à l'ostéosynthèse. Cette technique consiste à rapprocher et maintenir, au moyen de pièces métalliques (vis, plaques, broches,...) les parties de l'os fracturé dans leur position anatomique d'origine afin de permettre une bonne consolidation osseuse. La pose des éléments d'ostéosynthèse nécessite l'enlèvement de matières osseuses. Parmi les divers procédés d'enlèvement de matière osseuse, le perçage est fréquemment pratiqué en chirurgie orthopédique (Figure 0-1).

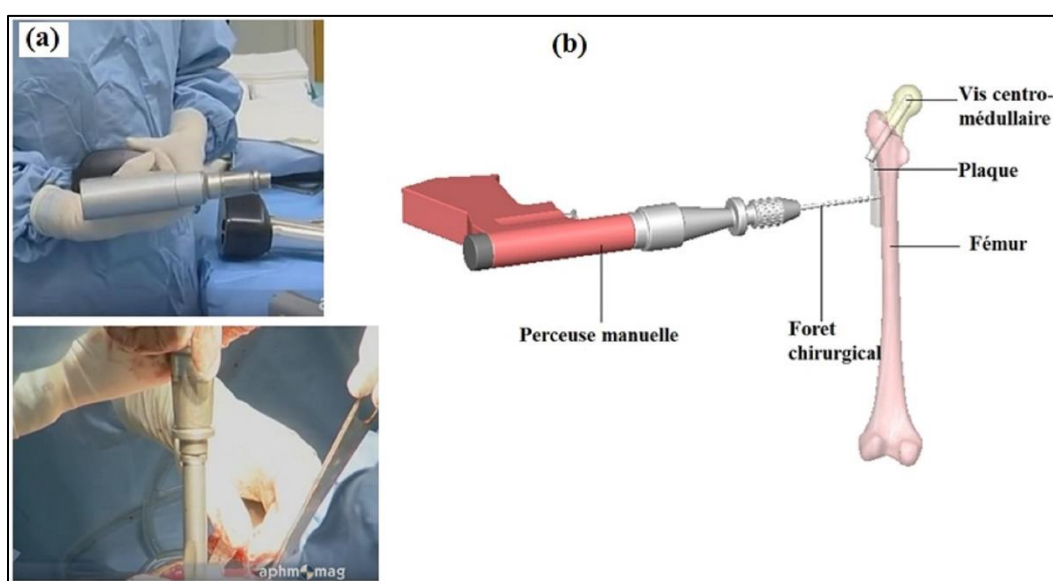


Figure 0-1 : Perçage chirurgical d'un fémur fracturé (Gok et al., 2015)

Outre ce domaine, le perçage de l'os est également pratiqué dans de nombreux autres domaines de la médecine, notamment en implantologie orale pour traiter les sujets édentés. Les premières restaurations de l'édentement mandibulaire furent pratiquées par le professeur Per Ingvar Branemark en 1965. Aujourd'hui, rien qu'aux USA, plus de 700000 implants dentaires sont posés chaque année (Haswell, 2009).

L'opération de perçage est également pratiquée dans le cas du traitement de certaines pathologies auditives comme la surdité. Ce traitement nécessite la pose des implants cochléaires ou d'implants

du tronc cérébral. Les électrodes de ces implants sont insérées dans la rampe tympanique via des cavités creusées dans la partie postérieure de l'os temporal.

Les diverses applications du perçage de l'os montrent la nécessité du succès de l'opération. Une opération réussie préserve l'intégrité du milieu osseux environnant le trou. Les tissus osseux doivent être protégés des contraintes physiques et thermiques afin d'assurer une meilleure ostéo-intégration de l'implant posé.

A l'heure actuelle, les perçages sont majoritairement réalisés dans l'os par les perceuses manuelles. L'effort d'avance du foret dans l'os ne dépend alors que de la sensibilité et de la dextérité du praticien. Ainsi, des dommages mécaniques, tels que des micro-fractures peuvent être générés dans les tissus osseux lorsque l'avance du foret est incontrôlée (Singh et al., 2015 ; Alam et al., 2011). Des dommages d'origine thermique peuvent également subvenir lors du perçage, lorsqu'une chaleur excessive est générée. Celle-ci cause la perte d'activité des cellules osseuses (ostéoclastes et ostéoblastes) en dénaturant leurs protéines (Augustin et al., 2012). S'en suit la mort de ces cellules ; c'est l'ostéonécrose thermique. Pour l'éviter, il est nécessaire de maîtriser le couple niveau de température-durée d'exposition.

Les risques sont encore plus importants lorsque la zone percée se trouve proche d'un tissu vital comme c'est le cas dans la pose des implants cochléaires. Dans cette situation, les cavités, logeuses des implants, se situent à proximité de structures nobles telles que le nerf facial. Ainsi lors de leur forage, des atteintes d'origine thermique et mécanique du nerf facial peuvent se produire conduisant parfois à des parésies faciales. D'ailleurs, le taux de parésie faciale subséquente au fraisage de ces cavités est de 0.71% (Fayad et al., 2003).

Diverses études expérimentales relatives au perçage de l'os ont été réalisées durant les deux dernières décennies. Les auteurs se focalisent essentiellement sur le contrôle de la température et la mesure des efforts de coupe obtenus lors du perçage de l'os mais les conclusions de ces études sont très variables. Ceci peut s'expliquer par la grande variété de paramètres impliqués dans le perçage et pouvant être examinés dans ces études. On peut citer en effet les paramètres relatifs à la géométrie du foret et les paramètres de coupe. De plus, il vaut de mentionner que la microstructure d'un échantillon osseux est le résultat de plusieurs facteurs notamment l'animal donneur, son âge et son mode de vie, le site de prélèvement sur le squelette etc... Il est donc presque impossible

d'avoir des échantillons identiques d'un test expérimental à un autre. Cette immense variabilité des propriétés des tissus osseux rend les comparaisons entre études encore plus complexes et critiquables (Augustin et al., 2012 ; Pandey and Panda, 2013 ; Lee et al., 2013 ; Mishra et Chowdhary, 2014 ; Marco et al., 2015).

L'importance et la variabilité de ces paramètres poussent donc à la mise en place de modèles analytiques et numériques pour comprendre et analyser les différents paramètres qui interviennent dans l'augmentation de la température et l'évolution des efforts de coupe lors du perçage. Cependant il convient de noter que dans le cas du perçage de l'os, les modèles numériques développés font une approche très simpliste de la loi de comportement de l'os. De plus, la grande variabilité de propriétés des échantillons citée précédemment rend la validation de ces modèles peu fiable. A ce titre, les os synthétiques, à microstructure contrôlée et répétable, se révèlent être une alternative intéressante.

Eu égard à toutes ces questions non encore résolues sur la problématique du perçage de l'os, cette thèse se focalise sur la mise en place d'une démarche d'étude de la prédiction de l'effet de la variation des conditions de coupes telles que la vitesse de coupe et l'avance du foret sur la température et les efforts de coupe. Les trois approches classiquement utilisées dans la littérature sont adoptées : approche expérimentale, approche analytique et approche numérique par éléments finis.

L'étude expérimentale est réalisée sur de l'os porcin et des matériaux substituts utilisés classiquement durant les tests biomécaniques (Sawbones). Une analyse couplée des paramètres microstructuraux du matériau usiné et des conditions de coupe est menée afin de déterminer leurs influences sur l'augmentation de température et les efforts de perçage mesurés lors du perçage.

Concernant l'approche analytique, un modèle thermique visant à prédire l'élévation de la température est proposé. Ce modèle, inspiré de la théorie de la source mobile de la chaleur est adapté au perçage des tissus osseux.

Enfin, concernant la partie modélisation par éléments finis, une attention particulière est accordée dans un premier temps à la modélisation de la coupe orthogonale de l'os afin de comprendre l'évolution des efforts de coupe, de la température (copeaux d'os et os matériau de travail), du

mécanisme de formation et de la morphologie des copeaux osseux en fonction des conditions de coupe et du modèle de comportement utilisé pour le tissu osseux. La coupe orthogonale est en effet l'opération de base de tout processus d'enlèvement de matière, notamment du perçage.

Dans un second temps, un autre modèle est mis en place pour prédire les efforts de perçage. Les limites de cet outil dans la prédiction de la température sont comblées par le biais du modèle analytique.

Ce rapport s'organise de la façon suivante :

Chapitre I : Une revue détaillée des travaux relatifs au perçage de l'os et à la problématique de l'ostéonécrose est présentée dans ce chapitre. L'objectif de cette revue bibliographique est de confronter de manière objective les divers paramètres impliqués dans les dommages thermiques et mécaniques causés aux tissus osseux lors du perçage.

Chapitre 2 : Les travaux présentés dans ce chapitre utilisent une approche expérimentale pour investiguer la problématique du perçage de l'os. Ils visent comme objectif une analyse couplée de l'influence des paramètres de coupe et des paramètres micro morphologiques de la zone de coupe sur l'élévation de la température dans les tissus osseux environnants le trou, ainsi que sur l'évolution de l'avance du foret de perçage et du moment de perçage. Dans un premier temps, les opérations de perçage sont réalisées dans l'os cortical porcin. La zone de perçage est caractérisée par une analyse tomographique aux rayons X. Afin de pallier le problème de variabilité des paramètres microstructuraux de cette zone, des matériaux synthétiques à microarchitecture répétable (Sawbones) sont également étudiés comme substituts de l'os. Les résultats de cette partie expérimentale orientent par la suite les investigations réalisées par approches analytique et numérique.

Chapitre 3 : Dans ce chapitre, des modèles numériques EF de la coupe orthogonale (CO) et du perçage de l'os ont été développés. L'objectif du modèle de la CO est de comprendre les mécanismes gouvernant l'enlèvement de matière à travers l'utilisation de plusieurs approches de modélisation du comportement de l'os. Le modèle numérique du perçage permet de prédire l'évolution des efforts de coupe lors du perçage de l'os.

Chapitre 4 : Dans ce chapitre, à travers une approche simplifiée, un modèle thermique de l'opération du perçage est mis en place. L'approche est basée sur la théorie de la source mobile de chaleur et ses résultats en terme de prédiction de la température sont validés expérimentalement aux petites et grandes vitesses de coupe.

Ce rapport de thèse est clôturé par un bilan du travail réalisé. Des propositions de perspectives sont indiquées pour enrichir la présente étude.

Chapitre 1. Etude bibliographique

1.1 Introduction

L'opération de perçage de l'os implique trois groupes de facteurs, notamment les conditions de perçage, les caractéristiques géométriques du foret et la microstructure très complexe et variable des tissus osseux. Le présent rapport bibliographique est structuré en cinq parties. La première partie rappelle la composition et l'organisation micro-architecturale de l'os en tant que matériau. Les deux types de structures osseuses (os cortical et os spongieux) y sont présentées. Dans la deuxième partie, nous nous intéressons au mécanisme d'ostéonécrose thermique, principale menace des tissus osseux au cours d'une opération de perçage. Dans la troisième partie, nous présentons les divers paramètres de coupe pouvant influencer la réponse thermique et mécanique de l'os au cours du perçage. Un intérêt particulier est accordé aux conditions de coupe utilisées dans les diverses études expérimentales. La quatrième partie est dédiée aux modèles analytiques de prédiction de la température au cours de l'opération de perçage de l'os cortical. Enfin dans la cinquième partie, nous présentons les modèles numériques de l'opération de perçage de l'os cortical basé sur la méthode des éléments finis.

1.2 Os : Vue à travers l'œil du mécanicien et du physiologiste.

Un os adulte typique est constitué du périoste, de l'os cortical (os compact) et de l'os spongieux (os trabéculaire (Figure 1-1)) :

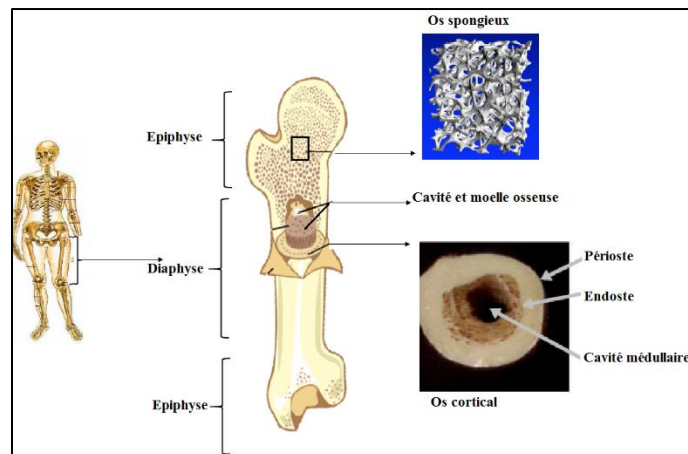


Figure 1-1 : Structure d'un os long; Image inspirée de plusieurs sources : (Sasso, 2010 ; CK-12 Foundation ; Susan, 2019)

L'os fait référence à une famille de matériaux dont la structure est construite autour d'un motif légèrement variable mais ayant comme constituant de base les fibrilles de collagènes minéralisées. On retrouve dans l'os d'autres constituants majeurs comme les cristaux d'apatite et de l'eau. Les cristaux d'hydroxyapatite sont les seuls constituants de la phase minérale tandis que la phase organique est faite de nombreuses protéines telles que le collagène de type I. Bien que l'eau soit le troisième constituant de l'os (entre 10 à 20% de sa composition), notons que ce constituant ne doit en aucun cas être négligé car les études comparatives de l'os desséché et de l'os humide montrent une différence considérable en terme de propriétés mécaniques (Currey, 1988). Ainsi, les trois constituants de base de l'os (collagène de type I, cristaux d'hydroxyapatite et eau) donnent déjà à l'échelle nanoscopique l'appellation de matériau composite à l'os. Les molécules de collagènes sont agencées les unes à côté des autres formant plusieurs rangées de molécules espacées de quelques dizaines de nanomètres. Ces molécules sont reliées entre elles à leurs extrémités par des nano plaquettes de cristaux d'hydroxyapatite. Cet agencement forme les fibrilles de collagènes minéralisées. Les fibrilles de collagènes minéralisées se rassemblent en fibres de diamètre de l'ordre de $1\ \mu m$. Ces fibres s'organisent à leur tour en lamelles. Ces derniers forment à l'échelle microstructurale des ostéons. Les ostéons encore appelés unités structurales élémentaires (USE) sont les principaux composants de l'os cortical. Comme mentionné ci-dessus, l'os cortical est le premier tissu osseux que rencontre l'outil de coupe, au cours d'une opération d'enlèvement de matière. A l'échelle microstructurale, il est possible de distinguer les trois composants suivants dans l'os cortical :

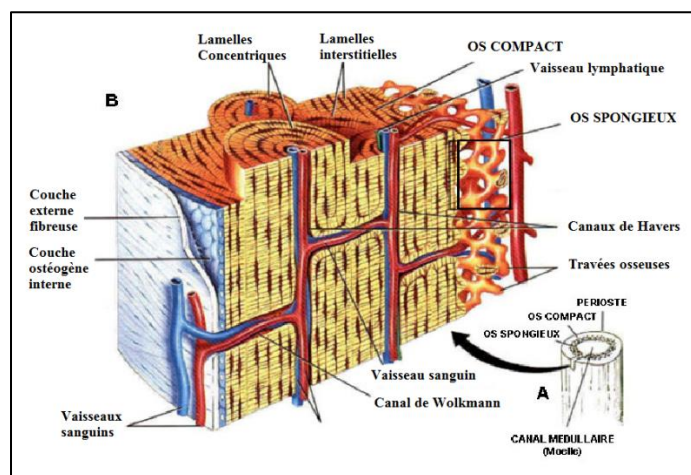


Figure 1-2 : Schéma descriptif de la microstructure de l'os (Grabowski, 1994).

Ostéons jeunes : Issus du processus de remodelage osseux, les ostéons jeunes ont une forme cylindrique avec un diamètre de l'ordre de 50 à 200 μm et une hauteur de 3 à 5 mm . Les ostéons sont dotés d'un conduit central autour duquel s'arrangent les lamelles de manière concentrique. Ces conduits appelés des canaux neuro-vasculaires de Harvers (*diamètre* = 90 μm) ou canaux harversiens permettent la vascularisation de l'os. Ils sont interconnectés par de petits trous appelés canaux de Volkmann (Figure 1-2).

Ligne cimentante : Les ostéons jeunes sont enveloppés d'une couche d'épaisseur 5 μm (Nobakhti et al., 2014) appelée ligne cimentante qui sépare chaque ostéon des tissus environnants. Cette couche présente une faible rigidité et ténacité car elle est déficiente en collagène et riche en minéraux. Ceci favorise la propagation des fissures à travers l'os lors d'une contrainte mécanique (Vercher et al., 2014).

Os interstitiel : Cette zone est composée essentiellement de ostéons matures avec une proportion de minéraux d'hydroxyapatite plus élevée que celle d'un ostéon jeune. Ceci est à l'origine de sa faible rigidité et ténacité (Taylor et al., 2007).

La microstructure de l'os cortical, par la présence de porosités, rend donc ce tissu hétérogène. Les propriétés mécaniques et thermiques d'un point à un autre dans l'os peuvent alors être très différentes. La porosité de l'os cortical est dite faible et est de l'ordre de 5% (Cowin, 2001). En effet, la porosité de l'os dérive de la fraction volumique de matière (par convention notée BV/TV = Bone volume / Tissue volume) par la formule suivante : $\%P = (1 - BV/TV) \times 100$. Sur une coupe tomographique de l'os, BV/TV correspond au nombre de voxels de premier plan sur le nombre total de voxels correspondant à la zone d'intérêt dans l'os (Figure 1-3). Dans la suite de ce rapport, la fraction volumique de matière osseuse sera désignée par BV/TV. Elle peut être liée à la densité de l'échantillon osseux par la formule :

$$BV/TV = \frac{(m/V)}{\rho_{tissue}} \text{ (Graham et al., 2003) ;}$$

Avec V le volume total de l'échantillon et m sa masse, ρ_{tissue} la densité (encore appelée densité vraie) des tissus osseux (la matrice osseuse). (m/V) est la densité apparente de l'os et varie de 1800 à 2100 kg/m^3 pour l'os cortical et de 150 à 800 kg/m^3 pour l'os spongieux (Currey, 2006).

De nombreuses études ont été menées pour évaluer l'influence de BV/TV sur les propriétés mécaniques de l'os notamment son module d'élasticité E . On note que le module d'élasticité de l'os croît non linéairement avec BV/TV. Schaffler et Burr (1988) ont mis en évidence la relation suivante permettant de lier la rigidité de l'os à sa fraction volumique de matière :

$$E = 33.88(1 - P)^{10.92} \text{ (GPa)}$$

Cette corrélation entre le module d'élasticité en compression de l'os et le BV/TV a été expérimentée sur l'os fémoral et tibial de vieux bouvillons de 2 à 3 ans et les résultats présentés sur la Figure 1-4(a) confirment l'augmentation de la rigidité de l'os avec le BV/TV. Le BV/TV n'influence pas que les propriétés mécaniques de l'os. Les propriétés thermiques notamment la conductivité thermique dépendent de la variation du BV/TV dans l'os. Feldmann et al. (2018) ont mis en évidence ce fait à travers une série de mesure de la conductivité thermique des échantillons osseux extraits du fémur bovin. Il résulte de leur étude que la conductivité thermique augmente avec la fraction volumique de matière osseuse (Figure 1-4(b))

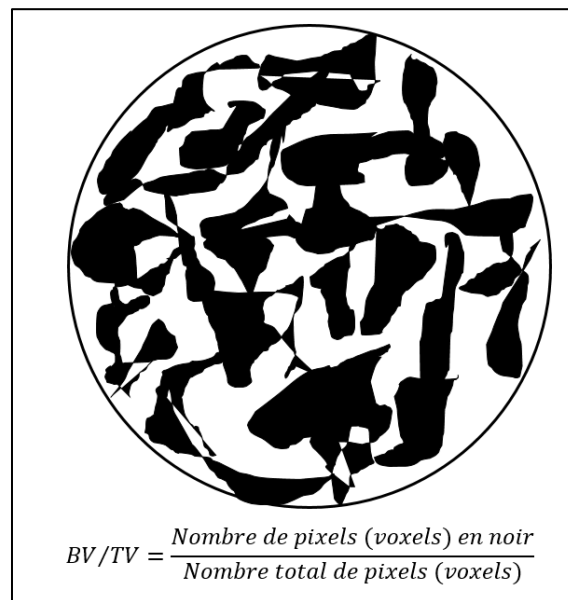


Figure 1-3 : Schéma explicatif du calcul de BV/TV.

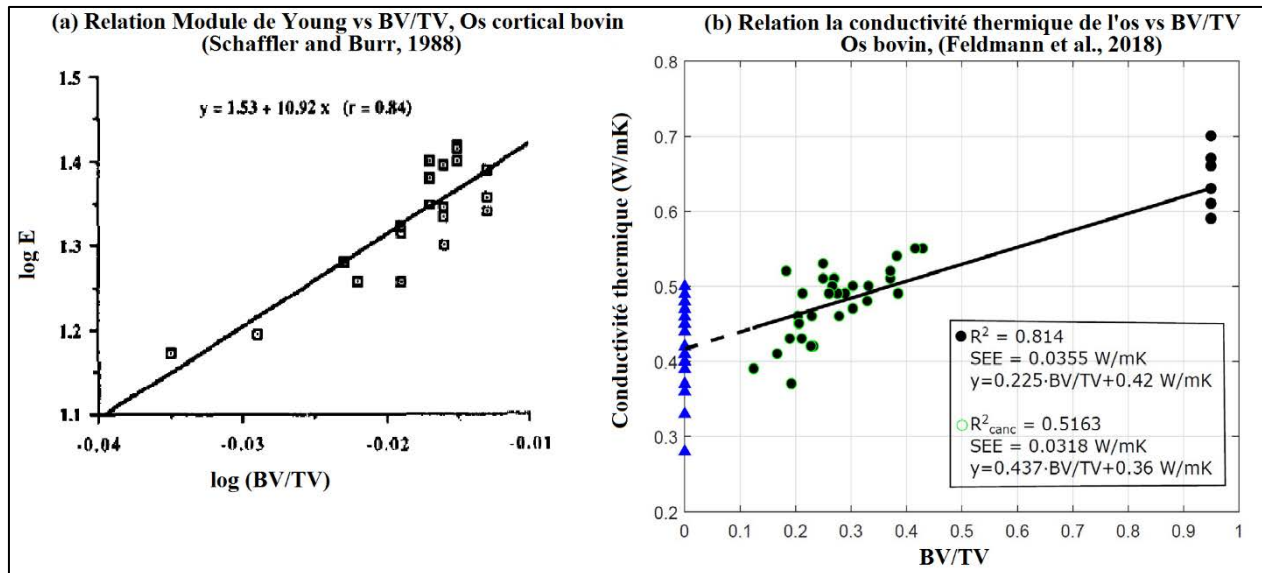


Figure 1-4 : Influence de BV/TV sur le module d'élasticité en compression (a) et la conductivité de l'os bovin (b).

L'arrangement microstructural engendre également un comportement mécanique anisotrope de l'os cortical entre la direction principale (direction des ostéons) et la direction perpendiculaire aux ostéons. Cette anisotropie est responsable, selon certains auteurs, d'une réponse mécanique de l'os cortical variable selon la direction de coupe (Reilly and Burtein, 1975 ; Zioupos et al., 1995).

Bien que le squelette humain soit composé en grande partie de l'os cortical, l'os spongieux ou trabéculaire, environ 20% du squelette, joue un rôle important d'amortisseur et de support structurel du squelette grâce à la moelle emprisonnée dans les alvéoles. Il est léger et friable à cause de sa structure poreuse. L'os spongieux est constitué également d'unités structurales élémentaires (USE) qui forment des arches ou des plaques, sortes d'ostéons déroulés à texture lamellaire qui s'accolent les uns aux autres au niveau des lignes cémentantes pour former une travée (ou trabécule osseuse) (Figure 1-2).

Cette organisation microstructurale confère à l'os une certaine rigidité qui peut être modifiée par exemple autour d'une cavité d'accueil d'un implant. Nombreux sont les auteurs qui reportent la diminution du module d'élasticité de l'os dans une zone osseuse ayant subi une implantation (Kinzl et al., 1974). Une des causes de cette baisse de rigidité est la nécrose thermique due à la production de chaleur au cours de l'opération de coupe de l'os (Augustin et al., 2011).

1.3 Mousse de polyuréthane

Les implants d'ostéosynthèse et les prothèses ont connu une utilisation croissante au cours des dernières décennies. Pour valider ces dispositifs, il est idéal de conduire des tests biomécaniques sur des éprouvettes osseuses prélevées sur sujets humains en post-mortem ou des animaux. Cependant, plusieurs contraintes sont liées à l'utilisation des os issus des humains et animaux cobayes, notamment la disponibilité très limitée et les contraintes relatives à la conservation et manipulation des éprouvettes osseuses. A ces contraintes, s'ajoute la recherche de la reproductibilité des expériences biomécaniques qui n'est pas assurée avec les éprouvettes d'os naturel, étant donnée la variabilité naturelle de la microarchitecture de l'os. Dans ce sens, les os synthétiques analogues aux os naturels s'offrent comme une alternative intéressante dans les expérimentations biomécaniques. L'ASTM International (American Society for Testing Material) recommande les os synthétiques fabriqués avec de la mousse de Polyuréthane pour une bonne évaluation de certains paramètres fonctionnels des implants orthopédiques, notamment leur rigidité, leur résistance et leur stabilité. La norme ASTM F-1839-08 stipule que l'uniformité et la reproductibilité de la mousse rigide de PU rendent ce matériau idéal pour les expériences de validation des appareils médicaux. La mousse de PU permet en outre de s'affranchir des considérations d'ordre éthique ou déontologique, d'ordre économique et hygiénique liées à l'utilisation des échantillons osseux prélevés sur les humains ou animaux cobayes post-mortem.

La mousse rigide de PU est produite par une réaction de polymérisation avec génération de dioxyde de carbone par interaction de l'isocyanate et de l'eau. Il résulte de cette réaction un produit poreux dont les cellules sont fermées et qui sont différentes des porosités ouvertes de l'os spongieux. Pour se procurer les mousses rigides de PU solide, nous nous sommes tournés vers le leader sur le marché de la commercialisation des matériaux de tests biomécaniques Sawbones. Cette société maîtrise la fabrication des mousses rigides de PU solide à diverses fractions volumiques de matière. Elles sont commercialisées sous forme de blocs de dimensions $13\text{ cm} \times 18\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ avec des masses volumiques allant de $0,08\text{ g.cm}^{-3}$ à $0,8\text{ g.cm}^{-3}$.

1.4 Ostéonécrose thermique : principale menace du perçage de l'os

Le seuil de température qui cause l'ostéonécrose thermique n'est pas clairement défini dans la littérature. Non seulement le niveau de température mais également le temps de maintien à cette

température doit être pris en compte pour définir le seuil. Sur la Figure 1-5(a), Moritz et Henriques (1947) représentent bien cette corrélation qui existe entre le seuil de température d'ostéonécrose et la durée d'exposition nécessaire. Il est cependant reconnu car démontré par Berman et al. (1984) qu'une température de 70 °C est fatale de manière instantanée à la microstructure et au fonctionnement normal des tissus osseux. En dessous de cette valeur, l'effet de la température dépend de la durée d'activité de la température sur les tissus osseux. Ainsi Lundskog (1972) a mis en évidence des anomalies enzymatiques irréversibles pour une température de 50 °C active pendant 30 s. L'auteur a réalisé des études histologiques sur l'os cortical d'un rat. Les zones osseuses ayant supporté cette valeur de température ne se renouvellent plus normalement. Leurs propriétés mécaniques se trouvent alors réduites entraînant une baisse de rigidité des zones thermiquement endommagées. Par leur étude sur l'interaction entre la température et la déformation de l'os, Bonfield et Li. (1968) ont également observé une diminution des propriétés mécaniques de l'os lorsque sa température augmente.

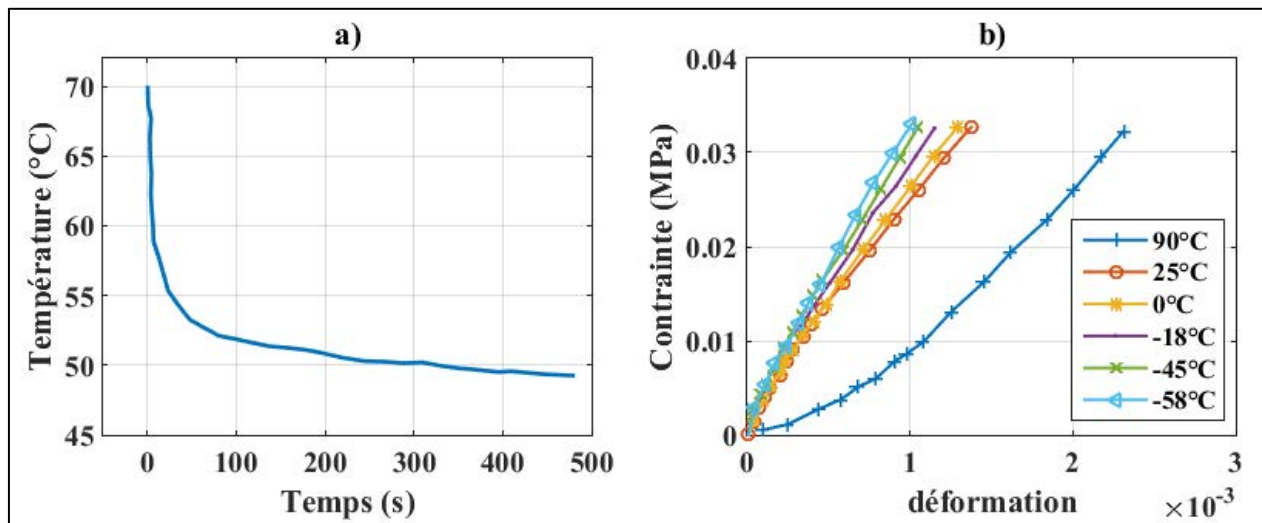


Figure 1-5: a) Courbe des combinaisons Température/Temps causant la nécrose des tissus épithéiaux (Moritz et Henriques, 1947) b) Effet de la température sur la courbe contrainte-déformation (Bonfield et Li., 1968)

Les auteurs ont effectué des essais de traction sur des éprouvettes extraites de l'os cortical d'un fémur bovin et soumises à des températures variant de -58 à 90°C. Ils ont constaté que le module de Young des échantillons osseux diminue lorsque la température augmente (Figure 1-5(b)). Ils indiquent 50 °C comme température seuil déclenchant un changement irréversible dans la

microstructure de l'os cortical. Toutefois, Bonfield et Li (1968) n'indiquent pas les temps de maintien en températures utilisés. Les Figure 1-6(a) et (b) (Field et Summer-Smith, 2002) présentent la différence induite par le perçage de l'os dans le système vasculaire osseux. Ces observations ont été faites grâce à une coloration à l'hématoxyline et à l'éosine. On observe que les vaisseaux sanguins dans la section obtenue dans l'os après perçage sont bouchés par des substances empêchant une bonne alimentation de l'os. Franssen et al. (2008) mettent l'accent sur le comportement des ostéocytes dans l'os suite à une opération de perçage. Comme le montre la Figure 1-6(c), les auteurs remarquent que la concentration des ostéocytes dans les tissus osseux proches du trou diminue fortement par rapport aux tissus osseux éloignés du trou. La ligne droite sur la figure délimite la zone thermique affectée. Cette disparition intervient après un temps de perçage estimé à 37 s environ pour une température maximale de 50°C. Les investigations de Eriksson et Albrektsson (1982) permettent de cerner beaucoup plus le phénomène. Ces derniers ont étudié in vivo la réaction immédiate et à long terme des tissus osseux, des cellules nécrosées et des vaisseaux sanguins suite à un échauffement temporaire. Ils montrent clairement que les tissus osseux chauffés à 50 °C pendant 1 minute ou 47 °C pendant 5 min se résorbent en laissant la place aux cellules nécrosées. Un échauffement à 47 °C pendant une minute entraîne une brûlure des cellules osseuses et des lésions par endroit. Ils affirment alors qu'une température de 47 °C avec un temps d'exposition d'une minute est le seuil déclencheur de la nécrose thermique des tissus osseux (Eriksson and Albrektsson, 1982, 1984). La conclusion qui s'impose est donc que le couple seuil de température – durée d'exposition est très important pour la vie des cellules osseuses. Cependant, quel que soit le seuil de nécrose retenu, il est nécessaire de comprendre quels sont les facteurs gouvernant l'élévation de la température des cellules osseuses lors du perçage. Ces facteurs sont discutés dans la section suivante.

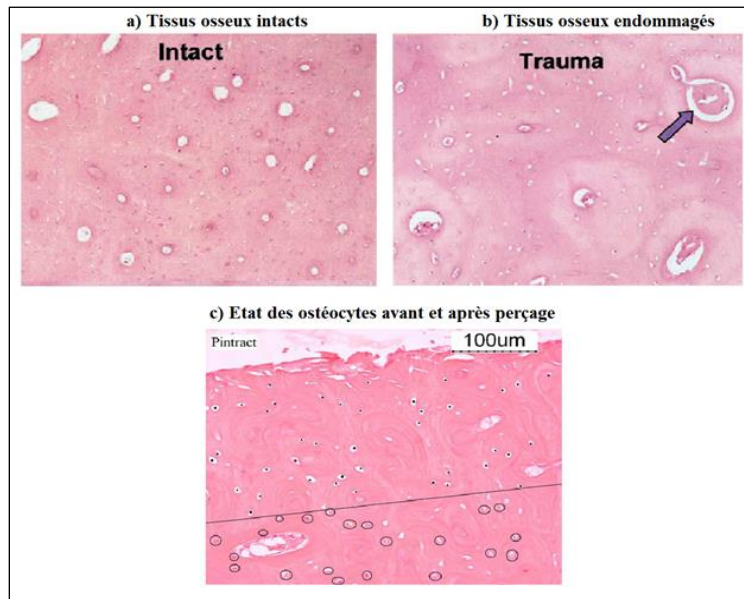


Figure 1-6: a) Etat des tissus osseux sans traumatismes; les canaux haversiens sont bien dégagés (grossissement 200×) b) Tissus osseux présentant un traumatisme (grossissement 400×) (Field et Summer-Smith, 2002) c) Etat des ostéocytes avant et après perçage à 1200 tr/min. Les ostéocytes sont entourés. La ligne délimite les ostéocytes endommagés des intacts (Franssen et al. 2008)

1.5 Paramètres de coupe influençant la réponse thermomécanique de l’os lors de son perçage

Augustin et al. (2012), Pandey et Panda (2013) ont récapitulé en deux groupes, comme présenté dans le Tableau 1-1, les paramètres de coupe qui peuvent influencer la réponse thermique et mécanique de l’os au cours d’une opération de perçage :

Tableau 1-1 : Paramètres influençant la réponse thermomécanique de l’os lors de perçage (Pandey et Panda, 2013)

Conditions de coupes	Caractéristiques géométriques du foret
<ul style="list-style-type: none"> • Vitesse de rotation • Avance • Energie de perçage • Refroidissement (Interne ou externe) • Profondeur de perçage • Prétrou 	<ul style="list-style-type: none"> • Diamètre du foret • Angle de coupe et angle de dépouille du foret • Angle d’hélice • Angle de pointe • Diamètre d’âme du foret • Matériaux de fabrication du foret et son état d’usure

Les conditions de perçage sont gouvernées par la vitesse de coupe (V_C en m/min), la vitesse de rotation (n en tr/min) ou de broche, la vitesse de pénétration (v_f en mm/min), l'avance par tour (f_n en mm/tr) et D le diamètre du foret (en mm). Ces paramètres sont liés par les équations (1.1) :

$$V_C = \frac{D \times \pi \times n}{1000}, \quad v_f = f_n \times n \quad (1.1)$$

Dans la suite de cette section, un intérêt particulier sera accordé aux conditions de coupe et leur influence sur l'évolution de la température et / ou des efforts de coupe. Les études portant sur l'influence des caractéristiques géométriques de foret ne seront pas détaillées car ces paramètres n'ont pas varié durant notre analyse.

1.5.1 Vitesse de rotation

L'effet de la vitesse de rotation sur l'augmentation de température générée dans l'os et sur l'évolution de l'effort de pénétration du foret et du moment de perçage a largement été étudié dans la littérature. Cependant, comme déjà mentionné, les conclusions de ces différentes études s'avèrent contradictoires dans de nombreux cas.

Dans l'analyse bibliographique réalisée par Augustin et al. (2012), les auteurs distinguent deux gammes de vitesses de rotation souvent utilisées dans les études expérimentales ; les petites vitesses de rotation et les grandes vitesses de rotation. Le seuil définissant les deux gammes de vitesse peut varier d'une étude à une autre. Thompson (1958) fut le premier à avoir mis en évidence la limite de vitesse de rotation pour définir les deux gammes. Il remarque que pour les vitesses de rotation inférieures à 3000 tr/min , la température de l'os croît avec la vitesse. Au-delà de cette vitesse, l'influence de la vitesse de rotation sur l'augmentation de la température est moins directe. Selon Hillery et Shuaib (1999), cette conclusion demeure vraie jusqu'à 10000 tr/min . Elle apparaît également dans les synthèses bibliographiques effectuées par Panda et Pandey (2013) et Lee et al. (2018). Les auteurs expliquent ce résultat par l'augmentation du frottement latéral à la pointe de l'outil lorsque la vitesse de rotation croît et plus particulièrement sur la face de coupe des arêtes de coupe du foret. L'accroissement du frottement conduit à une élévation de l'énergie générée de façon quasi proportionnelle à la vitesse de rotation. Etant donné qu'une grande proportion de l'énergie de frottement est convertie en chaleur, il est donc logique d'obtenir une augmentation de la température avec la vitesse de rotation. De nombreux auteurs ont observé cette évolution de la

température en fonction de la vitesse de rotation à travers les études expérimentales. Augustin et al. (2007) ont effectué une série de tests de perçage sur l'os cortical prélevé sur des fémurs porcins et canins avec les vitesses de rotation suivantes : 188, 462, 1140 et 1820 tr/min. Ils concluent qu'une augmentation de la vitesse de rotation accroît la température maximale. Cette conclusion est également confirmée par Matthews and Hirsch (1972) qui ont trouvé une relation de quasi proportionnalité entre la quantité de chaleur produite et la vitesse de rotation, en travaillant avec des vitesses de rotation de l'ordre de 345 tr/min à 2900 tr/min sur l'os cortical humain.

Karaca et al (2011) ont de leur côté effectué des coupes histologiques des tissus osseux dans les zones percées à des vitesses de rotation allant de 200 à 1500 tr/min. Comme attendu, leur étude révèle qu'à mesure que la température des tissus environnant le trou croît, la quantité des ostéocytes responsables de la régénération des tissus osseux diminue et la zone nécrosée s'étend, créant l'endommagement du tissu osseux environnant le trou. Les auteurs confirment que la qualité des tissus osseux proches du trou percé à 200 tr/min est meilleure en comparaison à celle obtenue à 800 tr/min.

Cependant, la vitesse de rotation influence aussi considérablement le temps de perçage. Plus la vitesse de rotation est élevée, plus la durée du perçage est réduite. Par conséquent, certains auteurs observent qu'un perçage réalisé avec une vitesse de rotation la plus élevée possible réduit le risque de nécrose thermique en diminuant l'augmentation maximale de la température de l'os percé. C'est le cas de Tu et al. (2010) (Figure 1-7). Sharawy et al. (2002) ont également montré ceci à travers une série de perçages réalisés dans une mâchoire de porc avec 3 vitesses de rotation : 1225, 1667 et 2500 tr/min. Ils évaluent l'augmentation moyenne de température résultant de chaque perçage et montrent ainsi que la température maximale dépend de façon significative du couple de paramètres durée de perçage/vitesse de rotation. Concrètement, ils observent qu'en doublant la vitesse de rotation, la durée de perçage est réduite de 30% et l'augmentation moyenne de température observée diminue de 25%. Avant Sharawy et al. (2002), Reingewirtz et al (1997) avaient déjà remarqué l'influence des paramètres durée de perçage/vitesse de rotation dans une étude sur l'os cortical du fémur bovin. Ils montrent que lorsqu'on se trouve dans la gamme de vitesse de 400 à 7000 tr/min, l'augmentation de la température est positivement corrélée à l'élévation de la vitesse.

Enfin, certains auteurs ne concluent ni en faveur d'une augmentation de la vitesse de rotation ni en faveur d'une diminution de celle-ci. En effet, Ohashi et al. (1994) préconisent une vitesse de 500 tr/min parmi 3 vitesses de 200, 500 et 5000 tr/min pour obtenir un trou percé de meilleure qualité. Ces auteurs percent trois trous dans les tibias de trois lapins vivants. La qualité de chaque trou obtenu est évaluée en fonction de la géométrie du trou, des dommages thermiques per opératoires et de l'évolution du processus de remodelage osseux des tissus environnant le trou. Ils observent qu'une vitesse de rotation de 5000 tr/min est néfaste pour le remodelage des tissus osseux proches du trou car ces tissus sont très nécrosés. Les auteurs recommandent une vitesse de 500 tr/min car ils remarquent que pour 200 tr/min la circularité du trou obtenu est moins bonne pour y ancrer un implant.

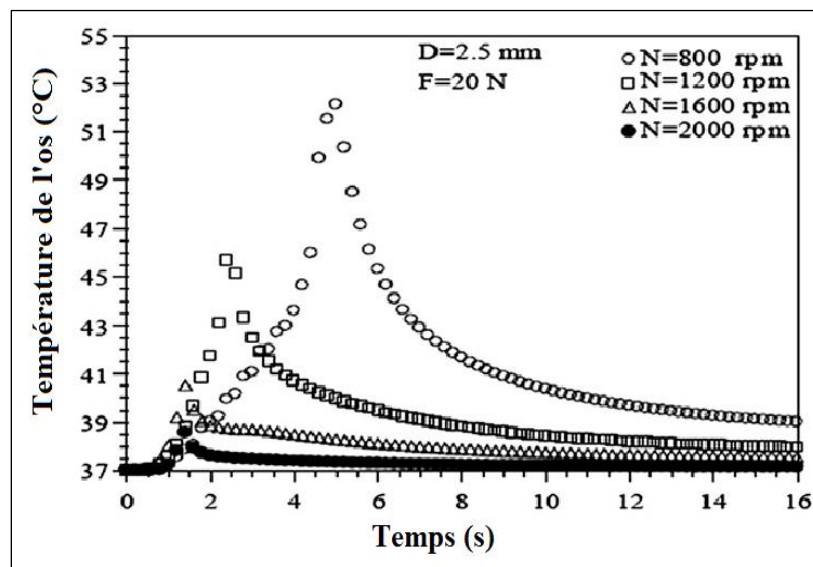


Figure 1-7 : Variation de la température de l'os en fonction du temps pour différentes vitesses de rotation (Tu et al., 2010).

Pour résumer, sur cette gamme de vitesses de rotation inférieure à 3000 tr/min, les conclusions obtenues à propos de l'influence de la vitesse de rotation sur l'élévation de température s'expliquent par la compétition de deux phénomènes distincts : une augmentation de la vitesse de rotation conduit d'un côté à une augmentation du frottement à l'interface foret-os et donc à une élévation de température mais d'un autre côté elle engendre également une diminution de la durée de perçage. Lorsque cette durée de perçage est faible, la chaleur générée n'a pas le temps d'être transférée et diffusée dans l'os, d'autant plus que l'os est un matériau faible conducteur de chaleur.

Les récentes études menées par Feldmann et al. (2018) évaluent la conductivité thermique de l'os à $0.64 \pm 0.04 W/mK$ pour l'os cortical bovin et à $0.68 \pm 0.01 W/mK$ pour l'os cortical humain. Par conséquent, une diminution de la température maximale peut être enregistrée lorsque la vitesse de rotation croît.

Dans la suite de cette section, nous allons nous intéresser aux vitesses de rotation très élevées (supérieures à 3000 tr/min). Sur cette plage de vitesses, les conclusions des études sont plutôt concordantes. Abouzgia et Symington (1996) ont mesuré l'augmentation de température de l'os cortical bovin durant son perçage à différentes vitesses de rotation (20000-100000 tr/min) (Figure 1-8). Les résultats ont révélé que l'augmentation de température de l'os percé décroît à mesure que la vitesse de rotation croît. Par exemple, pour une opération de perçage piloté en effort axial d'environ 2 N, les auteurs enregistrent, à 0.75 mm du trou, une augmentation maximale de température avoisinant 80 °C pour une vitesse de rotation de 30 000 tr/min, 55 °C pour 45000 tr/min et 40 °C pour 70 000 tr/min. Les résultats de cette étude sont en accord avec ceux des études de Rafel (1962) sur l'os mandibulaire de l'homme et de Reingewirtz et al. (1997) sur le fémur cortical bovin. Sur cette gamme de vitesses de rotation, il semble donc que le paramètre prépondérant soit la durée de perçage.

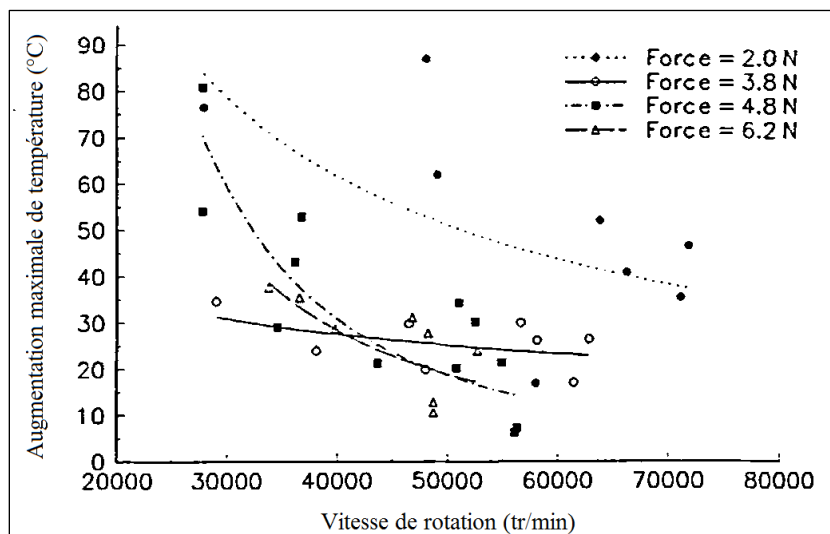


Figure 1-8 : Influence de la vitesse de rotation sur la température maximale atteinte dans l'os, à une distance de 0.75 mm du trou percé. (Abouzgia et Symington, 1996).

La durée de perçage est aussi fortement influencée par un autre paramètre de coupe ; l'avance du foret de perçage. Dans la suite de notre analyse, nous allons étudier l'impact de l'avance du foret sur l'augmentation de la température de l'os.

1.5.2 Avance du foret

L'avance du foret est l'épaisseur de copeaux enlevée par unité de temps. Elle est exprimée en mm/s. Elle peut aussi être exprimée en mm/tour, c'est alors l'épaisseur de copeau enlevée en une révolution du foret. Comme pour la vitesse de coupe, de nombreuses études se sont intéressées à l'influence de l'avance mais ont conduit à des conclusions divergentes, comme confirmé dans les revues bibliographiques de Augustin et al. (2012), Panda et Pandey et Lee et al. (2018).

Soriano et al. (2012) ont observé dans une étude expérimentale qu'une augmentation de l'avance par dent (l'avance par tour divisée par le nombre d'arêtes de coupe du foret) fait décroître l'augmentation de température maximale de l'os. Les auteurs ont réalisé une opération de perçage de fémurs bovins avec trois différentes avances par dent : 0.05-0.1-0.2 mm/tour/dent. En doublant l'avance par dent, les résultats montrent une diminution de 15 à 30% de l'augmentation de la température maximale. Ces résultats s'accordent avec les conclusions d'autres études, notamment Tai et al. (2015), Krause (1987), Xu et al. (2014), Augustin et al. (2008). Une augmentation de l'avance est synonyme d'un accroissement de l'effort de pénétration du foret de perçage. Comme conclusion logique, une augmentation de la force d'avance du foret induit une diminution de l'augmentation maximale de la température de l'os car la durée du perçage diminue aussi. C'est la remarque faite par Tu et al. (2013) dans leur étude expérimentale sur l'influence de la force d'avance du foret sur la température de l'os (Figure 1-9). Cependant, certains auteurs trouvent qu'une grande avance fait croître la température car elle augmente l'énergie de cisaillement et de frottement. C'est le cas de Brisman (1996) et de Lee et al. (2012). Les conclusions de ces derniers peuvent cependant être remises en cause. En effet, Brisman (1996) a fait un pilotage en effort pendant ses opérations de perçage. Il a utilisé deux efforts : 12 N et 24 N. Si les durées de perçage étaient constantes, il est logique que l'auteur remarque une augmentation de la température lorsqu'il a doublé l'effort de pilotage, à cause de l'augmentation des efforts de frottement et de pénétration dans l'os.

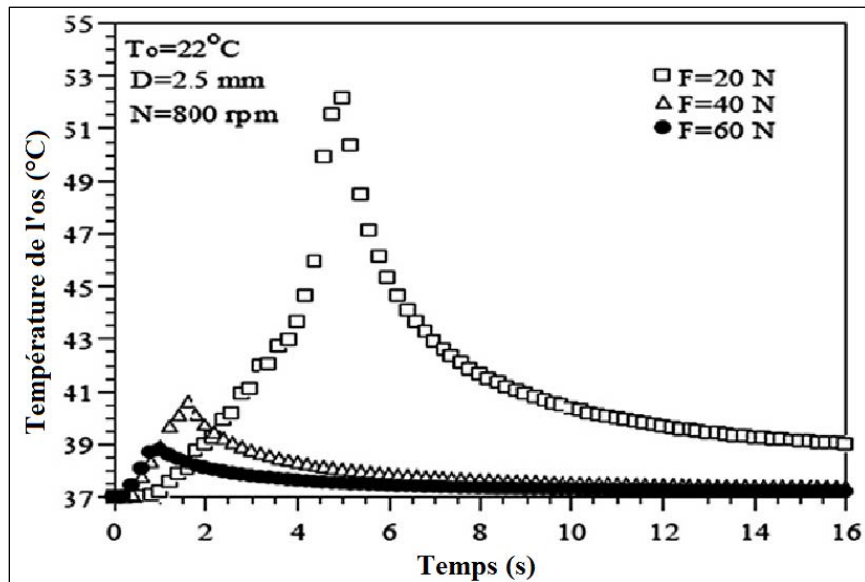


Figure 1-9: Evolution de l'augmentation de la température en fonction du temps pour différentes forces de pénétration axiale (Tu et al., 2010).

Cependant, de nombreuses études ont démontré qu'aux grandes avances (grandes épaisseurs de copeau), le mécanisme de formation des copeaux osseux est différent de celui des matériaux ductiles (Sugita et al. (2009), Liao et Axinte (2016), Feldmann (2017)). Les copeaux se forment plus par rupture successive que par cisaillement. Il est important de comprendre le mécanisme d'enlèvement de matière osseuse qui est activée au cours d'une opération car de lui dépend l'analyse à mettre en place. Nous reviendrons en détail sur le mécanisme d'endommagement de l'os cortical au cours d'une étude portant sur l'opération de coupe orthogonale dans le chapitre 3. Ce chapitre a pour objectif la modélisation par EF de la coupe orthogonale de l'os cortical.

L'avance et la vitesse de rotation sont les deux paramètres de coupe les plus étudiés dans la littérature. Une combinaison judicieuse de ces deux paramètres peut conduire aux conditions de perçage optimales. Nam et al. (2006) proposent d'une part une association faibles vitesses de rotation (environ 600 tours/min) / avances ou forces de pénétration élevées ou d'autre part une combinaison fortes vitesses de rotation (environ 3000 tours/min) / avances ou forces de pénétration moins élevées. Cette association permet de définir la gamme de la puissance de coupe impliquée dans l'opération d'enlèvement de matière osseuse. Dans la section suivante nous allons nous intéresser à cette puissance et son influence sur l'augmentation de la température.

1.5.3 Energie spécifique, puissance et rendement de la coupe

Dans la plupart des investigations sur la coupe de l'os, la qualité du perçage est associée au niveau de température relevée. Cependant, la température n'est pas le seul élément à considérer. En usinage des métaux par exemple, d'autres facteurs comme l'énergie spécifique de coupe, la puissance nette et le rendement sont souvent utilisés pour évaluer l'effet des conditions de coupe sur l'opération. Dans le cas du perçage de l'os, peu d'études s'intéressent à ces facteurs. L'énergie spécifique de coupe est définie comme l'énergie nécessaire pour couper un copeau de 1 mm^2 de section avec une épaisseur de 1 mm . La puissance de coupe mesure cette énergie par unité de temps. L'énergie spécifique de coupe contribue pour une large proportion à l'énergie totale requise pour l'opération de perçage. Cette dernière est directement reliée à la quantité de chaleur produite lors du perçage. Ainsi une faible quantité d'énergie de perçage est associée à une quantité moins importante de dommages thermiques et mécaniques sur les tissus osseux environnant le trou (Jacobs et al., 1976).

L'énergie spécifique de coupe est fonction de la force spécifique de coupe qui est directement liée à l'effort axial de perçage. Donc, pour caractériser l'énergie de perçage, les investigations s'intéressent à la mesure de l'effort axial de perçage. Un grand effort axial traduit une énergie de perçage élevée. Jacob et al. (1976) ont mesuré l'effort axial et le moment axial lors d'une série de tests de perçage sur de l'os cortical de tibia bovin à différentes avances et vitesses de rotation du foret. Ils observent qu'aux faibles vitesses de rotation les efforts axiaux sont aussi élevés qu'aux grandes vitesses de rotation. Par contre, une augmentation de l'avance entraîne une augmentation de l'effort axial. Les résultats de cette analyse sont partagés par d'autres auteurs (Hillery et Shuaib, 1999 ; Alam et al., 2011). Par exemple, en passant d'une vitesse de rotation de 600 tr/min à 1200 tr/min, Alam et al. (2011) trouvent un effort axial presque constant estimé à 36 N. Ils obtiennent une diminution d'uniquement 2 N quand ils passent à 1800 tr/min. La chute des efforts axiaux se fait plus sentir aux grandes vitesses de rotation, notamment à 3000 tr/min où Alam et al. (2011) enregistrent une diminution de 45% par rapport à 600 tr/min. Le moment axial par contre subit une forte chute d'environ 30% de 600 tr/min à 1200 tr/min. Il se stabilise aux grandes vitesses de rotation. Ces résultats montrent que l'effort axial de perçage et le moment axial évoluent de manière indépendante. Wiggins et Malkin (1976) ont bien mis en évidence cette indépendance en imposant un effort axial constant lors d'un perçage de l'os cortical bovin avec différents diamètres de foret

et vitesses de rotation. Les auteurs évaluent l'influence de la variation de l'avance sur les paramètres comme la pression spécifique, le couple et l'énergie spécifique de perçage. Ils déduisent que ces trois grandeurs peuvent s'exprimer chacune sous la forme d'une fonction puissance de l'avance. En exemple, ils expriment la corrélation existante entre l'énergie spécifique de coupe u [J/mm^3] et l'avance f [mm/tr] sous la forme :

$$u = D f^{-z} \quad (1.2)$$

avec D et z obtenus par un modèle de régression linéaire et présentés sur la Figure 1-10. Ainsi, ils concluent qu'un perçage aux grandes avances nécessite moins d'énergie spécifique et engendre moins de chaleur donc moins de dommages thermiques. L'investigation de Wiggins et Malkin (1976) met aussi en évidence un phénomène qui influence considérablement l'énergie spécifique de coupe ; c'est l'obstruction des goujures du foret de perçage par les copeaux d'os lors du perçage. Les auteurs estiment que ce phénomène peut faire exploser le couple et l'énergie requise pour le perçage et entraîner ainsi d'importantes dommages mécaniques et thermiques.

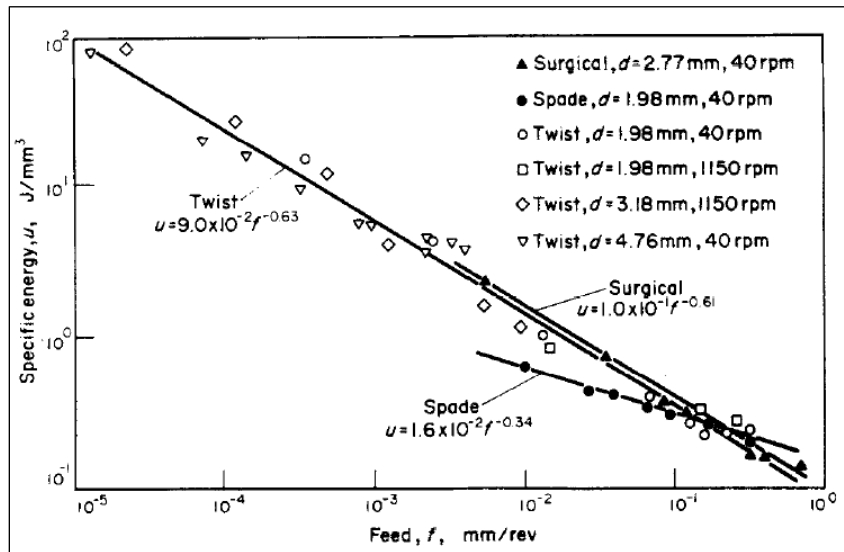


Figure 1-10 : Energie spécifique de coupe en fonction de l'avance (Wiggins et Malkin, 1976)

La Figure 1-10 permet également d'illustrer l'effet du diamètre d du foret sur l'énergie spécifique de coupe. En implantologie, les praticiens ont souvent l'habitude de percer avec des forets de diamètres plus petits avant l'utilisation d'un foret dont le diamètre correspond à celui de la cavité désirée : c'est le pré-perçage.

1.5.4 Pré-perçage

Le pré-perçage est très fréquemment utilisé en chirurgie pour préserver les tissus osseux. Par exemple, dans le cas du perçage de la mandibule pour la pose d'un implant dentaire, le site implantaire peut être préparé de manière séquentielle ou en une seule étape. Lorsque la préparation est séquentielle, le diamètre voulu est atteint de manière progressive en passant par les différentes étapes de perçage avec différents forets de diamètres inférieurs.

Nombreuses sont les études qui soutiennent qu'une préparation séquentielle de la cavité implantaire permet d'éviter les effets néfastes post opératoires. Matthews et al. (1984) ont mesuré l'augmentation maximale de température à 0.5-1.0-2.0-3.0 mm d'un site d'insertion d'épingles de fixation de fracture. Les épingles ont été insérées dans un fémur humain avec et sans pré perçage. Les résultats sont sans ambiguïtés ; le pré perçage fait chuter drastiquement l'augmentation maximale de température quelle que soit la position du point d'observation de la température dans l'os. Par exemple, à 0.5 mm du site d'insertion, on note une diminution de 45% lors d'une insertion avec pré-perçage. Branemark aussi (1983) suggère l'usage des forets à étage pour favoriser une ostéointégration réussie après implantation. L'auteur montre que pour déclencher l'ostéointégration, il faut préparer le site implantaire avec un minimum de dommages thermiques et mécaniques afin de conserver la microstructure et la constitution basique des tissus osseux proches du site implantaire. Selon ses études, le foret à étage permet un enlèvement graduel avec un minimum de frottement des tissus osseux et impacte fortement le champ de température dans la zone de perçage. Les conclusions de Branemark (1983) sont cohérentes avec celles de Udiljak et al. (2007). Udiljak et ses collaborateurs ont réalisé le perçage de l'os cortical avec deux types de forets : un foret classique et un foret à étage. Ces deux forets présentés sur la Figure 1-11(a) et (b) ayant le même diamètre de 4.5 mm sont fabriqués dans le même matériau, acier rapide supérieur. Le premier étage du foret à étage a un diamètre de 3.4 mm. Les résultats présentés sur la Figure 1-11(c), (d) et (e) montrent que l'augmentation maximale de température enregistrée est très inférieure dans le cas du foret à étage que du foret classique.

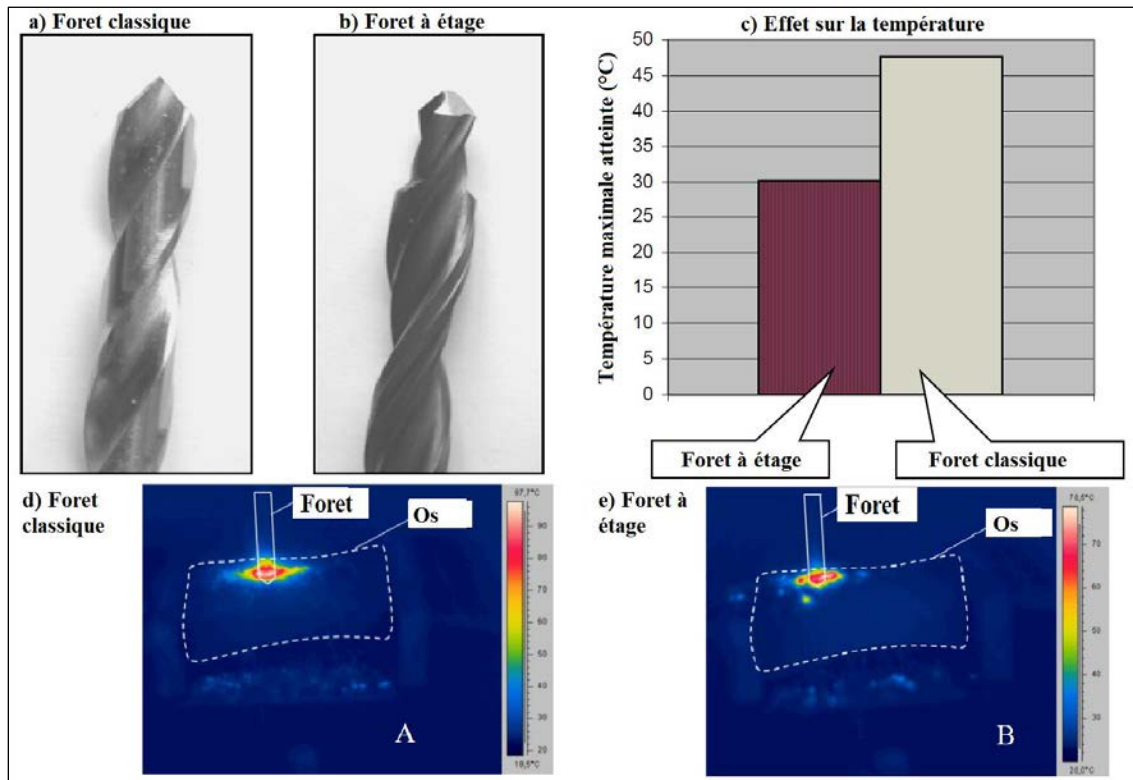


Figure 1-11: Comparaison foret classique vs foret à étage (Udiljak et al., 2007)

Pour limiter l'augmentation maximale de la température au cours du perçage de l'os, les praticiens utilisent également l'arrosage de la zone de perçage au cours de l'opération. Dans la prochaine section, l'effet de cette pratique sera présenté.

1.5.5 Refroidissement

L'effet d'usage d'un refroidissant lors du perçage de l'os est étudié dans plusieurs études (Lavelle et Wedgwood, 1980 ; Haider et al., 1993 ; Benington et al. 2002 ; Bagci et Ozelik 2007 ; Augustin et al., 2008). A l'unanimité, les auteurs reconnaissent que l'utilisation d'un liquide refroidissant fait chuter la température lors du perçage, quelque que soit la méthode de refroidissement adopté. Comme exemple, les travaux de Kalidindi (2004) sur la manière dont l'utilisation d'un système d'irrigation extérieure impacte l'augmentation de la température des tissus osseux environnant le trou. L'auteur a effectué des perçages d'os bovin avec et sans irrigation dans les conditions suivantes : vitesse de rotation : 1200 tr/min, avance : 0.00508 m/s, diamètre de foret : 2 mm, profondeur percée : 16 mm. Il trouve une chute de 15% en température lorsqu'il irrigue l'os lors du perçage. Il encourage alors l'usage des liquides de refroidissement lors du perçage de l'os. Deux

méthodes de refroidissement sont souvent utilisées lors du perçage ; le refroidissement interne et externe. La Figure 1-12 illustre bien les deux méthodes de refroidissement. On parle de refroidissement interne lorsque le liquide refroidissant est acheminé à la pointe du foret via des alvéoles traversant le système de préhension du foret et le corps du foret de perçage. Le refroidissement interne est dit à circuit fermé lorsque les alvéoles ne sont pas débouchant à la pointe du foret de perçage. Le liquide refroidissant n'entre alors pas en contact avec l'os percé. Le refroidissement de l'os percé s'effectue par refroidissement du foret de perçage. Le refroidissement est alors dit à circuit ouvert lorsque les canaux de conduit du liquide refroidissant sont débouchant à la pointe du foret, permettant ainsi au liquide de refroidir directement le fond du trou. Dans ce cas, le liquide refroidissant joue, en plus de sa fonction de faire chuter la température par transfert de la chaleur, le rôle de lubrifiant, réduisant ainsi le frottement à l'interface entre le corps du foret et le trou. La méthode de refroidissement est dite externe lorsque le liquide refroidissant est amené par une buse extérieure au foret. Selon les études de Augustin et al. (2008) portant sur l'os cortical du fémur porcin pour évaluer l'influence des conditions de perçage sur l'augmentation de température, le perçage de l'os en utilisant une méthode de refroidissement externe avec l'eau à 26°C comme refroidissant réduit considérablement l'augmentation de température. Les Figure 1-13(a) et (b) inspirées des données expérimentales de Augustin et al. (2008) traduisent bien ce fait. Certains auteurs suggèrent cette méthode de refroidissement au détriment du refroidissement interne. C'est le cas de Sener et al. (2009) ; après avoir installé des thermistances dans des échantillons d'os cortical mandibulaire bovin à diverses profondeurs (3, 7 et 12 mm), les auteurs percent à 0.5 mm des capteurs et découvrent que plus on est proche de la surface, plus la température enregistrée par les thermistances est plus élevée. Ils conseillent alors la méthode de refroidissement extérieur pour diminuer les risques de nécrose osseuse qui sont importantes à la surface. Les conclusions des travaux comparatifs des effets des deux méthodes de refroidissement effectués par de Haider et al. (1993) vont dans le même sens. Les auteurs ont inséré des implants IMZ dans l'os diaphysaire et métaphysaire du tibia bovin et ont suivi la réaction des tissus osseux implantés via une analyse histomorphométrique. L'obtention des cavités implantaires s'est fait par perçage avec les deux méthodes de refroidissement (interne et externe). Les auteurs remarquent que le refroidissement externe a plus d'effets en surface tandis que le refroidissement interne impacte plus les tissus en profondeur. A la question de savoir quelle méthode de refroidissement

choisir, les auteurs relativisent et stipulent que l'influence du refroidissement interne croît avec la profondeur percée. Certains auteurs comme Benington et al. (2002) ne partagent pas cette opinion. En effet, ces derniers ne trouvent pas de différence considérable en comparant les augmentations de températures générées lors d'une opération de perçage de l'os mandibulaire d'un bovin en utilisant les deux méthodes de refroidissement. Ainsi, ils trouvent une augmentation maximale de température égale à 3.0°C et 3.1°C respectivement lors des perçages à refroidissement interne et externe avec un foret de diamètre 2 mm. En utilisant un foret de diamètre 3.25 mm, ils trouvent une augmentation maximale de 1.34°C et 1.62°C respectivement pour le refroidissement interne et externe. Fort de ces résultats, Benington et al. (2002) pointent du doigt le coût exorbitant du système à refroidissement interne et proposent pour réduire les dommages thermiques lors du perçage de l'os l'utilisation des systèmes à refroidissement externe.

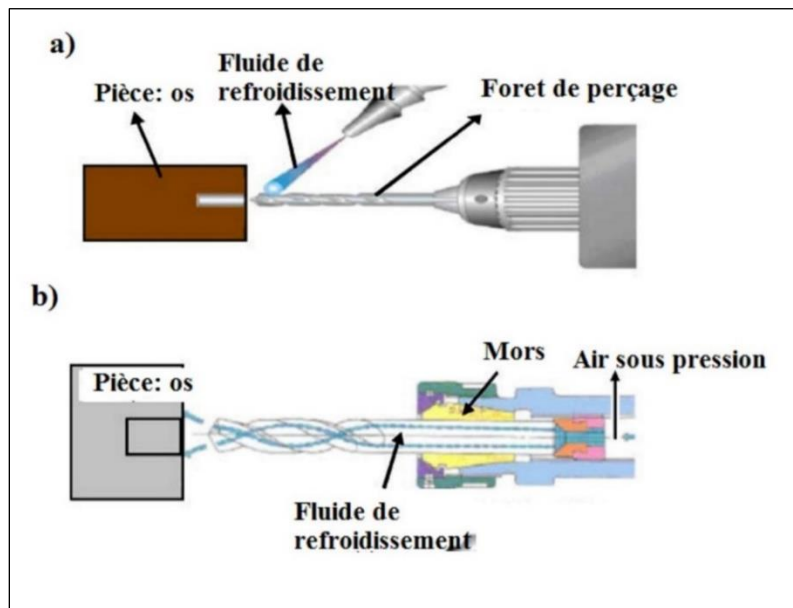


Figure 1-12: Schéma descriptif du refroidissement interne (a) et externe (b) Bagci et Ozcelik (2007)

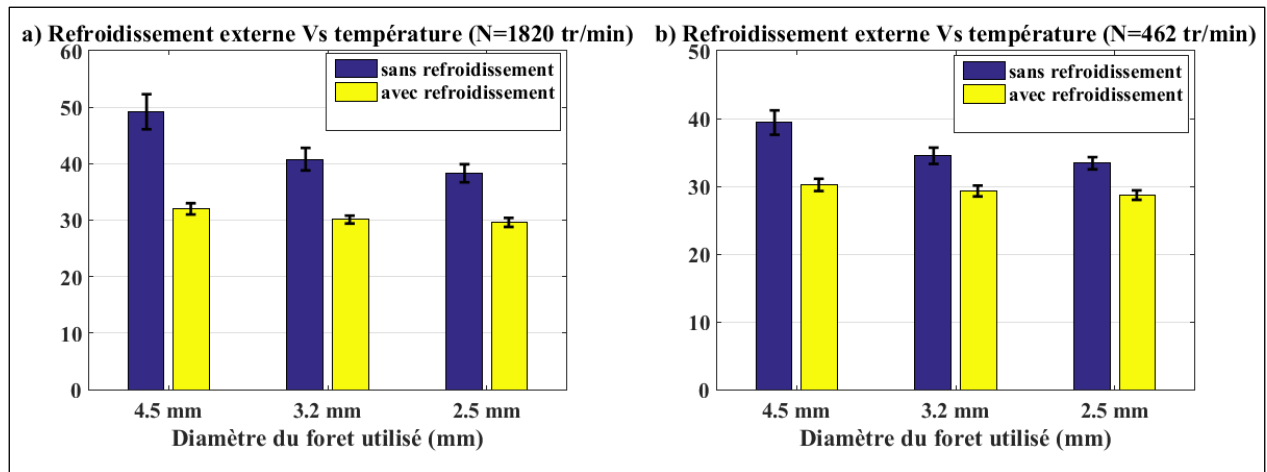


Figure 1-13: Impact du refroidissement sur l'augmentation de la température de l'os lors de son perçage (Augustin et al., 2007)

L'étude bibliographique présentée ici n'a pas la prétention de couvrir tous les paramètres de coupe impliqués dans une opération de coupe de l'os. Seuls les paramètres communément objets d'étude ont été discutés. Cependant, il est important de rappeler que les résultats de ces diverses études ne convergent généralement pas d'où la difficulté de conclure sur l'effet de ces paramètres. Cette divergence dans les résultats des études peut partiellement s'expliquer par la microstructure de l'os. En effet, très peu d'auteurs tiennent compte de la microstructure des échantillons testés dans leurs études. Or, nous avons vu dans les sections précédentes que l'os possède une microstructure hétérogène notamment à cause de la présence des porosités. Ainsi, la densité varie d'un endroit à un autre dans l'os (Rho et al., 1998 ; Currey, 1988). Afin de caractériser l'évolution de la microstructure, les paramètres comme la fraction volumique d'os ou BV/TV (Bone Volume / Tissue Volume) pouvant être obtenus après tomographie aux rayons X, sont également utilisés (Vale et al., 2013). Ce paramètre est estimé par certains auteurs comme variant dans la gamme 0.16-0.5 au niveau de la couche spongieuse et 0.5 – 0.99 dans la couche corticale (Greenwood et al., 2015 ; Lerebours et al., 2015). La corrélation entre les paramètres caractéristiques de la microstructure de l'os et les efforts de coupe ou la température a été étudiée par quelques auteurs. L'augmentation de la température avec la densité de la zone percée est démontrée par Yacker et Klein (1996). En effet, les auteurs ont observé que l'accroissement de température dans une opération de perçage de l'os bovin est deux fois plus élevée dans l'os cortical que dans l'os spongieux. Mitsubishi et al. (2004) ont, quant à eux, investigué sur la corrélation entre la densité de la zone percée et les efforts de

coupe. Les Figure 1-14 récapitulent leurs résultats sur la dépendance de la force spécifique de coupe et la densité de l'os dans trois cas du perçage de trois types de tissus osseux. La relation entre le logarithme de la densité de la zone percée et celui de l'effort spécifique de coupe est quasi linéaire.

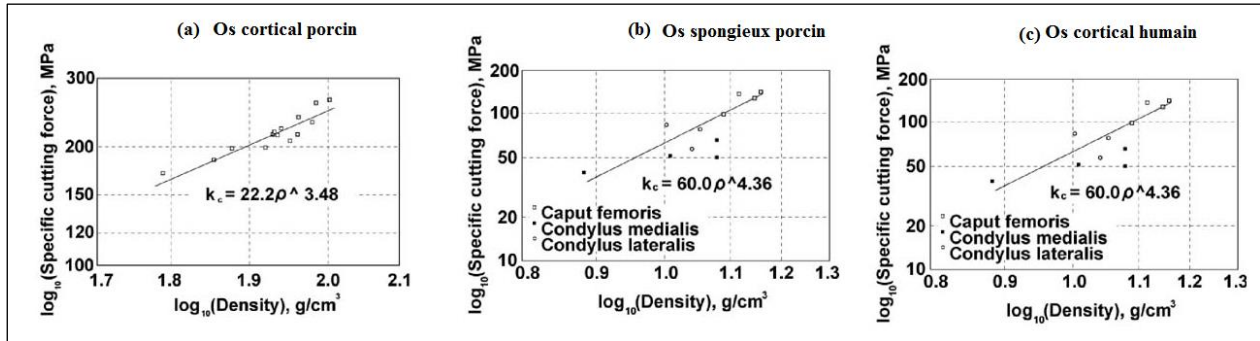


Figure 1-14 : Relation entre la force spécifique de coupe et la densité de l'os au cours de son perçage pour différents types d'os (Mitsuishi et al., 2004).

Pour conclure sur cette partie, il semble nécessaire de tenir compte de la microstructure des échantillons testés pour pouvoir tirer de réelles conclusions sur l'influence des paramètres de coupe sur les efforts et température observés pendant le perçage. C'est pourquoi les essais de perçage qui seront présentés au chapitre 2 seront accompagnés d'une analyse tomographique permettant de recueillir des informations sur cette microstructure.

Par ailleurs, pour comprendre les mécanismes physiques induits par l'opération de perçage et prédire les élévations de température, le développement de modèles analytiques s'avèrent particulièrement utile. La section suivante expose les modèles existants dans la littérature.

1.6 Modélisation analytique de la réponse thermomécanique de l'os pendant le perçage

Les premiers modèles construits pour la prédiction de la température de l'os au cours de son perçage sont des modèles analytiques. Ces modèles sont souvent inspirés de ceux appliqués aux métaux. C'est le cas de celui de Davidson et al. (2003) qui fut l'un des tous premiers dans le domaine du perçage de l'os. Afin de pouvoir appliquer les théories pré développées relatives à la modélisation de l'usinage des métaux, Davidson et al. (2003) ont supposé que l'os se comporte identiquement aux métaux lorsqu'il subit une opération d'enlèvement de matière, en l'occurrence une opération de coupe orthogonale. L'une des théories les plus utilisées chez les auteurs de

modèles de coupe orthogonale des métaux est la théorie de Merchant (Merchant, 1945). Cette théorie est appliquée par Davidson et al. (2003) afin d'estimer la quantité de chaleur produite au cours d'une opération de coupe orthogonale de l'os cortical. En procédant ainsi, les auteurs supposent que le copeau d'os au cours d'une opération de coupe orthogonale se forme par cisaillement intense dans la zone primaire de cisaillement (Figure 1-15). Dans cette zone, le cisaillement a principalement lieu suivant un plan qui s'étend de la pointe de l'outil vers la surface de la matière usinée appelé plan de cisaillement et qui est orienté d'un angle φ (angle de cisaillement) par rapport à la vitesse de coupe. Davidson et al. (2003) reconnaissent que le mécanisme d'enlèvement de matière dans une opération de perçage est plus complexe que dans le cas de la coupe orthogonale. Ils soutiennent cependant que le mécanisme de base d'enlèvement de matière est similaire dans les deux cas et ne font pas de différence entre le mécanisme d'enlèvement de matière au cours de l'usinage de l'os et du métal. Ainsi selon leur hypothèse, la principale source de chaleur provient de la zone de cisaillement primaire. Davidson et James (2003) donnent ainsi une estimation du flux thermique entrant dans l'os lors de l'opération d'usinage sous la forme :

$$\frac{\partial Q_w}{\partial t} = \eta \frac{\partial Q}{\partial t} = \eta A_s \tau_s v_s \quad (1.3)$$

avec $\frac{\partial Q}{\partial t}$ le flux thermique total généré lors de la coupe, η la fraction de flux thermique entrant dans l'os, A_s l'aire du plan de cisaillement, τ_s la contrainte ultime de cisaillement et v_s est la vitesse de cisaillement. Les auteurs utilisent les données expérimentales extraites des études de Abouzgia (1995) pour calibrer le paramètre η . La valeur de η trouvée pour un meilleur accord entre les prédictions du modèle et les mesures expérimentales de Abouzgia (1995) est 0.5. Le modèle de Davidson et James (2003) prédit une augmentation de la température maximale de l'os et des dommages thermiques avec la vitesse de rotation du foret. Il prédit également que la température maximale de l'os croît avec la vitesse d'avance du foret jusqu'à 1.8 mm/s et commence par décroître au-delà de cette vitesse tandis que les dommages thermiques décroissent avec la vitesse d'avance du foret de 0.45 mm/s à 4.5 mm/s. Le modèle montre également que la température de l'os et les dommages thermiques augmentent considérablement avec le diamètre du foret de perçage. Les résultats du modèle de Davidson et James (2003) montrent aussi qu'une variation de l'angle d'hélice du foret, de l'angle de pointe et des propriétés thermomécaniques de l'os usiné n'a pas

d'influence considérable sur les dommages thermiques de l'os. Signalons également que le modèle de Davidson et James (2003) donne des prédictions de température cohérentes avec les mesures expérimentales lorsque les opérations de perçage sont réalisées aux faibles vitesses de rotation. Ce n'est pas le cas aux grandes vitesses de rotation. Comme cause de cette incohérence, les auteurs indiquent l'inadaptation de l'approche utilisée pour modéliser la formation des copeaux osseux. Sachant que les essais de perçage de Abouzgia (1995) sont réalisés sur l'os cortical bovin à une vitesse de rotation de 49 000 *trs/min* et avec une force de pénétration allant de 1.5 à 9.0 N, on peut relier les limites du modèle de Davidson et James (2003) à l'estimation de la fraction de flux thermique qui entre dans l'os usiné si on postule que la répartition de la chaleur entre l'os et le foret pendant l'opération de perçage ne respecte pas la même logique selon qu'on soit en petites ou grandes vitesses de coupe.

Lee et al. (2012) proposent un nouveau modèle thermique du perçage de l'os. A la différence de Davidson et James (2003), Lee et al. (2012) prennent en compte une deuxième source de chaleur. Cette dernière est générée dans la zone de cisaillement (II) secondaire (voir Figure 1-11) et est le résultat des phénomènes tribologiques entre les copeaux et la face d'attaque de l'outil. Ainsi, ils estiment la chaleur totale générée à la pointe de l'outil par :

$$\dot{Q}_T = \dot{Q}_{sh} + \dot{Q}_f \quad (1.4)$$

avec \dot{Q}_{sh} la quantité de chaleur générée par déformation plastique dans la zone de cisaillement primaire qui diffuse dans l'os percé et \dot{Q}_f celle générée dans la zone de cisaillement secondaire. En se basant sur la théorie de la coupe oblique des métaux, l'énergie de cisaillement $\dot{Q}_s(r)$ due à la déformation par cisaillement dans la zone de cisaillement primaire est donnée par :

$$\dot{Q}_s(r) = \tau_s(r) A_s(r) V_s(r) \quad (1.5)$$

La portion de cette énergie diffusant dans la pièce est évaluée par $\zeta(r)$ sous la forme suivante :

$$\dot{Q}_{sh}(r) = \zeta(r) \dot{Q}_s(r) \quad (1.6)$$

La constance de proportionnalité $\zeta(r)$ est donnée par l'équation (1.7). L'expression empirique de $\zeta(r)$ est basée sur les données expérimentales de Boothroyd (1963) pour la coupe orthogonale des métaux.

$$\zeta(r) = \begin{cases} 0.5 - 0.35 \log(R_t(r) \tan \phi_n(r)) & \text{if } 0.04 < R_t(r) \tan(\phi_n(r)) \leq 10 \\ 0.3 - 0.15 \log(R_t(r) \tan \phi_n(r)) & \text{if } 10 < R_t(r) \tan(\phi_n(r)) \end{cases} \quad (1.7)$$

$R_t(r)$ est la résistance thermique et dépend de la vitesse de coupe, $\phi_n(r)$ est l'angle de cisaillement qui est donné par la relation d'Ernst et Merchant (1941) sous la forme suivante :

$$\phi_n(r) = \frac{\pi}{4} + \frac{\alpha_n(r) - \beta_n}{2} \quad (1.8)$$

où β_n est l'angle de frottement permettant d'estimer le coefficient de frottement μ à l'interface face d'attaque de l'outil – copeaux osseux et $\alpha_n(r)$ l'angle d'attaque de l'outil.

La chaleur générée dans la zone de cisaillement secondaire (II) est obtenue par une approche similaire. Cependant, contrairement à la zone (I) où juste une partie de l'énergie utilisée pour cisailier la pièce est convertie en chaleur, toute l'énergie mise en jeu dans le frottement à l'interface de la zone (II) sera convertie en chaleur. La chaleur générée par le frottement dans la zone II à une position radiale r de l'arête de coupe du foret est donnée par :

$$\dot{Q}_f(r) = F_f(r) V_c(r) = R(r) \sin(\beta_n) V_c(r) \quad (1.9)$$

où $F_f(r)$ représente la force de frottement, $R(r)$ est la résultante des efforts de coupe qui est évaluée conformément à l'approche de Shamoto et Altintas (1999) dans le cadre de leur étude sur la prédiction de l'angle de cisaillement dans une opération de coupe oblique.

Les résultats de l'étude du modèle de Lee et al. (2012) indiquent que : (1) la température maximale de l'os décroît lorsque le débit de copeaux générés augmente ; (2) l'augmentation de température est fortement influencée par la température initiale de l'os percé ; (3) une lubrification permanente du foret de perçage fait chuter considérablement la température de l'os, même si la zone lubrifiée du foret est éloignée de la pointe du foret ; enfin (4) en menant une étude paramétrique avec leur modèle, Lee et al. (2012) concluent que la température maximale de l'os croît avec la vitesse de rotation et la vitesse d'avance. Contrairement à Davidson et al. (2003), ils montrent que la température maximale de l'os décroît avec l'augmentation du diamètre du foret et est influencée de manière significative par l'angle de pointe et l'angle d'hélice du foret de perçage.

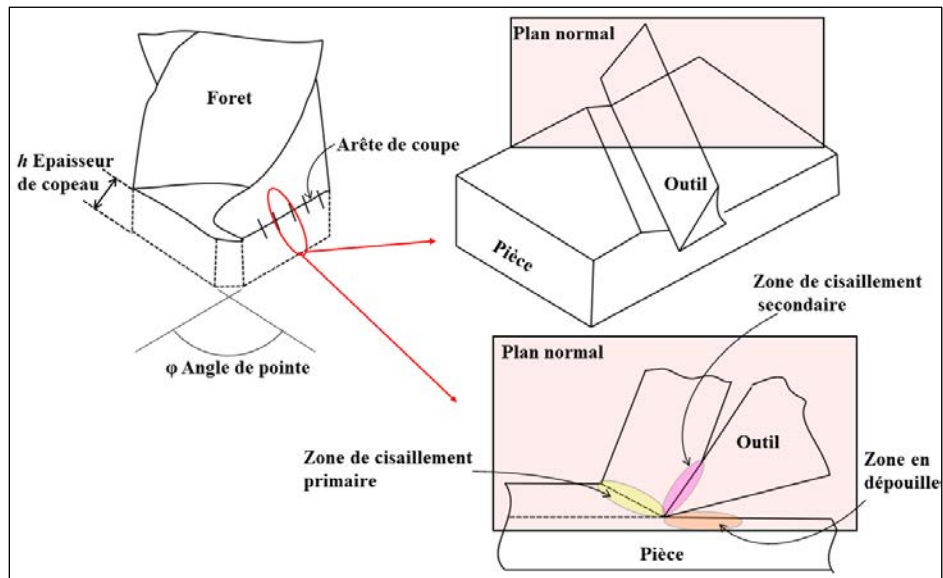


Figure 1-15 : Zones de génération de chaleur selon le modèle de Lee et al. (2011)

Maani et al. (2014) ont aussi développé un modèle mathématique pour prédire la réponse thermique de l'os lors de son perçage. Le modèle proposé par Maani et al. (2014) améliore considérablement l'évaluation des sources de chaleur qui sont générées pendant l'opération de perçage de l'os. En effet, dans leur approche, en plus des sources de chaleur mise en évidence dans les études de Davidson et James (2003) et de Lee et al. (2012) dues au mécanisme d'enlèvement de matière osseuse aux arêtes de coupe du foret, Maani et al. (2014) considèrent une source de chaleur due au frottement latéral à l'interface copeaux osseux / périphérie du trou d'une part et d'autre part copeaux osseux / goujure du foret. Par une approche identique à celle mise en œuvre dans les travaux précédents, Maani et al. (2014) estiment la source de chaleur aux arêtes de coupe du foret. La source de chaleur due au frottement latéral dépend majoritairement de la pression de contact aux deux interfaces de frottement du copeau. Ils accordent alors une attention particulière à l'évaluation de la distribution de pression latérale à l'interface cylindrique du corps de l'outil et de la périphérie du trou en utilisant la formulation de Mellinger et al. (2003). Les zones sources de chaleur modélisées par les approches classiques de la mécanique du contact. La source de chaleur due aux frottements latéraux a été négligée dans les travaux de Davidson et al. (2003). La prise en compte de ces différentes sources de chaleur rend le nouveau modèle développé très complexe. Cependant, ses prédictions de température s'accordent mieux avec les données expérimentales qui figurent dans la littérature.

A travers l'analyse des études précédemment citées, on se rend compte que la théorie de la coupe des métaux est fréquemment utilisée pour élaborer les modèles de prédiction de la température de l'os cortical au cours de son perçage. Une des hypothèses fortes de ces modèles est de supposer que l'os cortical et les métaux ont un comportement thermomécanique identique lorsqu'ils sont usinés. Ceci revient à dire que le mécanisme d'enlèvement de copeaux dans les deux cas est caractérisé par trois zones : la zone de déformation primaire (I) où une partie de l'énergie nécessaire pour déformer par cisaillement la matière est convertie en chaleur ; la zone de cisaillement secondaire (II) où l'énergie thermique est générée par frottement à l'interface de la nouvelle surface du copeau et la face d'attaque de l'outil de coupe ; la troisième zone (III) où la chaleur est générée par frottement à l'interface de la face de dépouille de l'outil et de la nouvelle surface créée sur la pièce. Suivant les auteurs, les zones (II) ou / et (III) sont négligées dans l'évaluation du flux de chaleur qui entre dans la pièce. Cependant, certains auteurs ont investigué le mécanisme de coupe et de formation de copeaux dans une opération de coupe orthogonale de l'os cortical et proposent une approche différente de celle des métaux pour comprendre le mécanisme de formation de copeaux osseux. Jacobs et al. (1974) analysent les images microscopiques de la morphologie des copeaux au cours d'une opération de coupe orthogonale. Ils montrent que la théorie de Merchant fréquemment utilisée pour l'analyse de la coupe des métaux possèdent des limites dans son application à l'usinage de l'os. Les études menées par Wiggins et Malkin (1987) montrent que les copeaux osseux se forment par une suite de petites fractures discrètes. Récemment, Liao et Axinte (2016) ont identifié trois types de mécanismes de formation des copeaux liés à l'épaisseur de copeau non déformé. Feldmann et al. (2017) confirment les conclusions des investigations de Liao et Axinte (2016). Ils observent que le comportement mécanique à l'endommagement de l'os cortical au cours d'une opération de coupe orthogonale évolue du régime ductile (petites profondeurs de coupe) au régime fragile (grandes profondeurs de coupe). Sugita et Mitsuishi (2009) montrent qu'au-delà d'une profondeur de coupe de 21 microns, le régime fragile l'emporte sur l'endommagement ductile. La Figure 1-16 présente la morphologie des copeaux osseux obtenus pour différentes épaisseurs de copeau non déformé au cours d'une opération de coupe orthogonale de l'os cortical bovin. La direction de coupe est parallèle à l'axe principal des ostéons de l'os cortical. Comme on peut le voir sur ces micrographies, le mécanisme de formation des copeaux osseux est très complexe et ne peut être assimilé à celui des métaux quelle que soit la profondeur

de coupe. Par contre, il apparaît plus réaliste au regard des conditions de coupes mises en œuvre régulièrement dans les opérations d'usinage de l'os cortical, de postuler que l'endommagement de l'os est de type fragile. Par conséquent, les modèles analytiques de prédiction de la température basés sur l'existence d'une zone de cisaillement primaire au niveau des arêtes de coupe du foret semblent inadaptés.

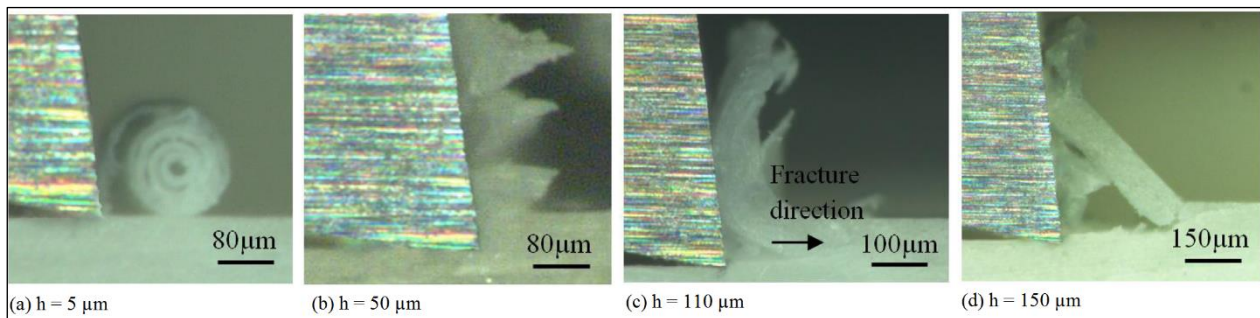


Figure 1-16 : Morphologie des copeaux en fonction de la profondeur de coupe (Liao et Axinte, 2016).

Par conséquent, certains auteurs se sont attachés à proposer des modèles analytiques de prédiction de la température en se basant sur d'autres approches.

Feldmann et ses collaborateurs (2016) ont proposé des modèles thermiques de l'opération de perçage de l'os cortical basés sur l'approche de la source mobile de chaleur. Leur premier modèle est un modèle purement analytique qui utilise la répartition spatiale de la densité de l'os dans la zone à percer pour calculer la quantité de chaleur produite au cours de l'activité du foret. La répartition du BV/TV est extraite des images microtomographiques de la zone à percer. La source de chaleur due à l'interaction foret/os est modélisée par un point source qui se déplace dans la matière os à mesure que le foret pénètre dans l'os. La Figure 1-17(a) illustre ce modèle. La puissance de cette source ponctuelle de chaleur est estimée par l'équation suivante :

$$\dot{Q}(t) = v A D(t)^b \quad (1.10)$$

avec v la vitesse de pénétration du foret dans l'os, $D(t)$ le champ de densité osseuse le long de la zone de perçage, A et b deux coefficients de calibrage du modèle. A et b dépendent majoritairement de la répartition de la fraction volumique de matière dans la zone percée. Les auteurs calibrent A et b respectivement à 2.11×10^{-4} et 1.815 .

Afin de calculer la température en tout point de l'os, ils utilisent la fonction de Green (Equation 1.11) qui permet de résoudre l'équation de la chaleur. La fonction de Green donne l'augmentation de température en un point $M(x, y, z)$ à l'instant t due à une source ponctuelle instantanée d'intensité dQ située au point $M_0(x_0, y_0, z_0)$.

$$dT(t, x, y, z) = \frac{dQ}{8\rho c_p (\pi\alpha t)^{\frac{3}{2}}} e^{-\frac{(x-x_0)^2+(y-y_0)^2+(z-z_0)^2}{4\alpha t}} \quad (1.11)$$

avec $\alpha = \frac{k}{\rho c_p} \left[\frac{m^2}{s} \right]$ la diffusivité thermique du milieu, $k [W/m/K]$ la conductivité thermique, $\rho [kg/m^3]$ la masse volumique, $c_p [J/kg/K]$ la chaleur spécifique.

En appliquant la fonction de Green au cas du perçage de l'os, les auteurs ont supposé que le foret considéré comme une source ponctuelle de chaleur, se déplace le long de l'axe x ($x=0$ à $x=x_{end}$) à la vitesse v de $t=0$ s à $t=t_{end}$. Ainsi, ils intègrent l'équation de Green dans le temps pour obtenir la relation (1.12).

$$T(t, x, y, z) = T_0 + \int_0^t \frac{\dot{Q}(\tau)}{8\rho c_p (\pi\alpha t)^{\frac{3}{2}}} e^{-\frac{(x-x_0-v\tau)^2+(y-y_0)^2+(z-z_0)^2}{4\alpha t}} d\tau \quad (1.12)$$

La Figure 1-18 montre la droite de régression linéaire entre les températures maximales calculées et mesurées. Le coefficient de régression est estimé à $R^2 = 0.9566$. Afin de relier le temps d'exposition des tissus osseux et la température maximale qu'ils ont subie, les auteurs ont calculé à partir des résultats du modèle l'équivalent en temps cumulé à $43^\circ C$ (CEM $43^\circ C$). Cette notion a été introduite par Sapareto et Dewey (1984) pour la détermination de la dose thermique des tissus cancéreux pendant leur traitement. Le CEM $43^\circ C$ est donnée par l'expression suivante :

$$CEM43^\circ C = \int_0^{t=t_{final}} R(T(t))^{43-T(t)} dt \quad (1.13)$$

avec $R(T(t)) = \begin{cases} 0.5, & \text{if } T(t) > 43^\circ C \\ 0.25, & \text{if } T(t) < 43^\circ C \end{cases}$.

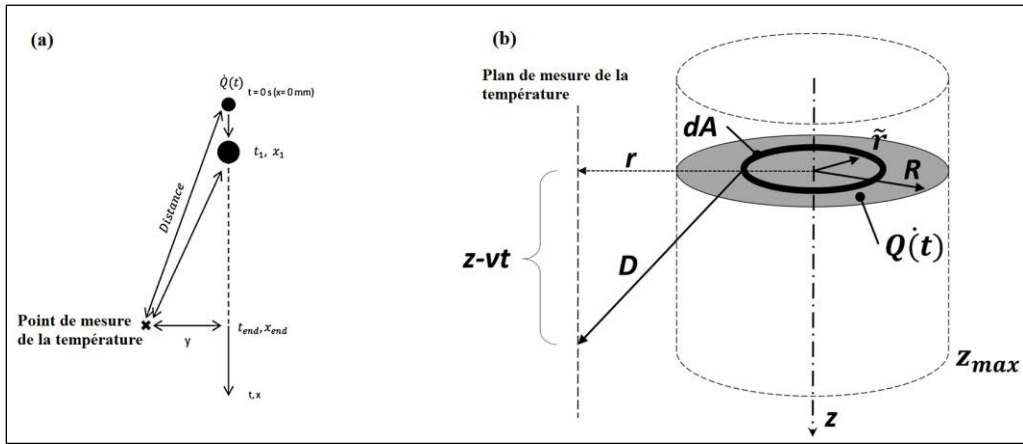


Figure 1-17:(a) Source ponctuelle de chaleur (Feldmann et al., 2016) (b) Source disque de chaleur (Feldmann et al., 2017)

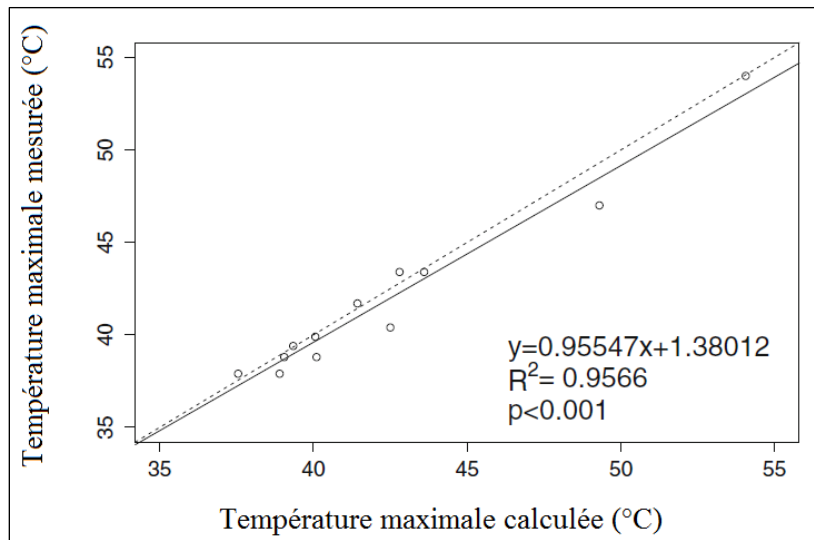


Figure 1-18 : Droite de régression linéaire entre la température maximale calculée et mesurée. (Feldmann et al., 2016).

A travers ce premier modèle, Feldmann et al. (2016) ont mis en évidence la forte dépendance de la température de l'os à la variation de la densité osseuse de la zone percée. L'augmentation de la température est importante lorsque le foret traverse l'os cortical. Cette augmentation est fortement ralentie lorsque le foret attaque le tissu spongieux. Pour corroborer l'influence de la densité sur l'évolution de la température au cours du perçage, les auteurs réalisent la tomographie aux rayons X de la zone percée. Ils obtiennent pour chaque trajectoire du foret de perçage dans l'os, des profils

d'évolution de la densité qu'ils superposent aux profils de température enregistrée lors de l'opération. La Figure 1-19 donne des exemples de superposition de la température mesurée et du profil de densité de différentes trajectoires du foret dans l'os percé. L'impact de l'évolution de la densité sur la température est clairement visible. Feldmann et al. (2016) mettent également un accent particulier sur l'influence des propriétés thermiques de l'os notamment la conductivité thermique sur la répartition de la température autour de la zone percée. A cause de la conductivité thermique faible de l'os ($k = 0.55 W/m/K$), toute la chaleur générée se concentre autour du trou dans une enveloppe cylindrique d'épaisseur 1.6 mm.

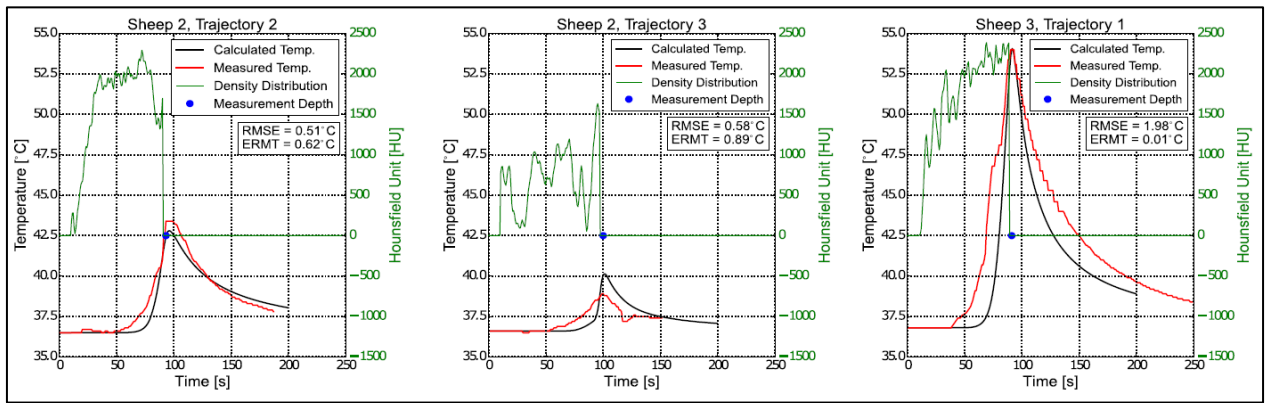


Figure 1-19 : Corrélation entre le profil de densité et l'évolution de la température pour diverses trajectoires de perçage de l'os (Feldmann et al., 2016).

Feldmann et ses collaborateurs ont amélioré plus tard ce premier modèle en remplaçant la source ponctuelle par une source disque, mieux représentatif de la forme de l'interaction entre la pointe conique du foret et l'os. La source de chaleur se déplace suivant l'axe z à mesure que le foret rentre dans la matière (Figure 1-13 (b)). La variation de l'intensité de la source de chaleur $\dot{Q}(t)$ est calculée à partir du travail nécessaire pour réaliser le perçage et est présentée par l'équation suivante :

$$\dot{Q}(t) = M(t) \omega \left(\frac{M(t)}{M_0} \right)^{(b-1)} \quad (1.14)$$

avec $M(t)$ le moment de perçage en $N.m$ et ω la vitesse angulaire. Le modèle est calibré par M_0 et b . Dans cette formulation, la contribution de l'effort axial n'apparaît pas car elle est

considérée par les auteurs comme étant négligeable. Similairement à l'approche utilisée dans leur précédent travail, Feldmann et al. (2017) évaluent l'élévation de température en un point (x, y, z) engendrée par une source ponctuelle mobile de chaleur dans un matériau homogène considéré comme un milieu infini par la fonction de Green comme suit :

$$T(t, x, y, z) = T_0 + \int_0^t \frac{\dot{Q}_{point}(\tau)}{8\rho c_p (\pi\alpha t)^{\frac{3}{2}}} e^{-\frac{(x-x_0)^2 + (y-y_0)^2 + (z-z_0 - v\tau)^2}{4\alpha t}} d\tau \quad (1.15)$$

Les coordonnées (x_0, y_0, z_0) décrivent la position initiale de la source ponctuelle de chaleur qui coïncide avec la pointe du foret. Pour prendre en compte l'effet du diamètre du foret dans la formulation du modèle, l'équation (1.14) est normalisée avec la section du foret donnant le flux (W / m^2) thermique sous la forme :

$$J(t) = \frac{\dot{Q}(t)}{\pi \left(\frac{\Theta}{2}\right)^2} \quad (1.16)$$

L'équation (1.16) est alors adaptée à une source de chaleur mobile sous la forme d'un disque de rayon $R = \frac{\Theta}{2}$ égale au rayon du foret. Le disque est ensuite discrétisé en des sources élémentaires de chaleur de forme annulaire avec une épaisseur dr autour de l'axe du trou. La source élémentaire est ensuite intégrée sur toute la surface du disque sous la forme suivante :

$$\dot{Q}_{Disk}(t) = \int_0^R \int_0^{2\pi} J(t) dA \quad (1.17)$$

avec $dA = \tilde{r}.d\varphi.d\tilde{r}$. On exprime la distance D entre l'élément source de chaleur et le point d'observation en coordonnées polaires sous la forme suivante :

$$\begin{aligned} D^2 &= (x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2 \\ &= r^2 + \tilde{r}^2 - 2r\tilde{r} \cos(\varphi - \tilde{\varphi}) + (z - vt)^2 \end{aligned} \quad (1.18)$$

En tenant compte de la symétrie axiale par rapport à l'axe du trou, l'équation (1.15) peut se réécrire sous la forme suivante :

$$T(r, z, t) = T_0 + \int_0^{\frac{\phi}{2}} \int_0^t \frac{J(\tau) \tilde{r}}{4\sqrt{\pi} \rho c_p (\alpha \tau)^{\frac{3}{2}}} e^{-\frac{r^2 + \tilde{r}^2 + (z - z_0 - v\tau)^2}{4\alpha t}} I_0\left(\frac{r\tilde{r}}{2\alpha \tau}\right) d\tau d\tilde{r} \quad (1.19)$$

I_0 est la fonction de Bessel de premier type et d'ordre zéro, T_0 est la température initiale de l'os qui est prise égale à la température ambiante 25°C. Afin de calibrer et valider leur nouveau modèle, une étude expérimentale de perçage de l'os a été menée sur l'os fémoral bovin. Un dispositif expérimental a été mis en place pour l'acquisition de la température, des efforts de coupe et du moment de perçage (Figure 1-20). Une batterie de 40 essais a été réalisée avec deux types de diamètres.

Ce nouveau modèle requiert le calibrage de deux constantes M_0 et b . Le calibrage concerne l'expression $(M(t)/M_0)^{(b-1)}$ qui permet d'évaluer la fraction de travail mécanique qui est convertie en chaleur et transférée à la pièce usinée (os). M_0 et b ont été calibrés avec les données expérimentales de cinq essais et leurs valeurs respectivement fixées à $M_0 = 100 \text{ N.m}$ et $b = 1.2$. Un modèle de régression linéaire a été mis en place pour exprimer la relation entre les données expérimentales de température et les prédictions du modèle. La Figure 1-21 présente les résultats obtenus.

De l'analyse bibliographique portant sur les modèles analytiques de prédiction de la température de l'os au cours de son perçage, il ressort que les premiers travaux relatifs à cette problématique sont abordés avec la même approche que celle du perçage des métaux. Plus tard, certains auteurs montrent les limites de cette approche en démontrant dans le cas simple de la coupe orthogonale que les mécanismes d'enlèvement de matière dans les deux cas (l'os et les métaux) sont différents. Ces derniers ouvrent la voie à de nouvelles études qui prennent en compte la particularité du mécanisme d'enlèvement de la matière lors de la coupe de l'os et l'influence de la densité de la zone percée sur l'évolution de la température.

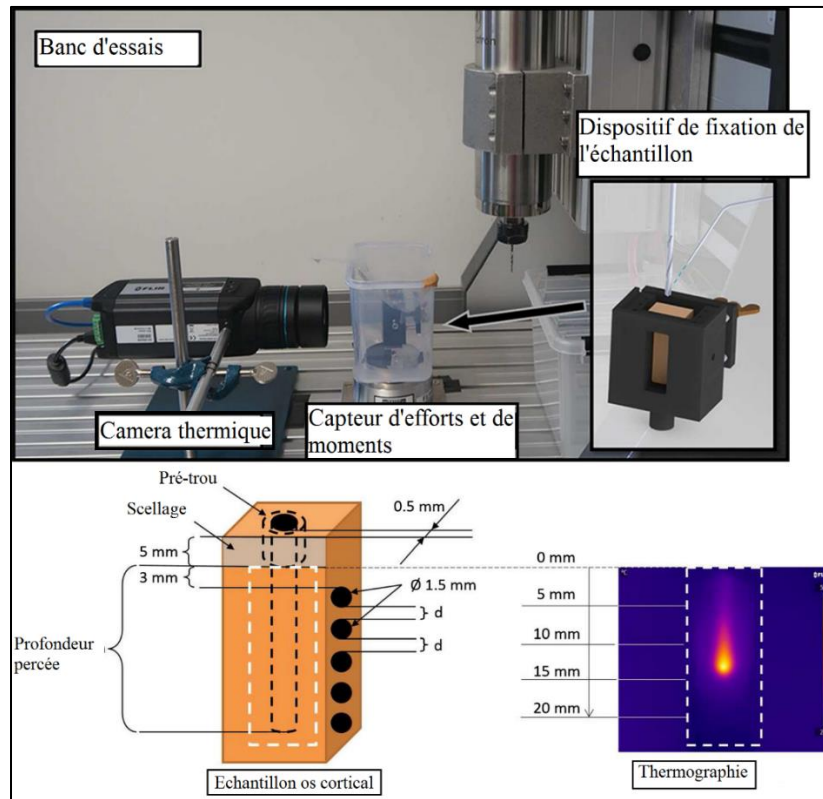


Figure 1-20 : Dispositif expérimental des essais de Feldmann et al.(2016).

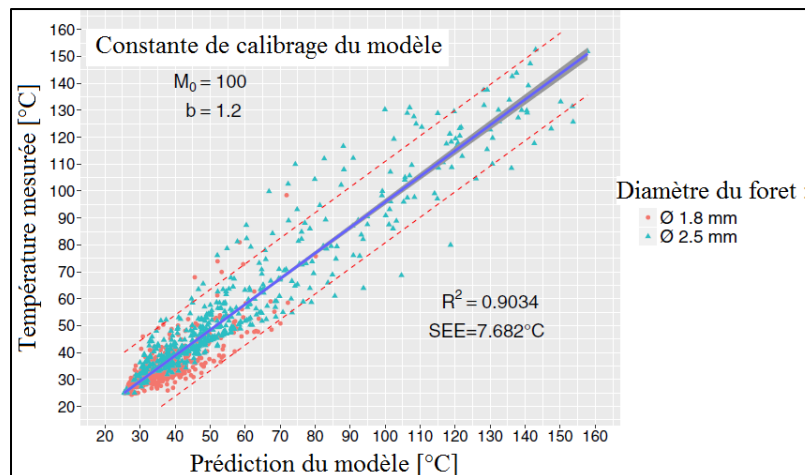


Figure 1-21 : Régression entre la température mesurée et calculée (Feldmann et al. (2017)).

Cependant, dans la littérature l'évolution de la température durant le perçage a été également analysée par le biais de modélisations par éléments finis. La section suivante présente les diverses études utilisant cette approche.

1.7 Modélisation numérique de l'opération du perçage de l'os

Les modèles par éléments finis simulant le perçage de l'os sont peu nombreux. Sezek et al. (2012) ont réalisé des simulations numériques du perçage en utilisant le logiciel Marc (MSC Software Corporation, North America). La simulation a été opérée sur un modèle géométrique sous forme de cylindre creux de l'os cortical à percer. Un maillage avec 542 éléments tétraédriques de taille caractéristique 0.01 mm est utilisé dans le modèle comme le présente la Figure 1-22. Afin de prévenir les distorsions de maillage, un remaillage automatique est mis en place durant la simulation. L'os cortical est supposé se comporter comme un matériau homogène isotrope élastique linéaire avec les propriétés thermomécaniques indiqués dans le Tableau 1-2. L'objectif de leur étude est de déterminer les conditions optimales de perçage de l'os. Les auteurs entendent par conditions optimales celles permettant de garantir l'intégrité histologique et microstructurelle de la zone de perçage. Ceci suppose que l'augmentation maximale de la température de zone percée ne dépasse pas 45° et que les efforts de perçage sont justes suffisants pour enlever de la matière osseuse. Afin de valider leur modèle, les auteurs ont réalisé les opérations de perçage de l'os cortical du fémur humain. Les conditions de coupe expérimentales sont identiques à celles implémentées dans leur modèle. Ils réalisent une étude paramétrique portant sur la vitesse de rotation (230 – 370 – 570 – 1080 – 1220 tr/min), le diamètre du foret (1.5 – 2.7 – 3.2 – 4.5 – 6 mm), l'effort de pénétration (20 – 40 – 70 – 100 – 140 N) et la vitesse d'avance (30 – 50 – 70 mm/min). Cette étude permet de retenir 140 N pour l'effort de pénétration du foret, 370 tr/min pour la vitesse de rotation du foret et 70 mm/min pour l'avance. La densité osseuse de la zone de perçage est estimée à 2.194 g/cm³. Expérimentalement, ils observent qu'une augmentation de la densité osseuse s'accompagne d'une élévation de l'effort d'avance du foret et qu'une augmentation de 12 % de la densité osseuse entraîne une croissance de 10% en température maximale. Le modèle EF permet de montrer que la répartition de la température décroît de 20% chaque millimètre en s'éloignant de la zone de perçage. La Figure 1-23 présentent la répartition de température obtenue par le modèle dans les trois cas de profondeurs percées.

Tableau 1-2 : Propriétés thermomécaniques de l'os utilisées dans le modèle de Sezek et al. (2012)

Propriétés équivalentes	Os cortical
Module de Young (GPa)	10.2
Elongation	0.9%
Résistance à la traction (MPa)	48
Chaleur spécifique ($J.kg^{-1}.^{\circ}C^{-1}$)	1129.68
Conductivité thermique ($cal.^{\circ}C^{-1}.cms^{-1}$)	0.452
Coefficient de Poisson	0.36

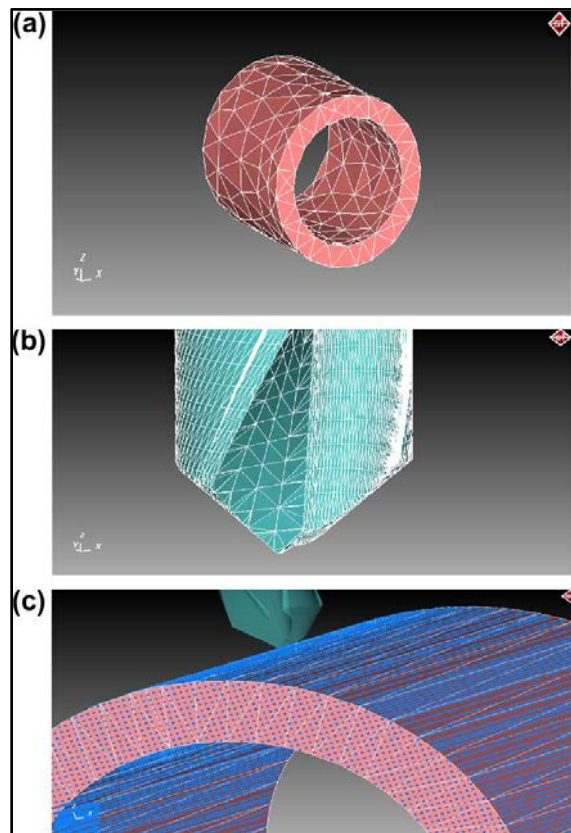


Figure 1-22 : Modèle géométrique et maillage de type siMesh (Sezek et al., 2012).

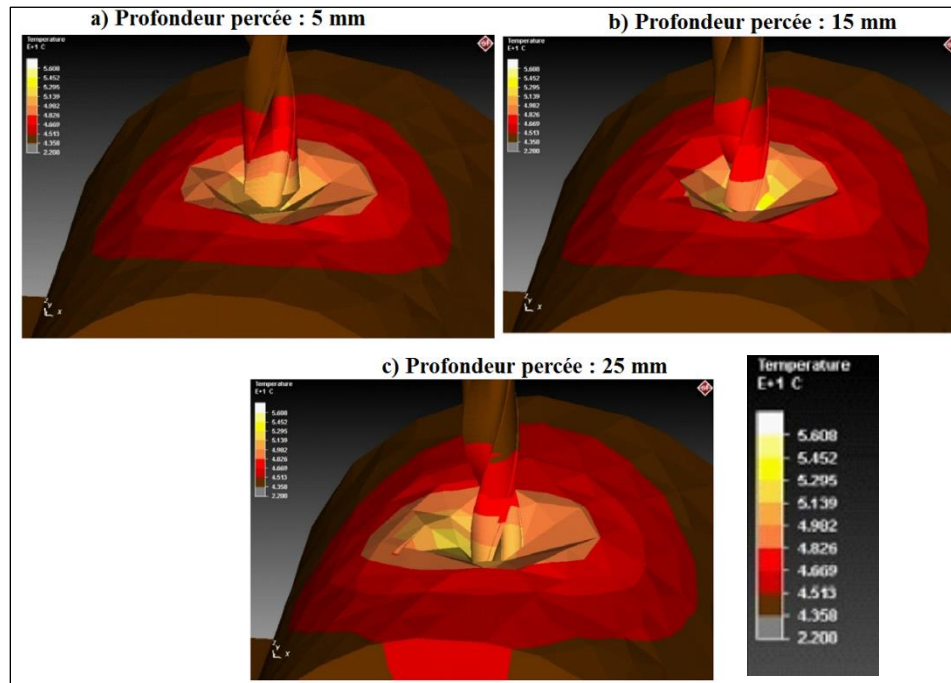


Figure 1-23: Champs de température à différentes profondeurs percées : diamètre du foret 2.7 mm (Sezek et al., 2012)

Bien que la modélisation de l'os cortical comme un matériau isotrope et homogène soit une approche très simplificatrice du comportement mécanique de l'os, Tu et al. (2013), Chen et al. (2017) l'ont également utilisée dans leurs simulations.

Tu et al. (2013), Chen et al. (2017) ont utilisé le code commercial ABAQUS pour simuler le perçage de l'os cortical. Un foret de diamètre 2 mm, d'angle de pointe 118° et d'angle d'hélice 23° est employé dans la simulation (Figure 1-24). La pièce représentative de l'os est un cylindre de diamètre 8 mm. Le modèle permet de calculer le champ de température dans la pièce au cours de l'opération de perçage. Cependant, afin de faciliter la validation du modèle avec les résultats expérimentaux, l'évolution de la température en deux points dans la pièce a été suivie. Les deux points se situent à une distance radiale de 0.5 mm du bord du trou et aux profondeurs $z_1 = 2 \text{ mm}$ et $z_2 = 6 \text{ mm}$. La profondeur de coupe et la vitesse d'avance du foret sont maintenues constantes durant la simulation et équivalent respectivement à 6 mm et 0.9 mm/s. La loi de comportement du matériau usiné est de type élasto-plastique et les propriétés thermomécaniques sont présentées dans le Tableau 1-3. Le frottement à l'interface foret-os est gouvernée par une loi de type Coulomb et conformément aux résultats expérimentaux de Mellal et al. (2004), le coefficient de frottement est

fixé à 0.3. Le foret est modélisé comme un matériau rigide et un critère de rupture dynamique est utilisé pour contrôler la suppression des éléments du maillage de la pièce. La technique de suppression des éléments est utilisée pour favoriser la convergence du modèle et ôter du maillage les éléments excessivement distordus. Ce critère est basé sur la valeur du déplacement plastique équivalent des éléments du maillage. En effet, pendant la simulation du perçage, sous l'action du foret, les éléments de la pièce se déforment progressivement sous l'action du foret. Un élément déformé est ôté du maillage si son déplacement plastique équivalent atteint 0.1 mm. De cette valeur dépend énormément l'efficacité et la précision du modèle. Cependant, son choix dans le modèle de Tu et al. (2013) et de Chen et al. (2017) n'a fait l'objet d'aucune justification ni d'étude sur l'impact de sa variation sur la convergence du modèle. De plus, l'efficacité de la valeur du déplacement plastique équivalent dépend de la taille caractéristique des éléments du maillage. Dans le modèle EF de Tu et al. (2003), les éléments utilisés sont de type hexaédrique et un total de 21 415 éléments avec 31 483 nœuds constituent le maillage de la pièce. La pièce et le foret sont supposés avoir la même température initiale estimée à 25°C.

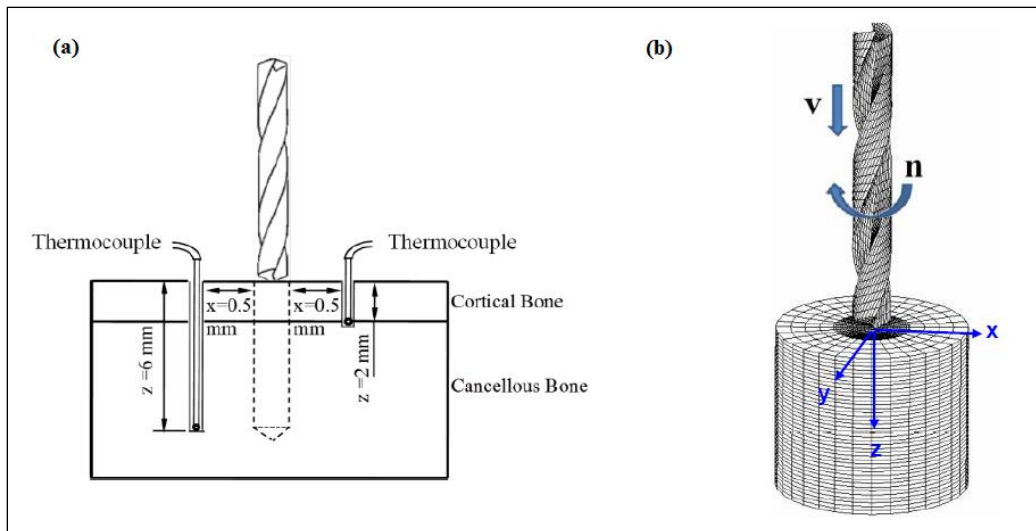


Figure 1-24 : (a) Schéma explicatif de la localisation des points d'observation de la température dans les modèles de Tu et al. (2003) et de Chen et al. (2017) (b) Modèles EF de Tu et al. (2003) et de Chen et al. (2017).

A travers ce modèle, les auteurs mettent en évidence l'augmentation de la température maximale avec la vitesse de rotation et estiment le temps nécessaire pour atteindre ce maximum. L'étendue de la zone thermique affectée croît avec la vitesse de rotation et est de l'ordre de 0.35, 0.7 et 1.38 mm respectivement pour les vitesses de rotation 600, 800 et 1200 tr/min (Figure 1-25). Afin de

confronter aux résultats expérimentaux l'augmentation de température de l'os obtenue par le modèle numérique, la vitesse de pénétration et la vitesse de rotation du foret ont été fixées respectivement à $v = 0.9 \text{ mm/s}$ et $n = 800 \text{ tr/min}$. Les auteurs ont réalisé leurs propres essais servant à la confrontation expérimentale du modèle. Les résultats de la comparaison sont présentés sur la Figure 1-26 pour les deux positions des thermocouples. De manière générale, on constate un bon accord entre les prédictions du modèle et les résultats expérimentaux. Sur la Figure 1-26 on voit que la température maximale atteinte dans la simulation est de 54°C tandis que celle observée expérimentalement est de 51°C .

Tableau 1-3 : Propriétés thermomécaniques utilisées dans les travaux de Tu et al. (2013)

Propriétés équivalentes	Os cortical	Os spongieux
Module de Young (GPa)	16.7	1
Densité (kg/m ³)	1640	640
Limite d'élasticité (MPa)	105	19
Résistance à la traction (MPa)	106	19.1
Chaleur spécifique ($J \cdot kg^{-1} \cdot ^\circ C^{-1}$)	1640	1477
Conductivité thermique ($W \cdot K^{-1} \cdot m^{-1}$)	0.452	0.087
Coefficient de Poisson	0.3	0.055
Coefficient de frottement	0.3	0.3

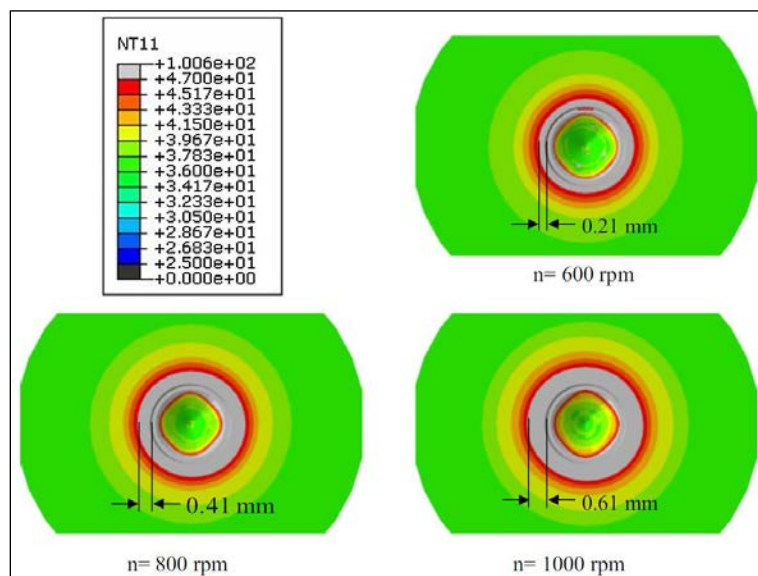


Figure 1-25 : Champs de température dans l'os percé à une profondeur $z = 2.3 \text{ mm}$ pour trois différentes vitesses de rotation (Chen et al., 2017).

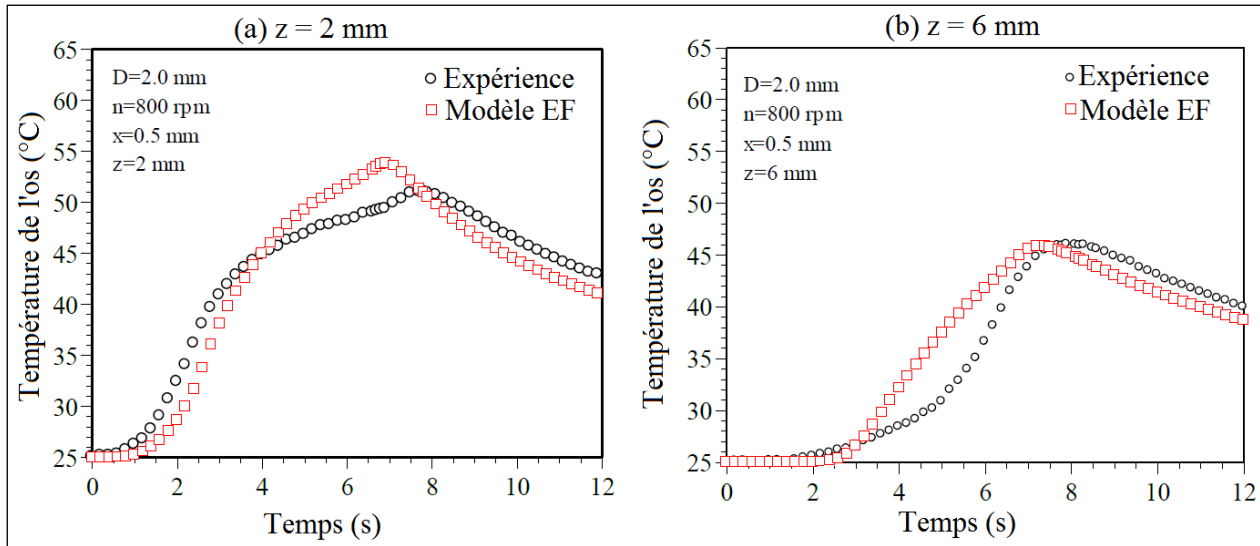


Figure 1-26 : Comparaison des résultats numériques et expérimentaux de l'augmentation de la température en fonction du temps de perçage. (a) $z = 2 \text{ mm}$ et (b) $z = 6 \text{ mm}$ (Chen et al., 2017).

En vue de prédire l'effort d'avance et le moment de perçage, Lughmani et al. (2013) proposent sur la base d'un modèle isotrope transverse de l'os cortical, une simulation de perçage de l'os par la méthode des éléments finis avec le code ABAQUS/Explicit. La Figure 1-27 présente la forme parallélépipédique de dimensions $5 \text{ mm} \times 5 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$ modélisant l'os cortical dans leur modèle numérique. Une portion de la partie active du foret est modélisée comme un corps rigide afin de réduire le temps de calcul. L'analyse est réalisée en utilisant 101320 éléments linéaires hexaédriques et de taille caractéristique minimale 0.005 mm pour mailler la pièce représentative de l'os. Une loi élastoplastique avec dépendance à la vitesse de déformation est utilisée pour décrire le comportement de l'os cortical. Les propriétés mécaniques élastiques utilisées pour alimenter le modèle sont regroupés dans le Tableau 1-4. Un critère de rupture dynamique est utilisé pour gouverner la suppression des éléments et est activé lorsque la déformation plastique d'un élément atteint une valeur seuil fixée à 5%. Le modèle EF de Lughmani et al. (2013) arrive à prédire avec une précision acceptable l'effort axial et le moment de perçage obtenus expérimentalement dans une étude préliminaire. Une étude paramétrique est réalisée avec ce modèle et les résultats indiquent que l'effort axial et le moment de perçage augmentent avec l'avance et la vitesse de rotation du foret de perçage (Figure 1-28).

Tableau 1-4: les propriétés mécaniques élastiques de l'os utilisées dans le modèle isotrope transverse de Lughmani et al. (2013)

Propriétés équivalentes	Os cortical
Module d'élasticité longitudinal E_{11} (GPa)	20
Module d'élasticité longitudinal E_{22} (GPa)	18
Coefficient de Poisson ν_{12}	0.34
Coefficient de Poisson ν_{23}	0.4
Module de cisaillement G_{12} (GPa)	5
Densité (kg/m^3)	2000

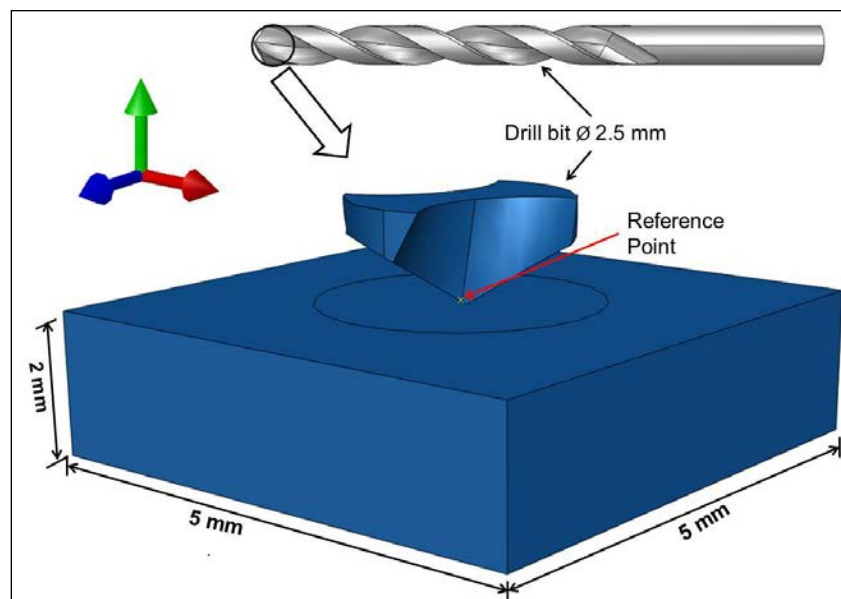


Figure 1-27 : Modélisation géométrique de l'essai de perçage simulé (Lughmani et al., 2013).

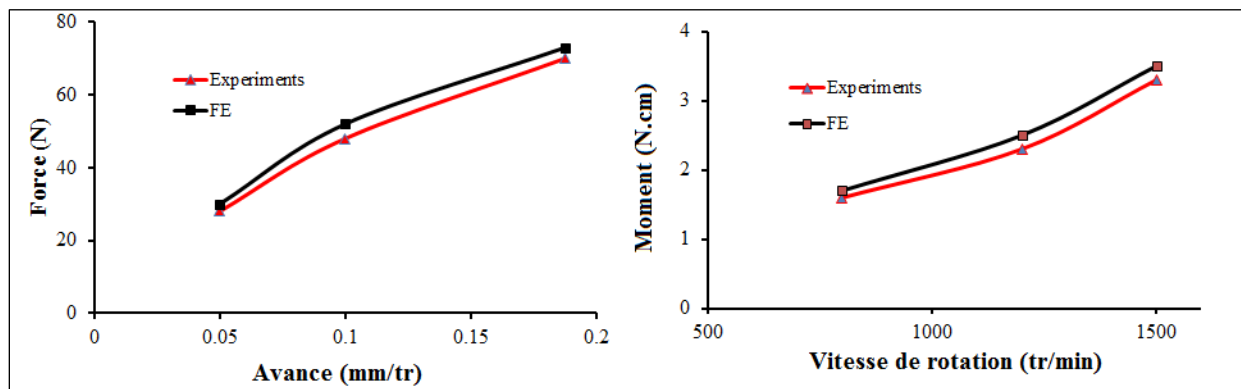


Figure 1-28 : Comparaison de l'effort de pénétration et du moment de perçage pour différentes conditions de coupe. (Lughmani et al. 2013).

La simulation numérique de l'opération du perçage de l'os implique différentes approches de mise en données très complexe. Même dans le cas des métaux où la communauté scientifique s'intéressant au sujet est très large, les travaux capables d'établir une simulation du perçage avec formation du copeau sont encore à l'étape de développement et fournissent des résultats loin de faire l'unanimité. Le cas des matériaux composites aussi suscite aussi beaucoup d'intérêt et mérite d'attirer l'attention des travaux portant sur la simulation du perçage de l'os car ces derniers sont plus proches de l'os en terme de comportement thermomécanique. L'efficacité de la simulation numérique du perçage de l'os se mesure dans sa capacité à prédire les efforts de coupe, la température et le mécanisme de formation des copeaux au cours de la simulation. A l'état actuel de nos connaissances, il n'existe pas de modèle numérique du perçage de l'os capable de remplir ce triptyque d'objectifs. Néanmoins, on constate que les modèles pour la prédiction de la température concentrent de plus en plus d'attention (Sezek et al., (2012), Tu et al. (2003), Chen et al. (2017)). Ces modèles sont construits autour d'une hypothèse simplificatrice très forte et un peu éloignée de la réalité : l'os est modélisé comme un matériau isotrope. Cette simplification est responsable de l'incapacité de ces modèles à prédire les efforts de coupe et le mécanisme de formation des copeaux. Ce constat orientera nos recherches. Les modèles comme celui de Lughmani et al. (2013), Santiuste et al. (2014) s'inspirent beaucoup du cas des matériaux composites en modélisant l'os comme un matériau isotrope transverse. En conclusion, en ce qui concerne les modèles de simulation de l'opération de perçage de l'os cortical, les travaux ne sont qu'à leur début.

1.8 Conclusion

Dans cette revue bibliographique, la problématique du perçage de l'os est traitée sous trois angles principaux. La première partie permet de faire le point sur l'os en tant que matériau. L'os est un matériau vivant multi-échelle dont la microstructure est très complexe et hiérarchisée. Le principal dommage d'origine thermique que peut subir l'os environnant la zone percée au cours du perçage est la mort des cellules osseuses suite à une augmentation exagérée de la température. La deuxième partie de cette synthèse bibliographique fait le point sur les résultats des nombreuses études expérimentales portant sur l'influence des conditions de coupe sur l'évolution de la température et des efforts de coupe. Un accent particulier a été mis sur la vitesse de rotation et l'avance du foret car ces deux conditions de coupe sont énormément étudiées dans nos travaux. Les conclusions des

études sur ces deux paramètres ne convergent pas à cause de la multiplicité des paramètres considérés et potentiellement de la non prise en compte des aspects liés à la microstructure. La dernière partie récapitule les divers modèles numériques et analytiques de prédiction de la température de l'os au cours de son perçage. Dans la mise en place des modèles analytiques, on note essentiellement deux approches ; la première est basée sur les modèles développés dans le cadre des métaux. Ces modèles font l'hypothèse que le mécanisme de génération de copeaux chez l'os est similaire à celui des métaux par l'existence d'un cisaillement intense dans la zone de coupe, et que ce cisaillement intense serait à l'origine de la principale source de chaleur. D'autres auteurs supposent que le mécanisme de génération de copeaux osseux s'approche plus à une série de fractures dans la zone de coupe. Ils montrent alors que le frottement à l'interface outil/os est la principale source de chaleur et mettent en place un modèle basé sur la théorie de la source mobile de chaleur. Nos travaux s'orienteront dans ce sens avec une approche différente d'évaluation de la puissance de la source de chaleur et de sa forme. Le dernier aspect des modèles concerne les modèles numériques basés sur la méthode des EF. On récapitule ces modèles en deux sous-ensembles suivant leur approche de modélisation de l'os. La première approche de mise en place des modèles EF considère l'os comme un matériau isotrope tandis que la seconde le prend comme un matériau isotrope transverse. Dans le cadre de nos travaux, nous réaliserons d'abord une étude préliminaire portant sur la modélisation de la coupe orthogonale de l'os cortical. Dans cette étude, on s'intéressera pour la première fois de manière simultanée aux trois paramètres de sortie à savoir la température, les efforts de coupe et la morphologie des copeaux. Les conclusions de cette étude nous aideront à construire la modélisation par EF du perçage de l'os cortical présentée ensuite.

Chapitre 2. Etude expérimentale : perçage de l'os et des matériaux de tests biomécaniques

2.1 Introduction

Comme nous avons pu le remarquer dans le premier chapitre portant sur l'état de l'art des investigations expérimentales sur le perçage de l'os, la plupart des études visent à trouver la combinaison optimale des conditions de coupe pour espérer réduire l'augmentation de température due au perçage voire éviter les dommages thermomécaniques aux tissus osseux. Si un intérêt majeur est accordé aux conditions de perçage de l'os, force est de constater que la contribution des paramètres microstructuraux de l'os percé dans la génération des dommages aux tissus osseux est la plupart du temps négligée. Deux raisons peuvent justifier ceci : d'une part la difficulté d'accès de ces paramètres ; la communauté scientifique s'intéressant au perçage de l'os émane dans sa grande majorité de la branche de l'usinage par enlèvement de matière et n'a par conséquent pas forcément connaissance des techniques d'exploration de la microstructure de l'os et de son impact sur la réponse thermique et mécanique de l'os lors de son perçage. D'autre part, la variabilité de l'agencement microstructural de l'os d'une zone de perçage à une autre, de l'os prélevé dans une zone anatomique à une autre et extrait d'un animal donneur à un autre, peut décourager les volontés de se pencher sur cette problématique car cette variabilité ne favorise pas les études comparatives.

Ce chapitre a donc pour but, à travers une approche expérimentale, d'offrir un cadre pour une analyse couplée (microstructure de l'os / conditions de perçage) de la réponse thermique et mécanique de l'os au cours de son perçage. Il s'agit d'explorer et de caractériser à travers une méthode non destructive la microarchitecture de la zone percée de l'os. Il s'agit aussi de conduire sur des échantillons osseux porcins dont les microstructures ont été caractérisées des opérations de perçage en variant les conditions opératoires. Afin de pallier les difficultés que peut engendrer la variabilité microstructurale de l'os et de pouvoir isoler clairement son effet sur la réponse de l'os pendant le perçage, des échantillons taillés en matériaux couramment utilisés pour les tests biomécaniques, en l'occurrence les mousses de Polyuréthane (Sawbones Europe AB, Malmo, Sweden)) seront percées. Un des intérêts de cette étude est l'utilisation de ces résultats pour valider les modèles thermique et mécanique qui sont développés dans les chapitres suivants.

Ce chapitre est divisé en trois parties principales et une synthèse finale. La première partie a pour objectif la présentation des mousses de polyuréthane utilisées pour les opérations de perçage. Il est rappelé dans cette première partie les diverses utilisations de la mousse de PU comme matériaux de tests biomécaniques. Ensuite, nous vérifierons certaines des propriétés annoncées par le fabricant notamment la densité et le module de Young en compression. Dans la seconde partie, nous présentons la caractérisation microstructurale des échantillons osseux utilisés et des mousses de PU. La tomographie, méthode d'exploration microstructurale utilisée est présentée. La troisième partie est dédiée aux opérations de perçage et la mesure de la température et des efforts au cours du perçage. Les résultats seront analysés et discutés sous un angle purement expérimental. Enfin, nous terminons ce chapitre par quelques éléments de réflexion sur l'orientation que prendra le développement du modèle numérique et analytique du perçage de l'os cortical.

2.2 Présentation des matériaux d'étude

2.2.1 Os diaphysaire du fémur porcin

L'utilisation des échantillons osseux extraits du fémur porcin est motivée par sa reconnaissance quasiment unanime de la communauté scientifique en tant qu'animal de premier choix pour toute étude portant sur les tissus humains à cause de leur analogie anatomique et physiologique (Feng and Jasiuk, 2011). Il existe une similarité entre la microarchitecture hiérarchisée de l'os du porc et celui de l'Homme. Cette similarité est également observée pendant le mécanisme de remodelage osseux chez l'Homme et le porc. De plus, la disponibilité à moindre coût due au fait que les animaux ne sont pas abattus directement à des fins de recherche scientifique facilite son usage. Le fémur de porc utilisé dans le cadre de cette étude provient d'un abattoir local. L'âge des porcs abattus dans cet abattoir est compris entre 6 et 9 mois. La préparation des échantillons osseux a suivi les recommandations établies par Sedlin and Hirsch (1966). A la réception du fémur, il est directement conservé au congélateur à la température de -20°C . Quarante-huit heures avant la préparation des échantillons, le fémur est décongelé à température ambiante 23°C . Deux lamelles d'os de dimensions 70 mm x 20 mm x 5 mm sont découpées à l'aide d'une scie métallique de la partie diaphysaire du fémur humain. Ces deux échantillons seront nommés Os 1 et Os 2 dans la suite de ce rapport. La Figure 2-1 montre les différentes étapes de la découpe réalisée à l'aide d'une scie à métaux manuelle. Chaque échantillon d'os est entouré d'un ruban de gaze pour conserver

l'humidité et est ensuite recongelé à -20°C . Les échantillons sont décongelés 48 heures avant les essais de perçage à l'air ambiant.

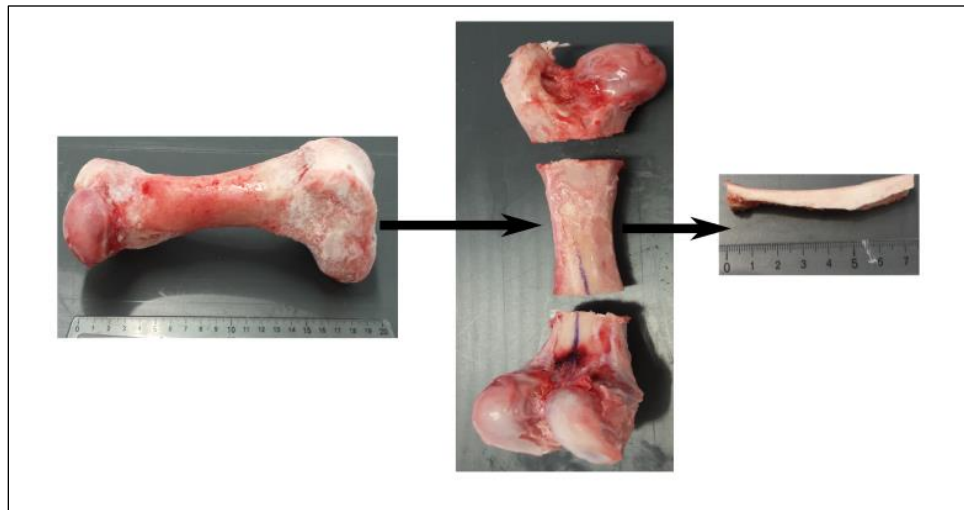


Figure 2-1 : Fémur de porc : découpe

2.2.2 Mousses de Polyuréthane utilisées

Le Tableau 2-1 présente les informations fournies par Sawbones concernant les mousses de PU choisies pour servir de matériaux tests dans cette étude. La justification du choix des mousses de PU est La première phase de notre investigation a consisté à vérifier certaines des propriétés mécaniques et microstructurales données par le fabricant.

Tableau 2-1 : Présentation des mousses de PU utilisées (Sawbones)

Références catalogue	Masse volumique ($g.cm^{-3}$)	Compression		Traction		Cisaillement		Label
		Limite (MPa)	Module d'élasticité (MPa)	Limite (MPa)	Module d'élasticité (MPa)	Limite (MPa)	Module d'élasticité (MPa)	
#1522-02	0.24	4.9	123	3.7	173	2.8	33	PU15
#1522-04	0.48	18	445	12	592	7.6	87	PU30
#1522-27	0.8	48	1.148	27	1469	16	178	PU50

2.3 Caractérisation des mousses de PU : Essais de compression

Le choix de la caractérisation du comportement des mousses de PU en compression est motivé par plusieurs facteurs notamment :

- L'utilisation des conditions similaires aux essais de caractérisation de l'os spongieux afin d'avoir des bases de comparaison équitables.

- La fragilité des mousses de PU rend difficile un amarrage correct dans le cas des essais de traction. Il survient une importante concentration de contraintes dans les congés de l'éprouvette entraînant une rupture à cet endroit.
- L'économie de matière et la facilité de préparation des éprouvettes de compression

Dans la littérature, on retrouve de nombreuses autres études qui adoptent la même approche pour caractériser les propriétés mécaniques des mousses de PU (Patel et al., 2008 ; Szivek et al., 1995). Des éprouvettes de mousses de PU sont soumises à un chargement uniaxial en compression, monocycle, jusqu'à la rupture complète de l'éprouvette.

Comme dans la littérature, nous optons pour les éprouvettes cylindriques dans les tests mécaniques de la présente étude et leurs caractéristiques géométriques sont présentées sur la Figure 2-2. Ces caractéristiques géométriques sont choisies de façon à avoir leur longueur inférieure à la longueur critique de flambage L donnée par l'équation (2.1) (ASTM D695-96).

$$\frac{L}{\Phi} = \frac{\pi}{8} \sqrt{\frac{E}{\sigma}} \quad (2.1)$$

Avec E le module de Young du matériau, Φ le diamètre de l'éprouvette et σ la contrainte maximale.

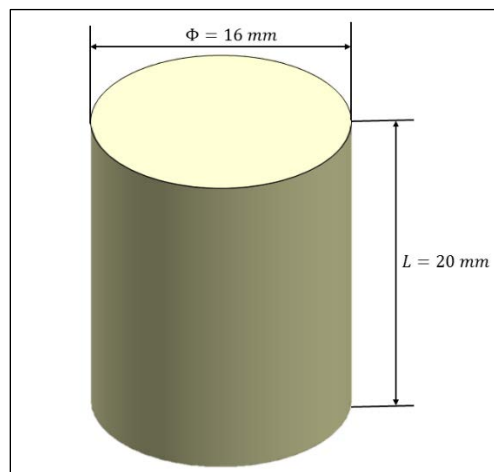


Figure 2-2 : Eprouvette de mousse de PU pour essais de compression

La masse volumique des éprouvettes de tests de compression est préalablement vérifiée. La méthode géométrique est adoptée pour la détermination de la masse volumique de chaque éprouvette de mousse de PU. Une balance (Sartorius CPA 225D) avec une lecture de précision de

0.01 mg jusqu'à 100 g puis de 0.1 mg jusqu'à 220 g est utilisée. Les dimensions des échantillons sont mesurées par un pied à coulisse numérique de précision 0.03 mm. Huit échantillons dans chaque mousse ont été testés. Trois mesures ont été prises pour chaque dimension d'un échantillon donné. Seule la valeur moyenne sera considérée par la suite pour cette dimension.

Le Tableau 2-2 présente les valeurs trouvées de la masse volumique des trois densités de mousse. L'exactitude des valeurs fournies par Sawbones est ainsi vérifiée.

Tableau 2-2: Masses volumiques des échantillons de mousses de PU

Type de mousse	Nombre d'échantillon	Masse volumique moyenne ($g.cm^{-3}$)	Masse volumique donnée par le fabricant ($g.cm^{-3}$)
PU15	8	0.238	0.24
PU30	8	0.483	0.48
PU50	8	0.794	0.8

Après la vérification de la masse volumique des éprouvettes cylindriques de mousse de PU, elles sont soumises à un essai de compression le long de leur axe principal.

2.3.1 Dispositif expérimental des essais de compression

Deux machines d'essais sont utilisées pour réaliser les essais de compression. Une machine de traction-compression-torsion ElectroPlus™ E10000 Instron et une machine de traction/compression ZwickRoell. La cellule de charge de 10 kN est utilisée pour nos essais sur la machine ElectroPlus™ E10000 Instron. La capacité maximale en statique pour celle-ci est de 7 kN. Le plateau supérieur permettant de réaliser la compression est mobile tandis que celui d'en bas reste fixe. Le pilotage des essais est réalisé en déplacement. Celui-ci est imposé à vitesse constante. Quatre vitesses de déplacement sont utilisées : 0.02-0.2-2.0-20 mm/s correspondant respectivement aux vitesses de déformation suivantes : 10^{-3} - 10^{-2} - 10^{-1} - $1 s^{-1}$.

La charge supportée par l'éprouvette est enregistrée. La déformation de l'éprouvette est obtenue sur la machine Instron par le biais d'un capteur de déplacement numérique. Sur la machine ZwickRoell c'est par le biais d'un extensomètre (Figure 2-3). L'essai est réalisé jusqu'à une valeur de déformation de l'échantillon supérieure à 80%.

La machine Zwick 1476 fonctionne sur le même principe que la machine Instron et dispose d'une cellule de charge de 100 kN. L'utilisation de ces deux machines d'essai de capacité différente est justifiée par les différences en termes de résistance à la compression des mousses testées annoncées par le fabricant (Tableau 2-3).

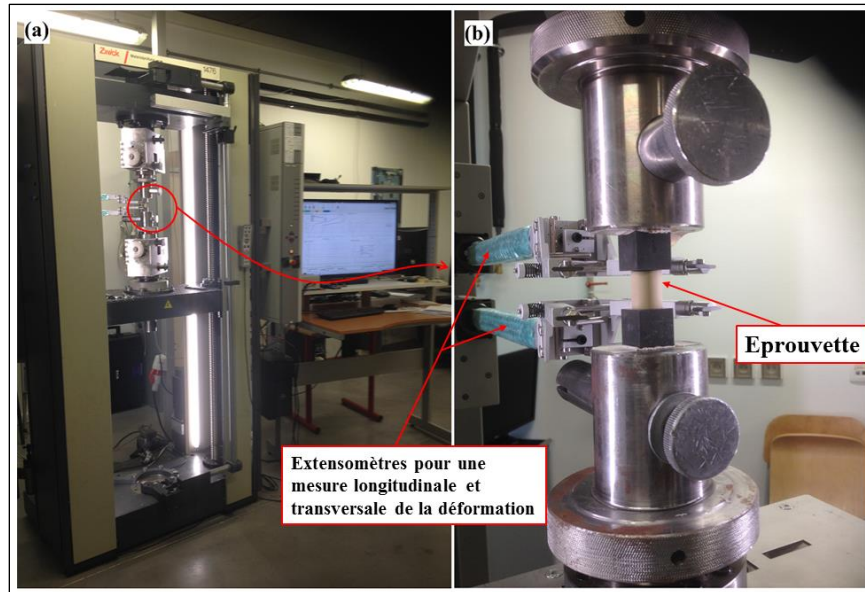


Figure 2-3 : Dispositif expérimental : essais de compression. Exemple des essais réalisés sur la machine Zwick 1476

Tableau 2-3 : Choix de la machine de test en fonction des caractéristiques annoncées des mousses Sawbones

Type de mousse	Résistance à la compression (MPa)	Section utile de l'éprouvette (mm^2)	Force de réaction maximale (N)	Machine d'essais utilisée
PU15	8.4	201	1688.4	Instron
PU30	18	201	3618	ZwickRoell
PU50	48	201	9648	ZwickRoell

2.3.2 Résultats de la caractérisation mécanique des mousses de PU par compression

Les Figure 2-4(a), (b) et (c) présentent les courbes contraintes nominales vs déformations nominales obtenues expérimentalement à différentes vitesses de déformation pour les trois types de mousses de PU utilisés. Sur chaque courbe contrainte - déformation, trois zones sont facilement identifiables (Figure 2-4(d)) : la zone quasi-linéaire (zone 1), la zone du plateau (zone 2) et la zone de densification (zone 3). L'évolution quasi-linéaire observée dans la région 1 est associée à la flexion des parois cellulaires. La déformation obtenue dans cette zone représente moins de 5% de

la déformation totale. La deuxième zone est caractérisée par un plateau plus ou moins marqué en fonction des mousses étudiées traduisant une large déformation à contrainte quasiment stable. Elle est associée au flambage élastique des parois cellulaires, considérées comme des tubes ou des plaques minces, et à l'écrasement fragile des cellules entraînant la grande déformation observée dans cette région. Quand toutes les parois cellulaires se sont écrasées complètement les unes contre les autres, toute augmentation de la déformation engendre une compression de la matière d'où la très forte augmentation de la contrainte ; on entre dans la zone de la densification. La courbe décrivant la loi de comportement de l'os spongieux présente, similairement à la courbe contrainte-déformation des mousses de PU, ces trois régions comme le montre la Figure 2-5 adaptée à partir de la Figure 11-5 de Gibson et Ashby (1997). De telles similarités renforcent l'idée selon laquelle la mousse de PU est un matériau adapté d'un point de vue mécanique pour se substituer à l'os spongieux lors d'expérimentations biomécaniques. Ces courbes contrainte-déformation nous permettent de déterminer certaines propriétés mécaniques des mousses de polyuréthane en compression, notamment le module d'élasticité E en compression, la limite élastique R_e . Le Tableau 2-4 présente les valeurs trouvées pour le module d'élasticité et la limite élastique à différentes vitesses de déformation. L'analyse des courbes de la Figure 2-4 nous permet de conclure que le module d'élasticité E , la limite d'élasticité R_e et la hauteur du plateau de la zone 2 augmentent avec la densité de la mousse du PU lors des tests de compression. Cependant, on peut également noter que pour une même densité, la vitesse de déformation n'a pas d'incidence significative sur ces résultats. La taille du plateau de la zone 2 est aussi influencée par la densité du matériau. Elle se réduit avec l'augmentation de la densité de la mousse. De façon générale, les résultats obtenus sont légèrement inférieurs aux données catalogue fournies par Sawbones.

Tableau 2-4 : E module d'élasticité en compression, R_e limite d'élasticité des mousses de PU à différentes vitesses de déformation ;

Vitesse de déformation (s^{-1})	PU15 (0.24 g/cm^3)		PU30 (0.48 g/cm^3)		PU50 (0.8 g/cm^3)	
	E (MPa)	R_e (MPa)	E (MPa)	R_e (MPa)	E (MPa)	R_e (MPa)
$\varepsilon = 0.001$	104.3	4.43	405.2	17.5	1048.2	35
$\varepsilon = 0.01$	101.7	4.9	420.7	20.4	1094.8	38
$\varepsilon = 0.1$	103.5	5.35	403.5	19.4	1032.6	43
$\varepsilon = 1$	107.6	5.4	401.4	18.9	1025.5	48
Valeur indiquée par Sawbones	123	4.9	445	18	1148	48

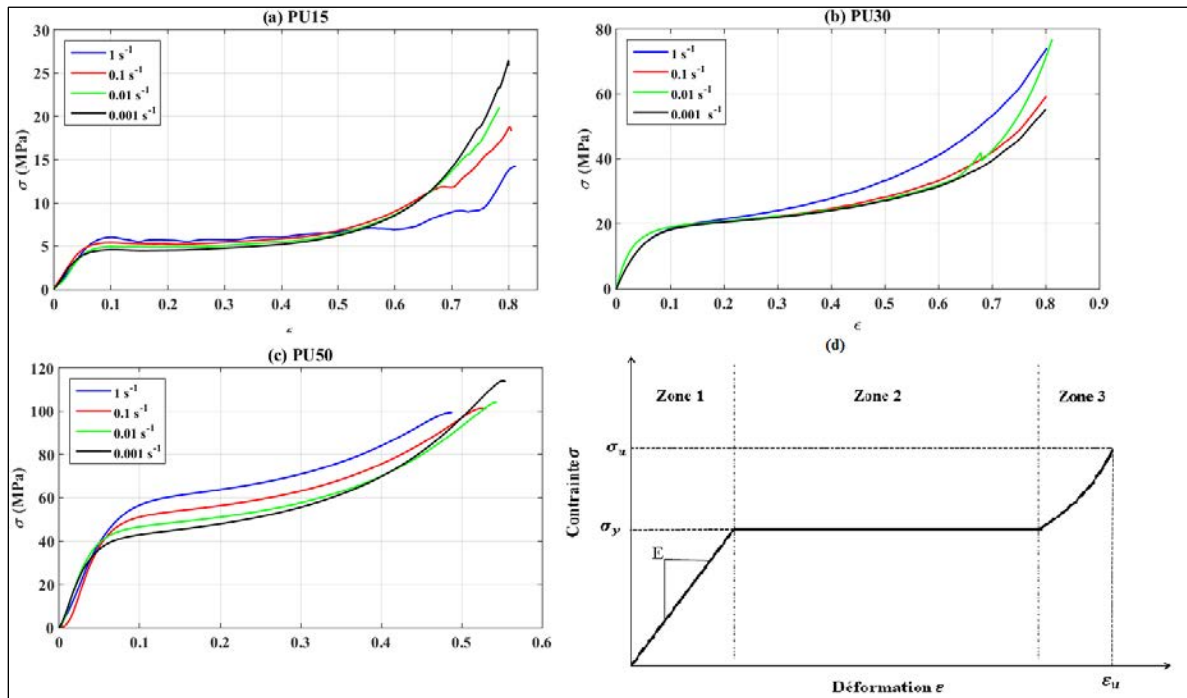


Figure 2-4 : Résultats des essais de compression pour les mousses (a) PU15, (b) PU30 et (c) PU50. (d) définition des zones de comportement

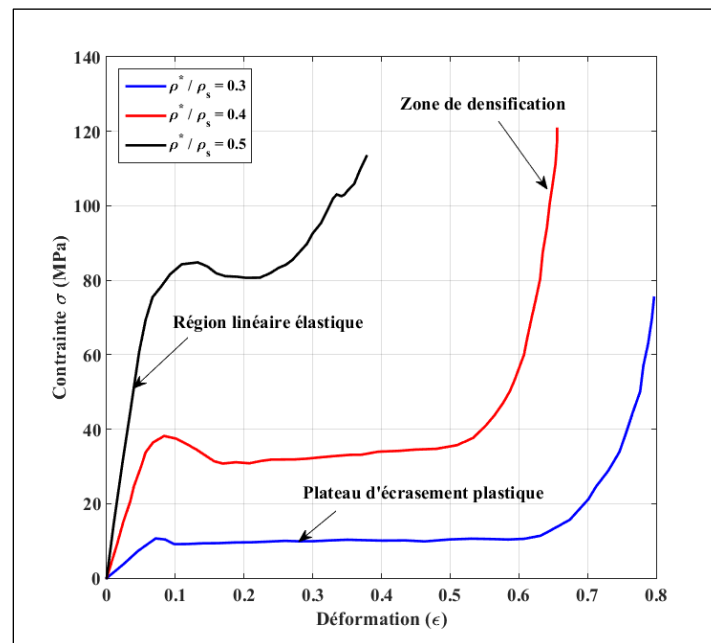


Figure 2-5 : Courbes contrainte-déformation d'os spongieux (Gibson et Ashby, 1997)

2.4 Caractérisation micro architecturale de la zone percée des mousses et de l'os

Les échantillons osseux utilisés dans les essais de coupe présentent des hétérogénéités dues notamment à la présence de pores. En conséquence, il est fait l'hypothèse que des conditions particulières conduisent à l'évolution des efforts de coupe ou de la température dans les tissus lors de leur perçage. En ce sens, une analyse microstructurale sera menée dans cette section afin de réaliser une analyse couplée avec les conditions de coupe. Pour y parvenir, nous choisissons comme paramètre caractéristique de la microarchitecture de l'os l'évolution du BV / TV (Voir Chapitre 1) dans la zone percée.

Une démarche de caractérisation tridimensionnelle est mise en place pour chaque matériau percé. Cette démarche est basée sur l'acquisition par tomographie à rayons X des échantillons de mousses de PU (PU15, PU30, PU50) et des éprouvettes osseuses (Os1, Os2). Après une première acquisition à faible résolution permettant de vérifier l'homogénéité et l'isotropie de répartition des porosités dans les mousses de PU, il n'est plus nécessaire de viser spécialement une acquisition tomographique des zones atteintes par l'action du foret de perçage. On procédera alors à l'acquisition tomographique d'une zone quelconque dans chaque mousse. En revanche, une telle démarche ne peut être adoptée pour les échantillons d'os. La variabilité microstructurale de l'os impose une caractérisation ciblée de la zone des échantillons osseux ayant connu l'action du foret. Ceci passe par l'acquisition tomographique des éprouvettes osseuses avant et après perçage. La zone percée des éprouvettes est alors extraite de l'éprouvette non percée après comparaison des images acquises avant et après perçage.

La tomographie est une technique de contrôle de pièces et de matériaux par interaction Rayonnement-Matière et reconstruction en 3D par collection de données suivant de multiples orientations (Thiery, 2013). La tomographie pratiquée dans le cadre de nos travaux utilise le rayonnement X. Il s'agit alors de la tomographie par absorption de rayons X. Le principe est basé sur l'analyse multidirectionnelle de l'interaction d'un faisceau de rayons X avec la matière. Cela consiste à enregistrer avec les détecteurs le rayonnement transmis après traversée de l'objet par les rayons incidents sous divers angles. Le nombre et le pas des données enregistrées dépendent du type d'appareil et de la finesse de résolution utilisée pour l'acquisition. Les données acquises sont

utilisées pour développer à partir des algorithmes mathématiques des images numériques en niveau de gris (Figure 2-6).

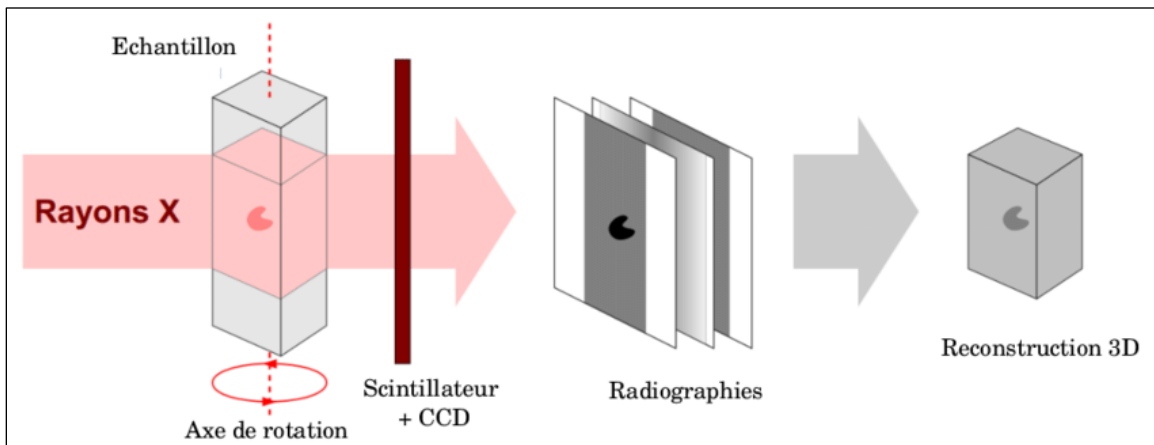


Figure 2-6 : principe de la tomographie à rayons X (Lachambre, 2004).

2.4.1 Tomographie à Rayons X : Matériels et méthodes

Le micro-tomographe à rayons X « EasyTom Nano » commercialisé par la société RX Solutions (Chavanod, France) (Figure 2-7) a été utilisé pour nos acquisitions tomographiques. Il dispose d'une tension d'accélération maximale de 160 kV et un courant de cible maximal de 50 μ A. Le capteur plan est de taille 2400*2400 pixels avec une taille de pixel de 50 μ m. Le logiciel X-Act 2.0 est utilisé pour la reconstruction des images radiographiques en coupes tomographiques. Les coupes tomographiques (slices) obtenues sont visualisées et traitées sur les logiciels AVIZO 9.0 ou Image J. Les paramètres utilisés pour l'acquisition tomographique des mousses de PU et des échantillons d'os sont présentés dans le Tableau 2-5.

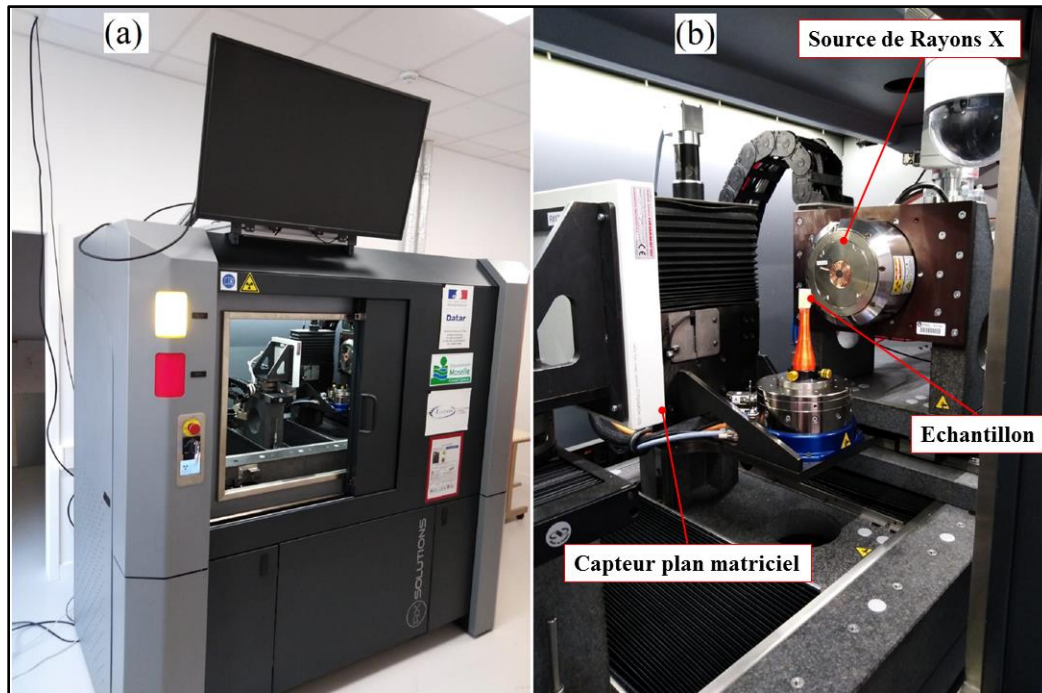


Figure 2-7 : Tomographe à rayons X : EasyTom Nano

Tableau 2-5 : Paramètres utilisés pour l'acquisition tomographique

Paramètres	PU50	PU30	PU15	Os 1	Os 2
Tension d'accélération (kV)	80	80	80	100	100
Courant de tube (μA)	65	60	60	65	65
Temps d'exposition par projection (s)	2	2	2.5	3.33	3.33
Taille voxel pour l'acquisition (μm)	6.44	9	12.03	19.50	17.98

2.4.2 Post-traitement, analyse et exploration des données tomographiques

Les coupes tomographiques ou slices obtenues après l'étape de la reconstruction sont générées suivant une direction. L'ensemble de ces images tomographiques (Figure 2-8) forment une pile de données ou stacks utilisées pour avoir un rendu volumique de l'échantillon tomographié (Figure 2-9).

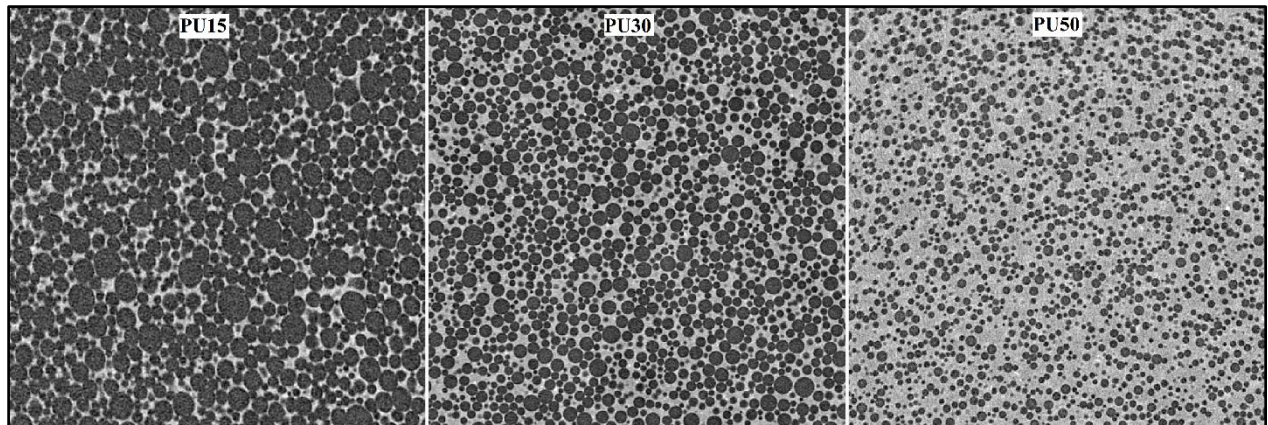


Figure 2-8 : Coupes orthogonales des mousses de PU

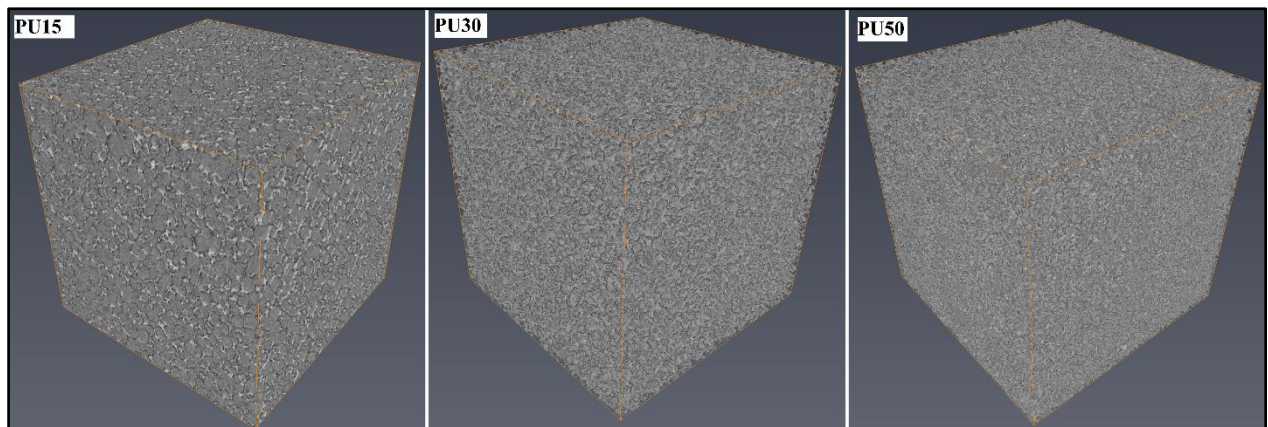


Figure 2-9 : Vue 3D des mousses de PU.

La stratégie adoptée de post-traitement des images tomographiques comprend 3 étapes.

➤ **Prétraitement**

L'objectif de cette étape est d'obtenir une meilleure visualisation des images tomographiques pour une identification sans difficulté des zones d'intérêt. Deux opérations sont appliquées à chaque image :

- Amélioration du contraste des images tomographiques pour une meilleure visualisation
- Application d'un filtre médian pour traiter les images.

➤ **Segmentation**

L'objectif de cette étape du post-traitement des images tomographiques est de séparer les composants du matériau étudié (ici la matière et les porosités). Cette opération s'appelle la

binarisation. La Figure 2-10 présente le résultat de la binarisation pour les trois types de mousses où les porosités sont en bleu et la matière en noir.

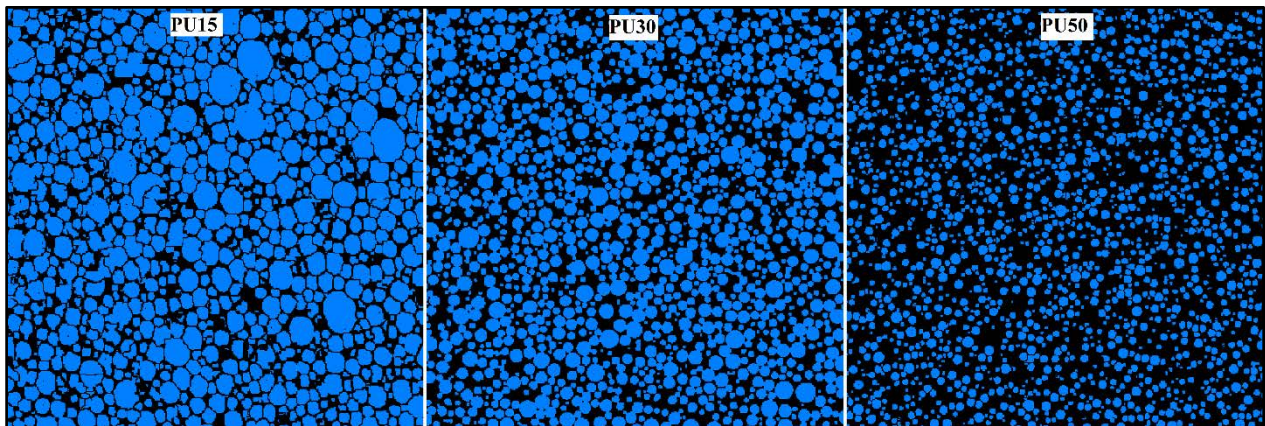


Figure 2-10 : Binarisation des coupes tomographiques de mousse PU (en bleu : les porosités, en noir : la matière)

➤ La quantification

L'objectif de cette étape est de quantifier la fraction surfacique de matière dans chaque slice. Nous définissons une zone d'intérêt de forme cubique et de côté 5 mm dans chaque mousse comme illustrée par la Figure 2-9. En fonction de la position numérique de chaque coupe dans le volume cubique défini, le profil de fraction volumique de matière (BV /TV) est calculé. La Figure 2-11 présente pour les différents types de mousses les profils de fraction de matière obtenus.

Deux remarques s'imposent en observant la Figure 2-11 . Primo, une répartition uniforme suivant la direction d'évaluation de la fraction de matière dans chaque mousse. Secundo, une bonne convergence des résultats vers les valeurs annoncées par le fabricant. En effet, pour la mousse de densité élevée PU50 (0.8 g/cm³), la fraction moyenne de matière obtenue est de 0.683 égale au centième près de celle indiquée par le fabricant (0.68). La mousse de densité intermédiaire donne une fraction de matière évaluée à 0.433 tandis que la valeur donnée par le fabricant s'élève à 0.41. Pour la troisième mousse de densité faible (0.24 g/cm³), le fabricant donne une valeur de 0.2 alors que la méthode de post-traitement appliquée nous permet de l'évaluer à 0.233.

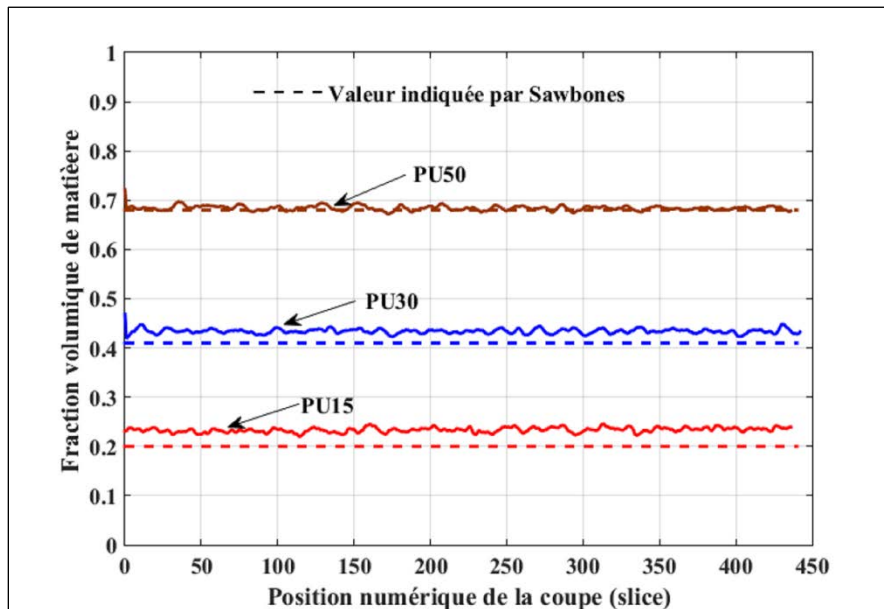


Figure 2-11 : Quantification de la fraction volumique de matière des mousses de PU.

La démarche de post-traitement précédemment décrite est également appliquée à chaque zone de perçage des tissus osseux pour extraire le profil du BV / TV qui s'y trouve en fonction de la position numérique de chaque coupe composant la zone percée. Pour obtenir l'image tomographique correspondante à la matière osseuse enlevée lors du perçage, la démarche suivante est mise en place (entre chaque étape, les échantillons sont réenveloppés dans du ruban à gaze humidifié par du sérum physiologique et conservés à une température de -20°C jusqu'à l'étape suivante) :

1. Pré-perçage des trous de positionnement : deux trous sont réalisés aux extrémités de chaque échantillon osseux.
2. Acquisition tomographique des échantillons dans lesquels sont réalisés les pré-perçages de positionnement (réalisée avec la bande de gaze humidifiée).
3. Réalisation des perçages suivant le plan expérimental prédéfini (Trous a à j sur la Figure 2-12).
4. Acquisition tomographique des échantillons osseux percés (réalisée avec la bande de gaze humidifiée).
5. Superposition des images tomographiques acquises des échantillons osseux avant et après perçage. Les pré-perçages de positionnement 1 et 2 permettent un positionnement aisé des zones percées (a – j) (Voir Figure 2-13)

6. Extraction des zones d'intérêt (Voir Figure 2-14)

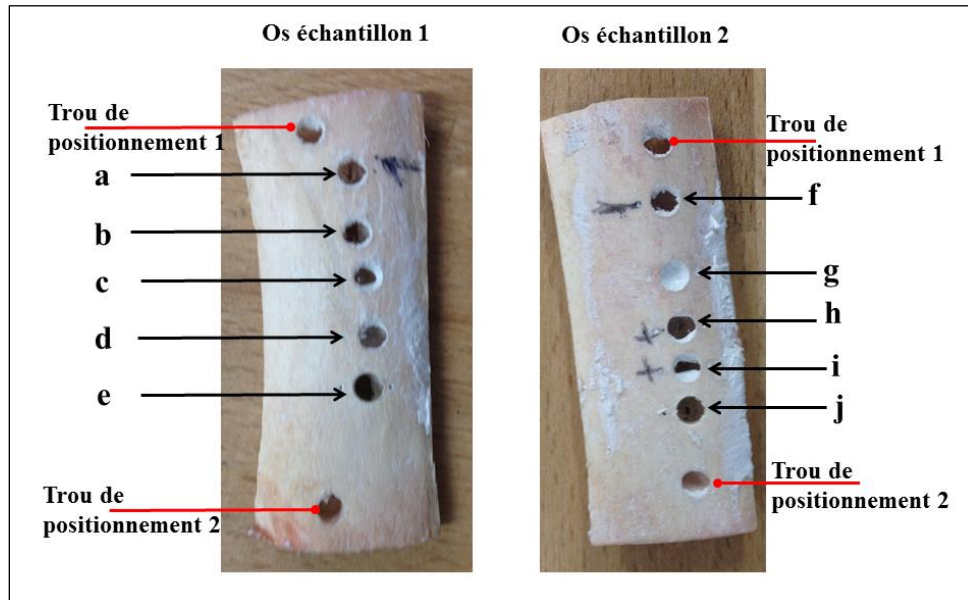


Figure 2-12 : Echantillons d'os après perçage

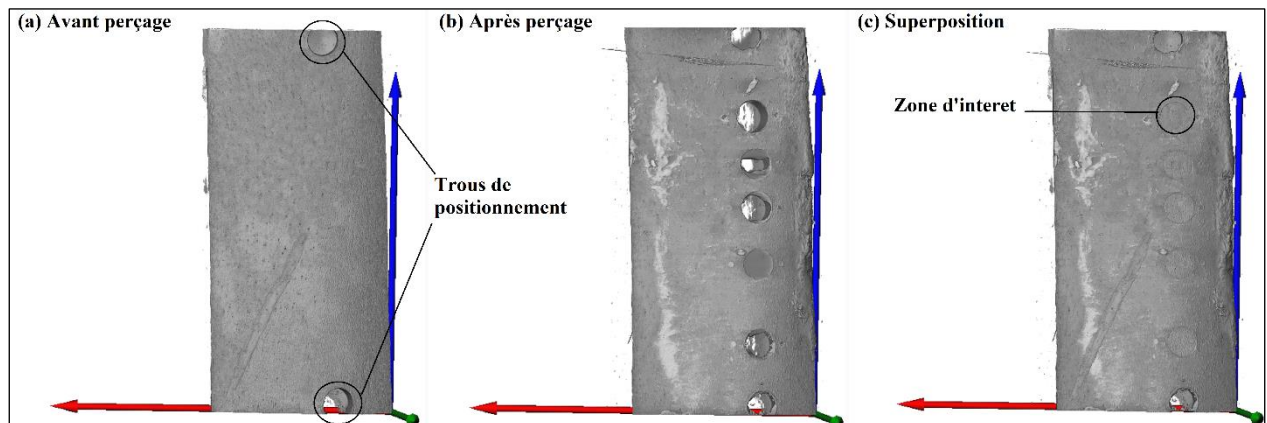


Figure 2-13 : Images tomographiques de l'échantillon 2

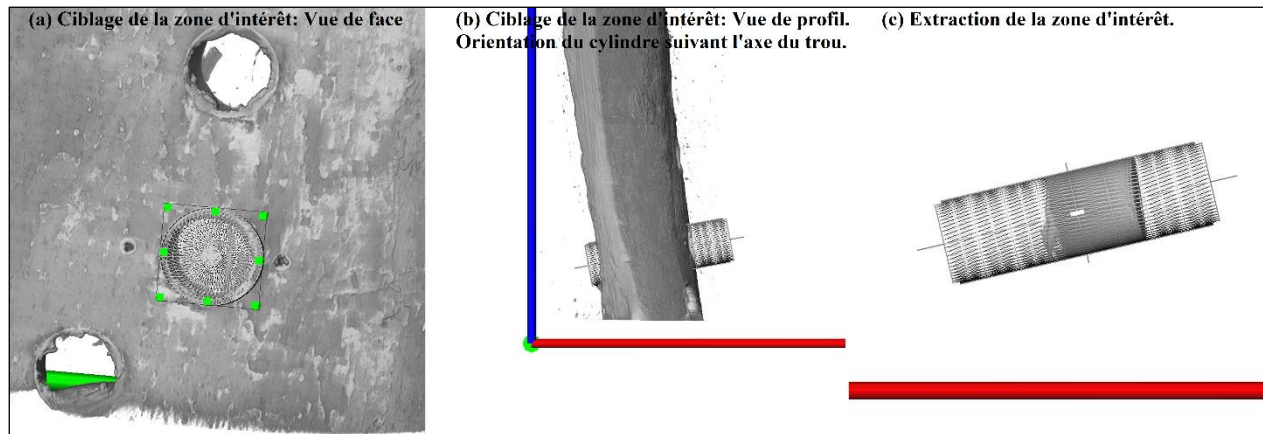


Figure 2-14 : Isolation de la zone percée dans l'échantillon osseux. (a) Ciblage de la zone d'intérêt ; Vue de face (b) Ciblage de la zone d'intérêt : Vue de profil. Orientation du cylindre suivant l'axe du trou (c) Extraction de la zone d'intérêt.

Un recalage des images est effectué pour obtenir les coupes dans un plan perpendiculaire à l'axe des trous. Pour la détermination de la fraction volumique de matière osseuse dans les coupes tomographiques constituant l'image de la ZI, nous appliquons les trois étapes précédemment indiquées pour le traitement des mousses de PU.

La Figure 2-15 présente les résultats obtenus pour les échantillons osseux percés. Chaque courbe représentative du profil de fraction de matière osseuse présente deux régions. La première région traduit une valeur quasi constante de la fraction de matière. Cette fraction de matière est estimée entre 0.975 et 0.995 et correspond aux valeurs rencontrées dans de l'os cortical. Il est à noter que les échantillons 1 et 2 présentent des densités différentes confirmant les problématiques de reproductibilité des essais dans des échantillons issus du vivant. L'étendue de cette région indique l'épaisseur de la couche corticale pour chaque trou percé.

Dans la deuxième région, la courbe amorce une descente plus ou moins brutale. Ceci indique une évolution vers une zone osseuse de forte variabilité du BV/TV. Ces profils de fraction de matière seront utilisés pour comprendre l'évolution des efforts de coupe et de la température.

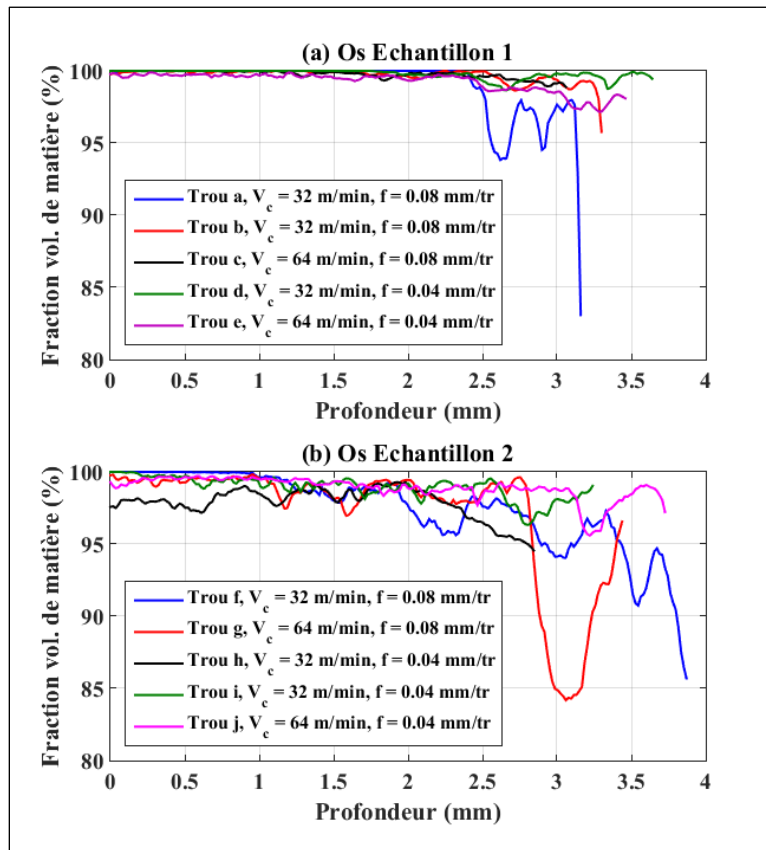


Figure 2-15 : Profils de fraction volumique de matière osseuse dans les zones percées

2.5 Opération de perçage

2.5.1 Présentation du foret de perçage utilisé

Le foret utilisé pour les essais de perçage est un foret dentaire Nobel Biocare REF 32271. Ce foret de diamètre 3.2 mm en acier inoxydable revêtu est utilisé en chirurgie à main à usage unique. Son angle de pointe est de 118° et son angle d'hélice est de 30° . Le Tableau 2-6 présente ses caractéristiques. Cet outil possède deux particularités : (i) un amincissement réalisé au niveau de l'arête de coupe et de son âme. Cet amincissement permet d'obtenir un angle de coupe positif jusqu'à la pointe de l'outil et ainsi de limiter le phénomène d'indentation. La pointe de l'outil présente cependant une partie d'indentation de l'ordre de 0.4 mm (ii) un rétrécissement au niveau de l'arête secondaire (Figure 2-16) Il permet de réduire la surface du listel venant couper et/ou frotter sur la paroi du trou percé. Cette caractéristique a été étudiée par Cseke et Heinemann (2018) montrant l'importance de cette préparation d'outil sur les niveaux de température mesurés.

Tableau 2-6 : Caractéristiques nominales du foret Nobel Biocare

Diamètre	3.2 mm
Angle d'hélice	30°
Angle de la pointe	118°
Matière	Acier inoxydable

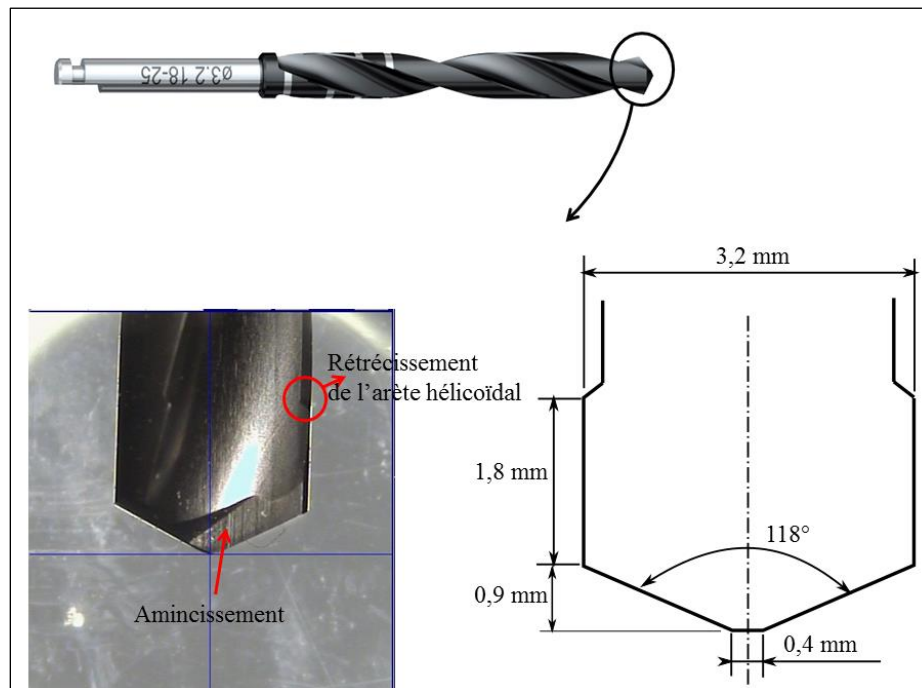


Figure 2-16 : Foret chirurgical Nobel Biocare utilisé pour les essais

2.5.2 Dispositif expérimental : acquisition des efforts de perçage et de la température

Les essais de perçage ont été réalisés sur un centre d'usinage 5 axes RÖDERS RXP200DS à axes linéaires. Cette machine est adaptée aux opérations de micro-usinage (faibles charges) et a pour caractéristiques principales : une fréquence de rotation maximale de 60 000 tr/min et une puissance de 4 KW. Le banc est instrumenté pour mesurer les grandeurs suivantes : l'effort axial ainsi que le moment de perçage et la température en deux points dans le matériau percé.

- Acquisition des efforts et des moments de perçage.

L'instrumentation réalisée permet de mesurer, comme illustré Figure 2-17 et Figure 2-18a, l'effort axial du foret et le moment de perçage lors de l'opération de perçage des mousses de polyuréthane et d'échantillons d'os cortical du fémur porcine. La mesure des efforts de coupe est réalisée avec

une platine dynamométrique Kistler 6 composants de type Minidyn 9256C2. Elle est fixée à la table du centre d'usinage et reçoit à son tour un étau sur lequel est bridée l'échantillon. Les signaux délivrés par les capteurs de la platine sont acheminés vers un amplificateur. L'amplificateur utilisé dans le cadre de ce travail est un amplificateur de charge Kistler de type 5017. Il convertit les charges électriques en tensions qui leur sont proportionnelles. Les tensions électriques sont transmises à deux modules d'acquisition de type NI 9215 à 4 bornes installés sur un châssis CompactDAC cDaQ-9174. Les modules d'acquisition convertissent les signaux analogiques de tension électriques en signaux numériques et les transmettent à un PC d'acquisition relié au châssis CompactDAC. Il est à noter que les mesures d'effort et en particulier du moment sont dans les limites basses du moyen de mesure.

- Mesure de la température

La température est mesurée en deux points de la pièce par la méthode de thermocouples insérés (Figure 2-18). Deux méthodes sont souvent utilisées dans la littérature pour mesurer la température lors du perçage de l'os : la méthode de thermographie infrarouge et la méthode de thermocouples insérés. La thermographie permet une cartographie 2D et temporelle de la distribution de la température à travers l'os au cours de son perçage. L'un des travaux ayant utilisé cette méthode est celui de Augustin et al. (2009). Dans la discussion de leurs travaux, les auteurs reconnaissent que l'objectif de leur travail n'est pas de fournir des valeurs exactes de l'augmentation de température engendrée par le perçage de l'os mais plutôt d'acquérir des informations sur la manière dont la chaleur engendrée par le perçage se propage dans l'os. Ils soulignent aussi l'impossibilité d'avoir des informations thermiques à l'intérieur de l'échantillon d'os percé avec cette méthode. Outre ces limites, la mesure de la température de l'os par thermographie infrarouge nécessite la connaissance de l'émissivité de l'os. Feldaman et Zysset (2016) se sont penchés sur cette problématique dans leurs travaux sur la détermination de l'émissivité de l'os cortical humain et bovin.

Pour contourner ces obstacles, certains auteurs optent pour une méthode de thermocouples insérés, consistant à réaliser des trous de diamètres les plus petits possibles pour loger la jonction chaude du thermocouple. Ces trous sont réalisés dans la pièce ou dans l'outil. Dans le cas du perçage de l'os, ils sont placés à proximité de la zone à percer dans l'os. Plusieurs thermocouples peuvent être insérés selon les objectifs de l'étude. Lee et al. (2012) pour étudier l'effet de l'avance, de la vitesse

de rotation et de la profondeur de perçage sur la distribution de la température dans l'os lors de son perçage, ont mis en place une approche basée sur la méthode de thermocouples insérés pour mesurer la distribution de la température. L'échantillon d'os est sectionné longitudinalement afin de placer les thermocouples à 0.5 mm, 0.81 mm et 2.78mm du bord du trou. Les morceaux sectionnés de l'échantillon d'os sont ensuite réunis et maintenus après avoir préalablement appliqué de la pâte thermique (Chemplex 1381) dans la section. L'application de la pâte thermique permet de réduire la perte de chaleur due à un déficit de contact. Lors de notre étude, comme présenté sur la Figure 2-18b, nous utilisons deux thermocouples insérés dans les échantillons à percer à une profondeur de 2 mm et à une distance radiale du bord du trou égale à 0.5 mm pour le thermocouple 1 et 0.9 mm pour le thermocouple 2. Les trous percés en vue de loger les thermocouples sont réalisés juste avant l'essai, sans démontage de l'échantillon, permettant un positionnement précis des capteurs dans des trous de diamètre 0.8 mm. Le diamètre des fils des capteurs étant de 0.25 mm et afin d'améliorer le contact entre la liaison chaude du thermocouple et l'échantillon, une pâte conductrice est appliquée dans les trous. Les thermocouples utilisés sont de type OMEGA permettant une plage de mesure de 0-300°C avec une constante de temps de 0.1s.

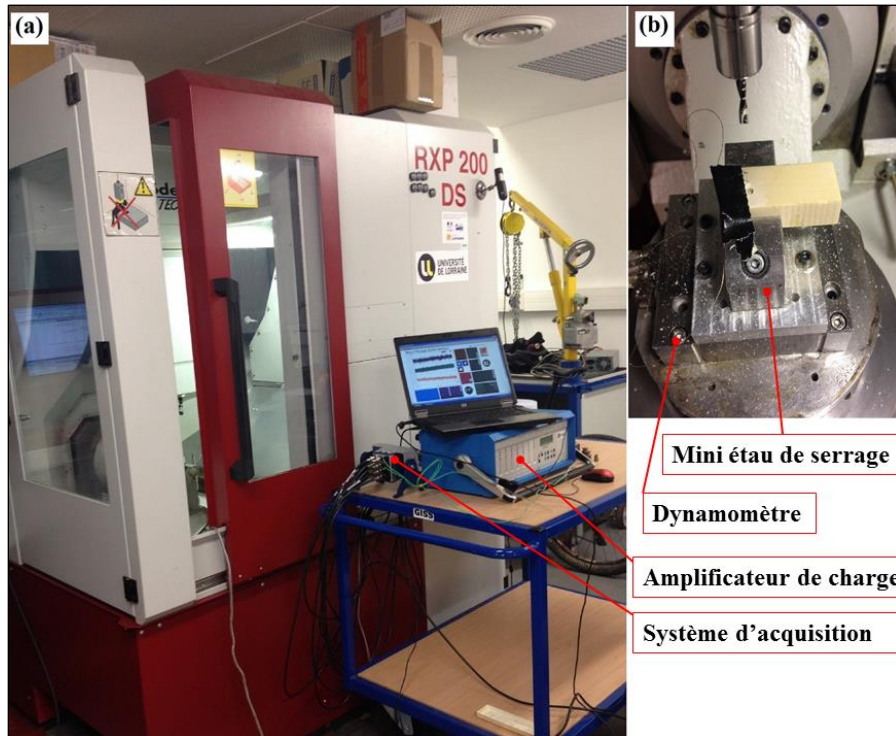


Figure 2-17 : Dispositif expérimental pour les essais de perçage et la mesure des efforts et de la température

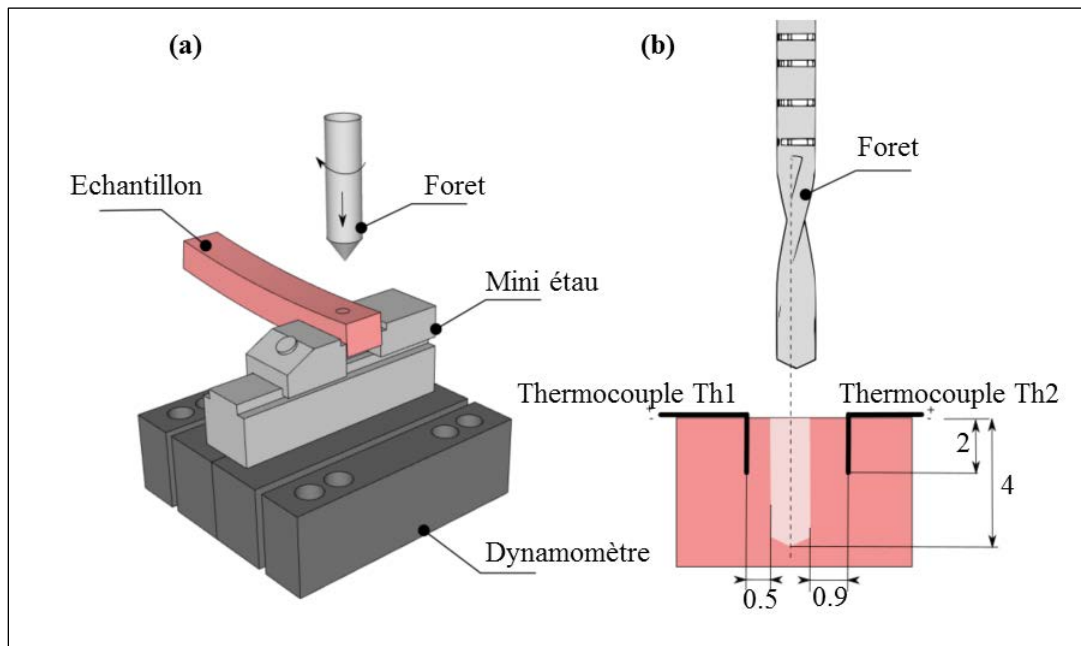


Figure 2-18 : Schéma du dispositif expérimental des essais de perçage.

2.5.3 Plan expérimental des opérations de perçage

L'étude bibliographique du chapitre 1 révèle l'importance des paramètres comme la vitesse de rotation, l'avance et la géométrie du foret sur l'évolution de la température et les efforts de coupe. Cette étude se focalisera sur l'analyse de l'effet de la vitesse de rotation et de l'avance. Ces deux conditions de coupe varient largement suivant les publications. En ce qui concerne la vitesse de rotation, il n'existe pas de consensus sur la valeur caractéristique d'une petite ou grande vitesse. D'après Augustin et al. (2012), une vitesse de rotation est qualifiée de petite, lorsqu'elle est inférieure à 3000 tr/min. Au-delà de cette valeur, elle est une grande vitesse de rotation. Iyer et al. (1997) établissent plutôt les petites vitesses de rotation en dessous de 2 000 tr/min, qualifient d'intermédiaires celles situées autour de 30 000 tr/min et de grandes celles qui s'approchent de 400 000 tr/min. D'autres chercheurs comme Roitberg et al. (1997) définissent les petites vitesses de rotation autour de 20 000 tr/min et les grandes vitesses de rotation autour de 70 000 tr/min. Dans cette étude, nous choisissons d'explorer une plage de vitesses de rotation comprise entre 3 000 et 10 000 tr/min. Ces vitesses de rotation correspondent à des vitesses de coupe de 32 à 96 m/min à la périphérie du foret. Ce choix est justifié par les contraintes du centre d'usinage utilisé dont la vitesse de rotation ne peut descendre en dessous de 3 000 tr/min. Concernant la vitesse d'avance, les valeurs utilisées sont généralement inférieures à 10 mm/s. Par exemple, Augustin et al. (2007) utilisent 0.4-3.3 mm/s alors que Cseke et Heinemann se situent dans la plage 1.4-5 mm/s. Dans cette étude, nous balayons une plage d'avance de 0.02 à 0.08 mm/tr, soit une variation de l'avance de pénétration de 1 à 12.7 mm/s. La campagne d'essais sera menée suivant trois phases. La première phase consiste à percer les 3 mousses de PU (PU15, PU30, PU50) suivant le plan expérimental du Tableau 2-7. La deuxième phase consiste en le perçage des échantillons osseux en suivant le plan expérimental du Tableau 2-8. Les mêmes conditions de coupe seront testées sur les échantillons Os 1 et Os 2. La profondeur de perçage des trous sera de 4mm (si possible). La troisième phase comprend les essais avec pré perçage dont les détails seront donnés dans la discussion. La répétabilité des mesures a été vérifiée pour les mousses avec la vitesse de coupe $V_c = 64$ m/min et l'avance $f = 0.04$ mm/tr.

Tableau 2-7 : Plan expérimental des essais de perçage des mousses de PU

N° Essais	Vitesse de coupe V_c (m/min)	Avance f (mm/tr)	Vitesse de rotation N (tr/min)	Vitesse de pénétration V (mm/s)
1	32	0.02	3184	1
2	32	0.04	3184	2
3	32	0.08	3184	4
4	64	0.02	6368	2
5	64	0.04	6368	4
6	64	0.08	6368	8.5
7	96	0.02	9554	3
8	96	0.04	9554	6
9	96	0.08	9554	12.7

Tableau 2-8: Plan expérimental des essais de perçage des échantillons osseux

N° Essais	Vitesse de coupe V_c (m/min)	Avance f (mm/tr)	Vitesse de rotation N (tr/min)	Vitesse de pénétration V (mm/s)	Référence des trous obtenus
1	32	0.04	3184	2	d, i
2	32	0.08	3184	4	a, b, f
3	64	0.04	6368	4	e, j
4	64	0.08	6368	8.5	c, g

2.6 Résultats et discussion

2.6.1 Analyse de l'opération de perçage

La Figure 2-19 présente des exemples de courbes brutes de l'évolution de la force de pénétration du foret de perçage et du moment de perçage. Le signal observé présente un bruit important, obtenu en particulier pour les mousses les moins denses et pour les efforts et moment les plus faibles. Cseke et Heinemann (2018) analysent ce phénomène observé lors de leurs essais sur les mousses de PU. Ils définissent cette fluctuation comme le résultat de la segmentation du copeau et de la porosité des mousses de Sawbones. Cependant, aucune FFT (Fast Fourier Transform) n'est effectuée et cette explication reste une hypothèse.

Afin d'identifier clairement l'évolution de l'effort axial et du moment de perçage, un filtre butterworth de fréquence de coupe 0.1 est appliqué aux signaux bruts. Ce type de filtre est usuellement utilisé pour le traitement des signaux d'usinage. La Figure 2-19 présente l'effet du filtre sur les signaux bruts. Les données brutes de température n'ont pas besoin d'être filtrées. La Figure 2-20 présente les courbes caractéristiques de température (capteurs 1 et 2) et des efforts de perçage (force axiale et moment de perçage). Ces courbes sont obtenues pour une opération de perçage réalisée dans l'échantillon PU50 avec les conditions suivantes : $V_c = 32$ m/min et $f = 0.02$ mm/tr.

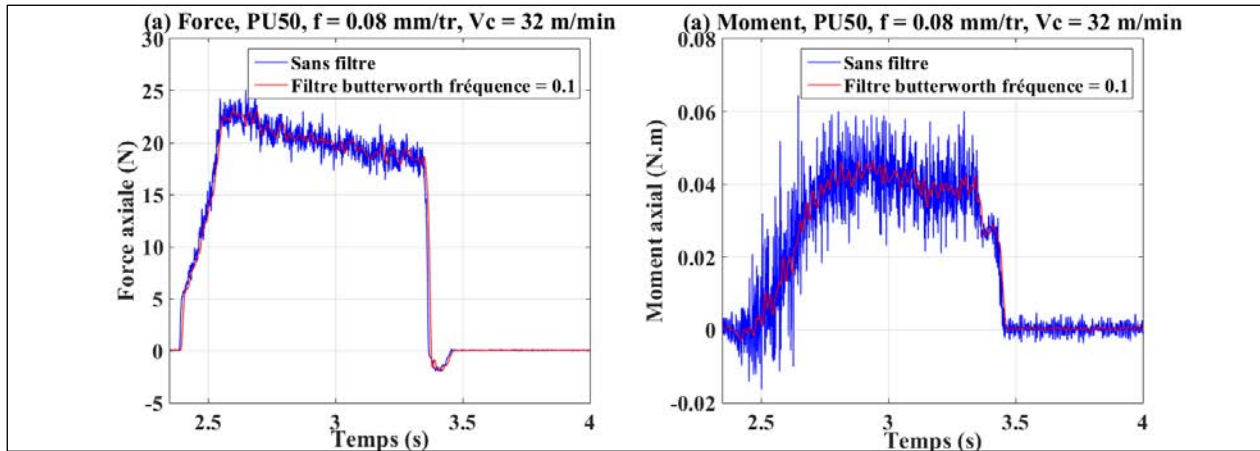


Figure 2-19 : Filtrage des signaux bruts des efforts de coupe. Mousse PU50, $f = 0.08 \text{ mm/tr}$, $V_c = 32 \text{ m/min}$.

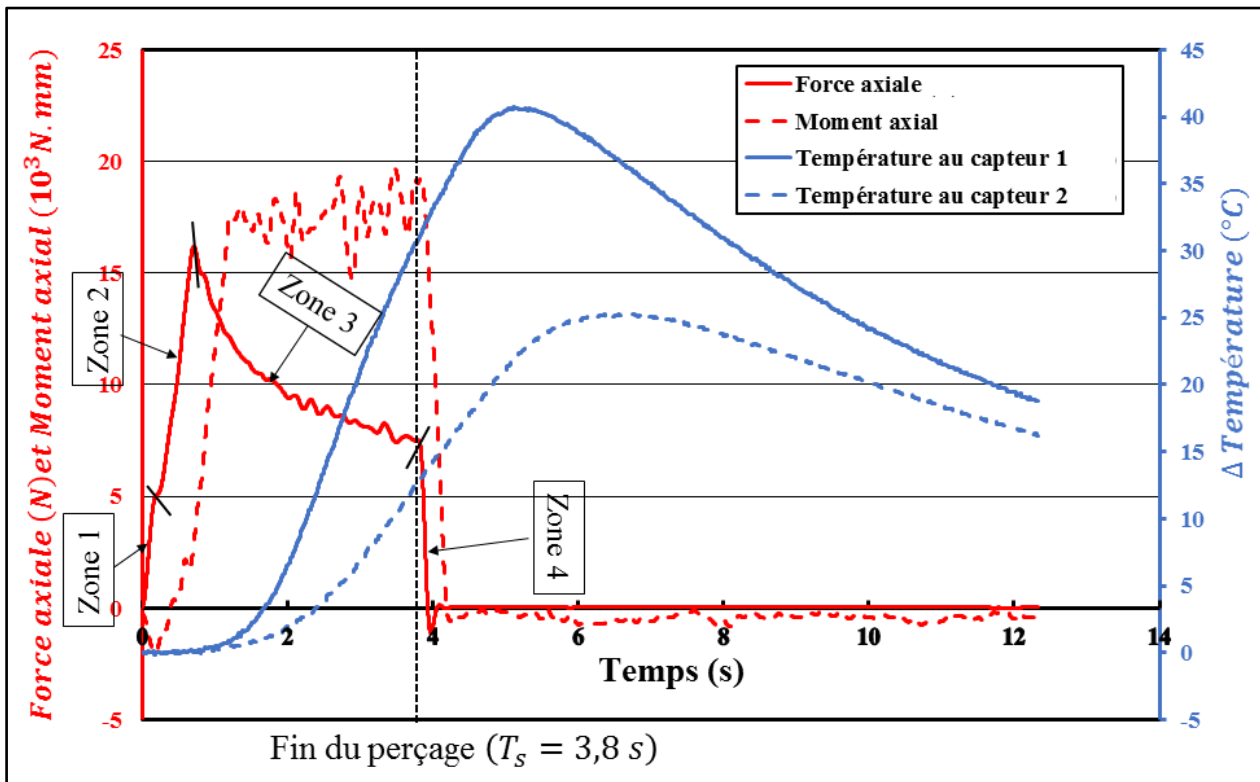


Figure 2-20 : Courbes typiques d'effort axial (bleu) et de température (rouge) enregistrées lors du perçage (condition : $V_c = 32 \text{ m/min}$, $f = 0.02 \text{ mm/tour}$, PU50)

On distingue sur le profil de l'effort de pénétration quatre régions. La première et la deuxième région caractérisent la phase d'attaque de la matière. La montée de la force axiale dans cette phase s'effectue sur une durée de 0.7 sec, soit environ 20% de la durée totale du perçage (3.8 sec). La

zone 1 correspond à un phénomène d'indentation de la partie centrale du foret. Malgré la préparation par un amincissement, les angles de coupe γ sont fortement négatifs et la coupe s'y opère difficilement. L'effort axial augmente ainsi très rapidement. La zone 2 correspond à la pénétration du reste du cône du foret, générant une continuité de l'augmentation de l'effort en lien avec l'augmentation de l'engagement des arêtes de coupe principales dans la mousse. Au terme de la phase d'attaque, la force axiale amorce une descente, plus ou moins rapide en fonction des conditions opératoires, correspondant à la troisième région (Zone 3). La coupe de la matière combinée à la descente du foret s'opère durant cette phase. Lorsque la profondeur à percer est atteinte, le foret se retire, d'où la chute brutale (Zone 4) ramenant la force axiale à zéro. La température continue par croître bien que le perçage soit terminé. Ainsi la température maximale atteinte lors du perçage n'est pas synchronisée avec la fin du perçage.

L'analyse qui est mise en place dans la suite de ce travail vise à :

- Décrypter les profils des efforts axiaux enregistrés lors du perçage des mousses de PU et des échantillons osseux pour identifier la contribution des paramètres comme la vitesse de coupe, l'avance et la fraction volumique de matière de la zone percée.
- Confirmer ou infirmer les conclusions de la littérature sur l'influence de la vitesse de coupe et de l'avance sur l'augmentation de la température lors du perçage. L'interaction paramètres de coupe et fraction volumique de matière (BV / TV) est aussi examinée.

2.6.2 Influence des conditions opératoires sur l'effort axial.

➤ Cas des mousses de PU.

Les signaux caractéristiques de l'effort de pénétration pour les différentes mousses de Sawbones et conditions opératoires sont présentées sur la Figure 2-21. Ces signaux sont basculés dans une abscisse en mm (contre une base temporelle pour la Figure 2-20). Les résultats montrent une incidence de l'avance et de la vitesse de coupe quelle que soit la mousse considérée. Les efforts varient de 2 N pour la mousse de plus faible densité à 26 N pour une mousse de forte densité et des paramètres de coupe maximum.

La Figure 2-22 permet une discussion de l'influence de (a) la vitesse de coupe, de (b) l'avance par tour et (c) de la densité des mousses sur l'effort de pénétration.

L'influence de la vitesse de coupe pour une avance de 0.02 mm/tr lors du perçage de la mousse PU50 est relativement faible, mais visible. Le maximum d'effort est obtenu pour une vitesse de 96 m/min, lorsque le cône finit de pénétrer dans l'échantillon. La décroissance observée jusqu'à la fin du perçage est également fonction de la vitesse de coupe.

L'influence de l'avance par tour est plus significative, en particulier pour la forte densité de mousse. L'effort augmente avec l'avance mais cette évolution n'est pas proportionnelle à l'épaisseur de copeau déformé. Ainsi, aux faibles avances par tour, l'énergie spécifique de coupe est plus importante que pour une avance de 0.08 mm/tr.

Les moyennes des efforts relevés sur un pseudo plateau représentant les deux derniers tiers de la profondeur percée, et pour les différentes conditions de coupe pour une mousse PU50 sont combinées. Comme décrit précédemment, l'influence de la vitesse de coupe est faible mais significative, avec une augmentation de 25 à 30 % des efforts pour une vitesse de 32 m/min à 96 m/min. L'augmentation de l'avance de 0.02 mm à 0.08 mm/tr occasionne ainsi un accroissement significatif des efforts de l'ordre de 50%.

La densité de la mousse est le paramètre le plus influent ici observé Figure 2-22(c). Cette influence est marquée par une forte variation des maxima mesurés. Pour une vitesse de coupe de 32 m/min et une avance de 0.02 mm/tr, le maximum est de 17 N pour une mousse de densité 0.8 et seulement de 2 N pour la densité 0.08. Par ailleurs, il est observé une modification du profil de l'effort. Pour la plus forte densité, l'allure de la courbe présente un maximum suivi d'une forte décroissance. Pour la plus faible densité, le profil d'effort est marqué par un plateau stable.

Ces observations rejoignent les conclusions de Cseke et Heinmann (2018) Ces constats issus de l'analyse des efforts pour le perçage des échantillons de mousse de PU nous aideront à mieux comprendre l'impact que les conditions opératoires ont sur la force de pénétration.

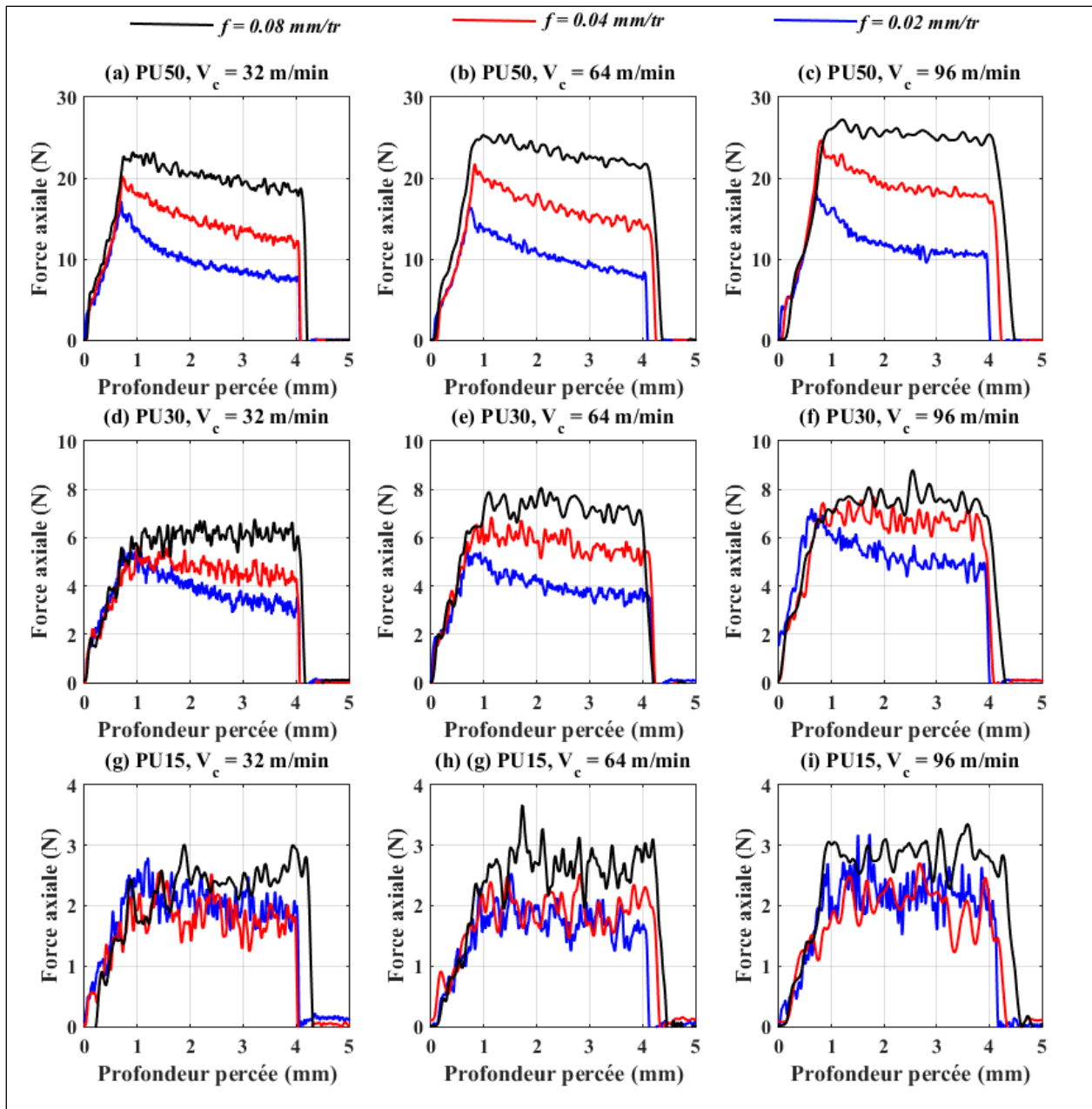


Figure 2-21 : Influence de l'avance et de la vitesse de coupe sur le profil des efforts obtenus lors du perçage des mousses de PU.

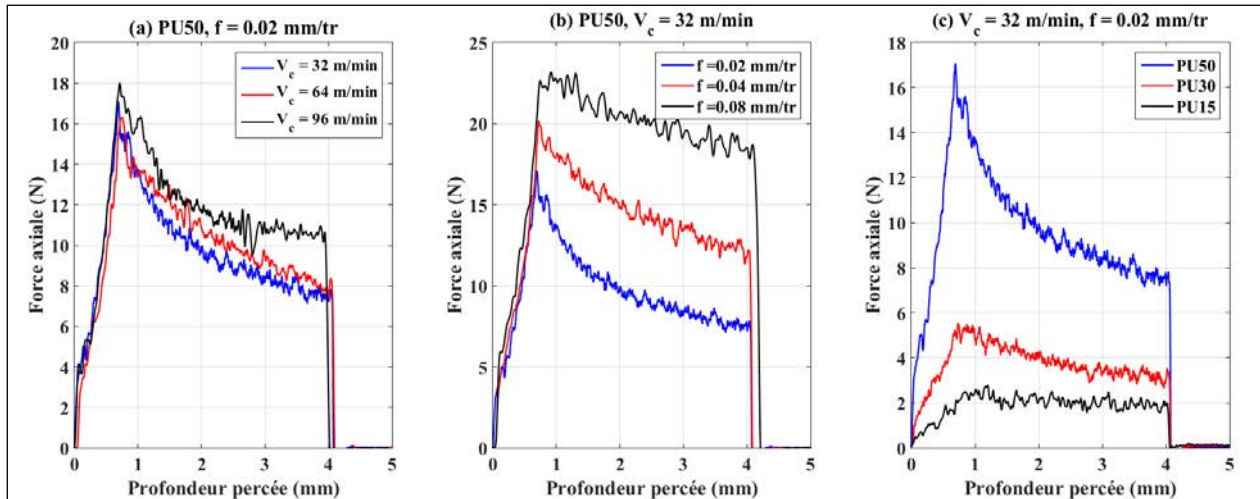


Figure 2-22 : Facteurs influençant le profil des efforts de pénétration du foret lors du perçage.

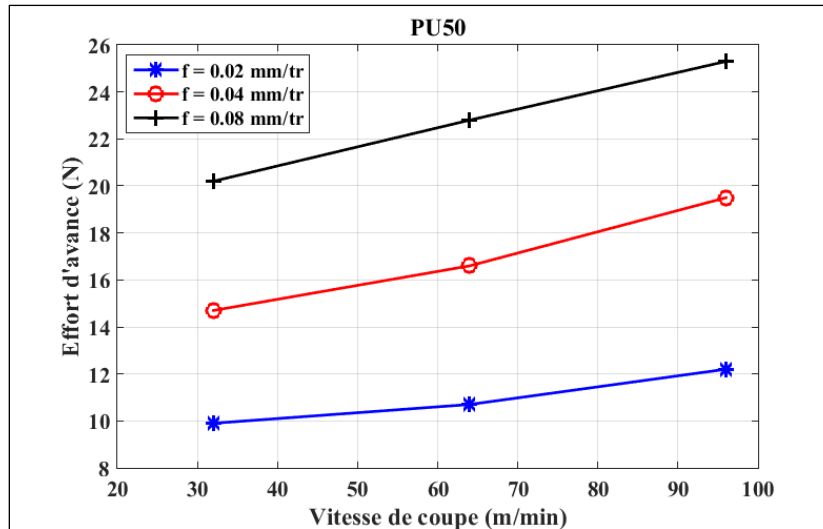


Figure 2-23 : Impact de la vitesse de coupe et de l'avance sur la force de pénétration moyenne

➤ **Cas des échantillons d'os**

L'ensemble des résultats obtenus lors des essais de perçage des échantillons d'os est fourni sur la Figure 2-24. Le Tableau 2-9 récapitule les valeurs moyennes des efforts de pénétration obtenus pour les quatre combinaisons de conditions opératoires expérimentées. Nous proposons une analyse comparative basée sur certains résultats récents de la littérature comme ceux de Cseke et Heinemann (2018). Le Tableau 2-10 présente les résultats de leur étude sur l'os cortical porcine et bovin.

Tableau 2-9 : Valeurs moyennes des forces axiales : Os 1 et Os 2

Vitesse de coupe V_c / Vitesse de pénétration V [m/min] / [mm/s]	Vitesse de rotation / Avance [tr/min] / [mm/tr]	Os Echantillon 1	Os Echantillon 2	Ecart relatif (%)
32 / 2	3200 / 0.04	46,3±4	45±5	3.2
64 / 4	6400 / 0.04	52,2±1,5	53±3	1.5
32 / 4	3200 / 0.08	67,7±3	58±4	14.3
64 / 8.5	6400 / 0.08	75.5±5	69.2±3	8.3

L'analyse du Tableau 2-9 nous permet de déduire que l'effet de l'avance sur la valeur moyenne de l'effort axial est aussi significatif dans le cas d'un échantillon osseux. Les valeurs obtenues pour l'os 1 et pour l'os 2 avec une avance de 0.04 mm/tr sont proches alors que celles obtenues pour l'avance de 0.08 mm/tr présentent un écart de l'ordre de 10 à 15%. Pour expliquer cette variabilité, l'analyse des densités locales des échantillons peut être effectuée. Les évolutions de BV / TV dans la zone percée sont présentées sur la Figure 2-24. Elles indiquent une différence notable entre les échantillons d'os 1 et 2 pour les essais réalisés à 0.08 mm/tr, ce qui tend à démontrer l'impact de la microstructure sur l'effort axial de perçage. Cette remarque est également illustrée par les résultats obtenus pour les conditions de coupe $V_c = 32$ m/min et $f = 0.08$ mm/tr pour lesquels une chute importante du BV / TV et de l'effort axial est observée pour l'os 1 aux alentours d'une profondeur percée de 3 mm.

Cette conclusion atteste de la nécessité de prendre en compte la microstructure des échantillons percés pour établir des conclusions quant à l'effet des paramètres de coupe sur les efforts de perçage. Pour les échantillons utilisés ici, il est possible de conclure d'une part qu'une augmentation de l'avance conduit à un accroissement important de la force axiale et d'autre part qu'une augmentation de la vitesse de coupe génère une élévation significative de la force axiale. En effet, en multipliant l'avance par deux, on obtient un accroissement de la force de l'ordre de 45% dans l'os 1 et de 30% dans l'os 2 à vitesse de coupe égale. En multipliant la vitesse de coupe par deux, l'effet est faible mais toujours significatif avec une augmentation de l'ordre de 11 à 19%.

Par ailleurs, bien que les efforts mesurés soient supérieurs à ceux obtenus pour le perçage de la mousse PU50, les tendances générales sont ici respectées, validant l'intérêt d'utiliser un matériau témoin pour la compréhension des phénomènes lors de la coupe des tissus biologiques.

Tableau 2-10 : valeurs moyennes des efforts de pénétration (Cseke et Heinemann (2018))

Vitesse de coupe V_c / Vitesse de pénétration V [m/min] / [mm/s]	Vitesse de rotation / Avance [tr/min] / [mm/tr]	Os porcine	Os bovin
6.6 / 2	700 / 0.12	51.6±2.5	87±3.5
14.2 / 2	1500 / 0.12	79.5±2,5	87.6±4
6.6 / 3.3	700 / 0.2	90.6±3.5	125.1±3
14.2 / 3.3	1500 / 0.2	91.3±3.5	105.3±2.5

Les valeurs obtenues par Cseke et Heinemann (2018) présentent des tendances quelque peu différentes. L'os bovin nécessite un effort de pénétration plus important que l'os porcine. Aussi, une avance par tour multipliée par une valeur proche de deux augmente l'effort axial, mais dans des proportions allant de 15 à 75%. Enfin, dans l'étude proposée, l'augmentation de la vitesse de coupe ne permet pas d'extraire une tendance puisque celle-ci entraîne une évolution de l'effort de -15% à 55%. La nature (et par conséquent certainement la microstructure) des échantillons est ainsi prédominante sur les résultats obtenus. Les conditions de conservation des échantillons entre les essais, non mentionnées ici, peuvent également contribuer à modifier les résultats obtenus.

Sur la Figure 2-24, on observe que la qualité des signaux du moment de perçage est fortement dépendante de la vitesse de coupe. Plus la vitesse de coupe augmente, plus la qualité des signaux diminue. Les vibrations induites par l'augmentation de la vitesse de coupe peuvent en être l'origine. On remarque aussi que les moments de perçage augmentent avec l'avance mais semblent peu influencés par la vitesse de coupe et par la microstructure.

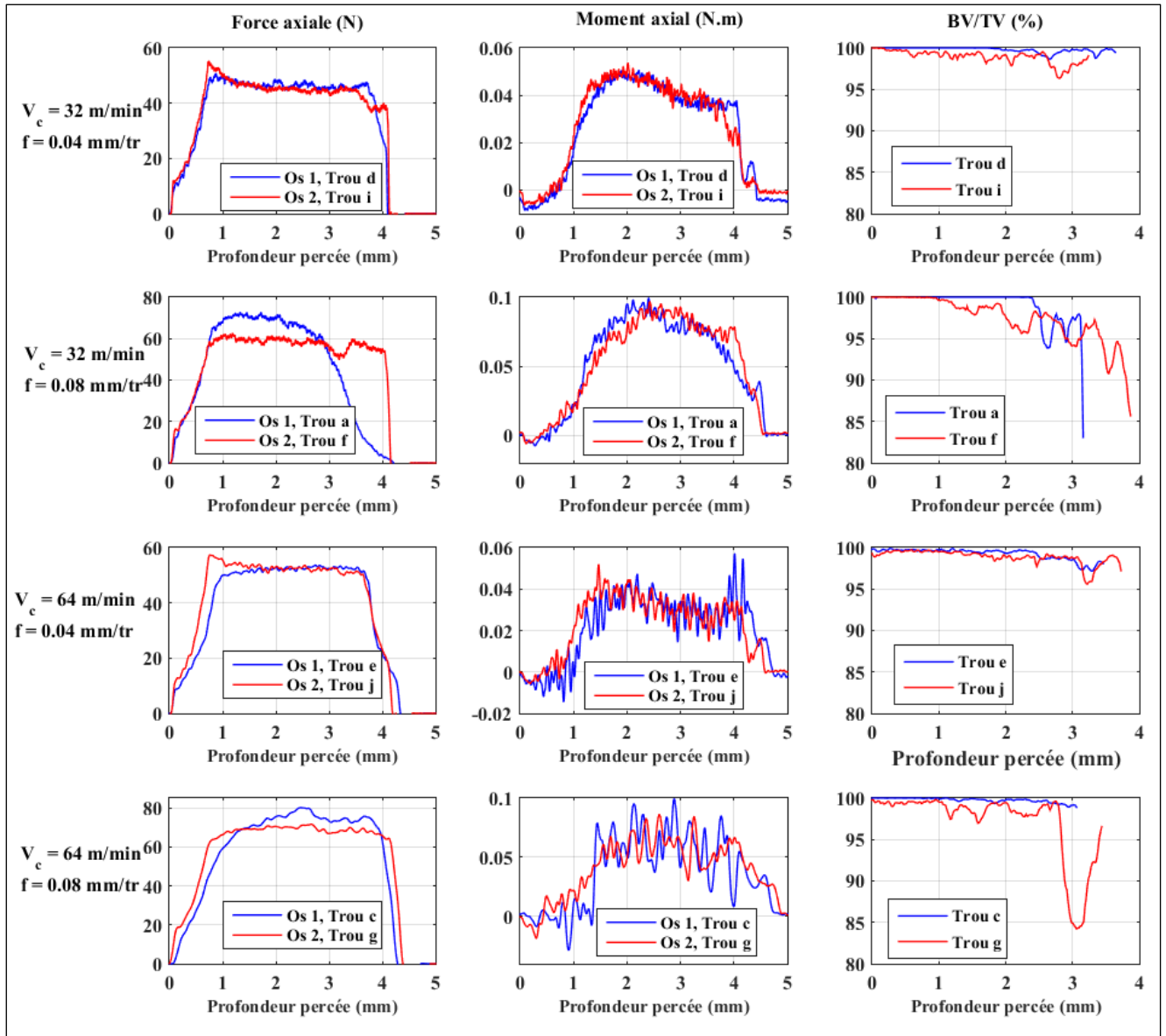


Figure 2-24 Evolution des forces axiales, moments axiaux et fractions volumique de matière en fonction des conditions de coupe des échantillons d'os.

2.6.3 Influence des conditions opératoires et de la fraction volumique de matière sur la température.

➤ Cas des mousses de PU

La Figure 2-25 illustre les variations de température mesurées par le capteur 1 situé à 0.5mm du bord du trou percé, lors du perçage de la mousse PU50 en faisant varier l'avance (figures a, b et c) et la vitesse de coupe (figures d, e, f). Le capteur 2, plus loin de la source de chaleur enregistre

systématiquement une valeur inférieure et est discuté plus loin dans le document. Les résultats obtenus pour les mousses de plus faible densité présentent des niveaux de température inférieurs.

On note au travers de la Figure 2-26(a-c) un fort impact de l'avance sur la température. Cet impact se remarque à deux niveaux sur la courbe de température : sur la température maximale enregistrée et sur l'instant auquel ce maximum est obtenu. A la plus faible vitesse de coupe de 32 m/min (a), un maximum de 40° est atteint après 5 s pour une avance de 0.02 mm/tr et un maximum de 12° est atteint après 2.5 s pour une avance de 0.08 mm/tr. Cette tendance est obtenue quelle que soit la vitesse de coupe utilisée de 64 (b) et 96 (c) m/min.

La Figure 2-26 (d-f) permet d'illustrer l'effet de la vitesse de coupe sur la température. Une différence significative est observée à la faible vitesse d'avance de 0.02 mm/tr (d) : un maximum de 40° est atteint après 5 s pour une vitesse de 32 m/min et un maximum de 27° est atteint après 3s pour une vitesse de 96 m/min. Pour une avance supérieure de 0.04 mm/tr, les valeurs maximales diminuent mais sont proches pour les 3 vitesses de coupe testées. Le décalage temporel du maximum mesuré est cependant toujours présent. Pour la plus forte avance (0.08 mm/tr), les températures diminuent encore et il n'apparaît plus de différence significative entre les vitesses de coupe.

La Figure 2-27 proposent un comparatif équivalent mais pour la mousse de plus faible densité. L'effet de l'avance (a-c) reste vrai et significatif : une faible avance induit une température mesurée plus importante et une durée d'obtention du maximum plus longue. L'effet de la vitesse de coupe est quelque peu différent. Le maximum de température est toujours atteint plus tardivement aux faibles vitesses de coupe mais la tendance tend à s'inverser quant au maximum mesuré : plus la vitesse de coupe est réduite, plus le maximum atteint est faible. Ainsi pour une avance de 0.08 mm/tr, le maximum de température est de 1° pour une vitesse de 32m/min et de 2° pour une vitesse de 96 m/min.

Ces observations nous donnent des indications pour l'analyse des phénomènes générateurs de chaleur dans la pièce. Comme mis en avant par Cseke et Heinemann (2018) et d'autres auteurs (Augustin et al., 2012 ; Lee et al., 2018), du frottement est présent au niveau du listel du foret. Malgré la préparation d'arête précédemment observée, de la chaleur est dégagée (ce point fera l'objet d'une dernière partie de ce chapitre). Parallèlement, les moyens de mesure utilisés, même

s'ils sont proches de la zone de coupe, ne donnent qu'une valeur de température dans la matière et non à l'interface entre l'outil et l'échantillon percé. L'influence de la microstructure du matériau est donc prépondérante, comme le montre le comparatif de la Figure 2-28. On ne peut pas alors discuter de l'effet de la vitesse de coupe sur la température et de l'avance sans prendre en considération la fraction de porosités dans la matière percée d'autre part. Cette remarque rejoint celle précédemment effectuée lors de l'analyse des efforts de perçage.

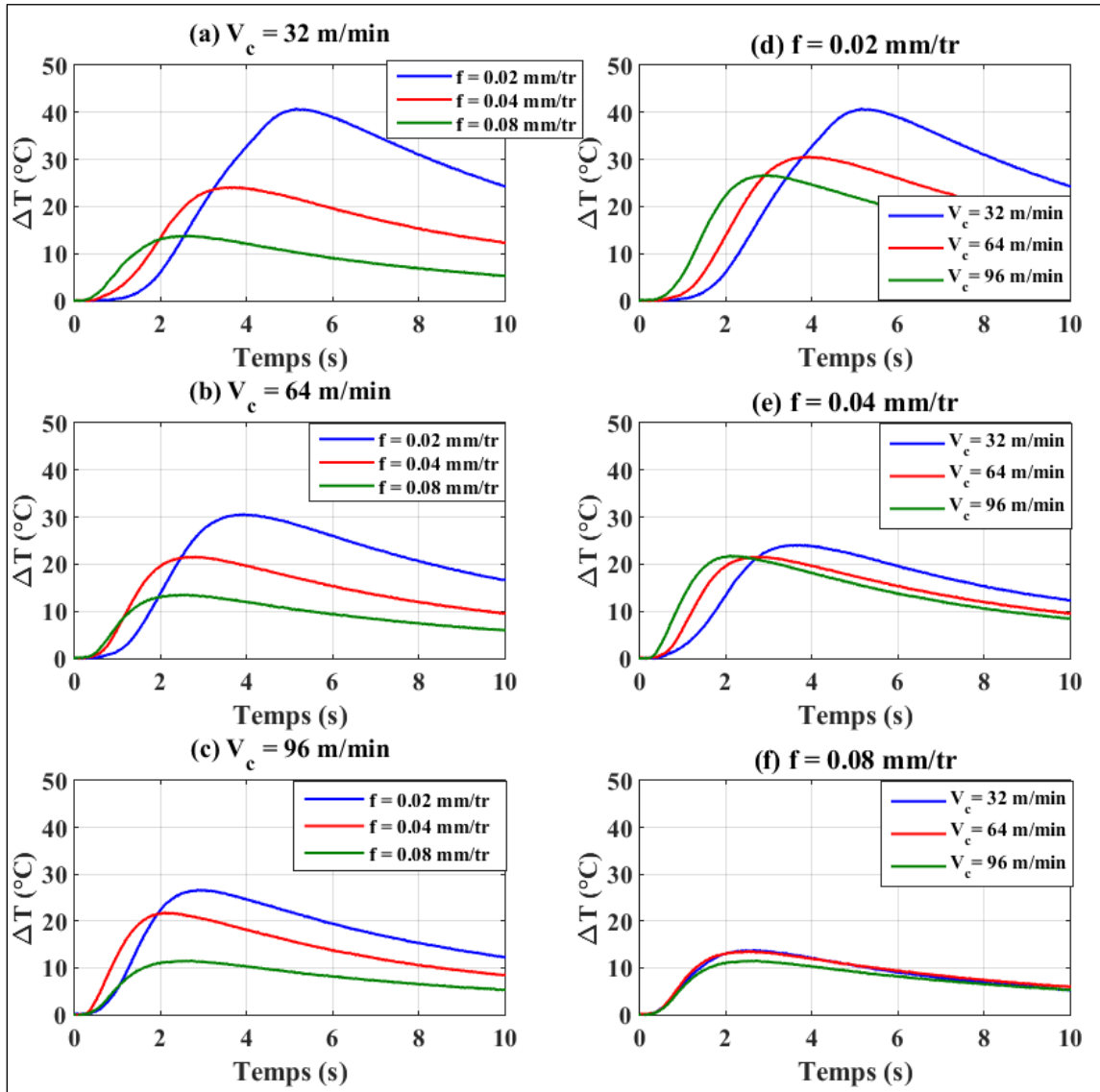


Figure 2-25 : Influence de l'avance et de la vitesse de coupe sur la température lors du perçage de la mousse PU50. Le thermocouple 1 situé à 0.5mm du bord du trou percé est utilisé.

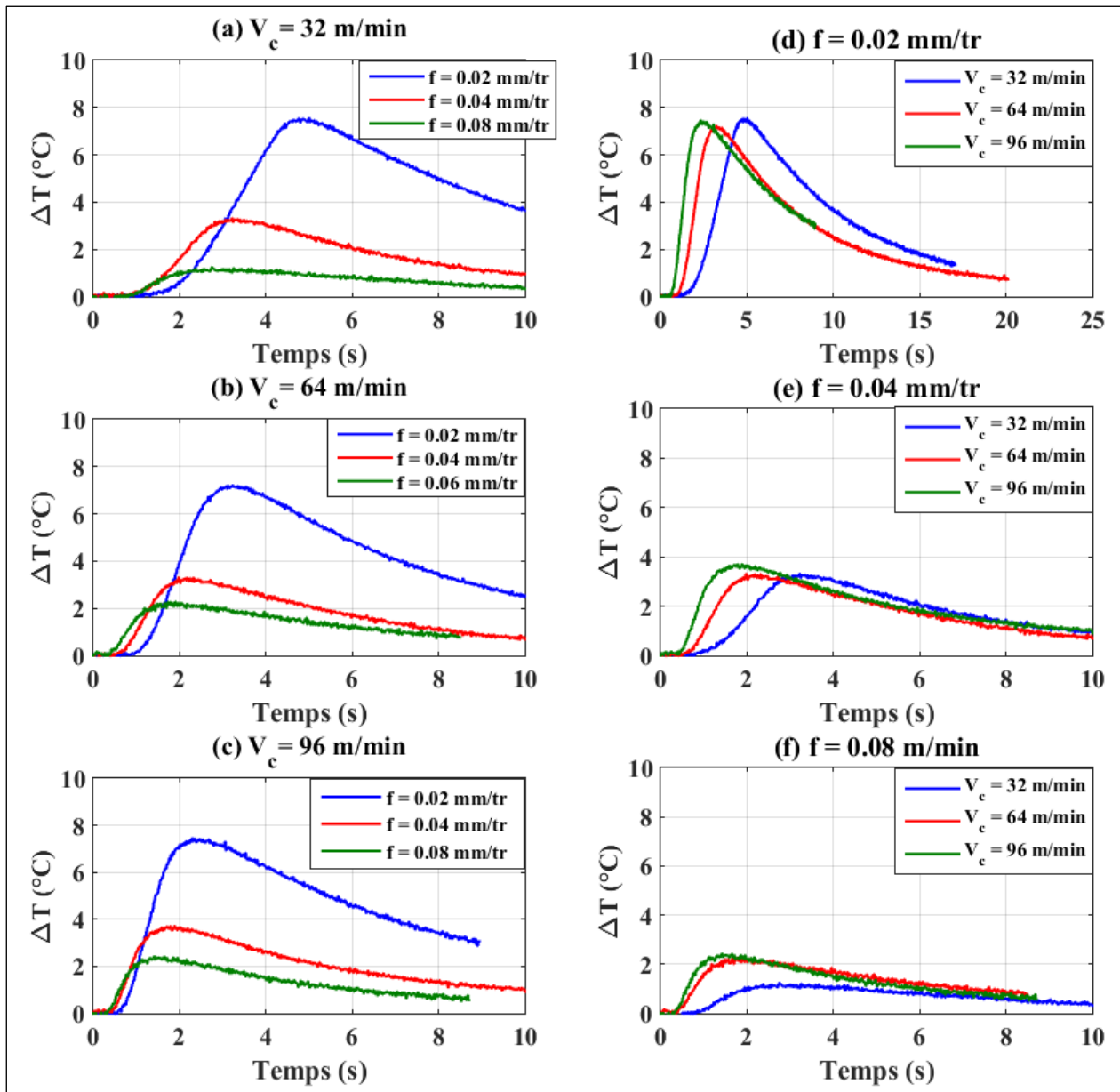


Figure 2-26: Influence de l'avance et de la vitesse de coupe sur la température, capteur 1, PUI5

La notion de conductivité thermique implique que la combinaison des effets de l'avance et de la vitesse de coupe s'évalue efficacement au niveau de la durée du perçage. Nous proposons alors une analyse basée sur la Figure 2-27 pour cerner la contribution de la durée du perçage dans l'impact de l'interaction avance-vitesse de coupe sur la température maximale. La Figure 2-27 vise à obtenir les tendances générales sur l'augmentation maximale de température enregistrée par le capteur 1 (0.5 mm du trou) et le capteur 2 (0.9 mm du trou) pour les trois mousses de Polyuréthane et les

deux échantillons osseux. Elle montre qu'une durée de perçage de plus en plus élevée entraîne une augmentation de température de plus en plus importante tant à 0.5 mm qu'à 0.9 mm du bord du trou.

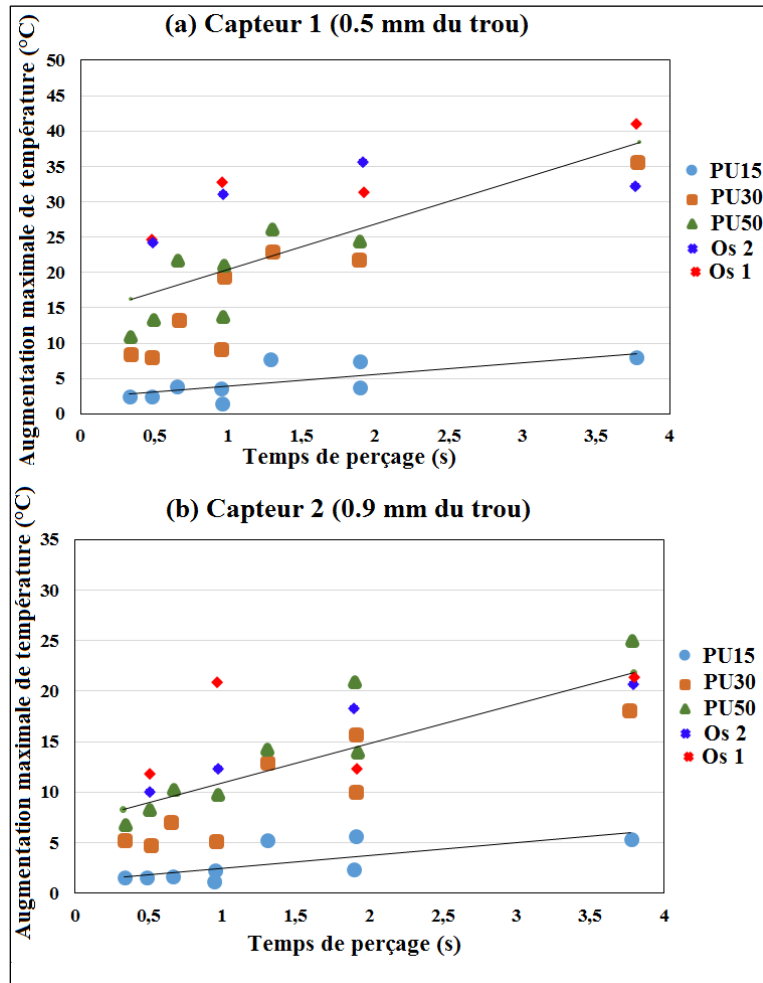


Figure 2-27 : Augmentation de température maximale enregistrée en fonction de la durée de perçage.

Ce fait devient moins difficile à cerner si on remplace le foret par une source de chaleur d'intensité constante qui se déplace dans la matière à percer. L'augmentation de température engendrée par cette source en un point quelconque de la matière dépend fortement du temps d'activité de la source de chaleur dans la matière. Plus la source de chaleur travaille dans la matière, plus la chaleur a le temps de se propager pour atteindre le point de mesure de la température dans la matière. Dans ce sens, la théorie de la source mobile (Akbari et al., 2009) se prête bien pour interpréter l'augmentation de température engendrée en un point de la mousse de PU.

La Figure 2-28 est proposée pour mettre en lumière l'influence de la fraction volumique de matière sur l'augmentation de température lors du perçage des mousses de PU15, PU30 et PU50. Les résultats de cette figure indiquent que l'élévation de température augmente avec la densité de matière, ceci quelles que soient les conditions de coupe. Les essais de compression des mousses de PU et la démarche de caractérisation microstructurale basée sur la tomographie à rayons X, présentés dans les sections précédentes, montrent que les propriétés microstructurales telles que la fraction volumique locale de matière influencent énormément les propriétés mécaniques des mousses. En outre, l'analyse des efforts de perçage dans les paragraphes précédents indique que la fraction volumique de matière du matériau percé a un réel impact sur l'interaction foret/matériau. Il est alors possible de faire l'hypothèse que l'intensité de la source de chaleur lors du perçage des mousses de PU dépend aussi de l'interaction foret/matériau lors du perçage. L'interaction foret/matériau se caractérise par deux phénomènes :

- Le mécanisme de formation de copeau par cisaillement
- Le frottement à l'interface outil/matière

Dans le cas du perçage des mousses de PU, la source de chaleur due au frottement à l'interface outil/matière est potentiellement la source de chaleur dominante, que ce soit au niveau du cône mais aussi au niveau du listel. La propagation de la chaleur due au frottement dans les mousses dépend fortement de la fraction volumique de matière de la mousse percée. En effet, plus le taux de porosité augmente, moins la chaleur peut se propager dans la matière. Les porosités des mousses Sawbones sont remplies d'air et ne conduisent par conséquent que très faiblement la chaleur. La Figure 2-29 confirme cette remarque : les variations de température mesurées par les thermocouples 1 (situé à 0.5 mm du trou) et 2 (situé à 0.9 mm du trou) augmentent avec la densité de la mousse testée. Par ailleurs, la décroissance de température observée entre les thermocouples 1 et 2 pour chaque mousse est plus élevée à mesure que le taux de porosité augmente dans la matière.

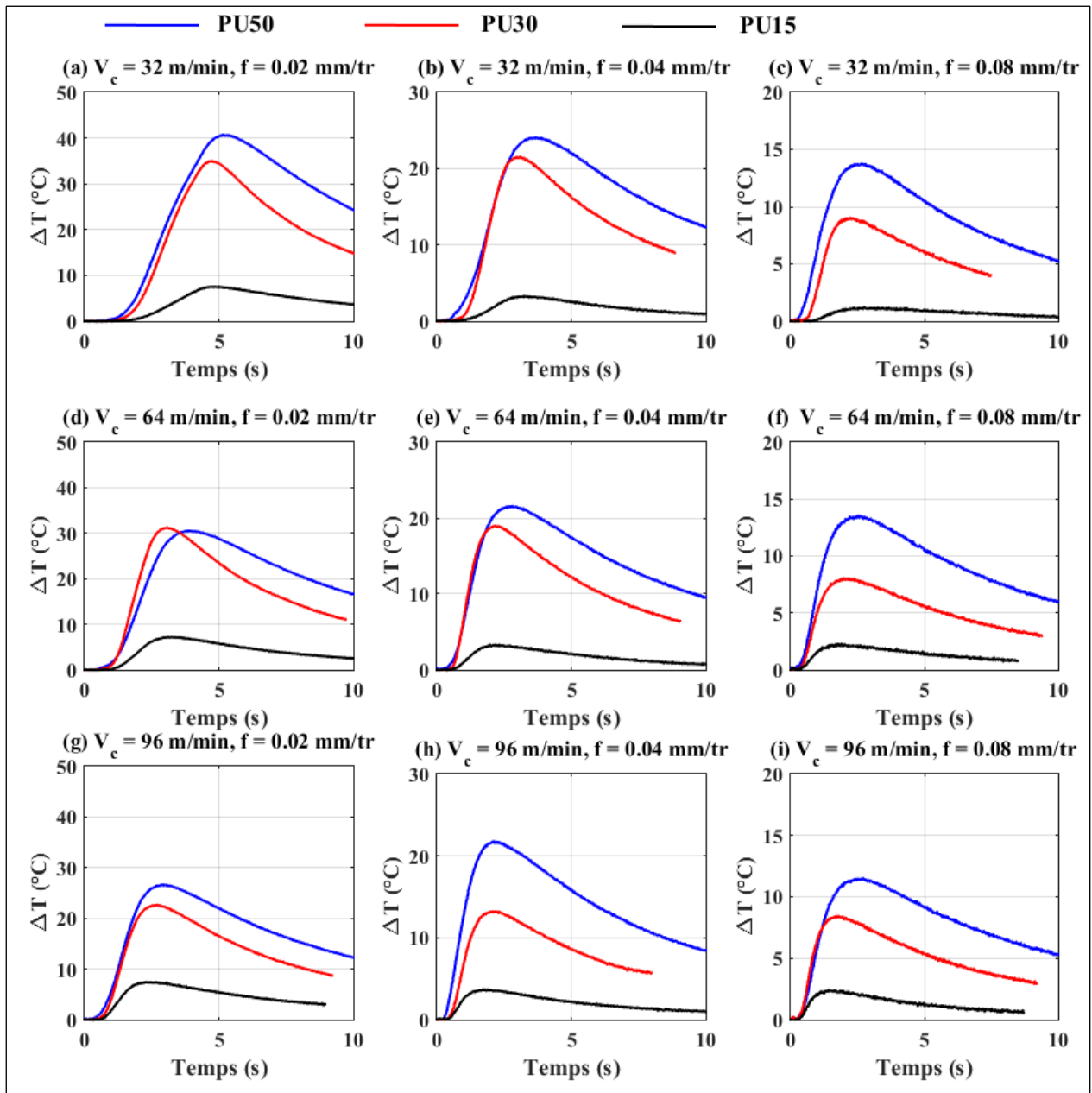


Figure 2-28 : Comparaison des profils de température obtenus lors du perçage dans les mêmes conditions des mousses PU15, PU30 et PU50. (valeurs mesurées par le thermocouple 1)

Au niveau de la mousse PU15, comme remarqué plus haut, les températures maximales enregistrées sont très faibles. Elles sont par conséquent difficiles à analyser car elles sont fortement impactées par la marge d'erreur de la méthode de mesure. En revanche, en s'intéressant à la mousse PU30 (Figure 2-29(b)), on note une réduction moyenne de 47% en ΔT maximale entre le Th1 et Th2. Cette réduction est de 40% en moyenne dans la mousse PU50 (Figure 2-29 c).

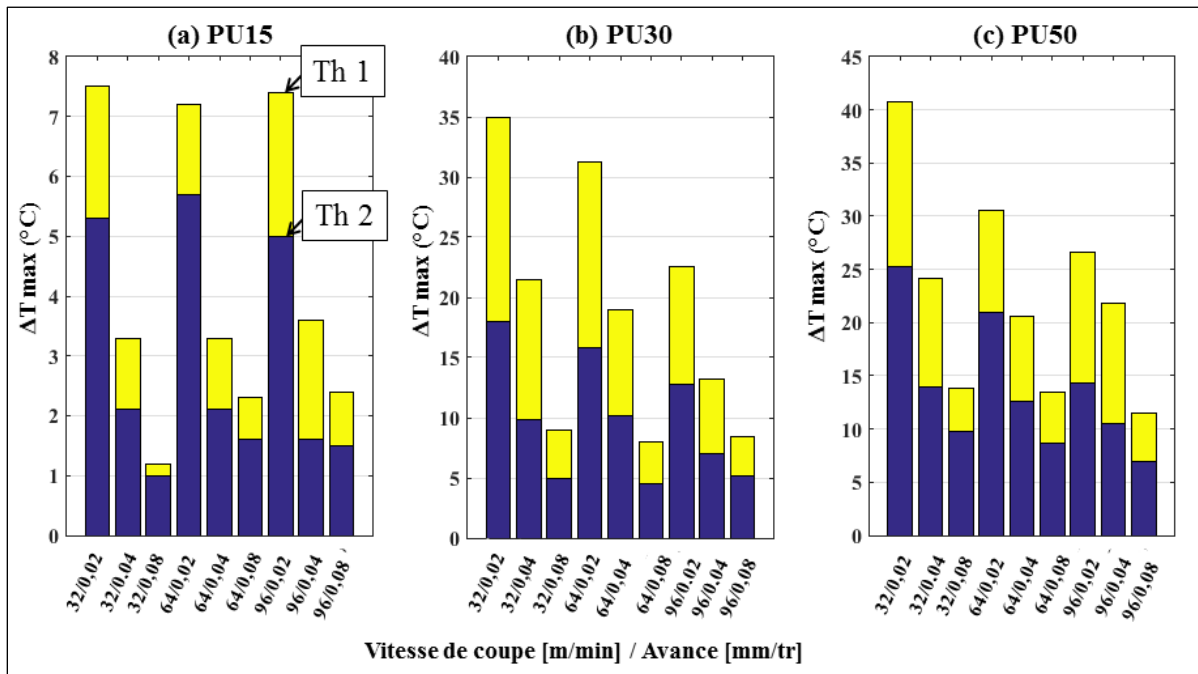


Figure 2-29 : ΔT (°C) maximale au niveau du thermocouple Th1 (0.5 mm du trou) et Th2 (0.9 mm du trou) en fonction des différentes conditions opératoires.

➤ Cas des échantillons osseux

Afin d'analyser l'influence de la microstructure caractérisée par le BV/TV et des conditions de coupe sur l'augmentation de la température, il est reporté sur la Figure 2-30, pour chaque condition de coupe, l'évolution du BV/TV et les élévations de température obtenues au niveau de capteur 1 et du capteur 2 de deux trous percés dans deux échantillons osseux différentes mais avec les mêmes conditions de coupe. Il est difficile de conclure sur une corrélation directe entre l'évolution du BV/TV et l'augmentation de température obtenue. En effet, pour les conditions (a) et (d), un BV/TV plus grand s'accompagne d'une augmentation de température plus élevée. S'il faut reconnaître que ce constat n'est pas forcément vrai au niveau du thermocouple Th2, il est important aussi de signaler que ce résultat est celui escompté. Un BV/TV important favorise des conditions tribologiques plus sévères d'où un dégagement de chaleur plus important à l'interface outil – os. Ce résultat est également montré par Karaca et al. (2011) qui ont évalué la densité minérale de leur échantillons osseux par absorptiométrie biphotonique à rayons X. Cinq échantillons de densités osseuses 1.675, 1.739, 2.051, 2.194 et 2.43 g/cm^2 ont été analysés. L'augmentation maximale de

température a été obtenue pour 2.43 g/cm^2 . Certains auteurs comme Feldmann et al. (2016) ont démontré et exploité cette corrélation positive entre la densité osseuse et l'augmentation de température pour estimer la quantité de chaleur libérée au cours du perçage.

Le Tableau 2-11 présente les augmentations de températures maximales enregistrées pour les quatre combinaisons opératoires utilisées dans le perçage des échantillons Os1 et Os2. On remarque qu'il existe une corrélation claire entre l'évolution de l'augmentation maximale et les conditions opératoires. En effet, en augmentant l'avance et/ou la vitesse de rotation (et donc en réduisant la durée de perçage), l'élévation de température est réduite, ce qui corrobore les résultats obtenus précédemment pour les mousses de Sawbones et illustrés également pour l'os sur la figure. Dans la littérature, les quelques études relatives à ce sujet approuvent à la quasi-unanimité cette observation (Panda et Pandey, 2012 ; Lee et al., 2018).

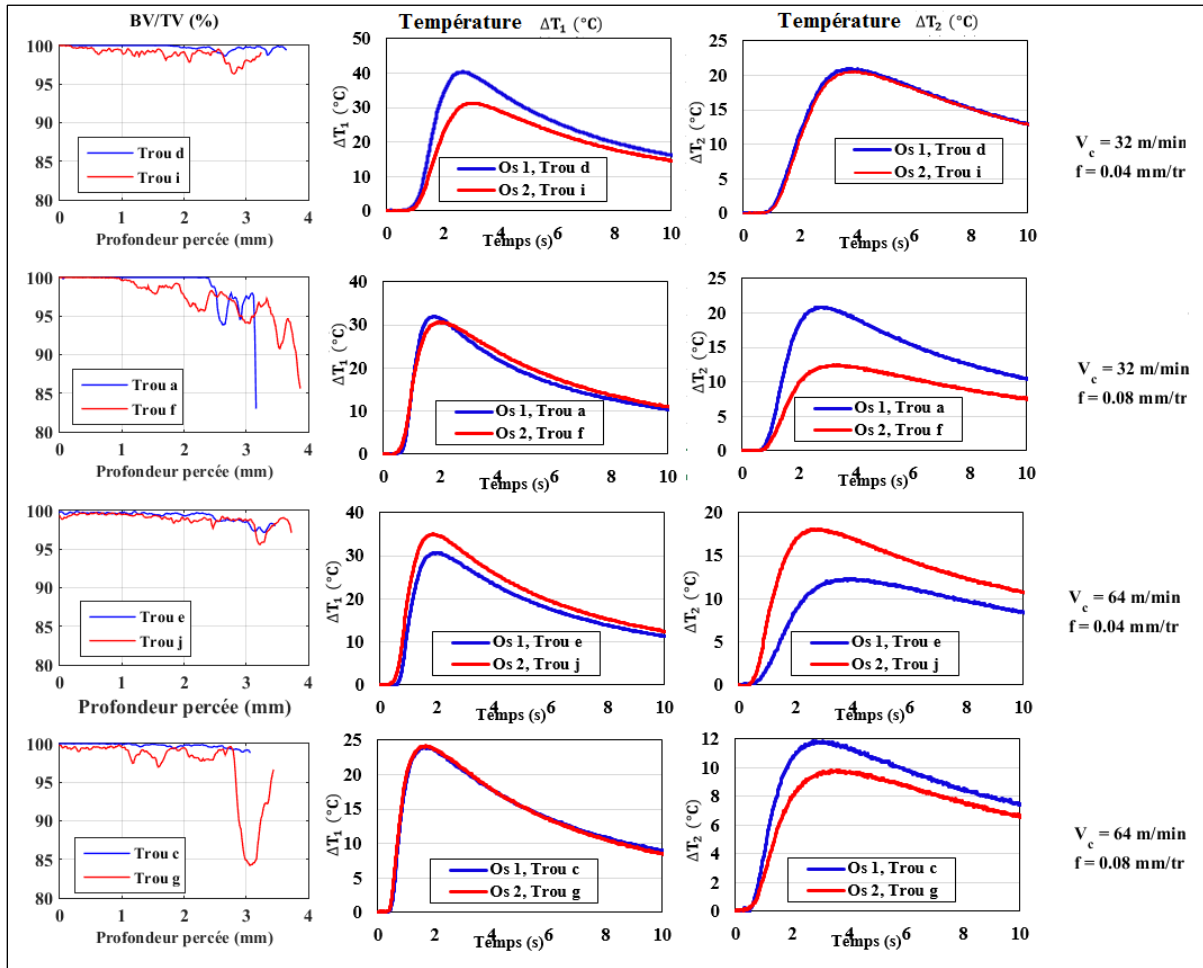


Figure 2-30: Evolution de la température de l'os suivant les conditions de coupe et la microstructure de la zone percée.

Tableau 2-11 : ΔT maximal en fonction des différentes combinaisons de conditions opératoires pour le perçage des échantillons d'os.

Vitesse de coupe V_c / Vitesse de pénétration V [m/min] / [mm/s]	Vitesse de rotation / Avance [tr/min] / [mm/tr]	Temps de perçage (s)	ΔT max Capteur 1		ΔT max Capteur 2	
			Os 1	Os 2	Os 1	Os 2
32 / 2	3200 / 0.04	1.9	40	31	21	21
64 / 4	6400 / 0.04	0.9	31	35	12	18
32 / 4	3200 / 0.08	0.9	33	31	16	13
64 / 8.5	6400 / 0.08	0.5	24	24	12	10

2.6.4 Influence du pré perçage sur les efforts de coupe et la température

Le frottement s'opère essentiellement à deux niveaux pendant l'opération de perçage : (i) à l'interface entre la pointe du foret et le fond du trou, (ii) à l'interface entre la surface latérale du foret et la frontière latérale du trou. Afin de mesurer la contribution de chaque niveau sur les valeurs de force axiale, de moment et sur l'augmentation de la température, nous avons percé des pré trous dans la mousse PU50. Quatre pré trous de diamètre $\varnothing = 0.8 - 2.5 - 3.0 - 3.2 \text{ mm}$ ont été réalisés (Figure 2-31). Le pré perçage de $\varnothing = 0.8 \text{ mm}$ sert à exclure l'effet de l'indentation à la pointe du foret de perçage. Avec le pré trou de $\varnothing = 3.2 \text{ mm}$, il n'y a plus de matière à enlever lors du perçage avec le foret de $\varnothing = 3.2 \text{ mm}$. Dans ce cas il n'y a plus coupe mais uniquement du frottement entre le listel et la bordure latérale du trou. Nous usinons la zone des pré trous avec le foret de diamètre 3.2 mm et mesurons les efforts de coupe et les températures en deux points comme expliqué précédemment. La Figure 2-32 illustre les forces axiales et les moments obtenus dans ces deux configurations extrêmes pour une vitesse de coupe de 64m/min et une avance de 0.04mm/tr.

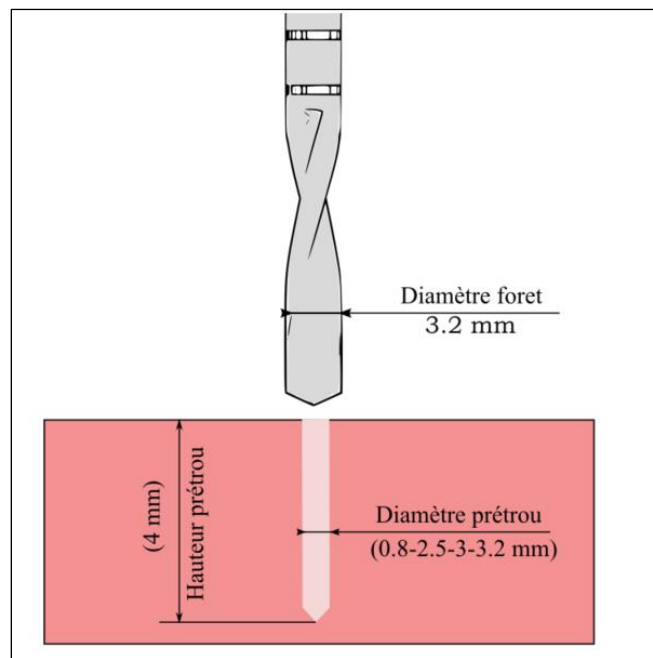


Figure 2-31 : Pré perçage

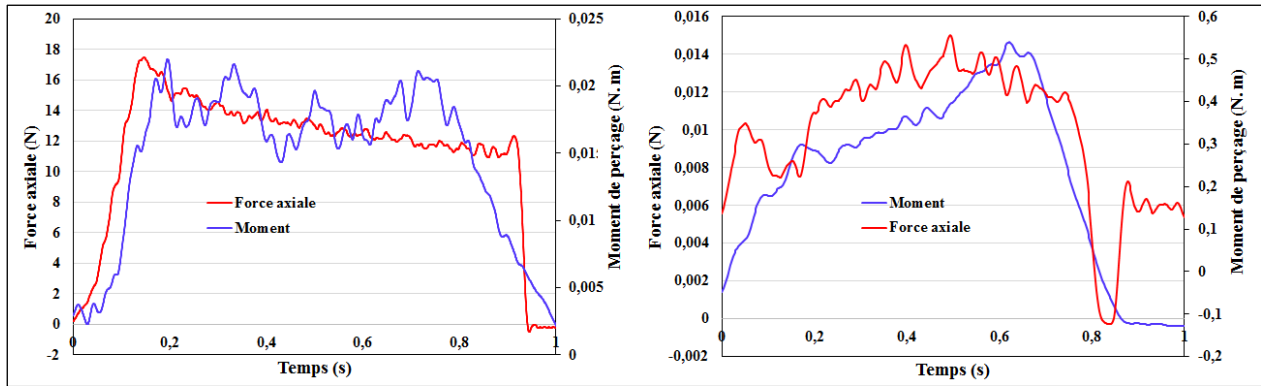


Figure 2-32 Force axiale et moment de perçage, PU50, avec un pré perçage de (a) 0.8 mm (b) de 3.2 mm de diamètre. Conditions de coupe $V_c = 64$ m/min et $f = 0.04$ mm/tr.

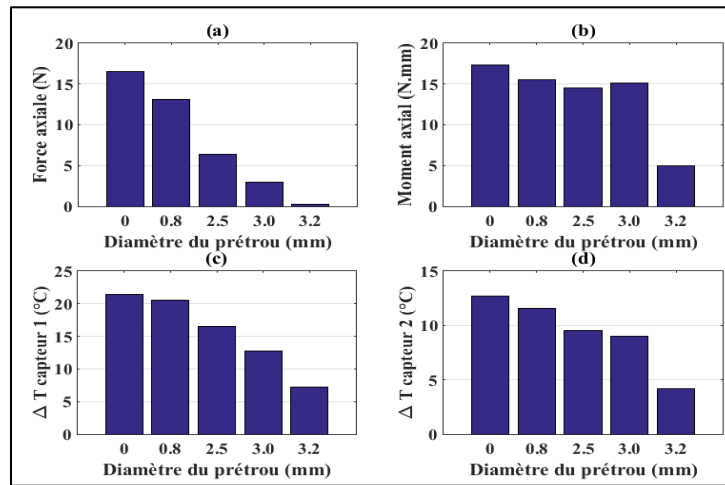


Figure 2-33 : Evolution de la force axiale moyenne, du moment axial moyen et de la variation de température avec le diamètre du pré trou ($V_c = 64$ m/min et $f = 0.04$ mm/tr)

La Figure 2-33 (a et b) présente la force axiale et le moment de perçage obtenues pour chaque perçage avec pré trou. On observe une diminution progressive de la force axiale lorsqu'on augmente le diamètre du pré trou. Ce résultat montre une répartition de la contribution de chaque entité de l'arête principale. Par contre, le moment de perçage est quasiment constant (sauf pour un pré trou de 3.2mm), ce qui permet de conclure qu'il est essentiellement gouverné par la coupe et le frottement sur la frontière latérale du trou.

La Figure 2-33(c) montre une diminution de l'augmentation maximale de la température avec l'augmentation du diamètre du pré trou. La réalisation d'un prétrou de diamètre 0.8 mm entraîne

une réduction d'environ 5 % de la température maximale. En augmentant le diamètre du prétrou à 2.5 mm, on obtient une réduction de 24% de la température maximale. Pour un prétrou de 3 mm de diamètre, la réduction est très importante et est évaluée à 41 %. L'augmentation maximale de température maximale passe de 21.5 °C à 12.6 °C. Cette réduction de température est importante et tend à justifier l'utilisation d'une gamme de forets de différents diamètres, ou d'un foret étagé, en vue de réduire le risque de nécrose.

2.7 Conclusion

Dans cette partie de l'étude, des essais de perçage ont été réalisés sur trois types de mousses de polyuréthane et des échantillons d'os extraits d'un fémur porcine. L'analyse mise en place vise à comprendre l'influence de l'interaction microstructure du matériau percé et conditions de perçage sur les efforts de coupe et l'augmentation de la température de l'os lors de l'opération. De cette analyse, on peut tirer les conclusions suivantes :

- Le volume de matière enlevé par révolution du foret de perçage (avance) est un facteur déterminant dans le niveau des efforts de coupe. Une augmentation de l'avance engendre un accroissement des efforts de coupe. L'effet de la vitesse de coupe sur les efforts est moins marqué que l'effet de l'avance mais néanmoins significatif. Dans tous les cas, la microstructure (et plus spécifiquement la fraction volumique de matière) exerce une influence majeure sur l'évolution des efforts axiaux pendant le perçage. Une variation dans le BV/TV a un effet immédiat sur la réponse en effort.
- L'effet de l'avance sur l'élévation de température est également clairement identifié. Une augmentation de l'avance conduit à une diminution de l'échauffement. L'effet de la vitesse de coupe est visible mais les conclusions sont plus difficiles à établir. Les résultats démontrent l'utilité de coupler l'analyse de l'avance et de la vitesse de coupe par le biais de la durée de perçage. L'augmentation de la variation de température avec la durée de perçage apparaît de façon explicite. Néanmoins une fois encore, le BV/TV influence l'échauffement produit.
- Pour mieux comprendre les résultats obtenus, une analyse des différents mécanismes de génération de chaleur intervenant pendant le perçage peut être effectuée. Les effets dus à la coupe d'une part et au frottement entre le foret et la matière sont étudiés. La suspicion d'un

effet prédominant du frottement est mise en avant. Des essais de perçage avec pré trous de diamètre variable permettent de dissocier partiellement les effets du frottement à la pointe de l'outil et du frottement latéral et de comprendre leur incidence respective sur les efforts, moments et températures mesurés.

Cependant, il convient de relativiser les résultats obtenus en température car les mesures sont effectuées à distance et dépendent fortement du temps d'application de la source de chaleur. Afin de définir la température à l'interface entre l'outil et l'échantillon le développement d'un modèle analytique et/ou numérique reste nécessaire et sera détaillé dans les chapitres suivants. Les observations expérimentales permettront de définir et calibrer les sources de chaleur.

Chapitre 3. Simulation numérique EF de la coupe de l'os cortical : Coupe orthogonale et opération de perçage

3.1 Introduction

Le modèle numérique de la coupe orthogonale de l'os cortical est développé en utilisant le code Eléments Finis ABAQUS/Explicit (version 6.13, Simulia, Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France). L'objectif est d'analyser et de comprendre les mécanismes gouvernant l'interaction outil - os, ainsi que l'évolution de l'endommagement, des efforts de coupes et de la température de la pièce en fonction des conditions de coupe. En outre, la coupe orthogonale (CO) a l'avantage de simplifier la cinématique de la coupe, la géométrie de l'outil et de la pièce. Ceci permet de réduire considérablement le nombre de paramètres d'entrée du modèle et de se concentrer sur le processus d'enlèvement de matière. Elle permet également de simplifier la gestion du contact outil-os et l'utilisation d'un maillage très fin afin d'améliorer la convergence du modèle numérique.

Cette étude permet également de compléter la modélisation analytique et d'analyser la pertinence des hypothèses adoptées dans le cadre de cette approche simplifiée. A travers la simulation EF, on peut étudier d'une manière plus détaillée le processus d'enlèvement de matière au niveau de l'arête de coupe de l'outil et ses conséquences sur l'échauffement de l'os. D'un autre côté, différents travaux de la littérature présentent des modèles EF du perçage de l'os cortical (Marco et al., 2015). La validation de ces modèles est généralement limitée à l'effort d'avance et au moment axial. On note également que l'analyse de la pertinence des modèles numériques (lois de comportement et d'endommagement de l'os, gestion du contact outil – os, coefficient de frottement ...) par rapport aux résultats numériques (efforts de coupe, température ...) n'est jamais abordée dans les travaux de la littérature. Dans cette partie, on présente une étude relativement détaillée sur l'influence des lois de comportement et d'endommagement sur les prédictions du modèle (mécanisme de coupe, température et efforts de coupes).

La simulation de la coupe orthogonale de l'os cortical est très peu décrite dans les recherches scientifiques. A l'état actuel de nos connaissances, une seule recherche scientifique est orientée simulation multi physique (thermo mécanique) de l'os cortical (Santiuste et al., 2014). Dans cette partie de nos travaux, nous développerons deux modèles 2D de la CO et un modèle 3D : (i) un

modèle 2D avec un comportement isotrope et une loi élastique parfaitement plastique (ii) un modèle 2D avec un comportement isotrope transverse et une loi de comportement élastoplastique (iii) un modèle 3D purement élastique avec un comportement isotrope transverse et utilisant le critère de rupture de Hashin.

3.2 Mise en donnée du modèle EF 2D de la coupe orthogonale

Les caractéristiques géométriques utilisées pour définir les composants du modèle de coupe orthogonale en 2D sont présentées sur la Figure 4-1. Elles sont définies conformément aux données géométriques des essais de coupe orthogonale de Feldmann et al. (2017) afin de faciliter une confrontation expérimentale portant sur l'os cortical bovin. Comme ces derniers, deux outils de coupe différents par leur angle de coupe ($\gamma = 10^\circ$ et 40°) avec un rayon d'arête ($R_\alpha = 5\mu m$) et un angle de dépouille ($\alpha = 15^\circ$) identiques sont utilisés (Figure 3-1). Les paramètres opératoires sont identiques à ceux utilisés expérimentalement par Feldmann et al. (2017) : cinq profondeurs de coupe (épaisseurs du copeau non déformée) sont utilisées ($h = 12.5, 25, 50, 100$ et $150 \mu m$) pour examiner l'influence de la profondeur de coupe sur l'effort d'avance, l'effort de coupe, la température et la morphologie des copeaux. Une vitesse de coupe $V_c = 8 m/min$ est utilisée pour s'approcher de la vitesse tangentielle d'un foret chirurgical dans les conditions réelles d'une opération (Feldmann et al., 2017).

L'outil de coupe est modélisé comme un corps rigide mécaniquement. Ce choix est motivé par : (i) la rigidité du carbure de tungstène qui est très élevée par rapport à celle de l'os (ii) la réduction du temps de calcul. L'outil rigide est associé à un nœud de référence utilisé pour contrôler son déplacement. Les efforts de coupe et d'avance sont mesurés en ce point. La surface inférieure de la pièce est encastrée (Figure 3-1) et les échanges thermiques avec le milieu extérieur ne sont pas prises en compte.

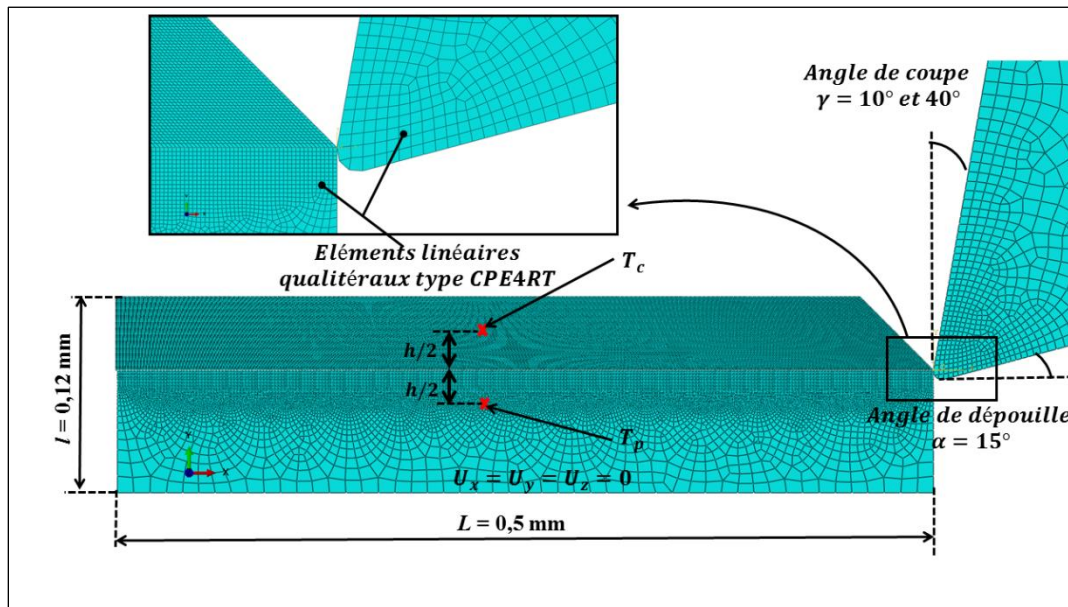


Figure 3-1 : Modèle géométrique, conditions aux limites et maillage du modèle de coupe orthogonale 2D. h épaisseur de copeau non déformé, T_c point de mesure de la température dans le copeau, T_p point de mesure de la température dans la pièce.

Une analyse thermomécanique en dynamique explicite a été réalisée. Les éléments bidimensionnels (CPE4RT) de forme triangulaire et quadrangulaire en déformations planes, avec une intégration réduite sont utilisés pour le maillage de la pièce et de l'outil.

Un contact de type surface/nœuds est défini entre les surfaces de l'outil de coupe (face de coupe-face en dépouille) et les nœuds de la pièce. Le rôle du corps maître est donné à l'outil rigide et la pièce est considérée comme le corps esclave. Pour une meilleure gestion du contact, le maillage de l'outil doit être moins fin que celui de l'os. La taille caractéristique des éléments est de $1 \mu\text{m}$ dans la zone de coupe. La méthode de pénalisation, déjà implantée dans le code Abaqus, est utilisée pour le traitement numérique du contact. Le frottement entre l'outil et la pièce est défini par une loi de type Coulomb. Le coefficient de frottement utilisé est de 0.35. Ce paramètre varie largement dans la littérature ; Santiuste et al. (2014) et Alam et al. (2009) ont utilisé 0.35, Tu et al. (2013) et Chen et al. (2017) 0.3, Lughmani et al. (2014), Davidson et al. (2003) ont fixé sa valeur à 0.7.

Afin d'étudier l'influence de la loi de comportement de l'os, on considère deux modèles : (1) isotrope et (2) isotrope transverse. L'étude porte sur l'os cortical bovin.

- **Modèle isotrope**

L'os cortical en tant que matériau hétérogène peut être approximé par un matériau composite renforcé de fibres. Pour les besoins de la simulation numérique et en fonction de l'échelle considérée, le comportement de l'os est souvent modélisé par une loi simplifiée. Ainsi, dans ce premier modèle, l'os cortical est modélisé par un matériau homogène isotrope dont les propriétés thermomécaniques équivalent à celles de l'os. Une loi de comportement élastique parfaitement plastique avec un modèle d'endommagement par cisaillement a été adoptée. Les propriétés thermomécaniques utilisées sont extraites de la littérature et présentées dans le Tableau 4-1. Ce sont les propriétés de l'os cortical bovin.

Tableau 3-1 : Propriétés thermomécaniques l'os cortical.

Propriétés	Valeurs choisies	Sources
Densité (kg/m^3)	2000	Martin and Boardman (1993)
Module de Young (MPa)	25000	Pithioux et al. (2002)
Coefficient de Poisson	0.39	Pithioux et al. (2002)
Limite élastique (MPa)	315	Johnson et al. (2010)
Chaleur spécifique $J.kg^{-1}.^{\circ}C^{-1}$	1640	Tu et al. (2012)
Conductivité thermique $(W.K^{-1}m^{-1})$	0.57	Davidson and James (2000)

Un critère de rupture dynamique est utilisé pour contrôler l'enlèvement des éléments du maillage afin de simuler l'enlèvement de matière. Le modèle de rupture par cisaillement déjà implanté dans ABAQUS/Explicit est appliqué au modèle. Ce modèle est basé sur la valeur de la déformation plastique équivalente au niveau local (point d'intégration d'un élément). Dans le modèle, lorsque cette valeur atteint 0.8 (Tu et al., 2012) à un point d'intégration d'un élément, celui-ci est supprimé du maillage.

- **Modèle isotrope transverse**

Dans ce modèle 2D, l'os cortical du fémur bovin est modélisé comme un matériau isotrope transverse avec une loi de comportement élasto-plastique. Plusieurs auteurs ont étudié l'adéquation d'un modèle isotrope transverse avec le comportement de l'os cortical d'un bovin (Reilly and Burtein 1975 ; Lang 1970 ; Li et al. 2013). Certains auteurs ont aussi montré la variabilité par zone

des propriétés mécaniques de l'os cortical en utilisant par exemple des échantillons d'os prélevés dans quatre zones différentes d'un fémur bovin : la zone latérale, médiale, antérieure et postérieure. Le Tableau 3-2 présente les résultats de quelques études sur la détermination des propriétés élastiques de l'os isotrope transverse. Dans ce travail, on utilise les résultats de Pithioux et al. (2002).

Tableau 3-2 : Propriétés élastiques de l'os cortical modélisé comme un matériau isotrope transverse.

	Lang (1970)	Reilly et Burtein (1975)	Pithioux et al. (2002)	Li et al. (2013)			
				Antérieure	Postérieure	Médiale	Latérale
E_1, E_2 (GPa)	11.3	11.5	19-20	13.2	9.9	14.7	11.2
E_3 (GPa),	22.0	17.0	26.2-27.5	23.2	19.3	21.1	15.1
ν_{31}, ν_{32}	0.396	0.46	0.23-0.29	-	-	-	-
ν_{12}	0.484	0.58	0.2-0.28	-	-	-	-
G_{31}, G_{32} (GPa)	5.4	3.28	3.5-4.5	6.1	6.1	6.1	6.1

La contrainte équivalente de Hill est utilisée pour prendre en compte les effets d'anisotropie dans la zone de déformation plastique. Elle est définie par la relation (4.1).

$$\bar{\sigma} = \sqrt{F(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2 + G(\sigma_{22} - \sigma_{33})^2 + H(\sigma_{33} - \sigma_{11})^2 + 2L\sigma_{12}^2 + 2M\sigma_{23}^2 + 2N\sigma_{31}^2} \quad (4.1)$$

F, G, H, L, M et N sont les constantes d'anisotropie de Hill. Elles caractérisent l'anisotropie du matériau. Afin de les obtenir, des essais de traction et de cisaillement dans différentes directions du matériau sont effectués pour déterminer les contraintes seuils d'initiation de la plasticité. Le critère quadratique de Hill est déjà utilisé dans la littérature pour la modélisation du comportement plastique de l'os cortical (Lughmani et al., 2014 ; Li et al., 2014). Les paramètres de Hill utilisés par ces auteurs pour alimenter leur modèle sont présentés dans le Tableau 3-3. Les paramètres adoptés par Li et al. (2014) sont aussi utilisés dans le présent modèle.

Tableau 3-3 : Paramètres de Hill.

	F	G	H	L	M	N
Li et al. (2014)	2.8	0.5	0.5	3	6	6
Lughmani et al. (2014)	0.65	0.34	0.34	1.94	2.53	2.53

L'initiation suivie de l'évolution de l'endommagement sont modélisées par un critère de rupture dynamique basé sur les données expérimentales des essais aux barres de Hopkinson réalisés par Lughmani et al. (2013). La valeur de la déformation équivalente d'initiation de l'endommagement équivaut à 0.08 et celle de la rupture retenue est 0.8.

3.3 Mise en donnée du modèle EF 3D de la coupe orthogonale

L'objectif de ce modèle est de comprendre l'influence de l'orientation des ostéons sur le mécanisme et la forme des copeaux. Liao et Axinte (2016), afin de pouvoir étudier le mécanisme de formation de copeaux, ont réalisé plusieurs essais de coupe orthogonale sur des échantillons d'os du fémur bovin. Une attention particulière est portée à la direction des ostéons par rapport à la direction de coupe. Ainsi, les échantillons ont été découpés comme le montre la Figure 3-2 dans la partie diaphysaire du fémur. On distingue alors trois directions de coupes relatives à celles des ostéons comme illustré sur la Figure 3-2.

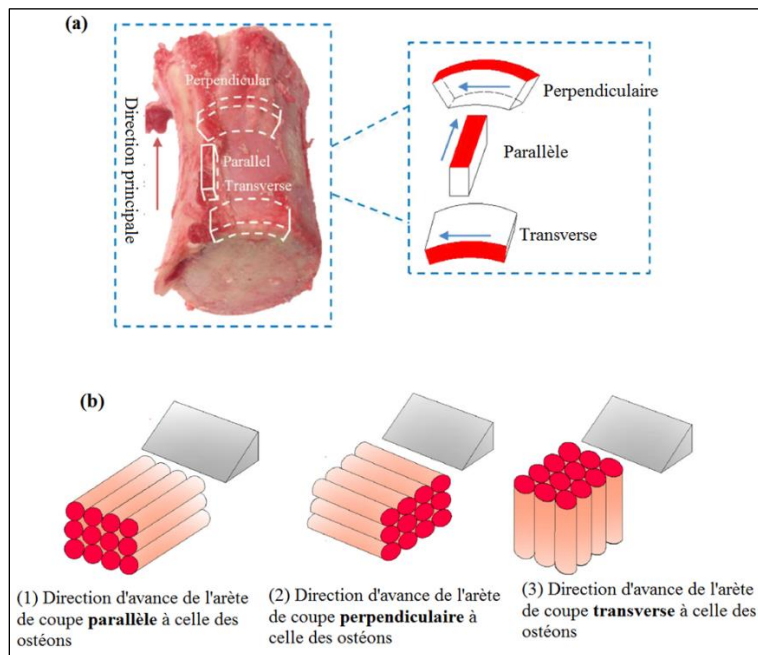


Figure 3-2 : Positions relatives de la direction principale des ostéons et de la direction de coupe (Liao et Axinte, 2016).

La Figure 3-3 présente les caractéristiques géométriques, les conditions aux limites et les caractéristiques du maillage utilisées dans le modèle 3D de la coupe orthogonale. L'outil de coupe est défini conformément à celui de Liao et Axinte (2016) avec un angle de coupe $\gamma = 8^\circ$, un angle

de dépouille $\alpha = 8^\circ$ et un rayon d'arête $R_\alpha = 1 \mu m$. Dans la troisième direction, la pièce mesure $25 \mu m$. L'épaisseur de copeau non déformé est fixée à $h = 100 \mu m$. L'outil de coupe est toujours modélisé comme un corps rigide. L'interaction outil-pièce est définie en utilisant un algorithme de contact de type surface/nœuds disponible dans ABAQUS. Comme pour le modèle 2D, le traitement numérique du contact est effectué par la méthode de pénalisation. Le coefficient de frottement utilisé est de 0.35.

Une analyse en dynamique explicite a été réalisée avec prise en compte des non-linéarités géométriques. L'outil est discrétisé en utilisant les éléments de type R3D3 et R3D4. La taille des éléments est fixée à $7 \mu m$. La pièce est maillée avec des éléments linéaires de types briques à huit nœuds avec une intégration réduite (C3D8R dans ABAQUS). La taille des éléments dans la pièce varie de $5 \mu m$ dans la zone de coupe à $20 \mu m$ lorsqu'on s'éloigne de cette zone.

Afin de simuler les effets de l'orientation des ostéons par le modèle EF 3D, tout en gardant un temps de calcul raisonnable, on se limite dans cette partie à un modèle purement mécanique. Ceci est basé implicitement sur le fait que l'on suppose que le comportement de l'os cortical n'est pas affecté par l'élévation de température induite par l'opération d'enlèvement de matière.

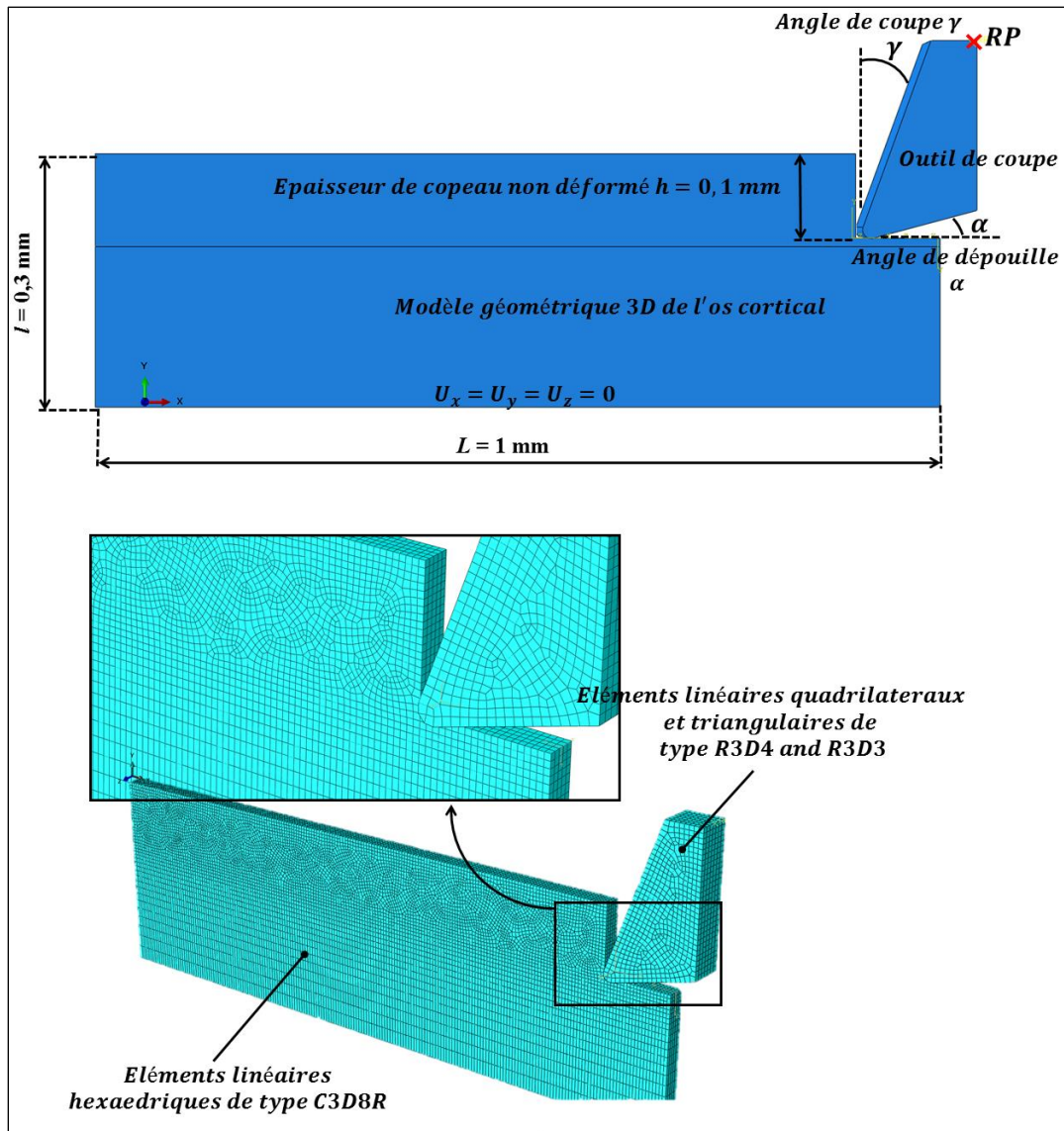


Figure 3-3 : Géométrie du couple outil-pièce, conditions aux limites et maillage dans le modèle 3D de la coupe orthogonale.

Le comportement anisotrope de l'os est largement démontré dans la littérature (Nordin et Frankel, 2001 ; Keaveny and Morgan, 2004 ; Vercher et al., 2014). Le module d'élasticité, la limite élastique et la contrainte ultime changent d'une manière significative suivant la direction de chargement de l'échantillon d'os. Ceci peut indiquer que l'hypothèse de l'isotropie de l'os cortical est une forte simplification du comportement de l'os cortical et qu'elle peut être loin de la réalité. C'est pourquoi de nombreux modèles de l'os cortical proposent un comportement isotrope transverse et identifient l'os cortical à un matériau composite renforcé de fibres unidirectionnelles (Reilly and Burtein,

1975 ; Yoon and Hartz, 1976). En se basant sur cette hypothèse, les ostéons de l'os cortical sont considérés comme des fibres tandis que l'os interstitiel se comporte comme la matrice du matériau composite. L'analogie entre l'os cortical et les matériaux composites à renforts fibreux unidirectionnels ne se limite pas seulement au comportement élastique des deux matériaux. De nombreuses études ont également remarqué une similarité dans le mode d'endommagement des deux types de matériaux (Moyle et al. 1978 ; Alto and Pope, 1979 ; Guo et al., 1998). Toutes ces études justifient le fait que dans ce modèle, l'os cortical bovin sera considéré comme un matériau isotrope transverse avec une loi de comportement élastique linéaire jusqu'à la rupture. Les propriétés élastiques sont données dans le Tableau 3-2. L'assignation de l'orientation du matériau à la pièce représentative de l'os dans le modèle EF prend en compte la position relative de la direction principale des ostéons et la direction de coupe.

Pour décrire la rupture dans l'os cortical ostéonal du bovin dans le cadre de ce modèle 3D, le critère phénoménologique de Hashin (Hashin,1980), qui s'applique aux matériaux composites unidirectionnels, est utilisé. La formulation originelle de ce critère se présente sous quatre modes de rupture : le mode de rupture en traction des fibres, le mode de rupture en compression des fibres, le mode de rupture en traction de la matrice et le mode de rupture en compression de la matrice. Ce critère sera utilisé uniquement pour la prédiction de la rupture dans les ostéons (fibres) car plusieurs études ont démontré son inefficacité dans celle de la matrice (Dandekar et Shin, 2012 ; Hinton et al., 2002). Ainsi, la rupture dans l'os interstitiel (matrice) est prédite par le critère de rupture de Puck (Puck and Schürmann, 1998) qui a été validé pour les composites unidirectionnels laminés (Hinton et al., 2002). Les critères de rupture de Hashin et de Puck, implantés sous une souroutine utilisateur VUMAT dans le modèle EF, s'expriment comme suit :

Critère de rupture de Hashin pour les fibres :

- Mode de rupture en traction des fibres $\sigma_{11} \geq 0$:

$$d_{ft} = \left(\frac{\sigma_{11}}{F_{1t}} \right)^2 + \left(\frac{\sigma_{11}}{F_{1s}} \right)^2 + \left(\frac{\sigma_{11}}{F_{2s}} \right)^2 = 1 \quad (4.2)$$

- Mode de rupture en compression des fibres $\sigma_{11} < 0$:

$$d_{fc} = \left(\frac{\sigma_{11}}{F_{1c}} \right)^2 = 1 \quad (4.3)$$

Le critère de rupture fragile de Puck s'exprime comme suit :

$$d_m = \left[\left(\frac{\sigma_{11}}{2F_{1t}} \right)^2 + \frac{\sigma_{22}^2}{|F_{2t} \cdot F_{2c}|} + \left(\frac{\sigma_{12}}{F_{1s}} \right)^2 \right] + \sigma_{22} \left(\frac{1}{F_{2t}} + \frac{1}{F_{2c}} \right) = 1 \quad (4.4)$$

- Mode de rupture en traction de la matrice $\sigma_{22} + \sigma_{33} > 0$, $d_m = d_{mt} = 1$
- Mode de rupture en compression de la matrice $\sigma_{22} + \sigma_{33} < 0$, $d_m = d_{mc} = 1$

avec F_{1t} , F_{1c} sont les contraintes de rupture de l'os cortical, respectivement en traction et compression, lors d'un chargement dans la direction des ostéons. F_{2t} , F_{2c} sont les contraintes de rupture de l'os, respectivement soumise à une traction et compression dans la direction transverse aux ostéons. F_{1s} , F_{2s} sont les contraintes de cisaillement, d_{ft} , d_{fc} , d_{mt} , d_{mc} sont les variables d'endommagement associées à chaque mode de rupture. Avant l'apparition des premiers signes de rupture dans l'os, il est supposé avoir un comportement élastique linéaire. Une rupture de type fragile dans l'os cortical intervient lorsque les variables d'endommagement atteignent la valeur critique de 1. La modélisation numérique de la propagation de la fissure (rupture) dans l'os cortical est réalisée par la technique d'élimination des éléments endommagés (« Kill élément » ou « Element erosion » technique) du maillage.

3.4 Résultats et discussion

La confrontation expérimentale porte sur l'analyse des efforts de coupe et d'avance, l'analyse de la température dans le copeau et le matériau pièce et l'analyse de la morphologie des copeaux. La Figure 3-4(a) montre l'évolution typique des efforts de coupe et d'avance. La moyenne du plateau sera considérée pour l'analyse des résultats numériques. La Figure 3-4(b) présente les profils de température obtenus dans le copeau et le matériau pièce (Les points de mesure de la température sont T_c pour le copeau et T_p pour la pièce, voir Figure 3-1). Afin de pouvoir comparer les prédictions de l'approche EF avec les mesures de température de Feldmann et al. (2017), obtenues

par caméra IR, on se focalisera sur les niveaux de température (dans le copeau et la pièce) donnés par le modèle pour le régime établi.

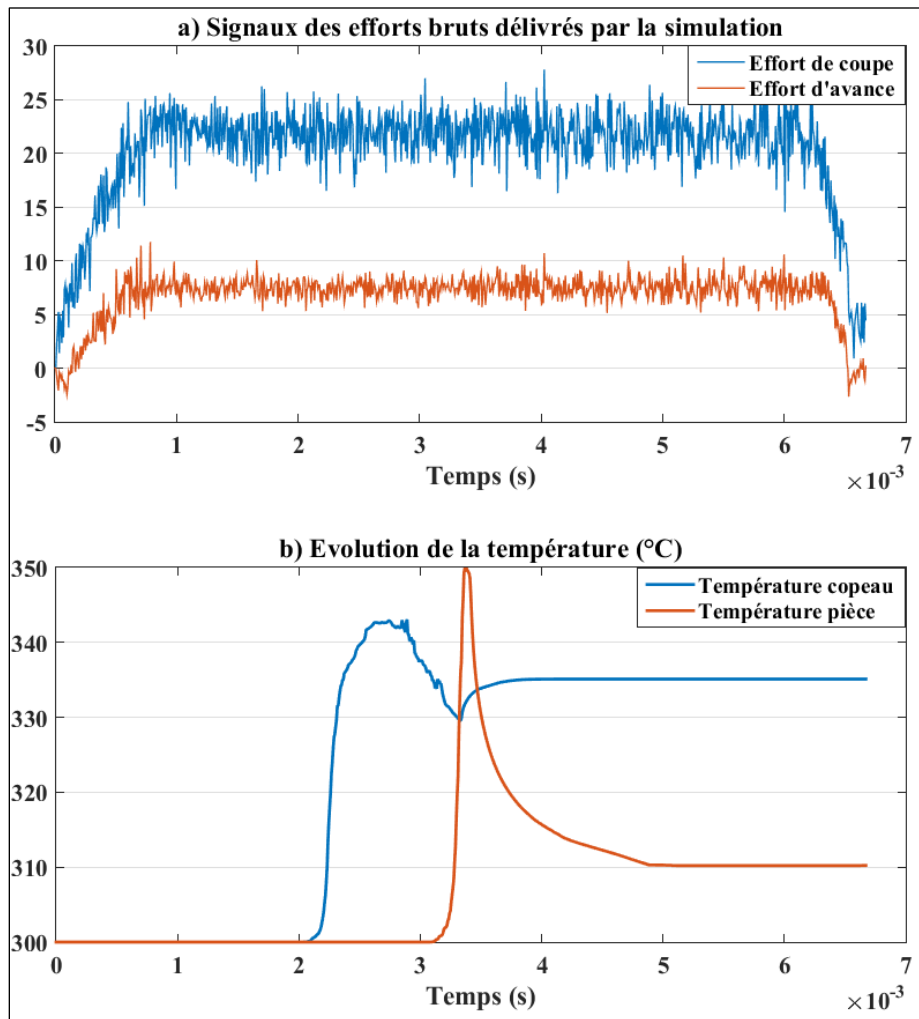


Figure 3-4 : Signaux bruts typiques de la simulation EF 2D dans le cas du modèle isotrope avec $h = 100 \mu\text{m}$

3.4.1 Analyse de la morphologie des copeaux

Les dernières études sur la morphologie des copeaux osseux (os bovin), au cours d'une opération de coupe orthogonale, réalisées par Liao et Axinte (2016) révèlent trois mécanismes de formation des copeaux. Les morphologies de ces copeaux dépendent de la profondeur de coupe et de la position relative des ostéons par rapport à la direction de coupe.

➤ Mode de formation par cisaillement pur.

Ce mode est observé aux faibles profondeurs de coupe ($\leq 20 \mu m$) et les copeaux obtenus à la fin de la coupe sont continus et enroulés (Figure 3-6). Le mécanisme de coupe peut être décrit par le modèle de coupe de Merchant (1944) et l'os usiné se comporte comme un matériau ductile. D'après Liao et Axinte (2016), la chaleur générée par la coupe reste concentrée dans les tissus osseux proches de la zone de cisaillement primaire rendant ces tissus ductiles (Figure 3-6(d)). Ceci rend les tissus osseux capables de supporter une certaine déformation plastique sans rupture. Aux faibles épaisseurs de copeaux non déformés, le taux de restitution d'énergie G (cette grandeur est égale à l'opposé de la variation de l'énergie potentielle d'une structure rapportée à une variation infinitésimale de l'avancée de fissure (Ruiz-Sabariego, 2014)), proportionnel aux efforts de coupe, est inférieur à la ténacité suivant les trois modes de propagation de fissures (Figure 3-5).

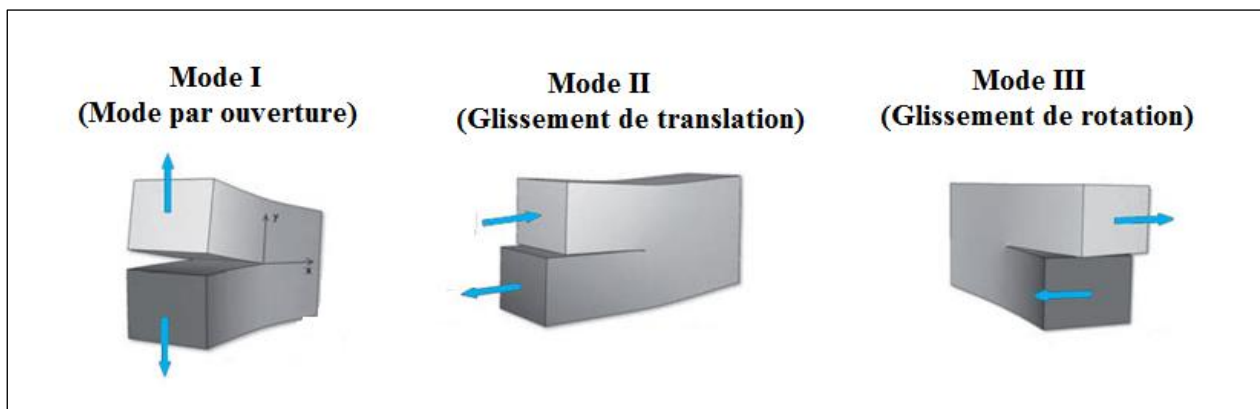


Figure 3-5 : Mode de propagation de fissure (Ruiz-Sabariego, 2014)

Aux faibles profondeurs de coupe, les essais de Liao et Axinte (2016) ne montrent pas de sensibilité de la forme de copeau à la position relative de la direction des ostéons et de la direction de coupe (Figure 3-6). Les micrographies présentées par ces auteurs montrent que l'influence de l'épaisseur de copeau sur la morphologie des copeaux est dominante par rapport aux autres paramètres de coupe. Les essais expérimentaux de Feldmann et al. (2017) viennent confirmer ce fait. Jusqu'à $25 \mu m$ d'épaisseur de copeau non déformé, on obtient des copeaux continus et enroulés. L'augmentation de l'angle de coupe de l'outil de 10° à 40° n'affecte pas la forme des copeaux (Figure 3-7).

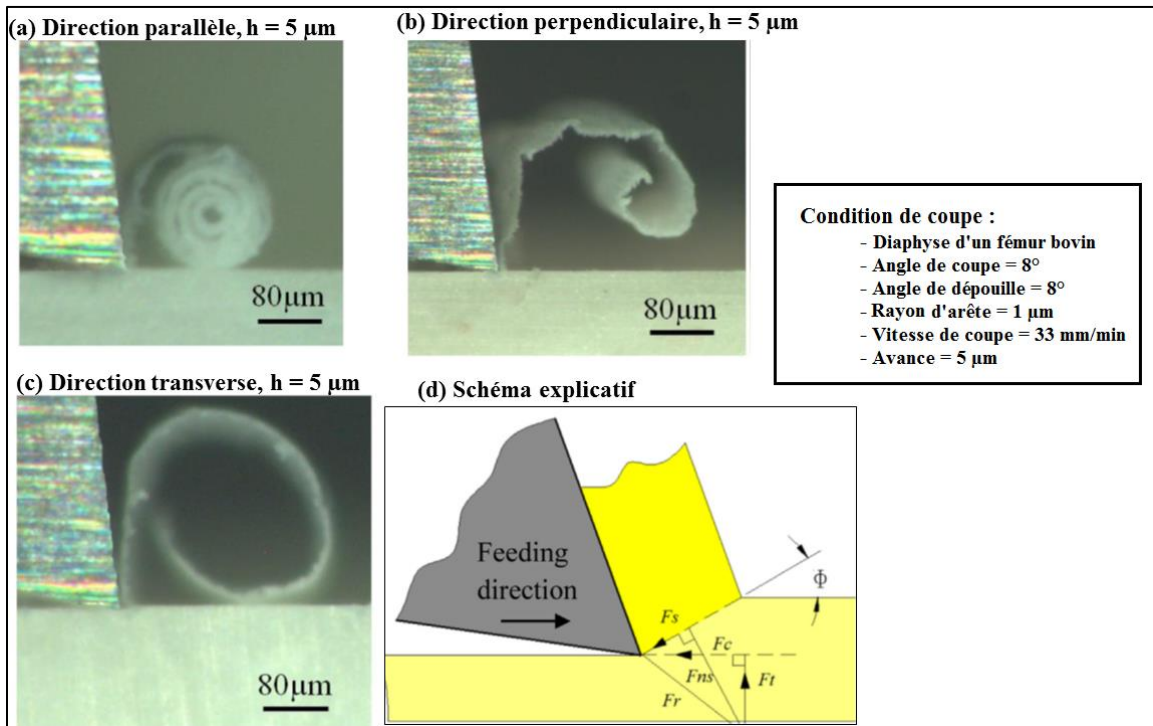


Figure 3-6 : Morphologie des copeaux en fonction de la position relative des ostéons et de la direction de coupe. (Liao et Axinte, 2016)

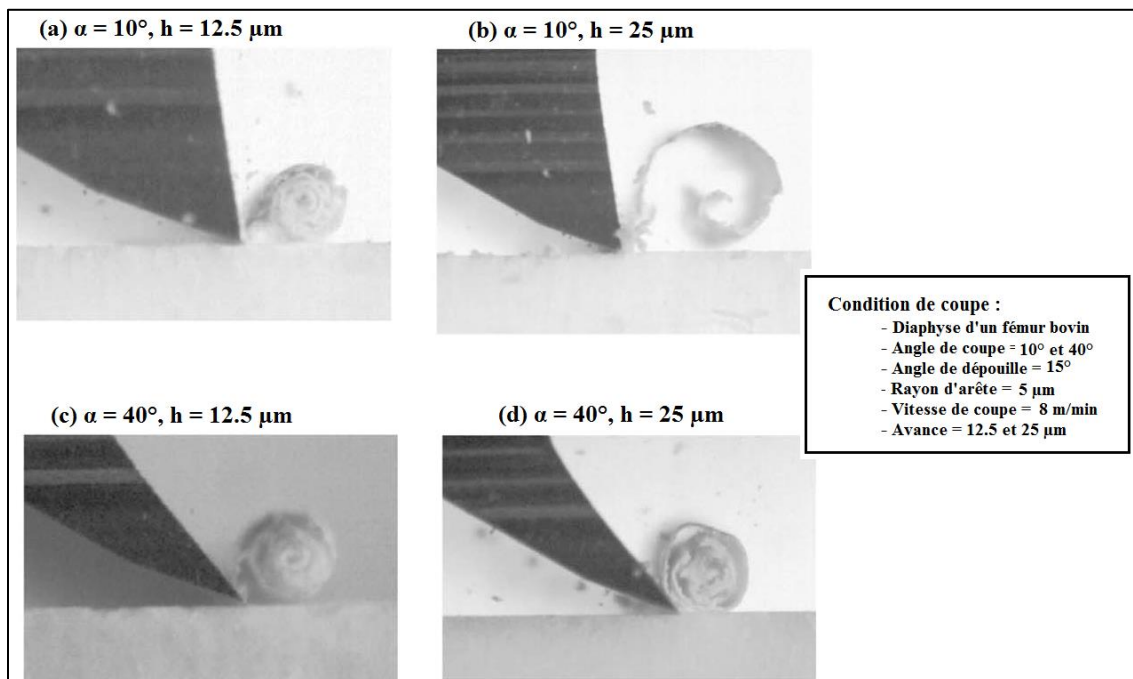


Figure 3-7 : Morphologie de copeaux suivant l'angle de coupe de l'outil et la profondeur de coupe (Feldmann et al., 2017)

Parmi les trois types de modèle de simulation de coupe orthogonale développée dans cette section, seul le premier modèle utilisant une approche isotrope et une loi de comportement élastique parfaitement plastique pour simuler la réaction de l'os donne une morphologie de copeaux ressemblant plus à celle obtenue expérimentalement suivant le mode de formation de copeaux en cisaillement pur. Dans ce modèle, le critère de rupture utilisé est de type découplé et est basé sur la déformation plastique. L'endommagement calculé n'interagit pas avec le comportement élastique parfaitement plastique utilisé. Lorsque la variable d'endommagement (la déformation plastique) atteint la valeur critique, la rupture se produit. La modélisation de la discontinuité de la rupture dans le maillage éléments finis s'est faite à partir de la technique d'élimination des éléments endommagés. La Figure 3-8 présente les formes des copeaux obtenus lors de la simulation avec le modèle isotrope. Quelle que soit la profondeur de coupe, la simulation donne toujours des copeaux continus et enroulés. Lorsque l'angle de coupe équivaut à 10° , les copeaux sont continus jusqu'à $50\ \mu\text{m}$ de profondeur de coupe. A 100 et $150\ \mu\text{m}$ de profondeur de coupe, les copeaux, bien qu'ils soient courbés, se segmentent plus tôt. Notons que la segmentation n'intervient pas dans la zone de cisaillement primaire. Cette segmentation du copeau n'est pas obtenue pour un angle de coupe de 40° . En effet, à cet angle de coupe, le copeau est moins repoussé et s'écoule plus facilement sur la face d'attaque de l'outil. Les éléments sur la face supérieure du copeau en formation sont alors moins sollicités. Les efforts de coupe baissent quand on augmente l'angle de coupe.

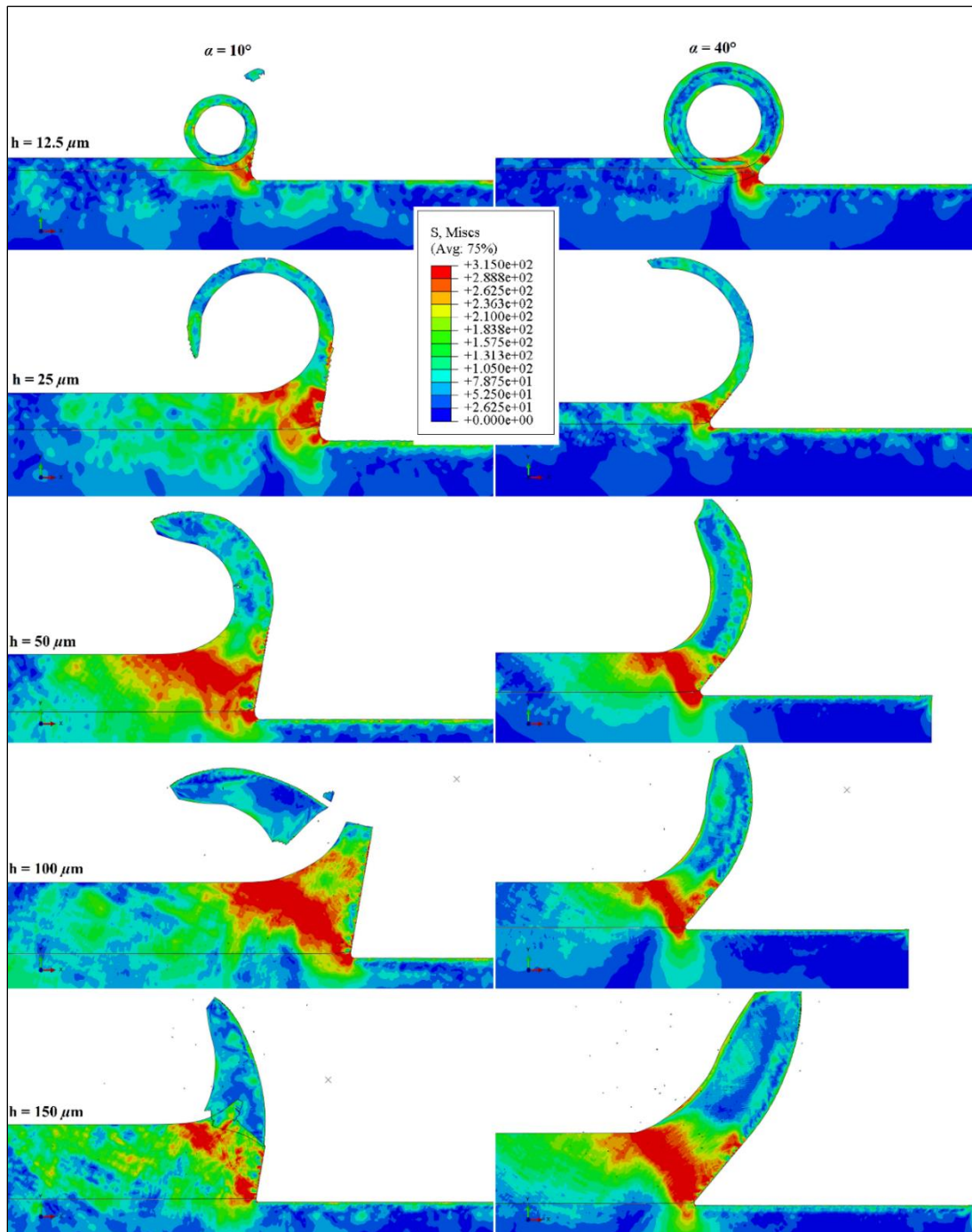


Figure 3-8 : Morphologie des copeaux selon le modèle 2D isotrope avec une loi élastique parfaitement plastique. Vitesse de coupe = 8 m/min, rayon d'arête = 5 μm , Angle de dépouille = 15°.

➤ Mode mixte de formation par fissure de cisaillement-fissure

Ce mécanisme de formation des copeaux est également mis en évidence par Liao et Axinte (2016). Selon ces derniers, lorsque l'épaisseur de copeau non déformé devient de plus en plus grande (entre 40 et 70 μm), le taux de restitution de l'énergie G_r , dû à la coupe dans la zone de cisaillement primaire excède la ténacité en mode II de l'os. Des fissures s'amorcent alors sur la face supérieure du copeau. On obtient alors des copeaux festonnés ou segmentés (Figure 3-9). La qualité des micrographies fournies par Feldmann et al. (2017) (Figure 3-10) ne permet pas de confirmer la nature festonnée ou segmentée des copeaux obtenus expérimentalement aux profondeurs de coupe moyennes (environ 50 μm).

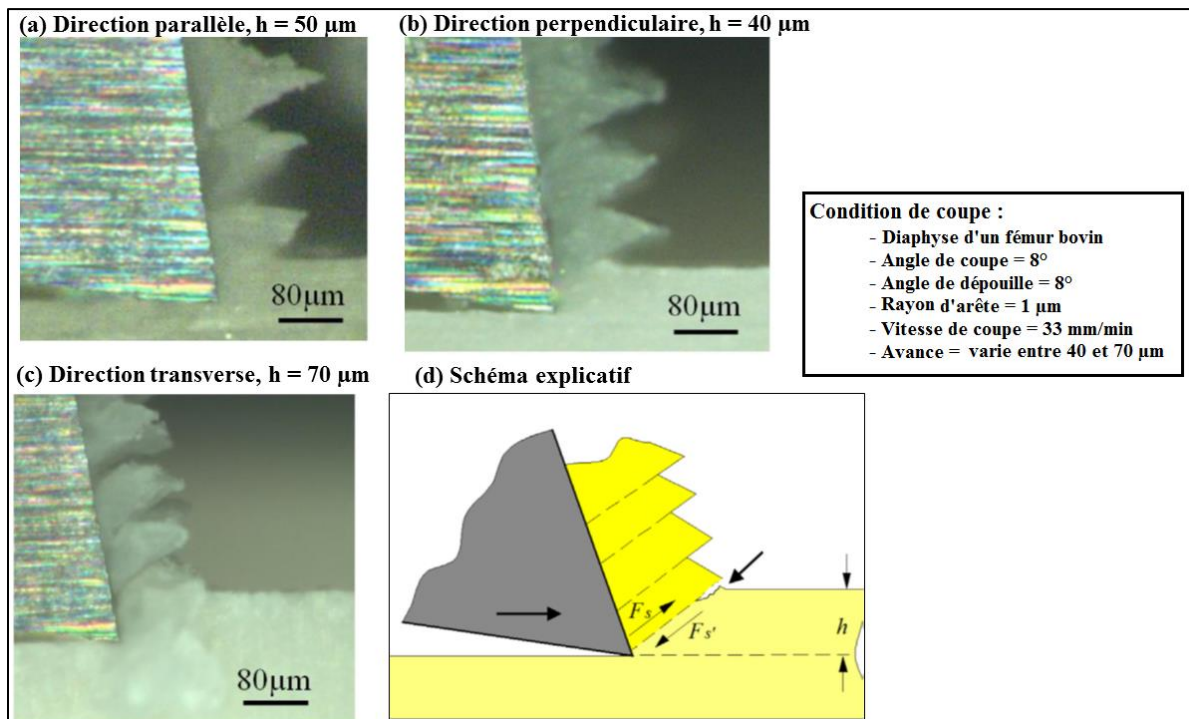


Figure 3-9 : Morphologie des copeaux en fonction de la position relative des ostéons et la direction de coupe ; profondeur de coupe h : 40, 50 et $70 \mu\text{m}$. (Liao et Axinte, 2016)

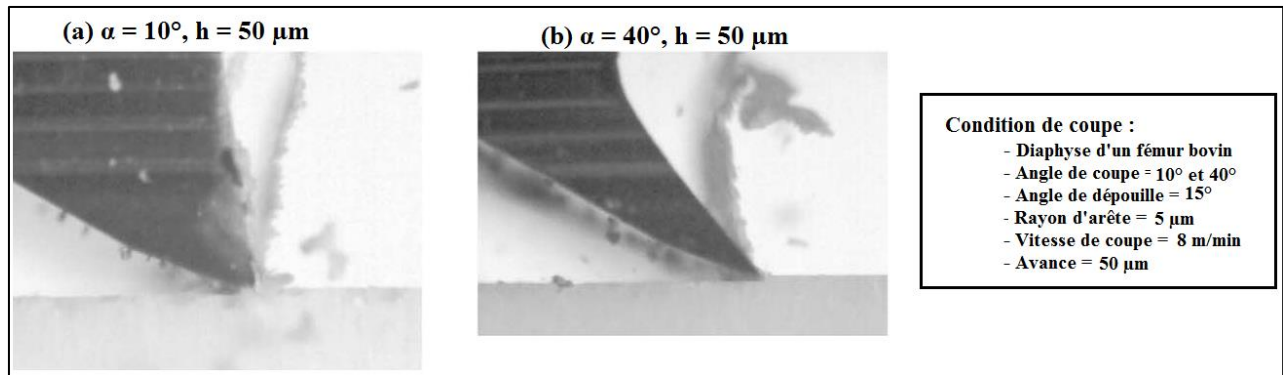


Figure 3-10 : Morphologie de copeaux suivant l'angle de coupe de l'outil, $h=50\mu\text{m}$ (Feldmann et al., 2017)

Suivant ce mode de formation de copeau, la propagation de la fissure se fait en deux étapes : (i) accumulation et stockage d'énergie par déformation plastique à la face libre du copeau dans la zone de cisaillement primaire (ii) amorçage de fissure dû à l'atteinte du taux de restitution d'énergie critique en mode II (dans le plan de cisaillement). La fissure se propage alors de la face supérieure du copeau vers la pointe de l'outil. Les Figure 3-9(a), (b) et (c) comparent les copeaux obtenus expérimentalement par Liao et Axinte (2016) pour les trois orientations des ostéons par rapport à la direction de coupe. Comme pour les faibles profondeurs de coupe, on remarque que la position relative direction ostéons / direction de coupe n'influence pas la morphologie des copeaux.

Les résultats de la simulation de la coupe orthogonale via le modèle isotrope transverse avec une loi élasto plastique sont présentés sur la Figure 3-12. On signale qu'on s'est uniquement intéressé au cas où la direction des ostéons est parallèle à la direction de la coupe. La morphologie des copeaux obtenus est proche de celle décrite dans le paragraphe précédent suite aux travaux de Liao et Axinte (2016). Les copeaux sont fortement segmentés. Cette segmentation des copeaux peut s'expliquer par le modèle d'endommagement utilisé. C'est un modèle d'endommagement ductile qui comprend deux étapes ; l'initiation et l'évolution de l'endommagement. L'initiation correspond à la localisation de la bande de cisaillement. La déformation devient sur une rangée d'éléments beaucoup plus grande que partout ailleurs. Dès l'atteinte de la déformation équivalente plastique d'initiation de l'endommagement, l'adoucissement mécanique débute dans cette zone et la contrainte chute tandis que la déformation plastique continue de croître (Figure 3-11) : c'est l'étape d'évolution de l'endommagement qui est caractérisée par une diminution de la variation de

l'énergie dissipée et une augmentation du taux de restitution de l'énergie G_f . Ce taux de restitution de l'énergie est défini dans le modèle EF par :

$$G_f = \int_{\bar{\varepsilon}_0^{pl}}^{\bar{\varepsilon}_f^{pl}} L \sigma_y d\bar{\varepsilon}^{pl} = \int_0^{\bar{u}_f^{pl}} \sigma_y d\bar{u}^{pl} \quad (4.5)$$

L étant la longueur caractéristique de l'élément. Cette relation introduit la notion du déplacement plastique équivalent \bar{u}^{pl} , σ_y étant la contrainte au seuil d'écoulement du matériau. A l'initiation de l'endommagement, $\dot{\bar{u}}^{pl} = 0$; après l'initiation de l'endommagement, c'est-à-dire dans la phase d'évolution de l'endommagement $\dot{\bar{u}}^{pl} = L \dot{\bar{\varepsilon}}^{pl}$ ($\bar{u}^{pl} = \Delta t \dot{\bar{u}}^{pl}$). On remarque que l'évolution de l'endommagement peut être définie de deux manières ; soit en spécifiant le déplacement plastique équivalent, soit le taux de restitution d'énergie critique (à la rupture). Les deux approches dépendent fortement du maillage. Dans le cas de cette étude, l'évolution de l'endommagement est piloté en déplacement plastique équivalent dont la valeur à la rupture est fixée à $\bar{u}^{pl} = 1 \mu m$, sachant que la taille caractéristique des éléments de la zone susceptible de subir une déformation est $1 \mu m$ (ceci est équivalent à une déformation à la rupture de $\bar{\varepsilon}_f^{pl} = 1$). Comme dans le premier modèle, la technique d'érosion des éléments endommagés est utilisée. Ainsi lorsque la valeur du déplacement plastique équivalent est atteinte à un point d'intégration, l'élément est ôté du maillage. Ce qui engendre les discontinuités dans la forme du copeau.

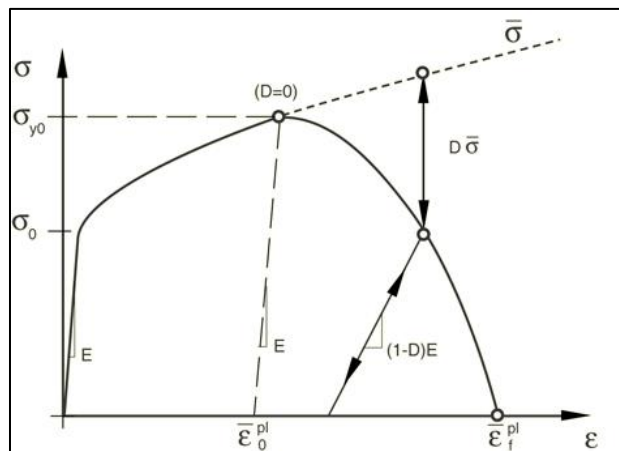


Figure 3-11 : Courbe Contrainte-Déformation explicative de l'évolution de l'endommagement (Abaqus version 6.13 Documentation)

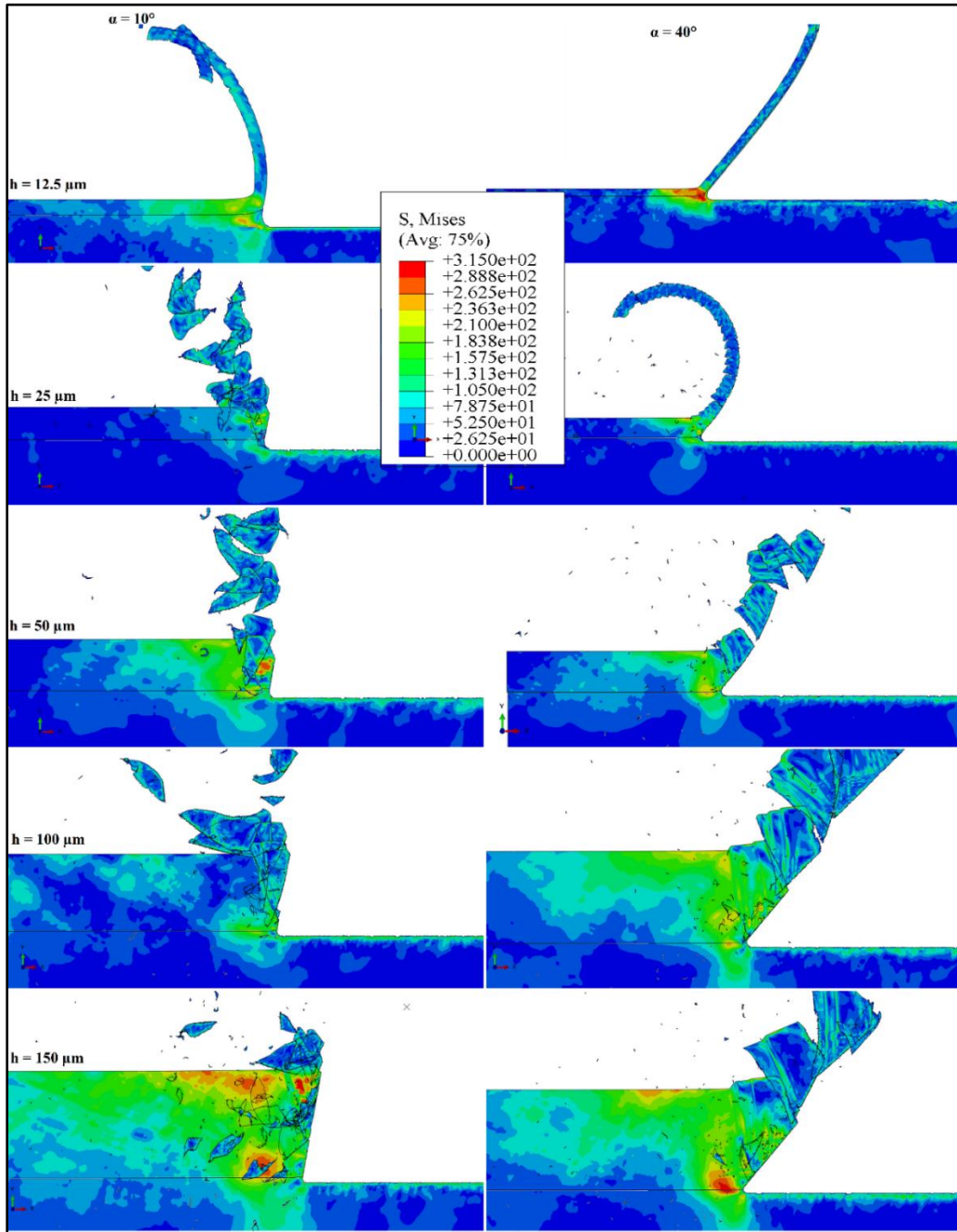


Figure 3-12 : Morphologie des copeaux selon le modèle 2D isotrope transverse avec une loi élasto-plastique. Vitesse de coupe = 8 m/min, Angles de coupe = 10 et 40°, Angle de dépouille = 15°. Les ostéons sont parallèles à la direction de coupe.

Aux profondeurs de coupe intermédiaires, le modèle isotrope transverse fournit des résultats satisfaisants. Aux faibles profondeurs de coupe, il répond passablement sur la morphologie des

copeaux. Les prédictions deviennent également mauvaises lorsqu'on s'approche des profondeurs de coupe élevées notamment 100 μm . Dans l'étude expérimentale de Liao et Axinte (2016), il apparaît clairement que lorsque l'on augmente l'épaisseur du copeau non déformé, on active différents mécanismes de rupture. Ceci affecte directement la morphologie du copeau. Dans les modèles EF 2D isotrope et isotrope transverse, avec les lois élastiques parfaitement plastique ou élastoplastique, le modèle d'endommagement reste très simplifié et ne permet pas d'englober l'ensemble des modes d'endommagement observés expérimentalement.

➤ **Mode de formation par rupture**

L'augmentation de la profondeur de coupe s'accompagne d'une élévation de l'effort de coupe et de l'effort d'avance ; ces deux forces engendrent une sollicitation combinée du copeau non déformé. On a donc un couplage prononcé des modes de rupture I et II (Figure 3-13). Lorsque le taux de restitution d'énergie libérée par l'action de l'outil de coupe sur le copeau non déformé excède la ténacité en modes I et II de l'os, on obtient une propagation de rupture dans la direction de coupe gouvernée par l'effort d'avance et de coupe de l'outil. La Figure 3-13 présente les résultats de Liao et Axinte (2016) lorsque l'épaisseur de copeau non déformé est grande (supérieure à 100 μm). Contrairement aux faibles profondeurs de coupe, on remarque que la position relative de la direction des ostéons et de la direction de coupe impacte la morphologie des copeaux. L'orientation des ostéons par rapport à la direction de coupe influence également l'étendue du fond de fissure et l'écartement des lèvres de fissures.

Lorsque la direction de coupe est parallèle à la direction des ostéons, la rupture se propage le long des lignes cimentantes. Rappelons que les lignes cimentantes présentent une faible ténacité par rapport aux ostéons vieux comme jeunes. Ceci favorise la propagation des fissures à travers ces zones qui entourent les ostéons (Nobakhti et al., 2014 ; Vercher et al., 2014). Le mécanisme de formation de copeaux dans ces cas s'apparente au décollement des ostéons du reste de l'os comme observé sur la Figure 3-13(a) et (d). Dans le cas où on a la direction de coupe perpendiculaire à la direction des ostéons, le mécanisme de propagation de la fissure est similaire au précédent. Ceci signifie que soit la fissure se propage à travers les ostéons ou soit elle s'incline dans la zone de plus faible ténacité la plus proche, i.e. la ligne cimentante. On assiste encore à un décollement de l'ostéon entier. C'est ce qui explique la propagation de fissures présentée sur la Figure 3-13(b) et

(e). Lorsque la direction de coupe est transverse à la direction des ostéons, la fissure doit se propager dans la direction radiale des ostéons. Dans cette direction, l'os présente une ténacité beaucoup plus importante que dans les deux autres directions. Feng et al. (2000) ont conduit une étude expérimentale sur l'influence de l'orientation et des conditions de chargement de l'os cortical bovin sur sa ténacité en mode d'ouverture (mode I), en mode de cisaillement plan (mode II) et en mode de cisaillement hors plan (mode III). Ils évaluent le taux de restitution d'énergie critique en mode I, II et III dans la direction longitudinale de l'os à respectivement 644 ± 102 , 2430 ± 836 et 1723 ± 486 N/m. Dans la direction transverse, ils trouvent 1374 ± 183 , 4710 ± 1284 et 4016 ± 946 N/m respectivement pour les ténacités en mode I, II et III de l'os. Durant le processus d'enlèvement de matière, une partie de l'énergie de coupe est utilisée pour entasser (ou comprimer) les ostéons sous l'action de l'effort de coupe. Ils cèdent ensuite une fois que le taux de restitution d'énergie est atteint. On note aussi la propagation des microfissures à travers les lignes cémentantes ou l'os interstitiel fragilisé par l'entassement des ostéons. La Figure 3-13(c) montrent bien la nature de copeau obtenu expérimentalement.

Si nous revenons maintenant aux modèles EF développés dans notre travail, étant donné que la gamme d'épaisseurs des copeaux non déformés se trouve dans l'ordre de grandeur du diamètre des ostéons (50 à 200 μm) (Cowin, 2001), il est donc justifié de prendre en compte l'anisotropie de l'os induite par l'orientation des ostéons pour nos simulations. Cette logique justifie le modèle numérique 3D de la coupe orthogonale développé. Ce modèle permet de reproduire de façon relativement pertinente le mécanisme de formation des copeaux en tenant compte de l'anisotropie induite par l'orientation des ostéons (Figure 3-14). Cependant, il se heurte à un problème important : la perte de volume. Ce problème est dû à la technique de suppression d'éléments endommagés qui est employé dans cette simulation.

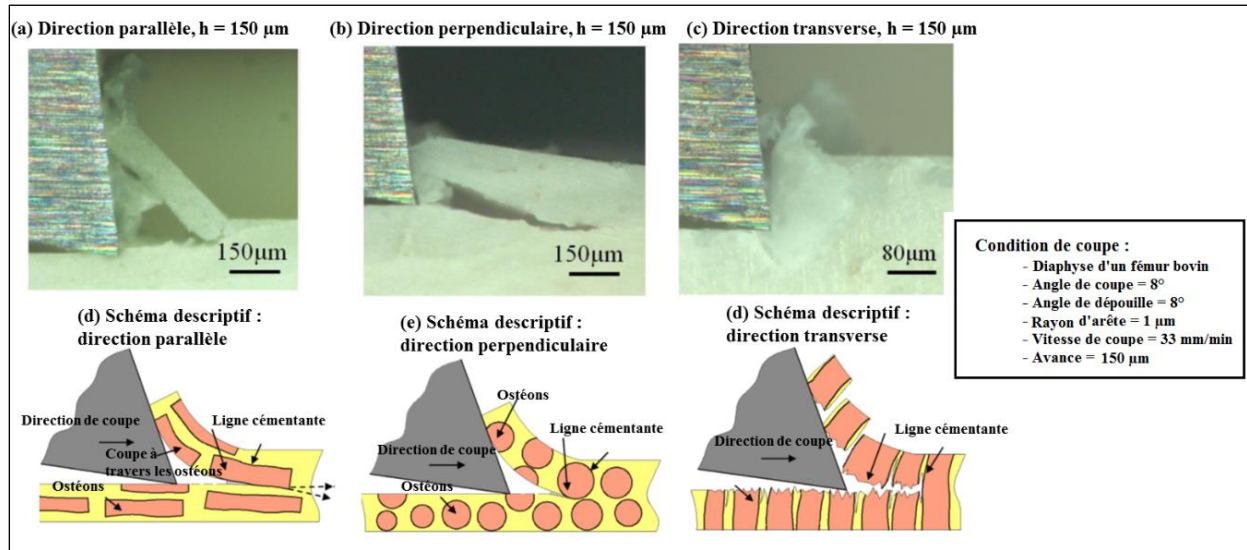


Figure 3-13 : Morphologie des copeaux en fonction de la position relative des ostéons et la direction de coupe ; profondeur de coupe $h = 150 \mu\text{m}$. (Liao et Axinte, 2016)

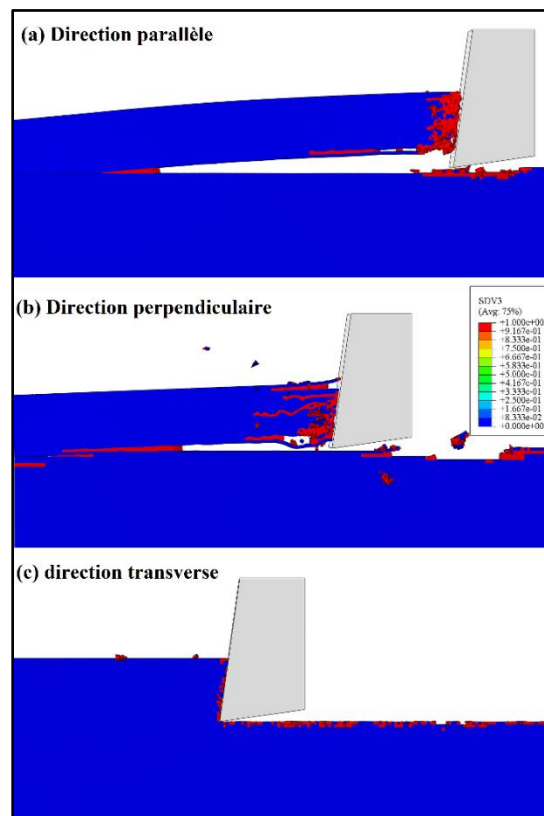


Figure 3-14 : Influence de l'orientation des ostéons sur la morphologie des copeaux aux grandes profondeurs de coupe $h = 100 \mu\text{m}$: prédiction du modèle 3D isotrope et purement élastique. Vitesse de coupe : 8 m/min , Angle de coupe = 8° , Angle de dépouille = 8° , rayon d'arête = $1 \mu\text{m}$.

3.4.2 Analyse des efforts

Les Figure 3-15(a) et (b) présentent une comparaison des efforts de coupe et d'avance obtenus dans la simulation par les deux modèles EF 2D isotrope et isotrope transverse avec les essais expérimentaux de Feldmann et al. (2017) dans le cas d'un outil de coupe avec un angle de coupe de 10° . On remarque que les modèles et les résultats expérimentaux montrent une variation significative de ces efforts en fonction de l'épaisseur de copeau non déformé h . Expérimentalement, une augmentation des efforts de coupe et d'avance est observée lorsque h augmente. Cette augmentation de l'effort de coupe avec l'épaisseur de copeau non déformé s'explique par l'augmentation de la quantité de matière à enlever par l'outil de coupe lorsque l'épaisseur de copeau croît. D'un autre côté, la surface de contact outil-copeau le long de la face de coupe de l'outil augmente avec h , ce qui rend les efforts de coupe plus élevés. Le modèle isotrope transverse montre également une augmentation des efforts avec h . Le modèle isotrope reproduit également cette augmentation pour l'effort de coupe mais pas pour l'effort d'avance.

Le changement d'angle de coupe de l'outil induit des différences considérables dans le niveau des efforts de coupe et d'avance (Figure 3-16). En passant de l'angle de coupe 10° à 40° , l'effort de coupe obtenu expérimentalement connaît globalement une baisse variant de 30 à 54% en fonction des épaisseurs de copeaux non déformés. Le modèle isotrope reproduit cette baisse en effort de coupe sauf lorsque $h = 12.5 \mu\text{m}$. En augmentant l'angle de coupe, l'outil résiste moins à l'enlèvement de matière. Le copeau engendré, au lieu d'être repoussé, a tendance à s'écouler à la face d'attaque de l'outil. C'est ce qui justifie la chute observée en effort de coupe et effort d'avance.

En comparant les résultats numériques et résultats expérimentaux, on conclut que la précision de chaque modèle varie en fonction de l'épaisseur de copeau non déformé qu'il faut couper. L'erreur relative du modèle isotrope dans l'estimation de l'effort de coupe pour $h = 12.5 \mu\text{m}$ est de 33% alors qu'à $h = 100 \mu\text{m}$, le pourcentage d'erreur relative est de 4%. Le modèle isotrope transverse fait une prédiction de l'effort de coupe à $h = 12.5 \mu\text{m}$ avec une erreur relative de 41% alors qu'à $h = 100 \mu\text{m}$, elle s'élève à 50%. L'erreur quadratique moyenne du modèle isotrope dans l'estimation de l'effort de coupe s'élève à 29% tandis que celle du modèle isotrope transverse est de 48%. Dans ce sens, on peut conclure que le modèle isotrope permet une bonne estimation de l'effort de coupe alors que le modèle isotrope transverse fait une estimation moins réaliste en sous-estimant l'effort

de coupe par rapport aux données expérimentales. Cette minimisation est compréhensible si on s'intéresse à la forme des copeaux obtenus dans chaque modèle. Comme indiqué précédemment, durant l'enlèvement de matière, les mécanismes d'endommagement varient en fonction de h , Liao et Axinte (2016). Dans les modèles EF de cette étude, l'endommagement ne prend pas en compte cette variation. Ceci se traduit par le fait que pour certaines valeurs de h , le modèle numérique peut donner une bonne estimation des efforts de coupe alors que pour d'autres valeurs de h , l'erreur devient très significative.

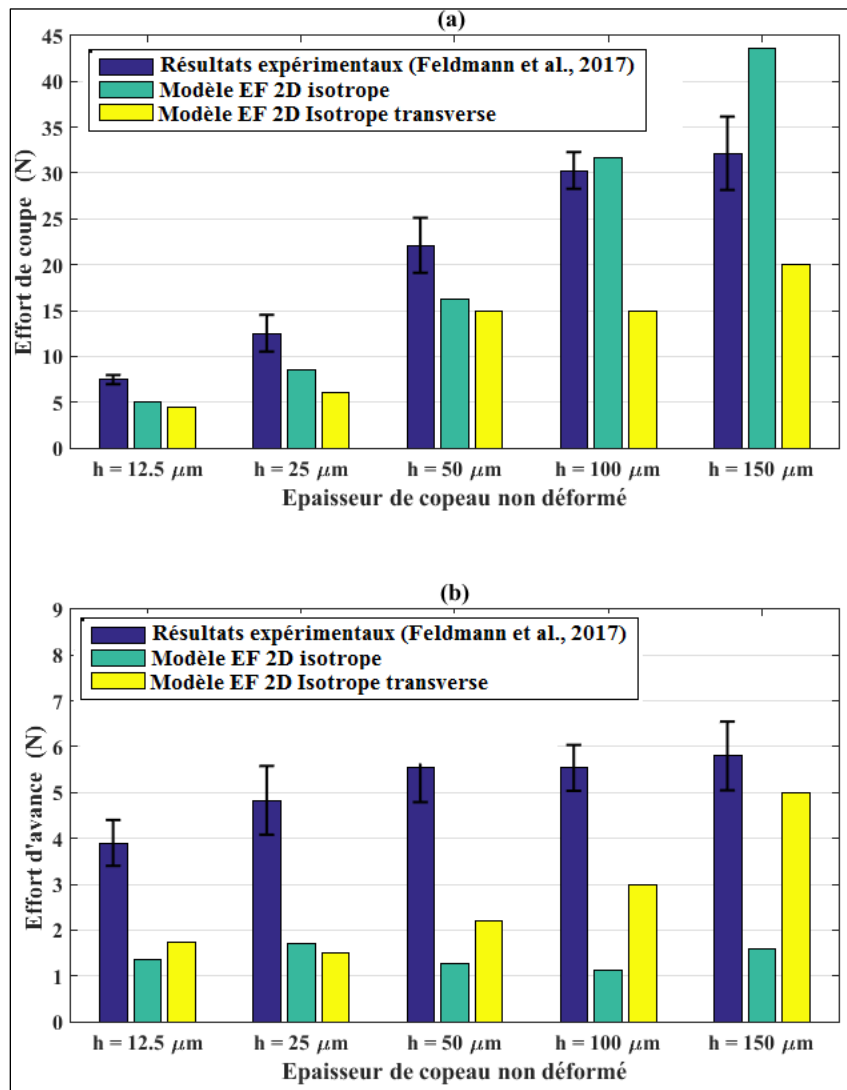


Figure 3-15 : Confrontations des efforts a) de coupe et b) d'avance prédits par le modèle EF 2D isotrope, le modèle EF 2D isotrope transverse et les résultats expérimentaux : Vitesse de coupe : 8 m/min, Angle de coupe = 10°, Angle de dépouille = 15°, rayon d'arête = 5 μm

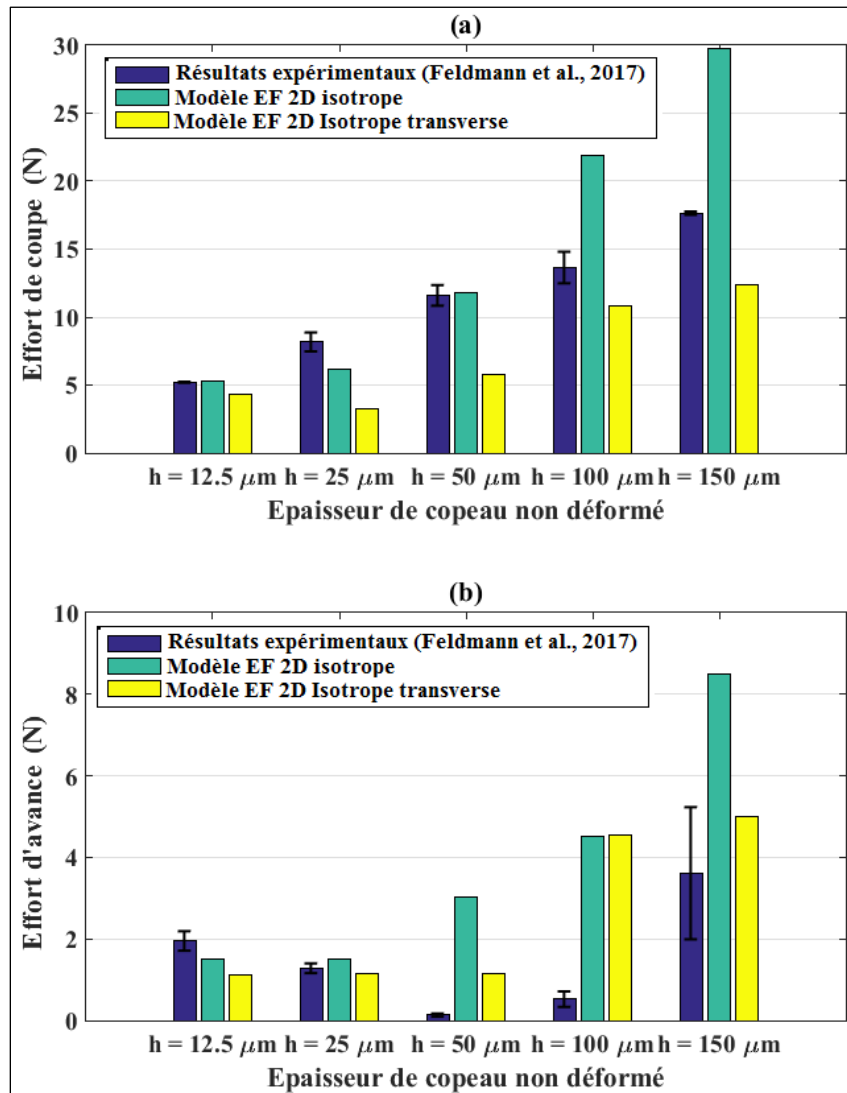


Figure 3-16 : Confrontations des efforts de coupes prédits par le modèle EF 2D isotrope, le modèle EF 2D isotrope transverse et les résultats expérimentaux : Vitesse de coupe : 8 m/min, Angle de coupe = 40°, Angle de dépouille = 15°, rayon d'arête = 5 μm

3.4.3 Analyse de la température

La Figure 3-17(a) présente l'augmentation de température prédite par les deux modèles EF 2D (isotrope et isotrope transverse) dans le copeau suivant la profondeur de coupe et dans le cas d'un angle de coupe de 10°. Ces prédictions sont confrontées aux mesures expérimentales réalisées par Feldmann et al. (2017). Les températures données par modèles EF correspondent aux points T_c pour le copeau et T_p pour la pièce comme reporté sur la Figure 3-1. Les données expérimentales montrent une montée de la température du copeau avec l'augmentation de la profondeur de coupe.

Les prédictions des modèles isotrope et isotrope transverse sont également sensibles à cette variation de la profondeur de coupe. En passant d'une profondeur de coupe de 12.5 μm à 25 μm , la température du copeau croît de 57 % expérimentalement, les prédictions donnent une légère décroissance de 1% pour le modèle isotrope et de 17% pour le modèle isotrope transverse. Aux faibles profondeurs de coupe, les estimations des deux modèles ne concordent pas avec l'expérience. Cette mauvaise concordance ne peut pas être corrélée aux efforts de coupe (Figure 3-15). A 12.5 μm de profondeur de coupe, les deux modèles font une estimation de température du copeau presque deux fois supérieure à la réalité pour un outil d'angle de coupe 10°. Pour un outil d'angle de coupe 40°, le modèle isotrope fait une prédiction 3 fois supérieure et le modèle isotrope transverse, quatre fois supérieure. Cependant, notons qu'en augmentant h , les prédictions des deux modèles s'améliorent. Le modèle isotrope estime avec une erreur de 24 %, 24 %, 16 % et 16% les températures des copeaux pour les valeurs de h respectives de 25, 50, 100 et 150 μm (Figure 3-18(a)). Les prédictions du modèle isotrope sont encore meilleures dans la pièce, où les pourcentages d'erreurs relatives s'évaluent pour les grandes profondeurs de coupe, notamment 50, 100 et 150 μm respectivement à 6%, 2% et 11%. Pour résumer, l'erreur quadratique moyenne du modèle isotrope dans l'estimation de la température dans le copeau est de 47% et celle dans la pièce est de 44% pour un angle de coupe de 10°. Avec le modèle isotrope transverse, elle est de 24% dans le copeau et de 26% dans la pièce. Lorsqu'un outil avec un angle de coupe de 40° est utilisé, l'erreur quadratique est de 24% dans les copeaux et de 26% dans la pièce si on exclut le cas singulier de profondeur de coupe 12.5 μm .

L'analyse des erreurs relatives et quadratiques des deux modèles fait remarquer que la précision de la simulation par éléments finis dépend du modèle utilisé pour décrire les propriétés mécaniques de l'os. Le modèle utilisé pour décrire le comportement à l'endommagement de l'os aussi influence énormément les prédictions. Rappelons que, dans les deux modèles, la génération de la chaleur est causée en grande partie par dissipation mécanique associée à la déformation plastique. ABAQUS la définit à travers le coefficient de Taylor-Quinny η qui permet d'exprimer la fraction de la puissance par déformation plastique dissipée en chaleur :

$$r^{pl} = \eta \sigma : \dot{\epsilon}^{pl}$$

où $r^{pl} \left(\frac{W}{m^3} \right)$ est la source de chaleur qui apparaît dans l'équation de la chaleur, σ est le tenseur des contraintes et $\dot{\varepsilon}^{pl}$ le tenseur des vitesses de déformation plastique. Dans toute l'étude précédemment exposée, ce facteur est fixé par défaut à 0.9. Or cette valeur est typique pour les métaux. Dans la littérature, on ne trouve aucune précision concernant ce paramètre et aucune étude portant sur la détermination de η pour l'os n'a été réalisée jusqu'à maintenant. L'autre source de chaleur dans le modèle numérique est le frottement aux interfaces outil – copeau et outil – pièce. Dans cette étude, le coefficient de frottement a été fixé à 0.35. Une étude paramétrique a montré que le coefficient n'a que peu d'effet sur les efforts de coupe et l'échauffement de l'os pour les valeurs allant de 0.15 à 0.9. Ceci s'explique par le fait que le modèle EF utilise l'option « delete element » pour simuler l'enlèvement de matière ce qui affecte directement la gestion des contacts outil-os. Ceci se traduit par des discontinuités dans les contacts outil – copeau et outil – pièce et donc dans les distributions des pressions et des contraintes de frottement. Par conséquent, les prédictions concernant les efforts de coupe (notamment l'effort d'avance) et la température sont directement influencées par la gestion du contact dans le modèle numérique.

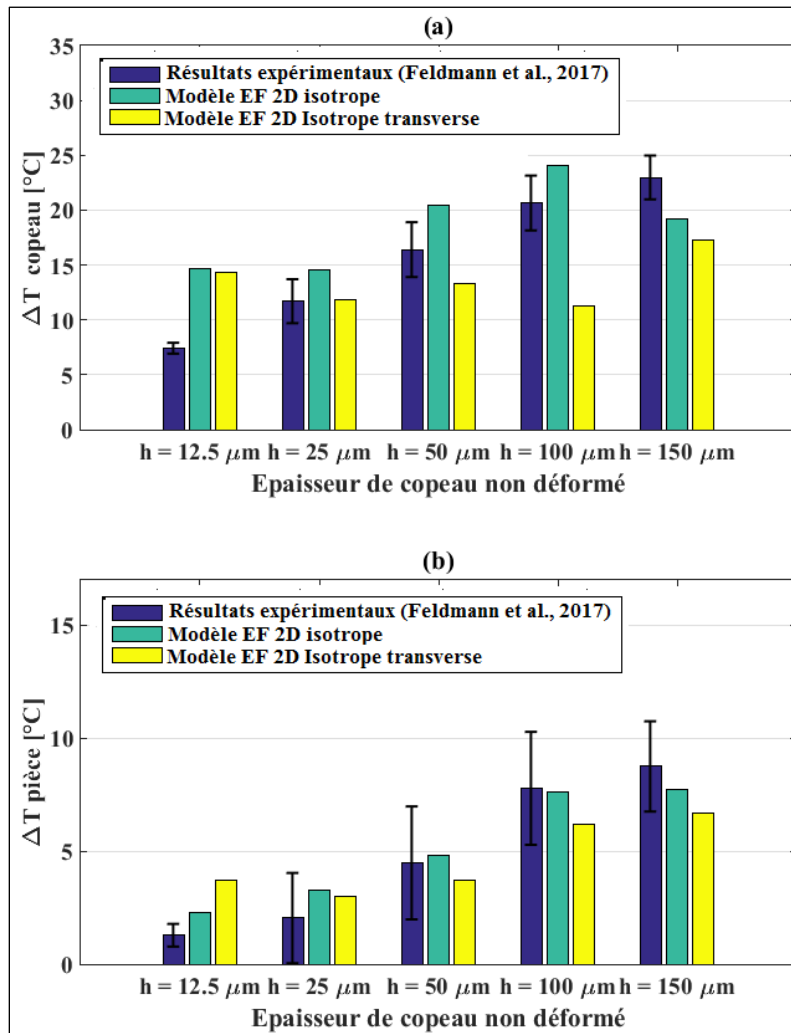


Figure 3-17 : Confrontations des augmentations maximales de température prédites par le modèle EF 2D isotrope, le modèle EF 2D isotrope transverse et les résultats expérimentaux : Vitesse de coupe : 8 m/min, Angle de coupe = 10°, Angle de dépouille = 15°, rayon d'arête = 5 μm

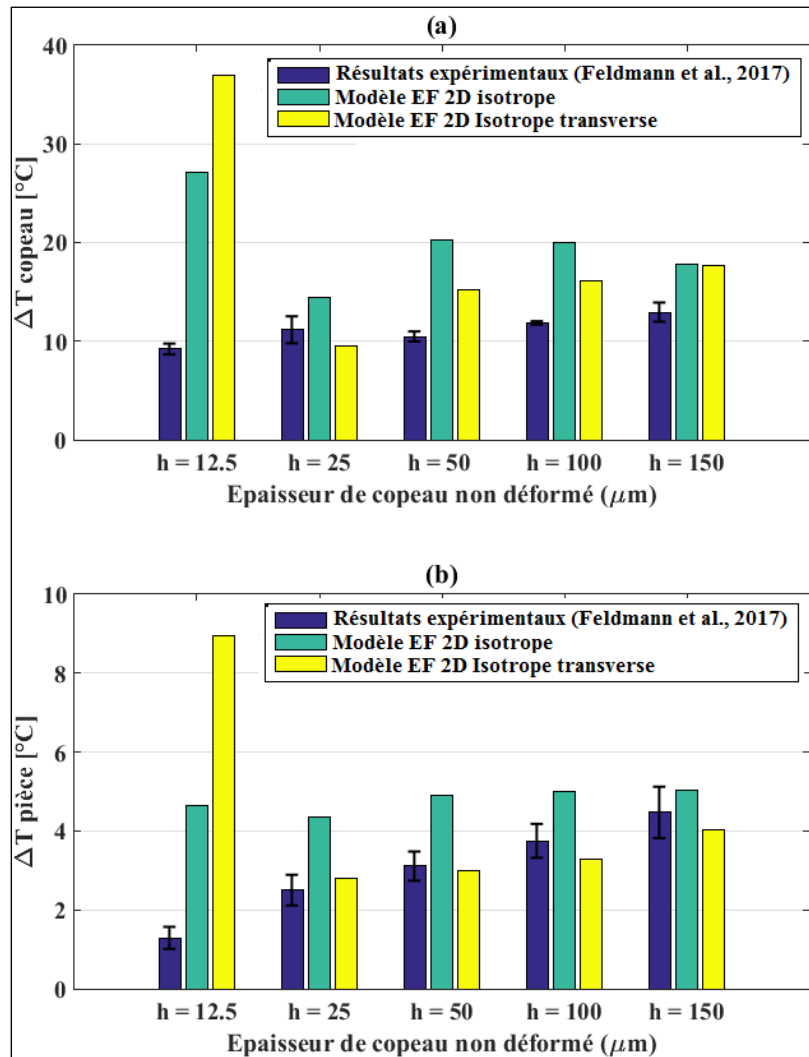


Figure 3-18 : Confrontations des augmentations maximales de température prédites par le modèle isotrope, le modèle isotrope transverse et les résultats expérimentaux : Vitesse de coupe : 8 m/min, Angle de coupe = 40°, Angle de dépouille = 15°, rayon d'arête = 5 μm

3.5 Conclusion : Coupe orthogonale

Les trois modèles numériques de l'opération de coupe orthogonale de l'os cortical bovin proposées dans cette étude sont complémentaires. Ils nous permettent d'analyser les effets de la loi de comportement de l'os et du mode d'endommagement sur le mécanisme de génération des copeaux au cours d'une opération d'usinage de l'os cortical. Ils montrent l'importance de l'épaisseur de copeaux dans la réponse mécanique et thermique de l'os usiné. Aucun des modèles numériques de l'os n'arrive à prédire la forme exacte de copeaux à toutes les profondeurs de coupe. Le modèle isotrope EF 2D est plus adapté à la coupe aux petites épaisseurs de copeaux non déformés (environ

20 μm). Le modèle isotrope transverse avec une loi élastoplastique est plus adapté pour $h = 50 \mu\text{m}$. Pour une épaisseur élevée de copeau non déformé (environ 100 μm), c'est le modèle 3D isotrope transverse avec une loi de comportement purement élastique et le critère d'endommagement de Hashin qui prédit au mieux le mécanisme de formation des copeaux. Concernant les températures, les différences entre les modèles numérique et l'expérience peuvent être attribuées à différents aspects du modèle : (i) l'absence de données sur la valeur du coefficient de Taylor-Quinny, (ii) la mauvaise gestion des contacts outil – os, et donc de la source de chaleur par frottement, due à l'option « element deletion » qui permet de simuler l'enlèvement de matière et (iii) la loi de comportement et le modèle d'endommagement qui ne permettent pas de reproduire correctement la complexité de la réponse mécanique (rhéologie) de l'os cortical. Cette étude montre clairement que l'analyse de la pertinence du modèle numérique de la coupe de l'os cortical bovin nécessite une étude critique sur les prédictions du modèle par rapport aux efforts de coupe, à la morphologie des copeaux et aux températures de coupe. Il faut rappeler que dans la littérature, la validation des simulations EF pour l'os se limite généralement aux efforts de coupe. Les résultats de ce chapitre montrent que si on valide le modèle uniquement via les efforts de coupe, on peut obtenir une bonne estimation en faisant un choix approprié pour le couple loi de comportement - loi d'endommagement. Ceci ne garantit nullement la pertinence du modèle par rapport à la température et la forme de copeaux. Par ailleurs, un des mérites de cette étude est d'avoir aidé à comprendre l'influence du modèle numérique sur la réponse de l'os au cours d'une opération d'enlèvement de matière. Les conclusions de cette première étude nous permettent de pouvoir proposer un modèle EF pour la simulation de l'opération de perçage de l'os cortical.

Afin de simuler cette opération, le modèle isotrope transverse avec une loi de comportement élastoplastique avec endommagement est utilisée. Le choix de ce modèle se justifie par : (i) Dans une opération de perçage, les conditions de coupe généralement utilisées situent l'avance par dent du foret à environ 50 μm . Nous avons montré dans l'étude précédente portant sur la coupe orthogonale que pour une épaisseur de copeau non déformé d'environ 50 μm , seul le modèle isotrope transverse arrive à reproduire avec une précision acceptable les tendances expérimentales en terme de prédictions de la morphologie des copeaux et des efforts de coupe et de la température. (ii) Le choix de ce modèle permet de réduire de manière significative le nombre de paramètres à calibrer par rapport au modèle isotrope transverse purement élastique avec endommagement de Hashin. En

outre, on sait d'après les études expérimentales de Liao et Axinte (2016) et de Feldmann et al. (2018) que l'influence des ostéons est négligeable lorsque l'épaisseur de copeau non déformée avoisine $50 \mu\text{m}$. Il n'est donc pas judicieux de choisir le modèle isotrope transverse avec endommagement de Hashin qui prend en compte l'orientation des ostéons dans le mécanisme d'enlèvement de matière.

3.6 Mise en donnée du modèle EF 3D de l'opération de perçage

La matière à percer, dans le cas de cette étude portant sur l'os cortical du fémur de porc, est modélisée par un bloc plein. Nous signalons que l'assignation des propriétés matériau définissant le comportement mécanique de l'os cortical porcin au modèle géométrique s'est faite suivant le repère indiqué sur la Figure 3-19. Le bloc représentant la matière à usiner est considéré comme un matériau homogène équivalent.

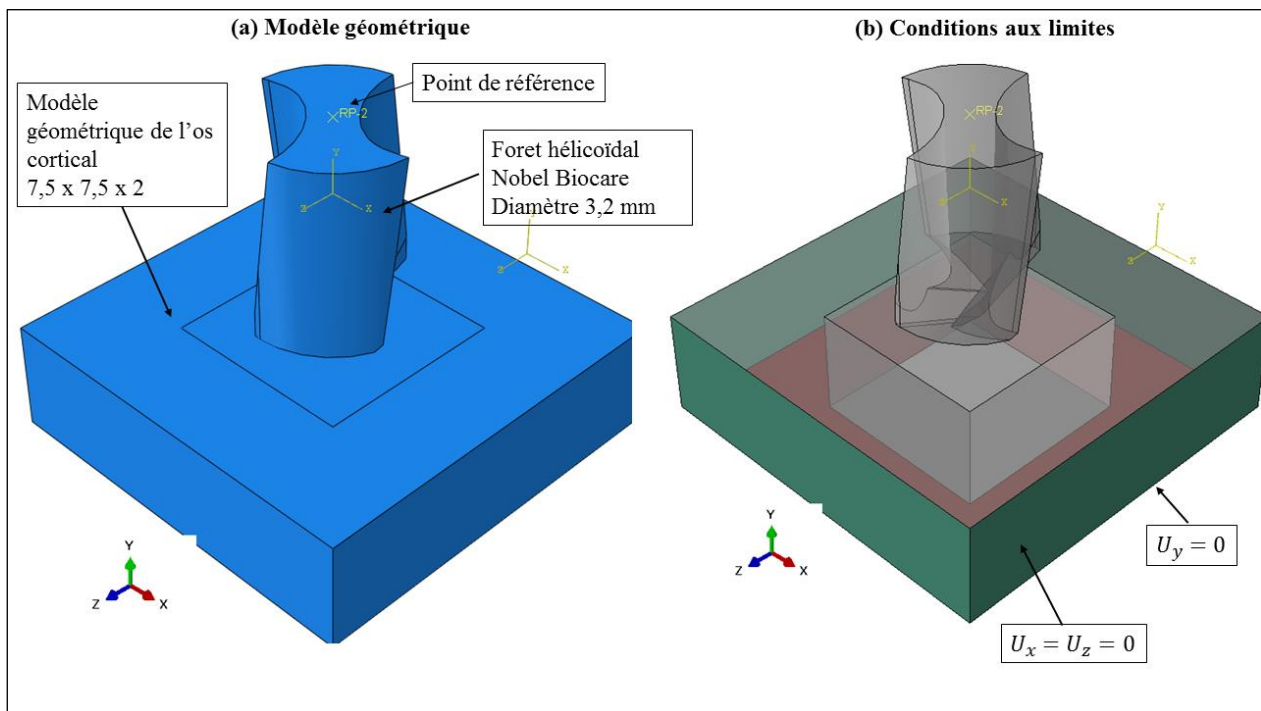


Figure 3-19 : Conditions aux limites et géométries du couple foret-os pour la simulation du perçage.

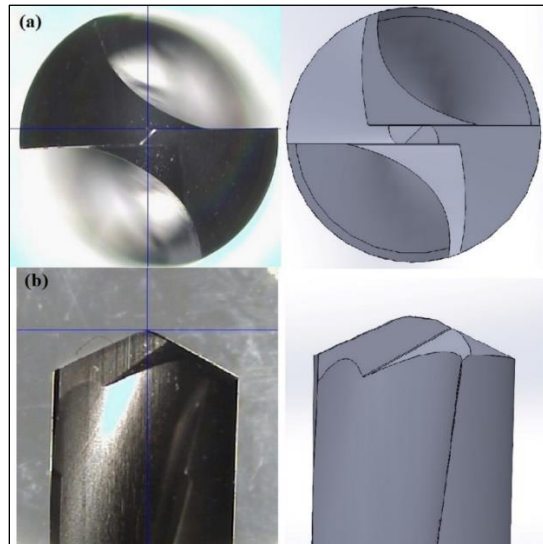


Figure 3-20 : Vues de face et de profil du foret chirurgical modélisé et sa représentation géométrique sur SolidWorks.

Le foret hélicoïdal Nobel Biocare (le foret utilisé pour l'étude expérimentale du chapitre 2) est modélisé sur Solidworks. Les caractéristiques géométriques nominales du foret sont obtenues via un microscope optique et sont ensuite utilisées pour sa définition CAO (Figure 3-20). Sa géométrie est importée sur Abaqus sous forme de fichier STEP et définie comme une coque rigide. Cette option se justifie par :

- Le module d'élasticité du matériau de fabrication du foret hélicoïdal qui est de l'ordre de 220-240 GPa en comparaison à celui de l'os cortical qui avoisine 20 GPa. Cette différence de module rend presque inexistant le risque de déformation du foret utilisé.
- La présente étude ne s'intéresse pas à l'usure du foret. Ce manque d'intérêt est motivé par l'usage unique des forets chirurgicaux.

Le mouvement de l'ensemble des nœuds du foret est gouverné par un unique nœud appelé point de référence. Sur le point de référence, sont définies l'avance et la vitesse angulaire du foret de perçage. Pour la définition du mouvement de translation et de rotation du foret, Abaqus requiert la vitesse de translation suivant l'axe y et la vitesse angulaire autour de l'axe y , les autres degrés de liberté étant bloqués. Les conditions de coupe utilisées pour la validation du modèle sont indiquées dans le Tableau 3-4.

Tableau 3-4 : Conditions de coupes utilisées pour la validation du modèle EF 3D du perçage de l'os.

Vitesse de coupe $V_c(m/min)$	Avance par tour $f(mm/tr)$	Vitesse d'avance $V_f(mm/s)$	Vitesse de rotation $N(tr/min)$	Vitesse angulaire $\omega(rad/sec)$	Durée (sec)
32	0.04	4.2441	3183.1	333.33	0.9425
32	0.08	8.4883	3183.1	333.33	0.4712
64	0.04	4.2441	6366.2	666.67	0.9425
64	0.08	8.4883	6366.2	666.67	0.4712

Abaqus/Explicit propose deux algorithmes de contact et d'interaction entre les composants d'une simulation : (i) l'algorithme de recherche globale de contact dans lequel toutes les régions ou composants du modèle sont susceptibles d'interagir, (ii) l'algorithme de recherche locale ou réciproque de contact dans lequel les surfaces ou régions du modèle susceptibles d'interagir doivent être spécifiées deux à deux, en d'autres termes par paires (surface – surface ou surface – nœuds). Dans la présente étude, l'algorithme de recherche réciproque de contact surface – nœuds est utilisé ainsi que l'appariement de type « maître/esclave ». La composante « maître » est représentée par la surface extérieure du foret rigide. La composante « esclave » est constituée de l'ensemble des nœuds du sous domaine parallélépipédique de surface de base 1.7 x 1.7 mm sachant que la matière est enlevée lors du perçage dans un cylindre de rayon 1.6 mm. L'utilisation de ce sous-domaine permet de réduire considérablement le temps de calcul sans toutefois perdre sur la précision des résultats.

Pour le traitement des problèmes de contacts, la méthode de pénalisation est appliquée. La méthode de pénalisation est utilisée par de nombreux auteurs pour le traitement de contact notamment par Phadnis et al. (2013) pour simuler sur Abaqus/Explicit le perçage d'un composite Carbon/Epoxy, par Lughmani et al. (2013) pour la simulation du perçage de l'os cortical, Zenia et al. (2016) pour modéliser le contact pièce/outil dans la simulation du composite CFRP. Le choix du paramètre de pénalisation est laissé à la charge du code Eléments Finis qui exécute un algorithme d'ajustement automatique du paramètre de pénalisation afin d'éviter les problèmes liés au mauvais conditionnement de la matrice de rigidité et les problèmes numériques.

Pour décrire le comportement à l'interface Outil - os lorsque le contact est maintenu, nous avons choisi d'utiliser la loi de frottement de Coulomb. La valeur du coefficient de frottement utilisé est 0.3.

Le foret étant défini comme une enveloppe discrète rigide est maillé par deux types d'éléments linéaires et rigides ; les quadrilatères et les triangles respectivement R3D4 et R3D3. La taille caractéristique de ces éléments est fixée à 0.1 mm. On note un total de 6277 éléments de type R3D4 et 130 éléments de type R3D3 (Figure 3-21).

La matière à percer est discrétisée avec 571770 éléments hexaédriques à 8 nœuds et à intégration réduite C3D8R. La taille caractéristique des éléments du maillage de la matière à percer (l'os) est choisie de telle sorte à raffiner le maillage en priorité dans les zones à forts gradients de contraintes ou de déformations. Ainsi dans le cadre de cette simulation, les éléments du sous domaine parallélépipédique (zone de perçage) qui interagira avec le foret ont une taille caractéristique de 0.02 mm tandis que les éléments au contour de la pièce sont à 0.5 mm dans le plan (x, z). L'ensemble des éléments ont cependant une taille de 0.05 mm en hauteur (direction y). Etant donné que l'un des objectifs de cette étude est l'analyse des efforts d'avance du foret, le choix de la taille en hauteur des éléments de la pièce doit être pertinent pour éviter au maximum les oscillations des signaux d'efforts liées au nombre d'éléments supprimés lors d'une descente en un tour du foret de perçage. Il est important d'isoler ou de comprendre ce phénomène pour une meilleure interprétation des signaux des efforts. Ainsi une étude sera faite pour analyser les phénomènes numériques liés à la discrétisation en hauteur des éléments de la matière à percer.

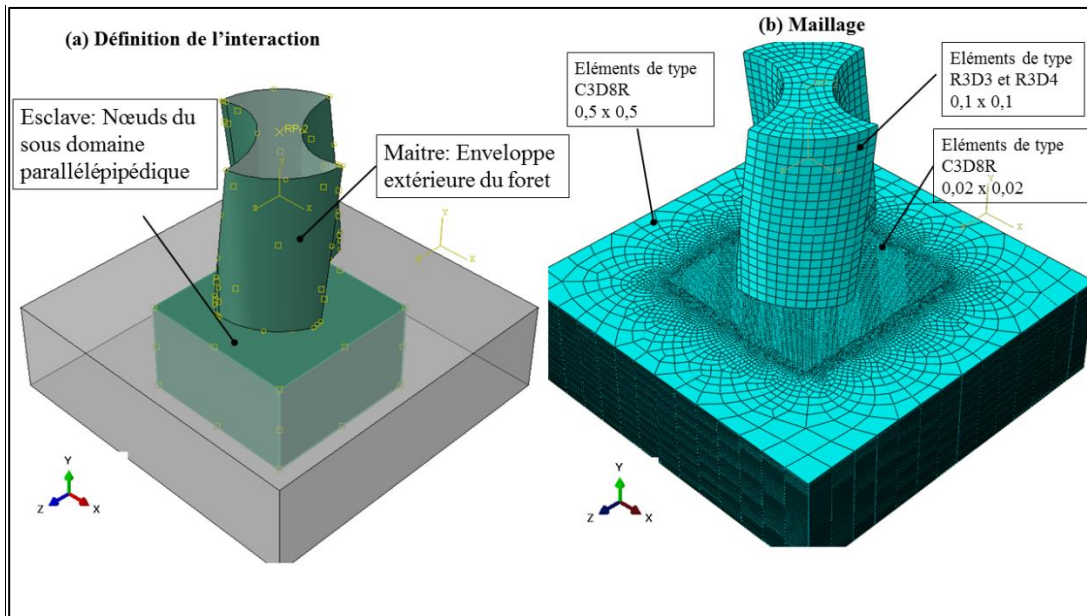


Figure 3-21 : Maillage utilisé pour la simulation du perçage.

3.7 Résultats et discussion du modèle 3D

Afin de pouvoir identifier clairement, la force axiale et le moment de perçage aisément, les signaux bruts de la simulation ont été filtrés avec un filtre butterworth (Figure 3-22). Les profils d'effort et de moment obtenus en fonction du déplacement du foret dans le trou présentent une brusque élévation au début de l'interaction outil - os. En effet dans la phase d'attaque du foret, comme nous l'avons montré dans l'analyse de nos résultats expérimentaux, on note une élévation rapide de la force axiale et du moment de perçage précédant la coupe proprement dite. Cette brusque élévation qui a été également trouvée par Lughmani et al. (2013) dans leur résultat numérique s'explique par une légère indentation à la pointe du foret. Sur les profils obtenus dans le présent modèle, cet effet existe aussi, cependant il est moins visible car il a été noyé par les conséquences de la technique de suppression des éléments utilisée dans le modèle. La disparition des éléments ayant atteint une certaine déformation dans le maillage fait perdre le contact entre le foret et l'os, ce qui fait chuter l'effort. Le bruit observé dans les résultats de la simulation résulte en partie également de ce phénomène. Ce bruit pourrait également provenir de l'incrément de temps et de la taille des éléments.

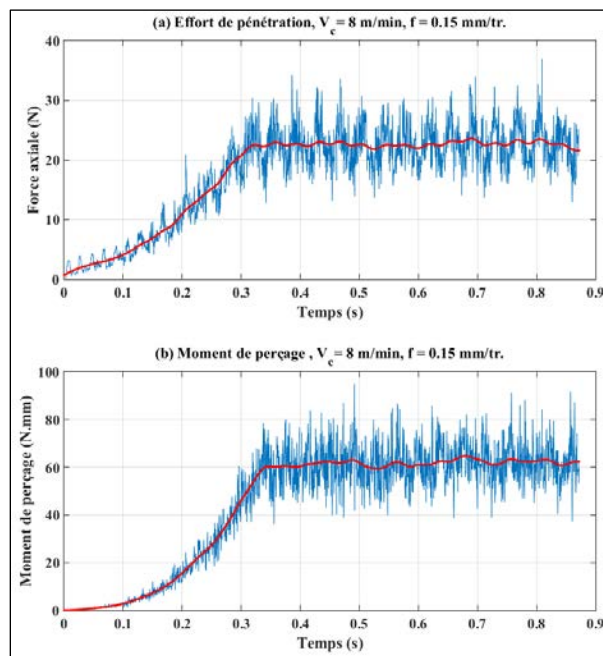


Figure 3-22 : Signaux bruts et filtrés d'efforts de coupe obtenus par la simulation EF de l'opération de perçage.

3.7.1 Calibration du modèle

Une des étapes importantes et nécessaires de la mise au point du modèle numérique est la calibration de certains paramètres. Nous avons calibré notre modèle sur les données expérimentales de perçage de l'os cortical extraites des travaux déjà réalisés au sein de notre équipe par Jacquillard (2015). Les essais expérimentaux de Jacquillard (2015) ont été réalisés avec les conditions de coupe suivantes : V_c variant de 2 à 32 m/min et f de 0.02 à 0.16 mm/tr dans les mêmes conditions opératoires (échantillons osseux issus de fémurs de porc du même âge, conditions de préparation et stockage similaires) que les essais que nous avons réalisés par la suite et qui ont été présentés au chapitre 2. Ces nouveaux essais, réalisés avec des conditions de coupe plus élevées, seront utilisés pour valider le modèle numérique une fois la calibration effectuée.

Les conditions de coupe retenues pour l'étape de calibration sont : vitesse de coupe 5 m/min, avance 0.16 mm/tr. La Figure 3-23 présente l'allure de l'effort d'avance et du moment de perçage mesurés dans ces conditions de coupe. Les moyennes des efforts de pénétration et du moment de perçage sur le « plateau » sont évalués respectivement à $F = 50$ N et $M = 119$ N.mm. La calibration porte sur deux paramètres purement liés à la physique du modèle (le coefficient de frottement et le déplacement plastique équivalent lié à la loi d'endommagement).

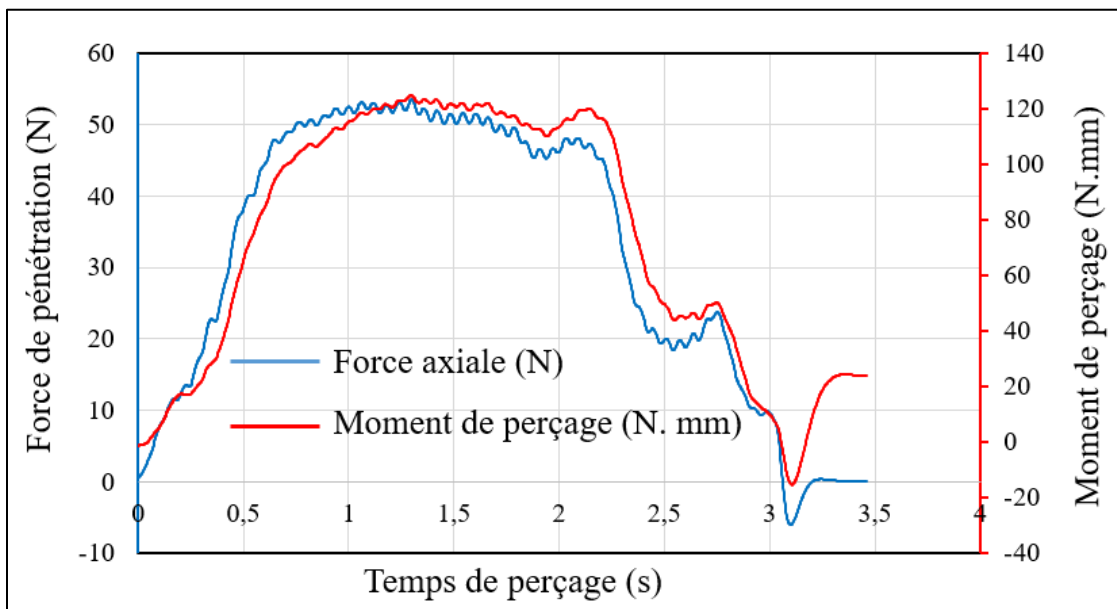


Figure 3-23 : Profils des efforts de coupe obtenus expérimentalement et servant au calibrage du modèle. Vitesse de coupe : 5 m/min, avance : 0.16 mm/tr. D'après Jacquillard (2015).

➤ Coefficient de frottement

Dans la section traitant des modèles numériques du chapitre portant sur la bibliographie, nous avons montré que la valeur choisie du coefficient de frottement par les auteurs varie largement d'une étude à une autre. Paramètre physique indispensable, le coefficient de frottement doit être estimé avec une bonne précision pour définir de manière optimale le contact à l'interface foret-os. Cependant, c'est un paramètre très difficile d'accès expérimentalement d'autant plus que les conditions tribologiques générées à l'interface outil-os lors d'une opération de perçage sont très difficiles à reproduire dans un test de tribologie. Le coefficient de frottement constitue alors un verrou majeur pour une modélisation optimale de l'opération de perçage de l'os cortical. D'où la nécessité d'une calibration numérique de ce paramètre. Pour ce faire, nous nous proposons de prendre quatre valeurs du coefficient de frottement $\mu = 0.15$, $\mu = 0.3$, $\mu = 0.6$ et $\mu = 0.9$. On étudiera l'influence du coefficient de frottement sur l'évolution des efforts de pénétration et du moment de perçage de l'os cortical.

Les histogrammes (Figure 3-24, Figure 3-25) présentent l'impact du coefficient de frottement sur l'évolution de l'effort de pénétration axial et le moment de perçage. Les résultats de la simulation indiquent que l'augmentation du coefficient de frottement entraîne une croissance de l'effort de pénétration et une diminution du moment de perçage. De plus, une analyse globale et qualitative des histogrammes révèle que l'impact du coefficient de frottement sur le moment est moins prononcé que sur l'effort de pénétration. En effet, en variant le coefficient de frottement de 0.15 à 0.9, on note selon les résultats de la simulation une élévation de la force axiale de 47% tandis que le moment de perçage observe une diminution de 9%. Par ailleurs, on peut également observer que lorsque μ est petit (≤ 0.3), le modèle sous-estime la force axiale (Figure 3-24) et surestime le moment de perçage. Pour un μ élevé (≥ 0.6), la précision du modèle est relativement bonne. De plus, au-delà d'une valeur de 0.6, l'impact du μ sur la force axiale et le moment est presque négligeable. Une valeur de 0.7 sera conservée pour la suite des calculs.

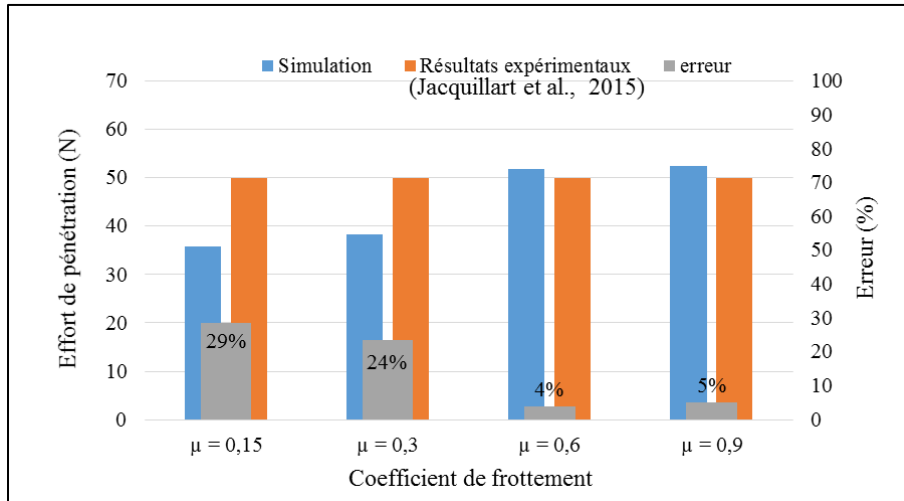


Figure 3-24 : Comparaison simulation vs expérience (Jacquillard, 2015) pour différentes valeurs de coefficients de frottement utilisées dans la simulation. Os porcine, $V_c = 5 \text{ m/min}$, $f = 0.16 \text{ mm/tr}$, diamètre foret = 3.2 mm

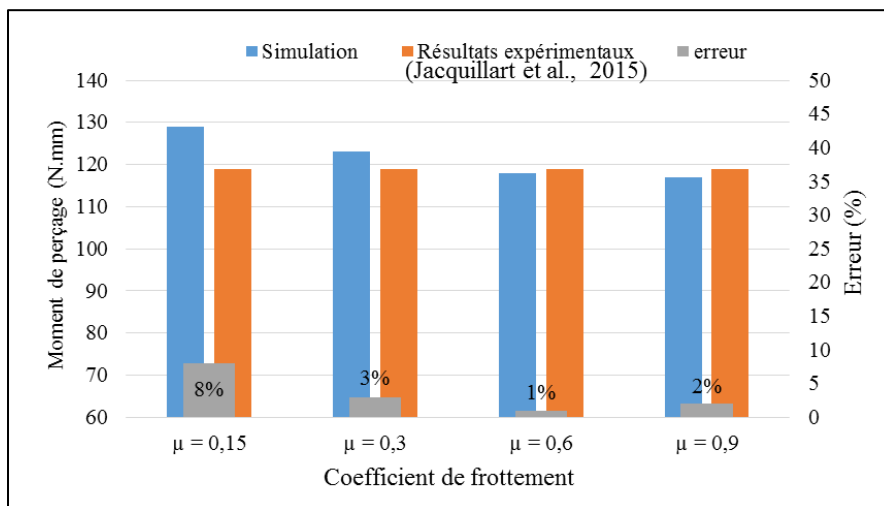


Figure 3-25 : Comparaison du moment de perçage obtenu par la simulation vs expérience (Jacquillard, 2015) pour différentes valeurs du coefficient de frottement. Os porcine, $V_c = 5 \text{ m/min}$, $f = 0.16 \text{ mm/tr}$, diamètre foret = 3.2 mm

➤ Déplacement plastique équivalent

Afin de comprendre la nécessité d'une calibration de la valeur du déplacement plastique équivalent \bar{u}_f^{pl} , on rappelle dans ce paragraphe l'approche utilisée pour modéliser l'évolution de l'endommagement de l'os selon la documentation de Abaqus/Explicit (version 6.13) (voir Figure 3-11). L'endommagement se manifeste par la diminution progressive de la rigidité de l'os. Le

modèle d'endommagement mis en place permet de contrôler l'évolution de cette diminution jusqu'à la rupture finale. Sur la Figure 3-11, σ_{y_0} représente la limite du seuil d'écoulement et $\bar{\varepsilon}_0^{pl}$ la déformation plastique équivalente à l'initiation de l'endommagement tandis que $\bar{\varepsilon}_f^{pl}$ correspond à la déformation plastique équivalente à la rupture, déformation à laquelle la variable d'endommagement atteint $D = 1$ entraînant la suppression de l'élément. Etant donné que $\bar{u}_f^{pl} = L\bar{\varepsilon}_f^{pl}$, la taille du maillage joue donc un rôle très important sur la loi d'endommagement. C'est pourquoi nous proposons une étude de calibration basée sur la valeur de \bar{u}_f^{pl} .

Dans la littérature, certains auteurs (Lughmani et al., 2013 ; Tu et al., 2013, 2017) ont utilisé le même type d'approche sans préciser la valeur du déplacement plastique équivalent à la rupture choisie dans leur modèle. Dans notre cas, nous utilisons 5 valeurs de \bar{u}_f^{pl} (Figure 3-26 et Figure 3-27). Les histogrammes des Figure 3-26 présentent les résultats obtenus en terme de prédiction de la force axiale et du moment de perçage. On observe que pour un déplacement plastique équivalent à la rupture, \bar{u}_f^{pl} , inférieur à 0.01 mm (correspondant à une déformation plastique équivalente à la rupture de $\bar{\varepsilon}_f^{pl}$ de 0.5), la simulation numérique sous-estime la force axiale. On note également l'augmentation de la force axiale avec \bar{u}_f^{pl} . En ce qui concerne la prédiction du moment de perçage, l'influence de la variation de \bar{u}_f^{pl} est moins visible (Figure 3-27), surtout lorsqu'on se trouve dans l'intervalle [0.005 mm – 0.01 mm]. Que ce soit en terme de prédiction de la force axiale ou du moment de perçage, on obtient une bonne précision du modèle lorsque la valeur de $\bar{u}_f^{pl} = 0.01 \text{ mm}$. Cette valeur sera retenue pour la suite de nos calculs.

La calibration des deux paramètres (coefficient de frottement $\mu = 0.7$, déplacement plastique équivalent $\bar{u}_f^{pl} = 0.01 \text{ mm}$) nous permet d'avoir une bonne corrélation entre les prédictions de la simulation et les mesures expérimentales de Jacquillard (2015). Dans la suite de notre analyse, nous allons maintenir fixes ces valeurs et tester la validité du présent modèle face aux résultats des essais expérimentaux réalisés dans le cadre de cette étude (Voir Chapitre 2.)

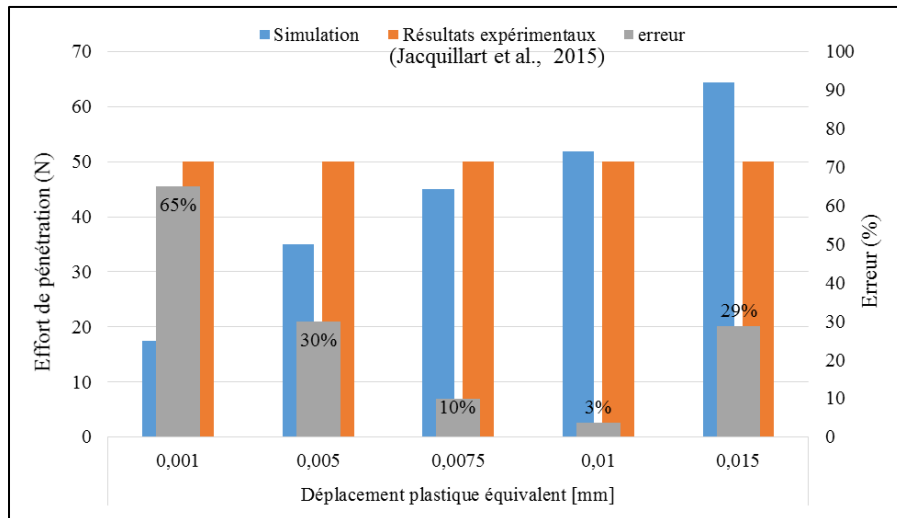


Figure 3-26 : Comparaison des efforts de pénétration obtenus par simulation vs expérience pour différentes valeurs de déplacement plastique à la rupture. Os porcin, $V_c = 5$ m/min, $f = 0.16$ mm/tr, diamètre foret = 3.2 mm.

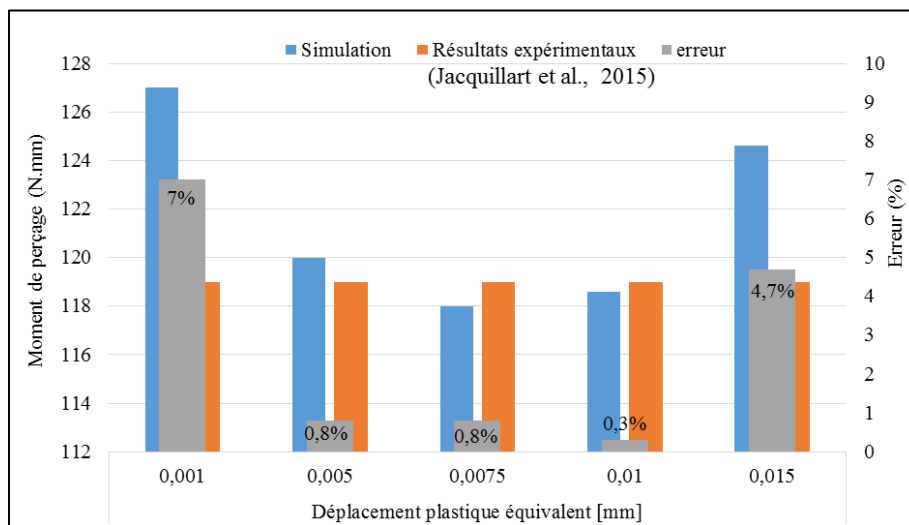


Figure 3-27 : Comparaison des moments de perçage obtenus par simulation vs expérience pour différentes valeurs de déplacement plastique à la rupture. Os porcin, $V_c = 5$ m/min, $f = 0.16$ mm/tr, diamètre foret = 3.2 mm

3.7.2 Confrontation expérimentale

Les Figure 3-28 présentent une comparaison des résultats expérimentaux issus de nos propres essais (Chapitre 2) et des résultats de la simulation numérique. L'objectif de la confrontation expérimentale est double : (i) valider la réponse du modèle en termes de prédiction de la force

axiale et du moment de perçage face à une variation de l'avance et de la vitesse de coupe du foret.
(ii) Vérifier l'efficacité de la prédiction du modèle aux conditions de coupe utilisées.

L'analyse des Figure 3-28 montre que le modèle reproduit l'impact de l'augmentation de la vitesse de coupe sur la force axiale et sur le moment de perçage. En effet, un passage de la vitesse de coupe de 32 m/min à 64 m/min au cours d'une opération de perçage avec les avances 0.04 mm/tr et 0.08 mm/tr entraîne une augmentation de la force axiale mesurée expérimentalement de 13% et 12 % respectivement. Le modèle prédit une augmentation respective de 23% et 29%. Ces résultats du modèle semblent acceptables étant donné la variabilité des résultats obtenus expérimentalement. En analysant la Figure 3-28(b), on déduit que le modèle parvient à reproduire également l'influence de l'augmentation de la vitesse de coupe sur le moment de perçage. A une avance par tour de 0.04 mm, les résultats expérimentaux montrent une diminution de 28 % du moment. Les résultats numériques permettent d'observer une diminution de 21% dans les mêmes conditions. Pour l'avance de 0.08mm/tr, le modèle est également capable de reproduire la chute du moment avec l'augmentation de la vitesse de coupe, mais avec une précision moins importante. Ces analyses nous confirment la capacité du présent modèle à reproduire l'effet de la variation de la vitesse de coupe sur la force axiale et le moment de perçage. Une analyse similaire sur l'impact de la variation de l'avance peut également se mener. D'après les Figure 3-28, on voit également que pour une vitesse de coupe de 32 m/min, en multipliant l'avance par tour par deux (0.04 mm à 0.08 mm), on obtient expérimentalement une augmentation de 46 % en effort de pénétration du foret et le modèle prédit une augmentation de 45%. Pour une vitesse de 64 m/min, une conclusion similaire est obtenue.

Pour les quatre conditions testées, on obtient un écart moyen de 6% par rapport aux résultats expérimentaux pour la force axiale et de 8% pour le moment de perçage. Ces résultats semblent donc confirmer la pertinence des résultats numériques par rapport aux efforts de coupe.

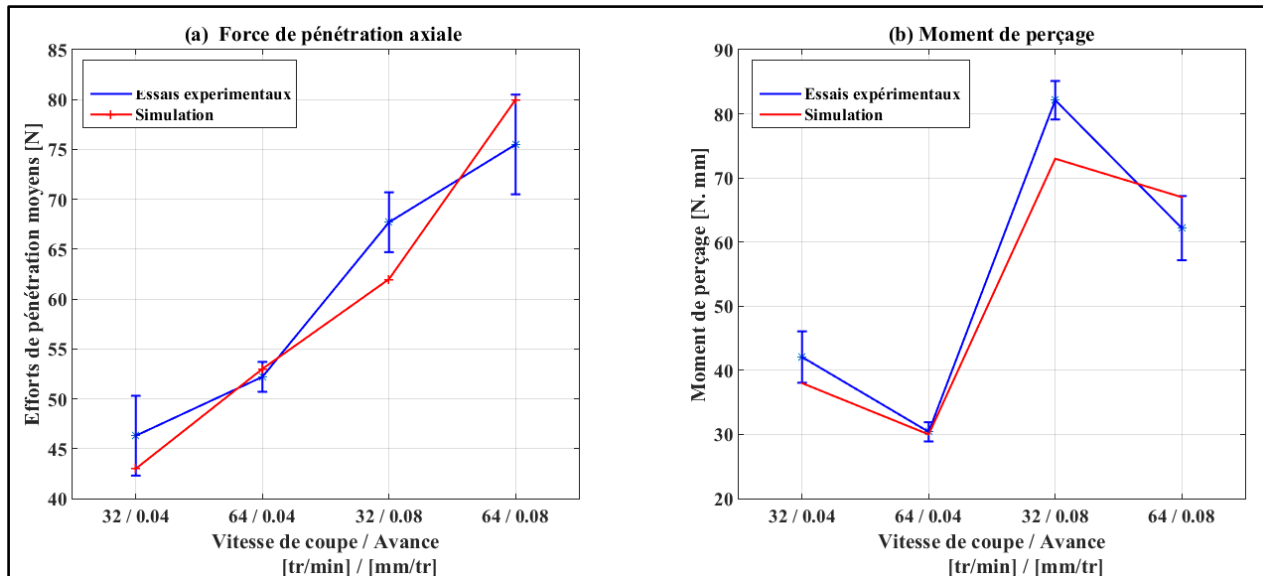


Figure 3-28 : Validation du modèle EF 3D de perçage de l'os cortical sous diverses conditions de coupe.

3.8 Conclusion : simulation de l'opération de perçage.

Dans cette partie de la thèse, un modèle EF 3D du perçage de l'os a été mis en place. L'os est modélisé comme un matériau isotrope transverse avec une loi élastoplastique. Le modèle d'endommagement est basé sur le mécanisme de formation des copeaux par cisaillement-fissure. Les conclusions tirées de cette étude sont :

- Le modèle EF permet de prédire avec une bonne précision l'effort de pénétration et le moment de perçage pour les conditions de coupe testées. L'effet de la variation des conditions de coupe (vitesse de coupe et avance) sur les efforts de coupe est reproduit par le modèle.
- Le coefficient de frottement et la valeur du déplacement plastique liée à l'endommagement utilisés dans le modèle sont deux paramètres importants susceptibles d'impacter de manière très significative les résultats du modèle EF. Sachant que les quelques études de la littérature portant sur la modélisation 3D du perçage de l'os ne donnent pas de précision sur le choix des valeurs de ces paramètres, le travail présenté ici justifie le choix de ces valeurs à partir d'une démarche de calibration du modèle.

Néanmoins, il est important de préciser que le modèle EF 3D développé n'a pas la prétention de prédire les phénomènes thermiques et la morphologie des copeaux obtenus dans une opération de perçage de l'os cortical.

Ces travaux nous permettent de mettre en évidence la complexité de la simulation numérique de l'opération de perçage de l'os cortical. Deux raisons peuvent expliquer les difficultés que présente le traitement de ce problème. D'une part l'adéquation des hypothèses faites notamment lors de la définition du comportement mécanique de l'os. En effet, les conditions de chargement engendrées par l'action du foret de perçage sont complexes et ne sont assimilables à aucune des conditions de chargements classiques (traction, compression, cisaillement). La prise en compte de l'endommagement durant le traitement de l'enlèvement de matière constitue également un des défis principaux de ce problème. A cela, viennent s'ajouter les difficultés numériques comme l'influence de la technique d'élimination des éléments endommagés « element deletion », pour simuler l'enlèvement de matière, sur la gestion des contacts outil – os.

Notons aussi que le modèle numérique du perçage développé dans ce chapitre est un modèle purement mécanique s'intéressant uniquement à la prédiction des efforts de coupe. Afin de prédire l'évolution de la température de l'os, nous allons opter pour une approche plus simple et rapide : l'approche analytique qui sera exposée dans le chapitre suivant.

Chapitre 4. Modélisation thermique du perçage de l'os cortical : approche analytique

4.1 Introduction

L'importance de la prédiction de l'évolution thermique de l'os dans une opération de perçage a été largement discutée dans le chapitre I de ce rapport. Dans le présent chapitre, nous adoptons une méthode analytique pour développer une approche simplifiée du problème thermique. Le choix d'une approche analytique est fortement motivé par sa capacité à fournir en un temps très réduit une bonne estimation de l'échauffement de l'os. En plus, une approche basée sur la méthode des éléments finis par exemple nécessite la maîtrise et la définition complète des phénomènes thermomécaniques et tribologiques à l'échelle locale (échelle de la coupe) et globale (interface corps d'outil et périphérie du trou). La géométrie complexe de l'outil de perçage et la complexité du comportement de l'os lors du processus de perçage rendent de plus en plus difficile la compréhension de ces phénomènes. L'analyse portant sur la coupe orthogonale a montré que ces phénomènes dépendent du mode d'endommagement de l'os, des paramètres de coupe (épaisseur de copeau non déformé par exemple) et des propriétés thermophysiques du couple outil – matière. En adoptant une démarche analytique, quelques auteurs ont mis en place des modèles thermiques qui s'inspirent des modèles de coupe orthogonale développés dans le cas des métaux (Davidson et James (2003) ; Lee et al. (2011) ; Maani et al. (2014)). Ces modèles sont basés sur l'analyse de Merchant de la coupe orthogonale qui est plus adaptée aux matériaux ductiles. Cependant, certains auteurs comme Liao et Axinte (2016), Feldman et al. (2015, 2016) ont montré que l'endommagement de l'os dans une opération de coupe orthogonale passe du régime ductile à un régime fragile avec l'augmentation de la profondeur de coupe. Leurs études expérimentales révèlent la complexité du mécanisme de formation des copeaux dans une opération de coupe de l'os cortical. Les copeaux se forment plus par ruptures successives que par cisaillement. Par conséquent, les modèles thermiques de coupe de l'os basés sur l'approche de Merchant sont moins adaptés. Ainsi, depuis quelques années, on assiste à l'émergence, bien que timide, de quelques modèles thermiques de l'opération de perçage de l'os construits autour de la théorie de la source mobile de chaleur. Les équations thermiques de cette approche sont résolues en exploitant les fonctions de Green. C'est le cas par exemple de Feldmann et al. (2015, 2016). Nous adopterons

dans ce chapitre une démarche améliorée de celle de Feldmann et al. (2015, 2016). Il est orchestré autour de quatre grandes parties. La première partie consiste à définir le problème et aboutit en sa formulation mathématique. Les zones principales de génération de chaleur sont clairement identifiées et la méthode d'estimation de la puissance de ces sources de chaleur y est explicitée. La deuxième partie aborde la résolution du problème. Suivant la méthode de modélisation de la forme de la source de chaleur à la pointe du foret, on distinguera deux modèles ; le premier considère que la source de chaleur à la pointe du foret est un disque. Le deuxième considère que cette source de chaleur a une forme qui épouse la pointe du foret (conique). La troisième partie de ce chapitre expose une confrontation expérimentale du modèle aux petites vitesses de perçage (2 à 20 m/min). La validation est faite avec des essais expérimentaux de perçage sur l'os porcine. La dernière partie présente la validation du modèle aux grandes vitesses de coupe (32 à 96 m/min). Les essais expérimentaux réalisés sur l'os porcine et les matériaux de tests biomécaniques (chapitre 2) seront exploités.

4.2 Définition du problème

4.2.1 Zone de production de la chaleur

L'hypothèse principale qui sous-tend le développement du présent modèle thermique de perçage de l'os suppose que les copeaux osseux ou débris se forment par ruptures successives. Par conséquent, la quantité de chaleur produite par le mécanisme de coupe à l'échelle locale de l'interface arêtes de coupe du foret et de la matière est très difficile à quantifier. Seuls les phénomènes thermo mécaniques à l'échelle globale feront l'objet d'intérêt. A cette échelle, nous identifions deux zones d'interactions (Figure 4-1) : (i) l'interface « pointe du foret – os percé », (ii) l'interface « corps du foret – os percé ». En (i), nous avons l'interaction arête – os par enlèvement de matière plus le contact surface de dépouille – os percé. Les interfaces dissipent de la chaleur par frottement et contribuent également à l'augmentation de la température dans l'os. La contribution de cette dernière est mise en lumière à travers nos essais de perçage réalisés avec un pré perçage dans l'os. Afin d'exclure complètement l'effet de l'interaction outil-matière à la pointe du foret, un pré-perçage de diamètre 3 mm a été réalisé. En venant percer dans ce pré-trou avec un foret de diamètre 3.2 mm, on enregistre une augmentation maximale de température de 12.5°C à 0.5 mm de la périphérie du trou et de 10°C à 0.9 mm. Les deux points de mesure sont situés à 2 mm de profondeur. Sachant que sans pré-perçage, l'élévation maximale de température est de 22°C à 0.5

mm du trou et de 12.5°C à 0.9 mm, on déduit qu'à l'interface cylindrique corps du foret – os percé, il y a génération de chaleur par frottement. Pour mettre en évidence l'importance du flux de chaleur dû au frottement à l'interface cylindrique, Cseke et al. (2018) ont modifié la géométrie de leur foret par la réduction du diamètre du corps de l'outil. En gardant intacte la pointe du foret, ils font passer de 3 mm à 2.5 mm le diamètre du corps de l'outil. Sans surprise, Cseke et al. (2018) remarquent une chute de la température maximale en comparaison avec l'augmentation maximale de température obtenue avec un foret dont la géométrie est restée intacte. Cette expérience permet de mettre en évidence la contribution du frottement latéral à la génération de chaleur. Dans la phase d'attaque du perçage caractérisée par une immersion progressive de la pointe du foret dans la matière, la configuration géométrique de l'interface conique évolue progressivement en hauteur et en diamètre de base pour épouser une géométrie fixe analogue à l'enveloppe de la pointe du foret. La source latérale est générée une fois que la pointe du foret est totalement immergée dans la matière. Sa hauteur croît progressivement à mesure que le foret avance dans la matière.

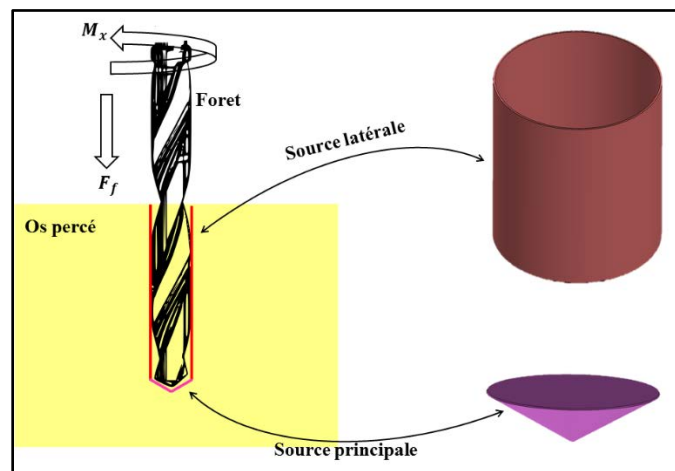


Figure 4-1 : Illustration des sources de chaleur au cours du perçage de l'os cortical.

4.2.2 Estimation des termes sources

D'après l'analyse de la section précédente, on conclut que les sources de chaleur durant le perçage de l'os sont de deux types : la source principale à la pointe du foret et la source latérale comme illustrée sur la Figure 4-1. Dans cette partie, il sera question de la démarche mise en place pour évaluer la puissance de ces sources de chaleur. Il existe généralement deux approches utilisées pour les estimer. La première approche est basée sur la prise en compte de l'enlèvement de matière via l'utilisation de la loi de comportement du matériau à usiner comme pour l'usinage des métaux. La

difficulté réside dans l'identification de la loi de comportement adaptée aux phénomènes mécaniques et thermiques observés à l'interface outil – matière car les phénomènes thermomécaniques engendrés lors des essais de caractérisation mécanique ne sont pas rigoureusement représentatifs de ceux observés lors de la coupe (Avevor et al., 2016). Cette difficulté s'accroît avec la forte hétérogénéité de l'os. Pour contourner toutes ces incertitudes relatives à la loi de comportement de la matière usinée, une approche simplifiée a été introduite en utilisant la puissance mécanique due au perçage combiné au modèle de la source mobile.

L'approche analytique proposée est basée sur les hypothèses suivantes :

- La longueur de pointe du foret est supposée faible. L'interface conique (source principale) est approchée dans un premier temps par une interface disque de diamètre équivalent au diamètre du foret. Dans un second modèle, on prendra en compte la forme conique de la source à la pointe du foret.
- Le flux de chaleur dissipée par frottement à l'interface conique n'est activé qu'au terme de l'immersion totale de la pointe du foret (cas du modèle avec 'disque').
- A la pointe du foret, l'ensemble des phénomènes thermomécaniques (frottement et mécanismes de coupe) est représenté par un terme source. Ce terme source va générer les flux de chaleur ϕ_{m_1} et ϕ_{o_1} respectivement dans la matière et dans l'outil.
- Le terme source de chaleur générée à l'interface latérale donne naissance aux flux de chaleur ϕ_{m_2} et ϕ_{o_2} respectivement dans la matière et dans l'outil. Ceci conduit à définir les flux globaux dans le système foret – os usiné comme suit :
 - $\phi_m = \phi_{m_1} + \phi_{m_2}$ est le flux de chaleur qui est évacué dans l'os usiné
 - $\phi_o = \phi_{o_1} + \phi_{o_2}$ est le flux de chaleur qui est dissipé dans le système foret – copeaux.

La puissance mécanique totale P_T due aux interactions outil – matière est déduite de l'effort axial F_f (effort d'avance) et du moment axial M_x , (Figure 4-1):

$$P_T = F_f V + M_x \omega \quad (4.1)$$

avec V la vitesse d'avance ou de pénétration correspondant à la vitesse de déplacement vertical de l'outil par rapport à la pièce. La vitesse angulaire est donnée par $\omega = \frac{2\pi N}{60}$, N étant le nombre de tours par minute.

La densité de flux de chaleur diffusant à l'interface pointe du foret – fond du trou est donc :

$$\phi_1 = \frac{P_T}{\pi R^2} = \frac{F_f V + M_x \omega}{\pi R^2} \quad (4.2)$$

Dans (4.2), on assimile la source à un disque de rayon R (rayon du foret).

Comme indiqué précédemment, on a : $\phi_1 = \phi_{o1} + \phi_{m1}$

Donc, la densité de flux de chaleur diffusant dans l'os usiné et due au terme source de chaleur P_1 représente une fraction $0 < \eta < 1$ de la densité flux de chaleur totale ϕ_1 . On a alors :

$$\phi_{m1} = \eta \frac{F_f V + M_x \omega}{\pi R^2} \quad (4.3)$$

A l'interface cylindrique (corps du foret – trou, Figure 4-1), la source latérale est due aux frottements entre le listel et la périphérie du trou.

A partir de la loi de frottement de Coulomb, on estime la densité de flux de chaleur à l'interface cylindrique par la relation suivante :

$$\phi_{m2} = \mu_{sl} V_c p \quad (4.4)$$

Avec p la pression de contact et μ_{sl} le coefficient de frottement. Remarquons que p peut dépendre de sa position dans la matière (hétérogénéité de l'os). La difficulté de cette approche réside dans la connaissance du coefficient de frottement μ_{sl} ainsi que la distribution de la pression à l'interface foret – trou.

4.2.3 Formalisation du problème

Hypothèses :

- ❖ Linéarité : les propriétés thermiques de l'os usiné (la conductivité thermique k , la capacité thermique ℓ et la masse volumique ρ) sont supposées constantes. En d'autres termes, les

variations de température n'induisent pas une variation dans les propriétés thermo physiques de l'os.

- ❖ Adiabaticité : On suppose que les échanges thermiques entre l'os et le milieu ambiant sont négligeables. Cette hypothèse est justifiée par : (1) une durée de perçage relativement faible (2) la faible capacité de l'os à conduire de la chaleur et qui se traduit par une faible conductivité thermique.
- ❖ La configuration géométrique de la source de chaleur latérale par frottement est subdivisée en plusieurs anneaux qui s'activeront successivement au fur et à mesure que le foret avance dans la matière.

Compte tenu de l'hypothèse de linéarité, nous allons utiliser le principe de superposition combiné au modèle de source mobile. Pour résoudre le problème thermique dans l'os durant le perçage, chaque source est discrétisée en un ensemble de sources élémentaires. L'élévation de température $\Delta T(x, y, z, t) = T(x, y, z, t) - T_0(x, y, z, t)$ (T_0 est la température initiale de l'os) est obtenue en résolvant l'équation de la chaleur (4.5) par les fonctions de Green :

$$k\Delta T(x, y, z) = \rho c \frac{\partial T(x, y, z, t)}{\partial t} \quad (4.5)$$

c la capacité calorifique, ρ la masse volumique et k la conductivité thermique.

4.3 Résolution du problème

La répartition de température dans l'os cortical lors du perçage peut être prédite par l'approche développée par Carslaw and Jaeger (1959). En effet, considérons un milieu infini, associons à ce milieu un repère global (O, x, y, z) dont l'origine O coïncide avec le centre du disque à la surface du trou percé (Figure 4-2). Soit $q_c ds$ (q_c (w/m^2)) la quantité de chaleur libérée sur une surface élémentaire ds entourant le point $Q_c(x', y', z')$ à l'instant t' compris entre 0 et t ($0 \leq t' \leq t$). Durant l'opération de perçage, la source de chaleur se déplace à une vitesse constante V dans la direction (O, x) et occupe la position $x' = Vt'$ à l'instant t' . L'augmentation de température ΔT engendrée par cette source de chaleur élémentaire ou ponctuelle en un point $M(x, y, z)$, si on assimile l'échantillon osseux à un milieu infini est donnée par Carslaw and Jaeger (1959) puis confirmée par Akbari *et al.* (2009) sous la forme de l'équation suivante :

$$\Delta T(x, y, z, t) = \frac{q_c ds}{8\rho c(\pi a)^{3/2}} \int_0^t (t-t')^{-3/2} e^{-\left\{\frac{(x-Vt')^2 + (y-y')^2 + (z-z')^2}{4a(t-t')}\right\}} dt' \quad (4.6)$$

$a = \frac{k}{\rho c}$ représente la diffusivité thermique. Remarquons que dans la relation (4.6), q_c est indépendante du temps.

Comme mentionné dans l'introduction, une approche similaire a été proposée par Feldmann et al. (2015, 2016) pour définir l'augmentation de température en tout point de l'os dans une opération de perçage. Cependant, il y a une différence entre les deux modèles. En effet, l'analyse des équations de Feldmann et al. (2016) révèle que pour une source de chaleur élémentaire qui se déplace à la vitesse V constante suivant la direction (O, x) , sa position actuelle à l'instant t' tel que $0 \leq t' \leq t$ est Vt' , avec t l'instant de mesure du champs de température dans le milieu. Ceci revient à dire que Feldmann et al. (2016) ne prennent pas en compte le déplacement de la source de chaleur, et donc la distance entre le point de mesure $M(x, y, z)$ et la source de chaleur est constante pendant le perçage $0 \leq t' \leq t$. Ce qui n'est pas représentatif du processus de perçage. L'autre différence avec notre approche est la prise en compte de la source latérale.

En introduisant la variable $\tau = t - t'$, l'équation (4.6) se réécrit sous la forme :

$$\Delta T(x, y, z, t) = \frac{q_c ds}{8\rho c(\pi a)^{3/2}} e^{-V(x-Vt)/2a} \int_0^t \tau^{-3/2} e^{-\left\{\frac{d^2}{4a\tau} + \frac{V^2\tau}{4a}\right\}} d\tau \quad (4.7)$$

où $d = \sqrt{(x-Vt)^2 + (y-y')^2 + (z-z')^2}$ représente la distance source – point de mesure à l'instant t comme indiqué sur la Figure 4-2.

On obtient une forme analytique de l'intégrale en utilisant la fonction d'erreur complémentaire :

$$\Delta T(x, y, z, t) = \frac{q_c ds}{8\rho c \pi a} e^{-V(x-Vt)/2a} f(d, t) \quad (4.8)$$

avec

$$f(d, t) = \frac{1}{d} \left\{ e^{Vd/2a} \operatorname{erfc}\left(\frac{d}{2\sqrt{at}} + \frac{V\sqrt{at}}{2a}\right) + e^{-Vd/2a} \operatorname{erfc}\left(\frac{d}{2\sqrt{at}} - \frac{V\sqrt{at}}{2a}\right) \right\} \quad (4.9)$$

La relation donne l'expression explicite de l'augmentation de la température due à une source ponctuelle mobile. Les étapes suivantes de la formulation mathématique du modèle dépendent de l'approche adoptée pour modéliser la forme des sources de chaleur dans le cas du perçage. On a deux possibilités débouchant sur deux modèles thermiques différents.

4.3.1 Modèle 1 : Source Disque + Frottement latéral

- Répartition de température due à la source disque

Selon cette approche, la forme de la source de chaleur à la pointe du foret peut être approximée à un disque de rayon égal au rayon du foret de perçage. Le champ de température dû à la pointe du foret est alors obtenu en sommant les réponses élémentaires dues à la source ponctuelle $q_c ds$ ($q_c [w/m^2]$) sur toute la surface du disque. On obtient alors :

$$T_{ip}(x, y, z, t) = \frac{1}{8\rho c \pi a} e^{-V(x-Vt)/2a} \int_0^R \int_0^{2\pi} q_c f(d, t) d\theta r dr \quad (4.10)$$

où R représente le rayon du disque. En coordonnées polaires, on a $d = \sqrt{(x-Vt)^2 + (y-r \cos \theta)^2 + (z-r \sin \theta)^2}$ la distance entre la source élémentaire et le point de mesure.

Dans l'équation (4.10), on se trouve dans le cas d'un milieu infini. Dans le cas du perçage de l'os cortical, c'est la configuration d'un milieu semi-infini qui s'y prête mieux. Ainsi se place-t-on dans le cas où l'os à percer occupe le demi espace $x \geq 0$ et la limite supérieure surfacique est placée à $x = 0$ (Figure 4-2). Pour déterminer l'augmentation de la température engendrée par une source disque dans un milieu semi infini dont la surface $x = 0$ est supposée adiabatique, on adopte la méthode de source image introduite par Carslaw et Jeager (1958). Cette approche a été utilisée par Komanduri et Hou (2000, 2001) pour établir des modèles thermiques dans le cas d'une opération de coupe orthogonale des métaux. Cette méthode consiste à associer au problème tel que posé précédemment une source image qui se déplace dans le demi-espace image occupant l'espace $x < 0$ et est caractérisée par des champs de toutes les grandeurs physiques symétriques par rapport au plan $x = 0$. Ceci revient à considérer une source image $q_{im} ds$ (avec $q_{im} = q_c$) qui se déplace à une vitesse opposée $-V$ dans la direction (O, x) tel qu'à l'instant t' , la source image soit localisée

à $Q_{im}(x' = -Vt', y', z')$ (Voir Figure 4-2a). L'expression de la répartition de la température due à la source image $q_{im} ds$ peut être déduite de la relation (4.10) en remplaçant d par $d_{im} = \sqrt{(x+Vt')^2 + (y-r\cos\theta)^2 + (z-r\sin\theta)^2}$ et V par $-V$. Finalement, en assimilant l'os à un milieu semi-infini et en modélisant la source de chaleur à la pointe du foret par une source sous forme d'un disque, on obtient l'expression de la répartition de la température due à cette source :

$$T_{tip}(x, y, z, t) = \frac{1}{8\rho c \pi a} \left\{ e^{-V(x-Vt)/2a} \int_0^R \int_0^{2\pi} q_c f(d, t) d\theta r dr + e^{V(x+Vt)/2a} \int_0^R \int_0^{2\pi} q_c f(d_{im}, t) d\theta r dr \right\} \quad (4.11)$$

Les termes en intégrale double dans l'expression (4.11) sont calculés numériquement par la méthode de Gauss.

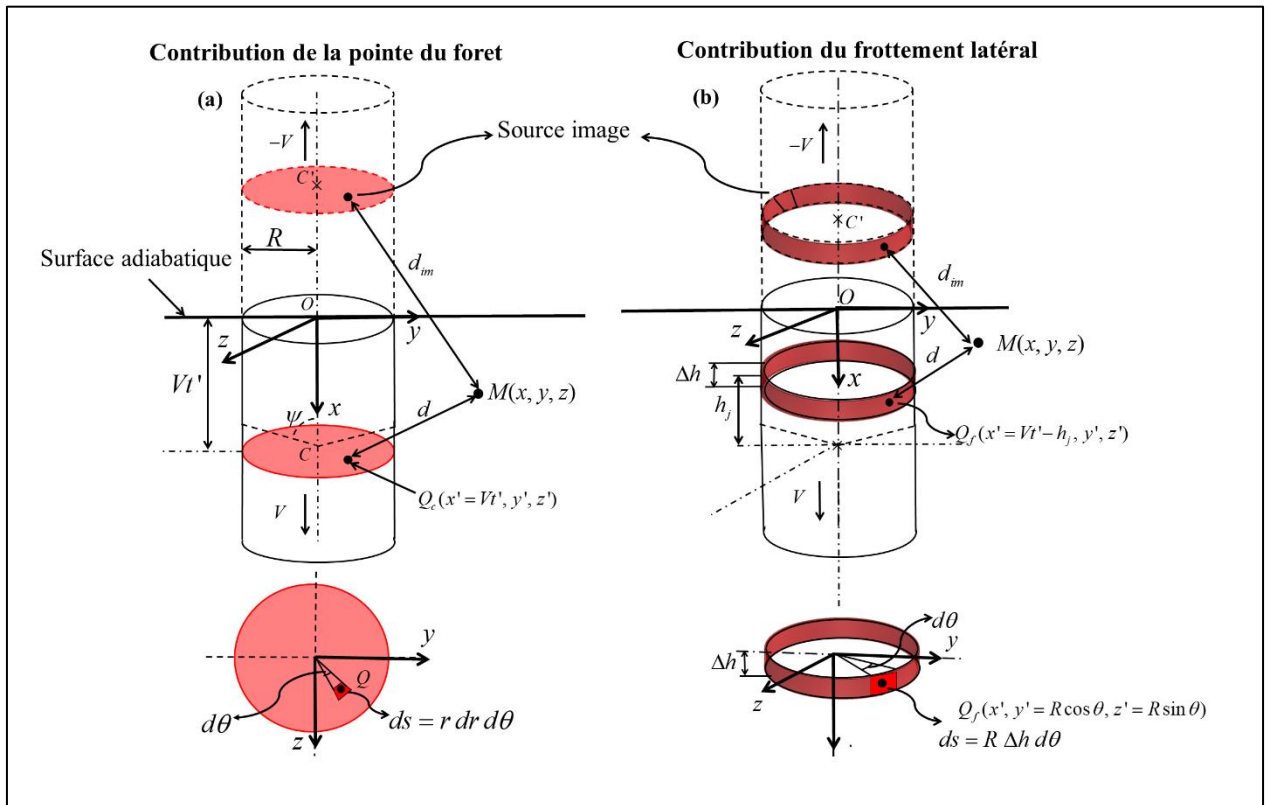


Figure 4-2 : Description schématique du modèle.

- Répartition de température due au frottement latéral au bord du trou.

Afin d'estimer l'augmentation de température engendrée par le frottement latéral, le terme source surfacique cylindrique de hauteur H (hauteur du trou) sera discrétisée en N ($1 \leq j \leq N$) petits

éléments donnant des sources élémentaires sous forme d'anneaux de chaleur de hauteur $\Delta h = H/N$. Ces anneaux sont activés progressivement au cours de l'opération de perçage. En effet, au fur et à mesure que le foret pénètre dans l'os, la source élémentaire j est activée à l'instant t_{0j} et libère continuellement à chaque instant t' , ($t_{0j} \leq t' \leq t$), au point $Q_j(x', y', z')$, la quantité de chaleur $q_f ds$ (q_f (w/m^2)) associée à la surface élémentaire $ds = R d\theta \Delta h$ (Voir Figure 4-2b). L'instant t_{0j} d'activation d'une source anneau de chaleur j peut être estimé en fonction de l'angle de pointe du foret ψ , du rayon du foret R et de la vitesse de pénétration du foret V par la relation (4.12) :

$$t_{0j} = j\Delta h/V + R/V \tan(\psi/2) \quad (4.12)$$

Dans cette relation, $R/\tan(\psi/2)$ représente la hauteur de la pointe du foret. En utilisant la même approche que précédemment c'est-à-dire la méthode de la source image, on obtient la répartition de la température due au frottement latéral à l'instant t :

$$T_{side}(x, y, z, t) = \frac{R \Delta h}{8\rho c \pi a} \sum_j^N \left\{ e^{-V(x+h_j-Vt)/2a} \int_0^{2\pi} q_f f(d, t-t_{0j}) d\theta + e^{V(x-h_j+Vt)/2a} \int_0^{2\pi} q_f f(d_{im}, t-t_{0j}) d\theta \right\} \quad (4.13)$$

avec :

$$\begin{cases} h_j = (j-1/2)\Delta h \\ d = \sqrt{(x+h_j-Vt)^2 + (y-R\cos\theta)^2 + (z-R\sin\theta)^2} \\ d_{im} = \sqrt{(x-h_j+Vt)^2 + (y-R\cos\theta)^2 + (z-R\sin\theta)^2} \end{cases} \quad (4.14)$$

La hauteur h_j est définie sur la Figure 4-2(b) et les termes en intégrale dans la relation (4.13) sont calculés numériquement par la méthode de Gauss. Notons que dans l'expression (4.13), q_f est indépendant du temps.

Finalement, la répartition de la température résultant de la contribution de la source disque de chaleur à la pointe du foret et de la source surfacique cylindrique due au frottement latéral est donnée par :

$$T(x, y, z, t) = T_0 + T_{tip}(x, y, z, t) + T_{side}(x, y, z, t) \quad (4.15)$$

où T_0 représente la température initiale de l'os.

Il est à noter que dans (4.11) et (4.13), les sources surfaciques élémentaires q_c et q_j sont définies telles que $q_c = \phi_{m1}$ et $q_f = \phi_{m2}$, voir (4.3) et (4.4) respectivement.

4.3.2 Modèle 2 : Cône + Frottement latéral

En approximant la source de chaleur due à l'interaction entre la pointe du foret et l'os, on ne prend pas en compte correctement dans le modèle deux aspects : (i) la densité de la source de chaleur

$q_c \left(\frac{W}{m^2} \right)$ et (ii) l'évolution de la distance entre le point où on mesure la température et la localisation de chaque source élémentaire durant la descente de l'outil. Dans le cas d'un foret, la puissance qui sert à chauffer l'os $\eta(M\omega + FV)$ est répartie sur la surface $S = \frac{\pi R^2}{\sin(\psi/2)}$ ($R =$

rayon du foret et ψ angle de pointe) alors que dans le modèle avec disque est plus petite (sachant

que $q_c = \frac{\eta(M\omega + FV)}{S}$). D'un autre côté, la répartition des sources ponctuelles q_c , par rapport

au point où on mesure la température est différente pour un cône à cause de la hauteur de pointe qui n'est pas prise en compte dans l'approche « disque ». L'approche que nous proposons dans ce paragraphe permet également d'analyser l'effet de l'angle ψ en pointe du foret. Comme pour la

source latérale, la hauteur $H = \frac{R}{\tan(\psi/2)}$ de la pointe conique du foret est discrétisée en

$N(1 \leq j \leq N)$ éléments de hauteur $\Delta h = H/N$ (Figure 4-3). Ces anneaux coniques sont activés

progressivement au cours de l'opération de perçage à mesure que le foret pénètre dans l'os. Une source élémentaire j au point $Q_c(x', y', z')$ est activée à l'instant $t_{0j} = j \frac{dh}{V}$ et libère

continuellement à chaque instant $t'(t_{0j} \leq t' \leq t)$ la quantité de chaleur $q_c ds \left(q_c \left[\frac{W}{m^2} \right] \right)$ au niveau

de la surface élémentaire $ds = h_j \tan(\psi/2) \frac{\Delta h}{\cos(\psi/2)} d\theta$. $h_j = (j-1)\Delta h$ est la distance entre la

source élémentaire j et la pointe du foret (Figure 4-3).

En utilisant la même approche que précédemment, on obtient la répartition de la température due à l'interaction entre l'os et la pointe du foret :

$$T_{tip} = \frac{\Delta h}{8\rho c\pi a} \frac{\tan(\psi/2)}{\cos(\psi/2)} \sum_j^N h_j \left\{ e^{-V(x+h_j-Vt)/2a} \int_0^{2\pi} q_c f(d, t-t_{oj}) d\theta + e^{V(x-h_j+Vt)/2a} \int_0^{2\pi} q_c f(d_{im}, t-t_{oj}) d\theta \right\} \quad (4.16)$$

Il est à noter que l'équation (4.16) est identique à (4.13) où on a remplacé $ds = R\Delta h d\theta$ par

$$ds = h_j \tan(\psi/2) \frac{\Delta h}{\cos(\psi/2)} d\theta.$$

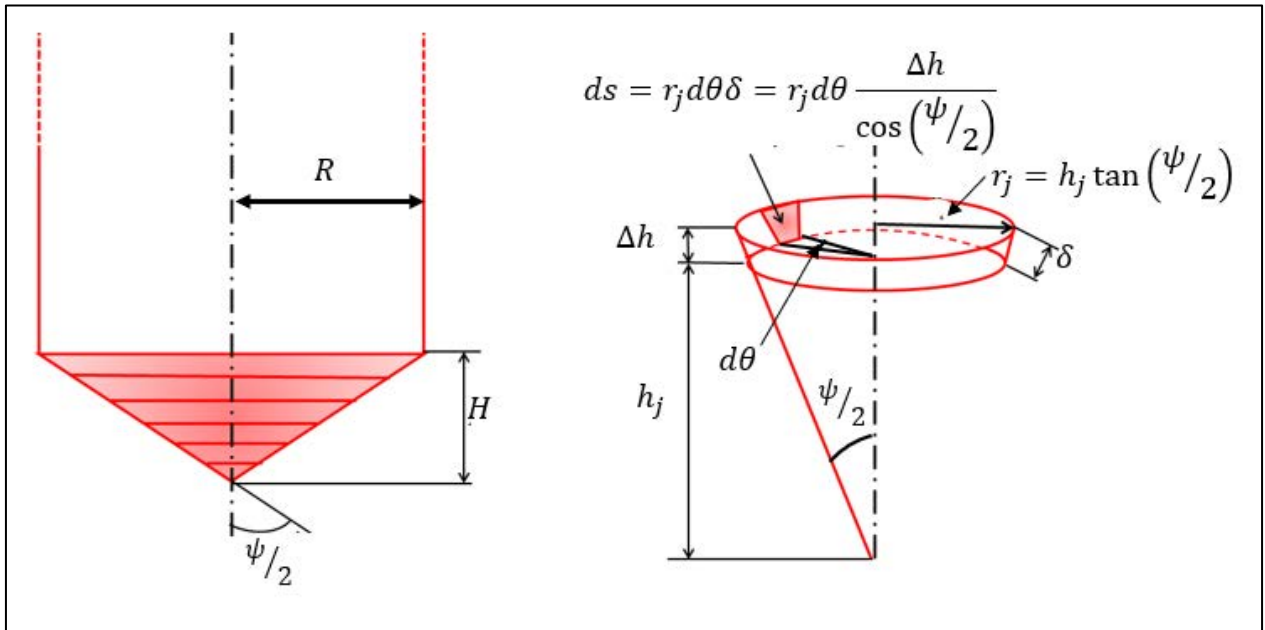


Figure 4-3 : Schéma descriptif de la prise en compte du cône dans le modèle.

4.4 Confrontation expérimentale du modèle aux faibles vitesses de coupe (2 – 5 – 10 – 20 m/min) : application au perçage de l'os porcin.

Dans cette partie, le modèle sera validé par les données expérimentales issues des essais de perçage réalisés aux faibles vitesses de coupe (2 – 5 – 10 – 20 m/min) dans le cadre du stage de master de Alexis Jacquillard (2015) au LEM3. Le contexte opératoire est similaire à celui décrit dans le chapitre expérimental de ce rapport. Ainsi les échantillons d'os percés ont-ils été extraits de la partie diaphysaire d'un fémur porcin (âgé de 6 à 9 mois). Les essais de perçage ont été réalisés à l'aide d'un foret dentaire Nobel Biocare de diamètre 3.2 mm sur un centre d'usinage Roeders

RP600 (36000 trs/min). L'acquisition des efforts de perçage et de la température est réalisée via une platine dynamométrique Kistler et deux thermocouples Omega de diamètre 0.25 mm. Les thermocouples ont été insérés dans des trous de diamètre 0.8 mm et de profondeur 1.5 mm. L'avance par tour est maintenue fixe à 0.04 mm tandis que la vitesse de coupe varie de 2 à 20 m/min (2 – 5 – 10 – 20 m/min). Des acquisitions par tomographie aux rayons X ont été réalisées sur les échantillons osseux afin de suivre l'évolution de la fraction volumique de matière dans les zones percées des échantillons osseux. Pour plus de détails, nous invitons le lecteur à se reporter au chapitre 2 du présent rapport.

La Figure 4-4(a) montre un exemple de rendu volumique de la zone percée de l'os. La méthode de post-traitement des images tomographiques est identique à celle décrite dans le chapitre portant sur l'étude expérimentale de ce rapport. Les courbes présentées sur la Figure 4-4(b) décrivent l'évolution de la fraction volumique de matière dans les zones impactées par l'action du foret lors du perçage de l'os. L'allure de ces courbes permet de conclure que le perçage s'étend sur l'os cortical et l'os spongieux. Les conclusions de l'analyse des courbes d'évolution de fraction volumique de matière et des efforts de coupe vont dans le même sens que celles réalisées dans le présent rapport au chapitre expérimental. Ces conclusions mettent l'accent sur la corrélation qui existe entre l'évolution de la fraction volumique de matière dans la zone percée et l'évolution des efforts de coupe. Afin d'estimer la source de chaleur à la pointe du foret, les valeurs moyennes des efforts de coupes sont extraites des courbes d'efforts comme indiqué sur la Figure 4-5. Sur les Figure 4-5(c) et (d), on note que les valeurs moyennes de la force axiale \bar{F} et du moment de perçage \bar{M} ne sont que légèrement impactées par la variation de la vitesse de coupe V_c . Cela étant, pour l'estimation des sources de chaleur, il sera utilisé comme données d'entrée du modèle les valeurs suivantes de la force axiale et du moment de perçage : $\bar{F} \approx 18 \text{ N}$ et $\bar{M} \approx 0.08 \text{ N.m}$ (Moyenne des valeurs moyennes du moment de perçage pour les vitesses allant de 2 m/min à 20 m/min). Dans cette étude, les paramètres thermiques de l'os sont donnés par $k = 0.45 \text{ W/Km}$, $c = 1640 \text{ J/kg K}$ et $\rho = 1640 \text{ kg/m}^3$ (Tu et al., 2012)

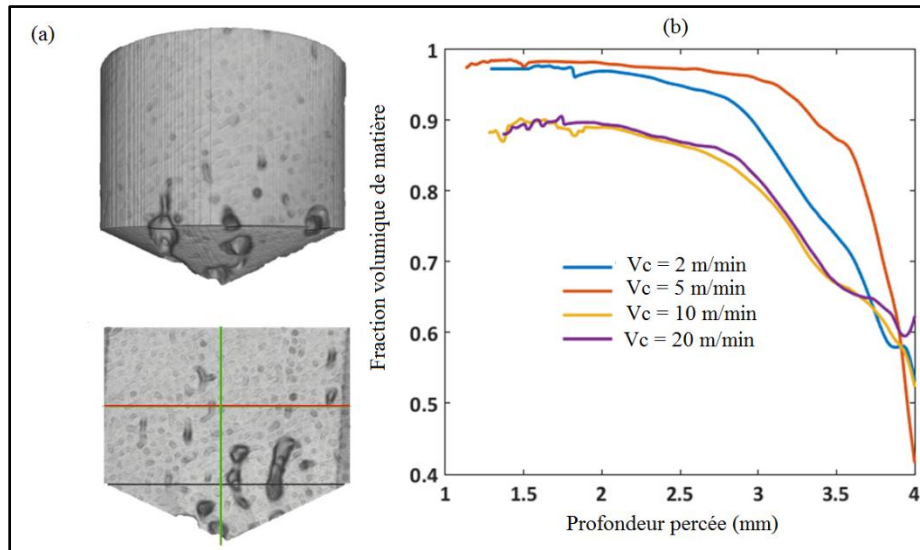


Figure 4-4 : (a) Rendu volumique de la zone percée. (b) évolution de la fraction volumique de matière dans les zones percées. V_c étant la vitesse de coupe (Tomographie réalisée par Jacquillard, 2015).

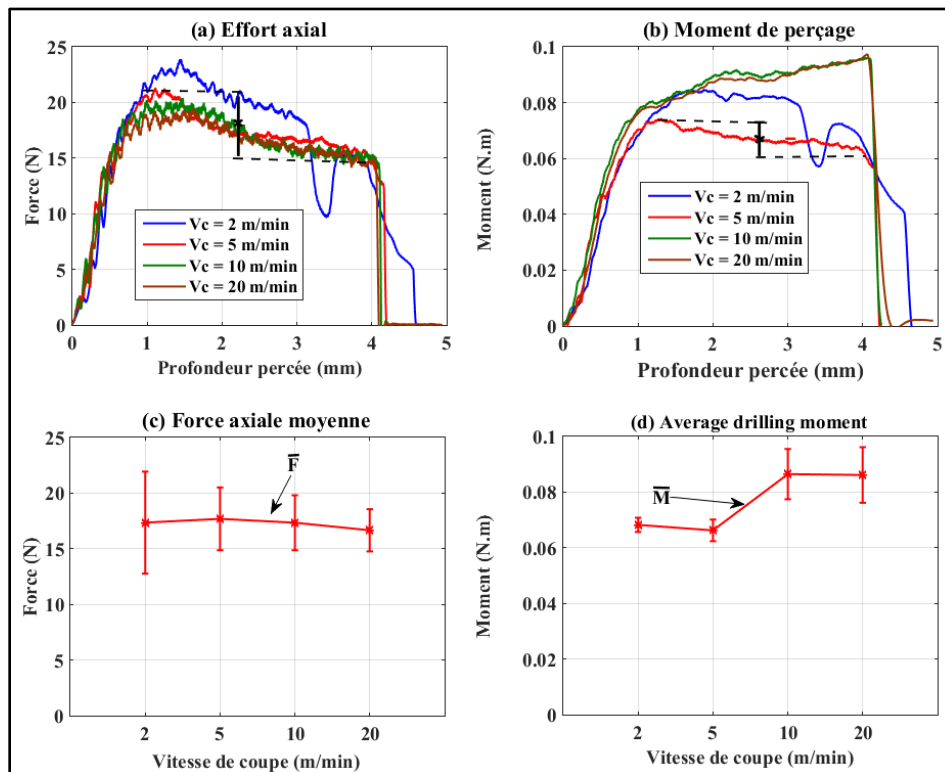


Figure 4-5 : Evolution de la force de pénétration axiale et du moment de perçage (D'après les essais expérimentaux de Jacquillard, 2015)

Après calibration du modèle dont la démarche sera décrite et discutée dans les paragraphes suivants, les résultats du modèle sont confrontés aux données expérimentales dans une analyse comparative. La Figure 4-6 présente les résultats de la confrontation expérimentale pour les deux positions des thermocouples. Chaque courbe présente deux phases avec une première partie ascendante caractéristique de l'échauffement du matériau usiné et une phase descendante caractérisant le refroidissement de la matière. L'influence de la source de chaleur induit par le frottement latéral est reportée sur la Figure 4-7(a). Sans surprise, la prise en compte du frottement latéral entraîne une augmentation de la température. L'allure générale de la courbe est également impactée notamment pour une vitesse de coupe de 2 m/min. La Figure 4-7(b) montre comment le profil de température prédite par le modèle est affectée lorsque l'os est considéré comme un milieu semi infini ou infini. Lorsqu'on assimile l'os à un milieu semi – infini et qu'on prend en compte l'adiabaticité de la surface de l'os, la température maximale atteinte aux points d'observation croit mais l'allure générale de l'évolution de la température en ces points reste inchangée. Le modèle arrive à reproduire l'augmentation de la température maximale pour une augmentation de la vitesse de coupe de 2 à 10 m/min (Figure 4-7(c)). Au-delà de 10 m/min, les données expérimentales montrent une diminution de la température maximale, alors que les valeurs de température maximale prédites par le modèle se stabilisent.

L'énergie thermique provenant de la dissipation d'une partie de l'énergie mécanique due à l'opération d'usinage représente un facteur très important dans la mise en place d'un modèle thermique de l'opération. Comme montré plus haut, l'utilisation de la théorie de coupe des métaux pour mettre en place un modèle thermique de l'usinage de l'os cortical suppose que le mécanisme de formation des copeaux osseux est similaire à celui des matériaux métalliques. Ainsi, en se plaçant dans la configuration d'une coupe orthogonale, on suppose que les copeaux se forment par cisaillement intense dans la zone de cisaillement primaire. Cette hypothèse ouvre la voie à l'application de la théorie de Merchant pour le calcul des efforts de cisaillement dans cette zone. Cette approche a été conduite par Davidson et James (2003), Maani et al. (2014) qui supposent qu'une portion de l'énergie de cisaillement est transférée dans l'os usiné sous la forme d'énergie thermique. Dans les modèles de Maani et al. (2014), Lee et al. (2012), cette portion est évaluée conformément à l'approche préconisé par Oxley (1989) alors que Davidson et James (2003) estiment cette portion à 0.5 (Voir chapitre 1 portant sur l'étude bibliographique)

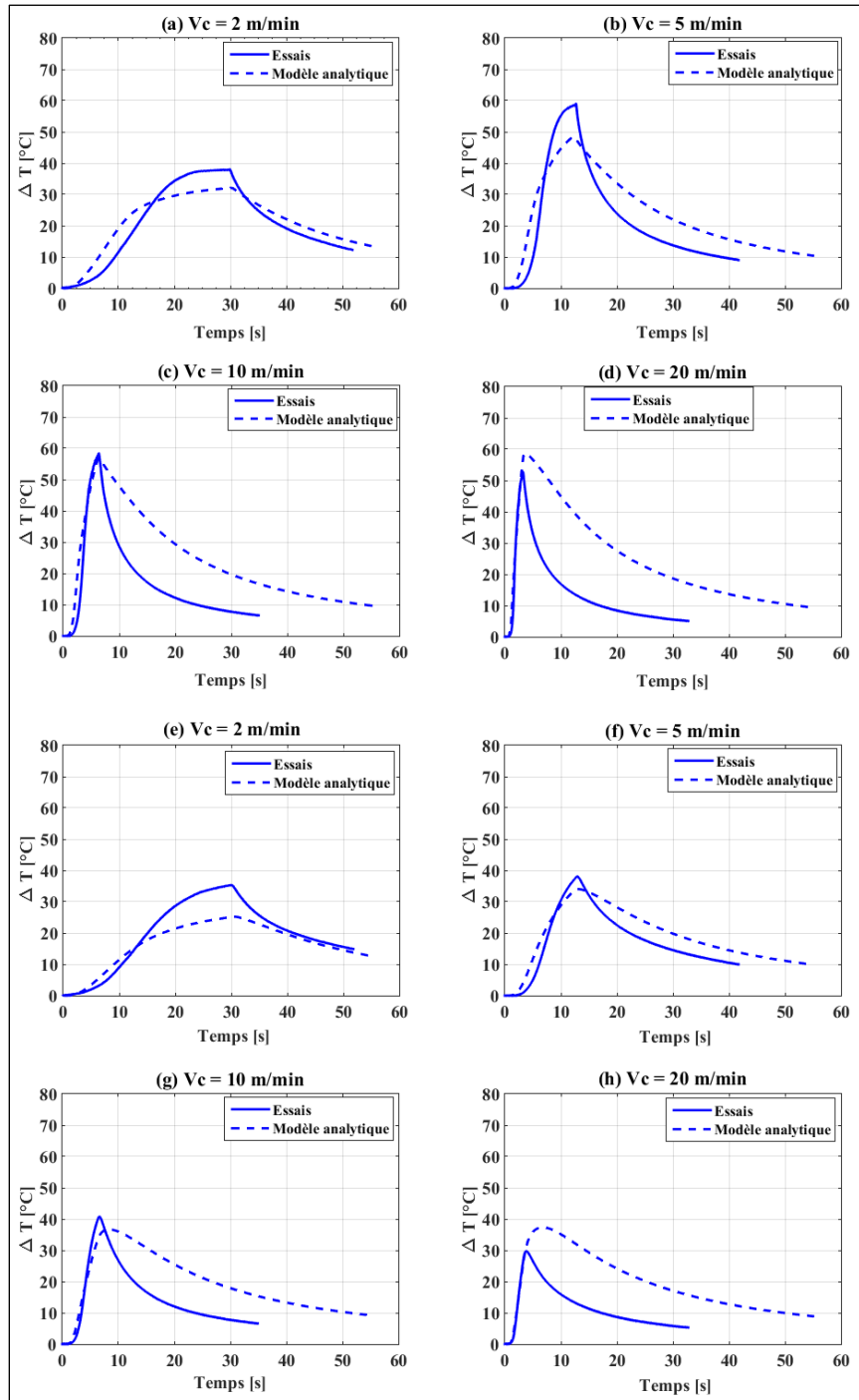


Figure 4-6 : Prédications du modèle vs mesures expérimentales : (a), (b), (c) et (d) capteur 1 (0.5 mm du trou) (e), (f), (g) et (h) capteur 2 (0.9 mm du trou) (D'après les essais expérimentaux de Jacquillard, 2015)

Dans la présente approche, l'augmentation de la température est le résultat de deux sources de chaleur principales : la source de chaleur à la pointe du foret q_c (interaction pointe du foret – fond du trou) et la source de chaleur induite par le frottement latéral q_f . Les relations (4.3) et (4.4) permettent d'estimer les densités de puissances respectives de ces sources q_c et q_f . La relation (4.3) requiert la détermination de la valeur moyenne des efforts de pénétration et du moment de perçage qui sont présentées sur la Figure 4-5. Comme mentionné plus haut, nous utilisons les valeurs suivantes : $\bar{F} \simeq 18 N$ et $\bar{M} \simeq 0.08 N.m$ pour les efforts de coupe. Il manque les paramètres μ_f , η , p pour une estimation complète de q_c et q_f . Dans le modèle, nous avons fixé le coefficient de frottement μ_f à 0.3 conformément à certaines études de la littérature. En effet, Rancourt et al. (1990) estiment à 0.3 le coefficient de frottement à l'interface os fémoral porcine – surface en acier inoxydable. Davim et Marques (2002) ont analysé l'influence de la vitesse de glissement à l'interface os cortical bovine – acier inox sur le coefficient de frottement. Ils évaluent μ_f à 0.25 lorsque la vitesse de glissement à l'interface varie de 0.02 m/s à 0.1 m/s. Zhu et al. (2015) examinent la variation du coefficient de frottement à l'interface os cortical bovine – acier inox avec lubrification en fonction de la pression de contact et de la vitesse de glissement. Ils évaluent pour une vitesse de glissement équivalente à 0.44 m/s et une pression de contact de 0.42 MPa le coefficient de frottement à $\mu_f = 0.25$.

Une procédure de calibration est mise en place pour l'évaluation des paramètres η (fraction de l'énergie mécanique convertie en énergie thermique) et p (pression de contact à l'interface du foret de perçage et de l'os cortical usiné). De l'étude paramétrique présentée sur la Figure 4-7, il ressort que l'instant t_c , correspondant à l'augmentation maximale de température ΔT_{\max} , dépend principalement de la source de frottement latéral notamment aux faibles vitesses de coupe. Or dans l'expression de la puissance de la source de frottement latéral, le paramètre qui permet de contrôler le contact est p . Cette logique nous amène tout naturellement à mettre en place une calibration de p et η en regard respectivement de t_c et ΔT_{\max} . La procédure de calibrage de p et η est mise en place sur une seule condition ($V_c = 2 m/min$, $f = 0.04 mm/tr$) avec le profil de température

obtenu au thermocouple 1 (0.5 mm du trou), (Figure 4-6). Les valeurs retenues $p = 1 \text{ MPa}$ et $\eta = 0.35$ sont maintenues constantes tout au long de la confrontation expérimentale du modèle sur les autres conditions opératoires. Par ailleurs, la Figure 4-7(b) montre une différence considérable au niveau de l'augmentation de la température prédite par le modèle selon que l'os soit assimilé à un milieu semi-infini avec une surface adiabatique ou à un milieu infini. Cette différence est plus importante à la vitesse de coupe $V_c = 20 \text{ m/min}$ qu'à $V_c = 2 \text{ m/min}$. Remarquons qu'au cours de l'opération de perçage, les deux mécanismes principaux de transfert de la chaleur (Conduction et convection de la chaleur) sont influencés par les conditions opératoires. Le paramètre opératoire qui impacte directement le mécanisme de transfert de chaleur par convection est l'avance du foret f . Notons qu'une augmentation de la vitesse de coupe V_c est accompagnée forcément d'une augmentation de la vitesse d'avance du foret dans la matière. Par conséquent, on peut émettre l'hypothèse qu'aux faibles vitesses de coupe, le mécanisme de transfert de la chaleur dominant est la conduction, tandis qu'aux grandes vitesses de coupe, la convection prédomine. C'est ce qui explique le fait que dans un milieu infini, l'historique de température en un point quelconque du milieu soit moins influencé par l'augmentation de la vitesse de coupe que dans un milieu semi infini. La Figure 4-7(c) présente l'effet de la variation de la vitesse de coupe sur la température en un point de mesure situé à une profondeur de 1.5 mm et à 0.5 mm du bord du trou percé pour le thermocouple 1 et 0.9 mm pour le thermocouple 2. Comme on peut le constater, la température augmente avec la vitesse de coupe tandis que le temps d'activité de la source de chaleur correspondant à la durée du perçage décroît avec la vitesse de coupe. En effet pour une avance par tour fixe ($f = 0.04 \text{ mm/tr}$), l'augmentation de la vitesse de coupe V_c est accompagnée d'une augmentation de la vitesse d'avance V de la source de chaleur ($V = fV_c/(\pi R)$) d'où la diminution du temps d'exposition. Par ailleurs, la puissance des sources de chaleur q_c et q_f croît avec la vitesse de coupe. Cet effet antagoniste dû à l'augmentation de la vitesse de coupe pour une avance par tour constante résulte en une stagnation de l'augmentation de la température maximale. Si expérimentalement, cette stagnation est observée, tout l'intérêt du modèle est d'aider à lui apporter une explication. Logiquement, l'augmentation maximale de température enregistrée à 0.5 mm du bord latéral du trou est plus importante que celle enregistrée à 0.9 mm. Le modèle reproduit

avec une bonne approximation l'historique de l'augmentation de la température dans la phase échauffement c'est-à-dire jusqu'à t_c ($0 \leq \Delta T \leq \Delta T_{\max}$).

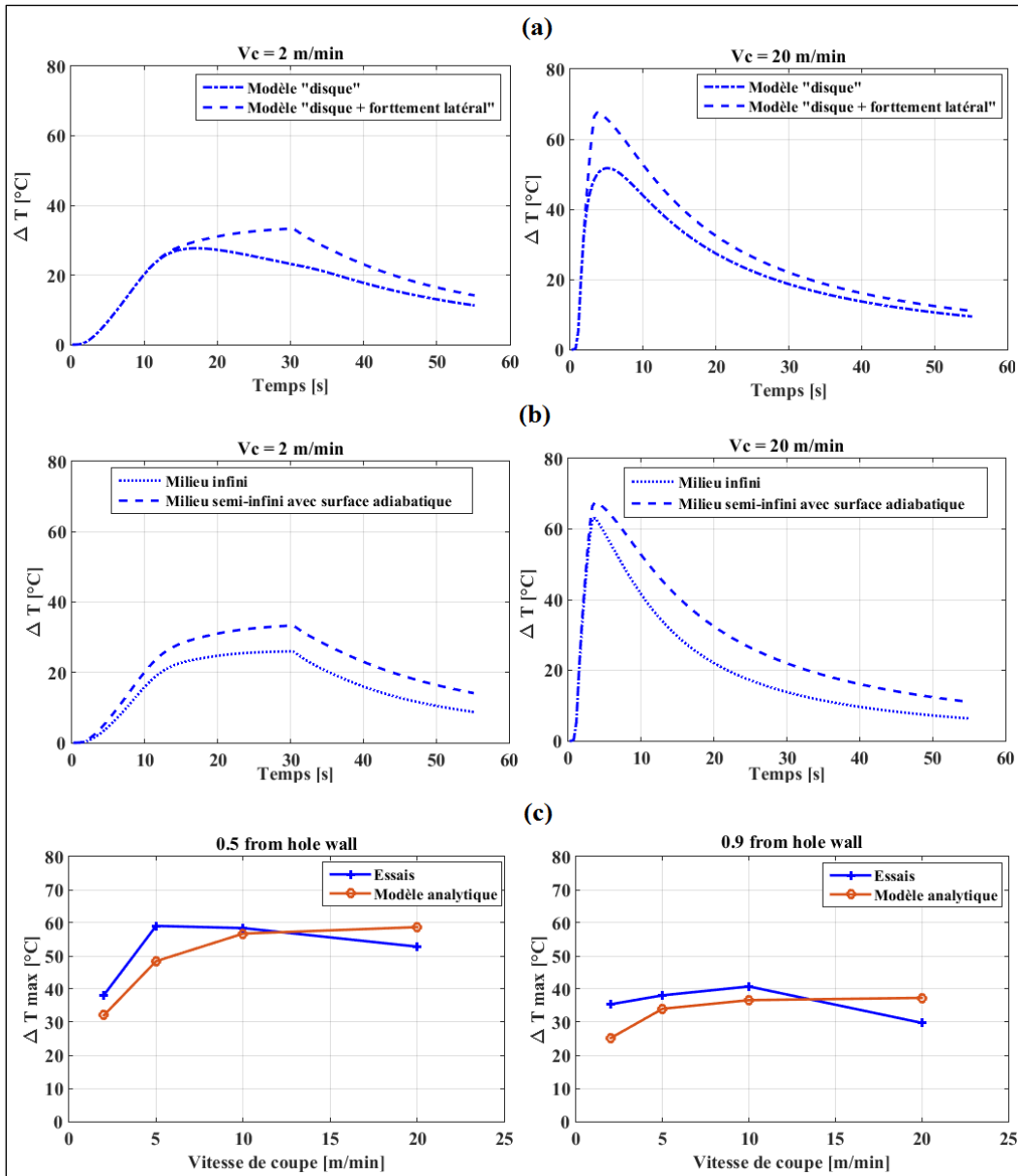


Figure 4-7 : (a) Comparaison entre l'approche avec "disque simple" et "disque + source latérale" (b) Impact de la prise en compte d'un milieu semi-infini et d'une surface adiabatique dans le modèle. (c) Comparaison résultat du modèle et des essais sur l'évolution de la température maximale en fonction de la vitesse de coupe.

L'augmentation de température observée du thermocouple 'Th2' situé à 0.9 mm du bord du trou est plus faible que celle mesurée par le thermocouple 'Th1' placé à 0.5 mm. Expérimentalement,

on observe une chute de 6%, 35%, 31% et 30% en passant du thermocouple 'Th1' à 'Th2' respectivement pour les vitesses de perçage 2 m/min, 5 m/min, 10 m/min et 20 m/min. En moyenne, on estime la chute observée expérimentalement entre le thermocouple 'Th1' et 'Th2' à 25%. Le modèle surestime cette chute moyenne en l'évaluant à 32%. Cette chute moyenne peut s'expliquer par la conductivité thermique faible de l'os et sa capacité thermique très élevée. Le Tableau 4-1 présente les résultats de quelques études déterminant les propriétés thermiques de l'os. Comme indicatif, la conductivité thermique et la capacité thermique de l'acier inoxydable sont respectivement 14 W/mK et 480 J/ kg K.

Tableau 4-1 : Propriétés thermiques de l'os

	Origine de l'échantillon traité	Conductivité thermique ($Wm^{-1} K^{-1}$)	Chaleur spécifique ($JK^{-1}kg^{-1}$)	Conditions particulières
Lundskog et al. (1972)	Homme	3.5564	1255.2	Os sec ou frais
	Eléphant	4.184	1171.12	Os sec
	Bœuf	4.8952	1171.12	Os sec
	Chien	Non spécifié	1087.84	Os sec
Biyikli et al. (1982)	Fémur humain	0.16-0.24	1140-1640	Os sec
		0.26-0.34	1500-2370	Os frais
Clattenburg et al. (1975)	Bovin	0.29288	Non mesuré	Os spongieux
Davidson et al. (2003)	Fémur bovin	0.58±0.018	Non mesuré	Longitudinale
		0.53±0.030		Circonférentielle
		0.54±0.02		Radiale

Clattenburg et al. (1975) ont effectué leurs essais de mesure de la conductivité thermique sur l'os spongieux. Bien que leurs échantillons proviennent du bovin comme Davidson et al. (2003), la conductivité thermique trouvée est deux fois inférieure à celle trouvée par Davidson et al. (2003) sur l'os cortical. La conductivité thermique est impactée par la variation de la densité osseuse dans l'os. Feldmann et al. (2018) ont montré une augmentation de la conductivité thermique de l'os avec le BV / TV. La Figure 4-4(b) montre que la fraction volumique de matière osseuse de la zone percée dans les conditions $V_c = 2$ et 5 m/min est supérieure à celle des zones percées avec les conditions $V_c = 10$ et 20 m/min. Cette différence de BV / TV qui impacte la conductivité thermique n'a pas été prise en compte dans le présent modèle. La prise en compte de l'impact de la variation de BV / TV sur la conductivité thermique et la capacité thermique serait une amélioration importante à ce modèle. Une autre limite de ce modèle réside dans sa capacité à prédire la phase de refroidissement.

Quelles que soient les conditions opératoires, on constate que le modèle surestime la température de l'os dans la phase de refroidissement.

4.5 Confrontations expérimentales du modèle aux grandes vitesses de coupe (32 – 64 – 96 m/min)

4.5.1 Application au perçage des matériaux de tests biomécaniques (Sawbones).

Dans ce paragraphe, on propose alors d'appliquer le modèle au perçage du Sawbones. Pour une comparaison complète entre le modèle et l'expérience, nous avons besoin des données sur les propriétés thermiques du Sawbones (k la conductivité thermique et c la capacité calorifique), ainsi que le coefficient de frottement entre l'outil et la matière. Ces paramètres dépendent du taux de porosité du matériau (Autrement du BV/TV). Lors de l'opération de perçage, un phénomène de densification peut se produire suivant les conditions de coupe. Ce qui rend l'identification de ces paramètres très complexe. D'après nos recherches bibliographiques, nous n'avons trouvé aucune donnée concernant ces paramètres. Dans l'étude expérimentale, on note que les seuls signaux de moments exploitables sont ceux du PU50 pour la condition de coupe $V_c = 32 \text{ m/min}$. Par la suite, on suppose que l'effet de la vitesse de coupe sur l'effort d'avance et le moment axial est négligeable. La vérification de cette hypothèse nécessite une autre campagne expérimentale en améliorant les moyens de mesure pour le couple. Compte tenu du manque de données, on limite la validation du modèle analytique au PU50 ($\rho = 800 \text{ kg/m}^3$) en ne prenant en compte que la source de chaleur au niveau de la pointe du foret et en fixant la valeur de la capacité calorifique c à 1400 J/kg K (cette valeur est proche de celle de l'os cortical). On présentera aussi une étude sur l'effet de c la capacité calorifique.

L'application du modèle analytique, en prenant en compte que le cône, nécessite la calibration de deux paramètres : η (la fraction de la puissance de coupe qui contribue à l'échauffement de l'os) et k (le coefficient de conductivité thermique). Cette calibration a été réalisée par rapport à la condition de coupe $V_c = 64 \text{ m/min}$ et $f = 0.04 \text{ mm/tr}$ en ajustant η et k respectivement par rapport à la valeur maximale de la température et à la phase de refroidissement. Le but étant de réduire la différence entre le modèle l'expérience pour cette condition de coupe. On obtient alors $\eta \approx 0.25$ et $k \approx 0.25 \text{ W/mK}$.

Après la calibration du modèle pour $V_c = 64 \text{ m/min}$ et $f = 0.04 \text{ mm/tr}$, on passe à la comparaison avec l'expérience pour d'autres conditions de coupe. La Figure 4-8 montre l'effet de l'avance par tour pour une vitesse de coupe $V_c = 32 \text{ m/min}$. On note que le modèle reproduit la baisse de température quand on augmente f . Cette baisse s'explique par le fait que la vitesse d'avance V soit proportionnelle à f ($V = fV_c/(2\pi R)$). Or l'échauffement de l'os durant le perçage résulte de deux effets combinés : l'intensité de la source q_c et le temps t_c ($t_c = d/V, d$: profondeur du trou) d'exposition du matériau percé qui est fonction de la vitesse V . Ainsi l'augmentation de f induit une élévation de q_c et une réduction de t_c . Les résultats montrent que c'est le deuxième effet qui l'a emporté puisque la température baisse quand f augmente. On retrouve la même tendance pour $V_c = 64$ et 96 m/min (Figure 4-8). On note également que le modèle reproduit d'une manière acceptable les tendances expérimentales pour $f = 0.04 \text{ mm/tr}$ et ceci pour l'ensemble des vitesses de coupe et pour les deux capteurs. En revanche la différence entre le modèle et l'expérience est plus importante pour $f = 0.02 \text{ mm/tr}$. Il est clair que compte tenu de : (i) la complexité de l'interaction outil – matière (densification et ses effets secondaires sur l'évolution des paramètres thermiques et des effets de coupe) et les difficultés d'acquisition des signaux propres et exploitables du moment axial... (ii) la simplicité du modèle, on ne peut pas s'attendre à ce que le modèle reproduise une physique qui n'est pas prise en compte. L'intérêt donc de cette approche est d'apporter des explications sur les tendances globales.

Sur la Figure 4-8, on note que la montée en température ainsi que le déclenchement de la phase de refroidissement se fait plus rapidement quand on augmente l'avance par tour f . Le modèle reproduit correctement cette tendance qui s'explique, pour la partie montée en température, par le fait que la source de chaleur et sa vitesse de pénétration (qui est la vitesse d'avance du foret V) soient des fonctions croissantes de f . D'un autre côté, comme le temps d'exposition est une fonction décroissante de V , la phase de refroidissement se déclenche plus tôt quand on augmente f . Cette tendance est la même pour les trois vitesses de coupe et pour les deux capteurs. La Figure 4-9 présente l'effet de la vitesse de coupe V_c pour $f = 0.02, 0.04$ et 0.08 mm/tr . Comme pour f , la source de chaleur q_c et la vitesse d'avance V croissent avec V_c . On retrouve les deux effets

opposés à savoir la température croît avec q_c et décroît si on réduit le temps d'exposition. Cependant, contrairement à l'effet de f , où c'est le second effet qui l'emporte, ici les deux effets se compensent d'où une stagnation de la température maximale en fonction de V_c . On retrouve la même évolution dans les courbes expérimentales sauf pour la plus petite avance $f = 0.02$ mm/tr. Concernant la montée en température et le déclenchement de la phase de refroidissement, ils se font plus tôt quand on augmente V_c comme pour f et pour les mêmes raisons.

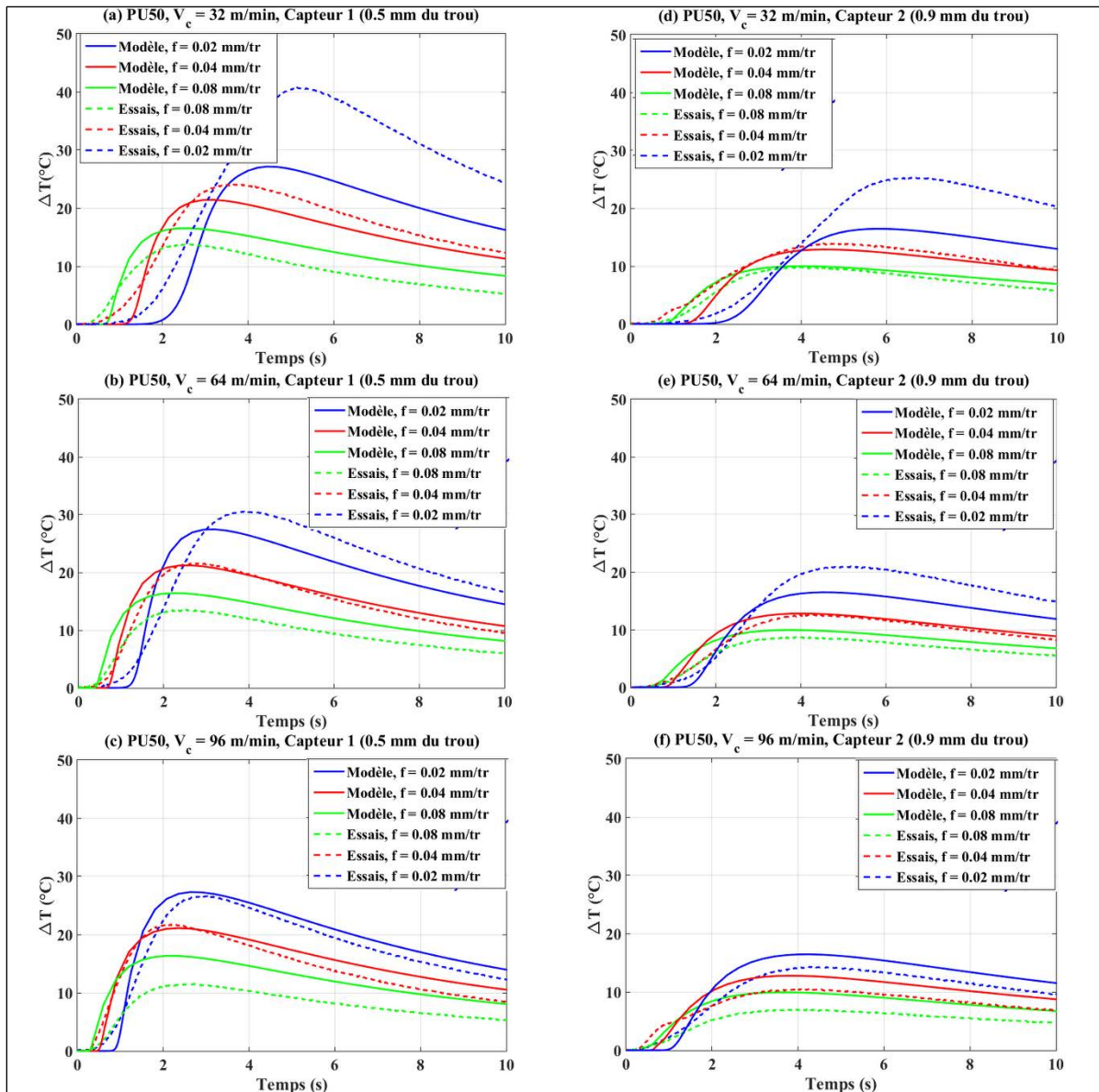


Figure 4-8 : Comparaison des résultats du modèle et de l'expérience, PU50

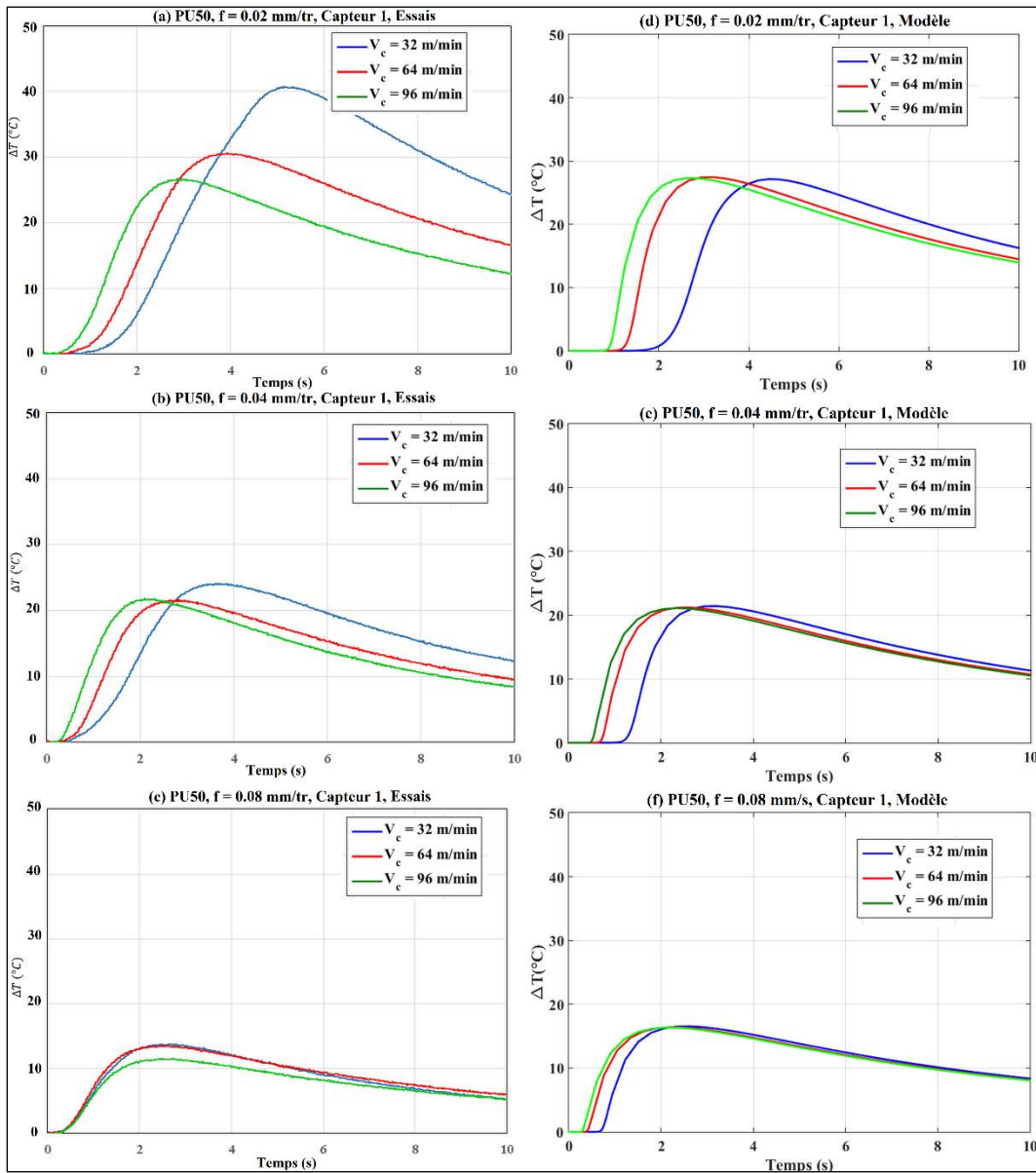


Figure 4-9 : Comparaison des résultats du de l'expérience et du modèle, PU50 ; Effet de la vitesse de coupe pour une avance par tour fixe.

- Effet de ψ (angle de pointe du foret)

Afin de pouvoir étudier l'effet de la géométrie de la pointe du foret, on considère deux cas : un trou non débouchant et (ii) un trou débouchant (Figure 4-10).

La Figure 4-11 mon l'effet de l'angle ψ à la pointe du foret pour deux types de trou : le trou débouchant et non débouchant. Les conditions de coupe sont fixées à $V_c = 32 \text{ m/min}$, $f = 0.02 \text{ mm/tr}$, $d = 4 \text{ mm}$ (profondeur du trou) et $\psi = 118^\circ$ et $118^\circ/2$. Les résultats du modèle indiquent que la diminution de ψ retarde la montée en température. Ceci est dû au fait que la hauteur de la pointe

$\left(H = \frac{R}{\sin(\psi/2)} \right)$ passe de 1 mm pour $\psi = 118^\circ$ à 2.8 mm pour $\psi = 118^\circ/2$ et donc son engagement total dans la matière prend plus de temps. Dans le cas d'un trou non débouchant, la pointe du foret descend à une profondeur $d = 4 \text{ mm}$ et l'outil imprime une empreinte conique au fond du trou dont la hauteur H croit quand on diminue ψ . Ainsi la diminution de ψ se traduit par une baisse de la quantité de matière enlevée durant le perçage et donc moins d'échauffement (Figure 4-11). En revanche si on passe à un trou débouchant, la quantité de matière enlevée est indépendante de ψ . Par conséquent, l'effet de ψ se limite à un décalage dans le temps de la montée en température.

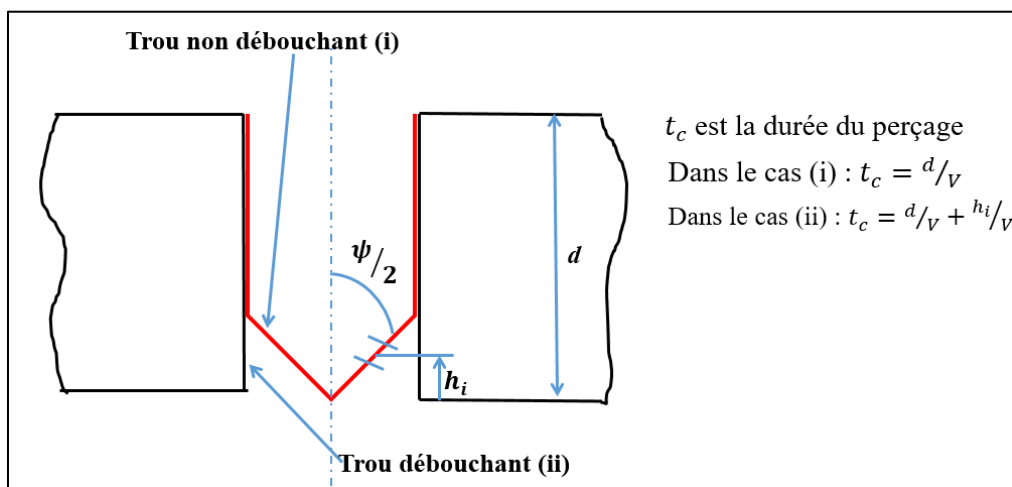


Figure 4-10 : Schéma descriptif de l'approche avec ou sans trou débouchant.

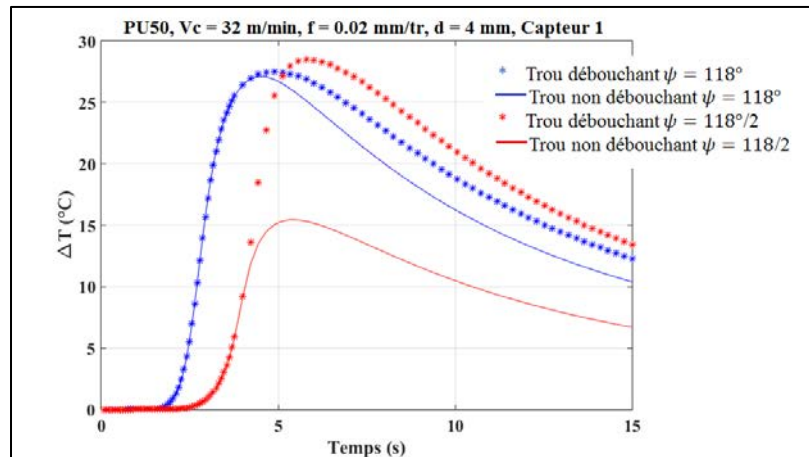


Figure 4-11 : Evaluation de l'effet de l'angle de pointe du foret sur l'augmentation de la température par le modèle.

- Effet du pré-trou.

Lors du perçage de l'os, on cherche à réduire l'échauffement des tissus osseux en optimisant les conditions de coupe : la vitesse de coupe, la vitesse d'avance et la géométrie du foret. On peut également mettre en place les stratégies de perçage comme la technique du pré-trou. Pour illustrer cette technique, on se place dans le cas du PU50 avec les conditions de coupe suivants : $V_c = 10$ et 32 m/min , $f = 0.02 \text{ mm/tr}$ et $d = 4 \text{ mm}$. Le diamètre du pré-trou est de 2 mm sachant que le rayon du foret est de 1.6 mm (On cherche à percer un trou de 3.2 mm de diamètre). La Figure 4-12 présente une comparaison entre le perçage avec et sans pré-trou pour les deux vitesses de coupe. On s'est placé dans le cas où après le pré-trou, la température de l'os est revenue à la température ambiante avant de percer le trou de 3.2 mm de diamètre. Comme on pouvait s'y attendre, la technique du pré-trou réduit l'échauffement du matériau usiné, pour les deux vitesses de coupe, comme dans les résultats expérimentaux (Chapitre 2).

Cette tendance s'explique par le fait que la source de chaleur due à l'interaction PU50 – pointe du foret (ou Os – pointe du foret), est plus faible dans le cas du perçage avec pré – trou. D'un autre côté, comme pour l'étude consacrée au perçage de l'os aux faibles vitesses de coupe (Paragraphe 4.4), quand on passe de $V_c = 32 \text{ m/min}$ à 10 m/min , la température au voisinage du trou baisse. C'est le résultat de la compétition entre l'augmentation du temps d'exposition et la diminution de la source de chaleur lors de la réduction de la vitesse de coupe. Les tendances obtenues montrent

que c'est le deuxième effet qui l'a emporté alors qu'aux grandes vitesses de coupe les deux effets se compensent pour les conditions de coupe que nous avons considérées.

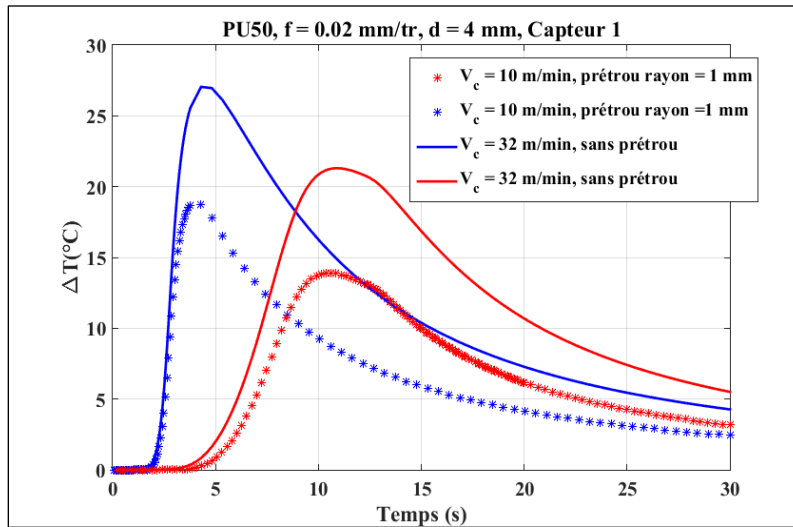


Figure 4-12 : Evaluation de l'effet du pré-perçage sur l'augmentation de la température prédite par le modèle.

- Effet de la capacité thermique c

L'effet principal de la capacité thermique est sur ΔT_{\max} (Figure 4-13). Compte tenu de la procédure de calibration utilisée dans le travail, si on surestime (ou sous-estime) la valeur de c , il suffit de diminuer η (respectivement augmenter η) lors de la phase de calibration par rapport aux données expérimentales pour la condition $V_c = 94$ m/min et $f = 0.04$ mm/tr.

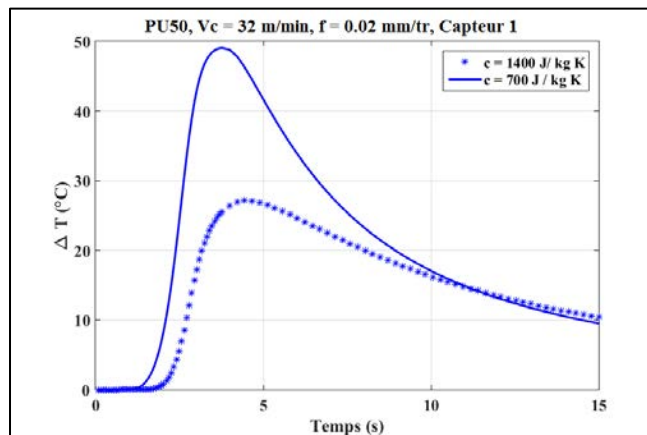


Figure 4-13 : Effet de la chaleur spécifique c du matériau percé sur l'évolution de la température.

4.5.2 Application au perçage de l'os porcin

Dans cette partie, on s'intéresse à la validation du modèle analytique prenant en compte le cône du foret par rapport aux essais sur l'os porcin présentés dans le chapitre 2. Dans cette étude expérimentale, on a analysé l'évolution de l'effort d'avance F , du moment axial M et de la température de l'os pour deux vitesses de coupe $V_c = 32$ et 64 m/min et deux avances $f = 0.04$ mm/tr et 0.08 mm/tr. Afin de mettre en avant le fait que la microstructure de l'os peut évoluer d'un trou à un autre sur le même échantillon et d'un échantillon à un autre extrait d'une zone anatomique différente, deux échantillons osseux extraits de la partie diaphysaire postérieure et antérieure du fémur porcin ont été percés (notés Os 1 et Os 2). L'analyse des efforts de coupe, F et M , montrent que leur variation est plus significative en fonction de f qu'en fonction de V_c . Sachant que l'objectif est de proposer un modèle simplifié pour étudier l'échauffement de l'os en fonction des paramètres de perçage, on a supposé que l'effet de V_c sur F et M est négligeable. Pour ce faire nous avons considéré la moyenne des efforts de coupe, \bar{F} et \bar{M} pour les deux vitesses de coupe et pour les deux échantillons Os1 et Os 2. Le Tableau 4-2 rappellent les valeurs moyennes de la force axiale et du moment de perçage obtenus expérimentalement pour l'os 1 et 2. On utilisera alors, pour une avance donnée, la valeur moyenne des mesures pour les deux échantillons osseux comme indiqué dans le Tableau 4-2.

Tableau 4-2 : Récapitulatif des valeurs de la force axiale, du moment de perçage obtenues expérimentalement et celles utilisées dans le modèle

Conditions de coupe			Os 1		Os 2		Valeurs utilisées dans le modèle	
N° essa i	Vitesse de coupe V_c (m/min)	Avance par tour f (mm/tr)	Force axiale F (N)	Moment de perçage M (N.mm)	Force axiale F (N)	Moment de perçage M (N.mm)	Force axiale \bar{F} (N)	Moment de perçage \bar{M} (N.mm)
1	32	0.04	46.28	42.07	44.95	38.8	48.5	35.5
3	64		52.16	30.36	52.68	32.0		
4	64	0.08	74.50	62.2	69.18	57.8	68.0	65.5
2	32		69.93	72.09	57.86	69.30		

Pour alimenter le modèle, nous utiliserons les paramètres thermiques de l'os identiques à ceux utilisés lors de la validation aux faibles vitesses de coupe (Section 4.4). Ces paramètres sont rappelés dans le tableau suivant (Tableau 4-3). Lors de la précédente calibration, nous avons obtenu $\eta = 0.35$ et $p = 1 \text{ MPa}$ (η est la fraction de la puissance de coupe qui a servi à l'échauffement de l'os et p est la pression latérale de contact entre le foret et le trou pour la source de chaleur par frottement.). En comparant le modèle avec l'expérience pour $V_c = 64 \text{ m/min}$ et $f = 0.08 \text{ mm/tr}$, nous avons noté que la valeur $p = 1.5 \text{ MPa}$ donne de meilleurs résultats que $p = 1 \text{ MPa}$. Ceci s'explique par le fait que dans le cas des essais aux faibles vitesses de coupe, la source de chaleur à la pointe du foret a été assimilée à un disque comme dans le modèle de Feldmann et al. (2016). Dans ce cas, on enlève plus de matière que dans le cas où le foret laisse une empreinte conique au fond du trou. Dans le cas du modèle avec disque on surestime la source principale de chaleur lors de la dernière phase de perçage (c-à-d sur la distance correspondant à la hauteur du trou $\frac{R}{\tan(\psi/2)}$).

Tableau 4-3 : Paramètres thermiques de l'os utilisés dans le modèle

Conductivité thermique $k \text{ (W/mK)}$	Chaleur spécifique $c \text{ (J/kgK)}$	Masse volumique $\rho \text{ (kg/m}^3\text{)}$	Coefficient de partage η	Coefficient de frottement μ	Pression de contact p (MPa).
0.45	1600	1640	0.35	0.3	1.5

La Figure 4-14 et Figure 4-15 présentent les résultats de l'étude comparative du modèle analytique et des essais expérimentaux. L'objectif de cette comparaison est de montrer la pertinence du modèle et sa capacité à reproduire en quelques secondes l'évolution de la température au cours d'une opération de perçage de l'os aux grandes vitesses de coupe.

On observe un bon accord entre les données expérimentales et les résultats du modèle. Toutefois, il est délicat de conclure sur la précision du modèle puisqu'il n'existe pas une répétabilité absolue entre les résultats expérimentaux obtenus avec les mêmes conditions de coupe. Comme montré dans l'analyse expérimentale, cet écart entre l'augmentation de la température de deux os est essentiellement lié à la microstructure qui diffère d'un os à un autre. Le modèle est aussi capable de prédire avec une précision relativement bonne l'augmentation maximale de la température de

l'os en fonction des conditions de coupe. En effet, pour une vitesse de coupe de $V_c = 32 \text{ m/min}$ (Figure 4-14), L'erreur quadratique moyenne (RMSE) du modèle obtenue pour l'ensemble des deux avances et des deux capteurs est de 5°C par rapport à la température maximale dans le cas de l'échantillon osseux Os 1, 4°C pour l'os 2 et de $3,5^\circ\text{C}$ par rapport à leur moyenne. Lorsqu'on passe à la vitesse de coupe de 64 m/min (Figure 4-15), les RMSE deviennent 4°C , 2°C et $2,7^\circ\text{C}$ respectivement pour l'échantillon Os 1, Os 2 et la moyenne de Os 1 et Os 2.

Les prédictions du modèle montrent que les deux capteurs voient les mêmes tendances à savoir : (i) la température baisse avec l'augmentation de f et (ii) qu'elle varie peu avec V_c . L'explication de ces tendances est similaire à celle présentée lors de l'application du modèle analytique au PU50. En analysant les mesures de température, on note que l'effet de V_c et de f change selon le capteur et selon l'échantillon Os 1 et Os 2. Ceci est directement lié à la variabilité de la microstructure de l'os qui peut affecter à la fois les sources de chaleur et les paramètres thermiques de l'os.

La comparaison montre également que pour les deux vitesses de coupe, les prédictions du modèle sont meilleures dans la phase échauffement de l'os que dans la phase refroidissement. La phase de refroidissement constitue un des points faibles de ce modèle. Les résultats du modèle pourraient être améliorés si on connaît avec précision les caractéristiques thermomécaniques de l'échantillon osseux percé comme la chaleur spécifique et la conductivité thermique. Comme le coefficient de conduction peut être affecté par la fraction volumique de matière (BV/TV) osseuse de l'os (Feldmann et al., 2018), l'incertitude sur la valeur de $k = 0,45 \text{ W/mK}$ déduite de la littérature a un effet non négligeable sur les prédictions du modèle concernant la pente de la phase de refroidissement.

En effet, d'après les résultats précédents, on peut noter que la valeur $k = 0,45 \text{ W/mK}$ ne permet de reproduire correctement la pente de la phase de refroidissement obtenue lors des essais de perçage. On propose donc, comme pour le PU50, de calibrer par rapport à la phase de refroidissement pour une seule condition de coupe : $V_c = 64 \text{ m/min}$, $f = 0,08 \text{ mm/tr}$, capteur 1. La valeur obtenue suite à cette calibration est $k = 0,67 \text{ W/mK}$. Il est à noter que cette valeur correspond aux ordres de

grandeur obtenus par Feldmann et al. (2018) dans leur étude expérimentale portant sur l'évolution du coefficient de conduction en fonction de la fraction volumique de matière osseuse. Les résultats du modèle suite à cette calibration sont présentés sur la Figure 4-16 et Figure 4-17 et on remarque une nette amélioration dans la prédiction de la phase refroidissement.

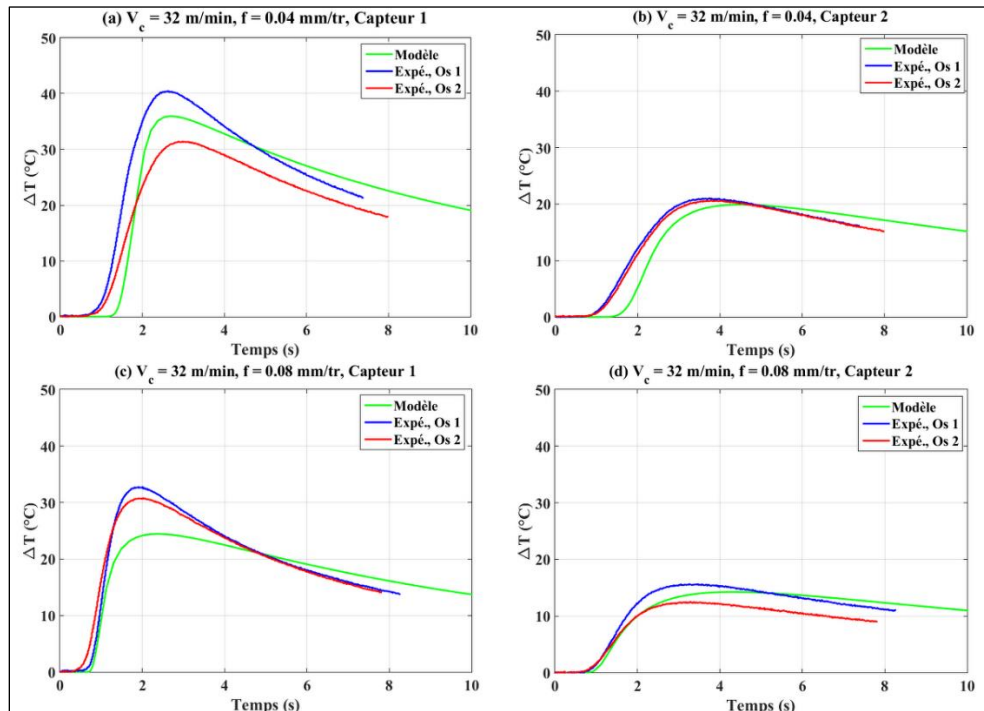


Figure 4-14 : Comparaison résultats du modèle analytique vs résultats expérimentaux ($V_c = 32$ m/min, $d = 4$ mm)

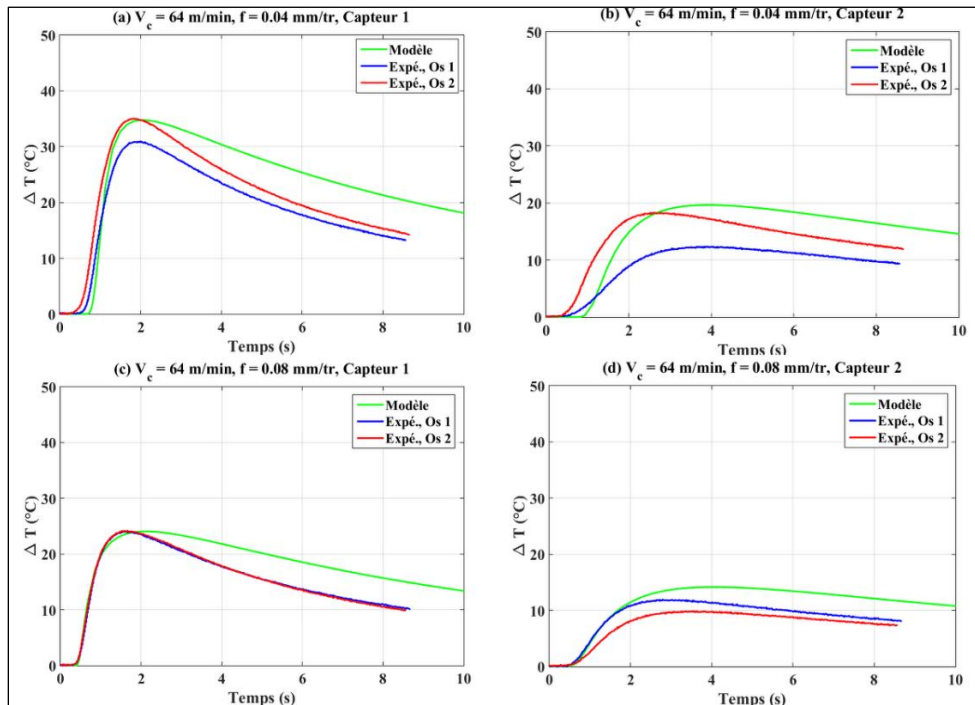


Figure 4-15 : Comparaison résultats du modèle analytique vs résultats expérimentaux ($V_c = 64 \text{ m/min}$, $d = 4 \text{ mm}$)

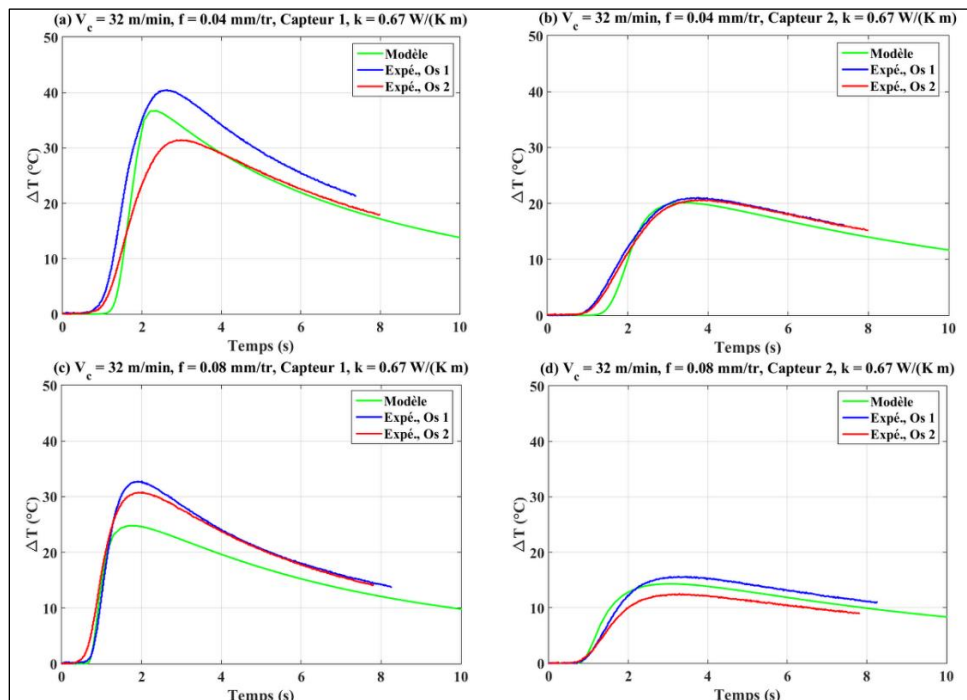


Figure 4-16 : Comparaison résultats du modèle analytique ($k = 0.67 \text{ W/(K m)}$) vs résultats expérimentaux ($V_c = 32 \text{ m/min}$, $d = 4 \text{ mm}$)

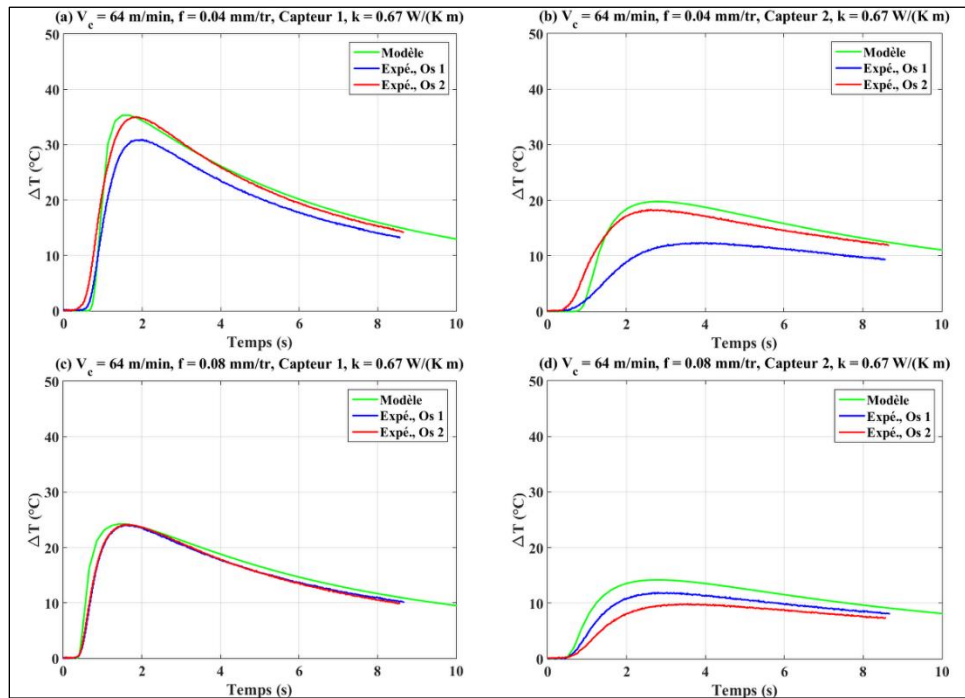


Figure 4-17 : Comparaison résultats du modèle analytique ($k = 0.67 \text{ W/(K m)}$) vs résultats expérimentaux ($V_c = 64 \text{ m/min}$, $d = 4 \text{ mm}$)

4.6 Conclusion

Un modèle analytique simple de prédiction de la température de l'os lors de son perçage est proposé dans ce chapitre. Ce modèle est basé sur la théorie de la source mobile de chaleur. Dans un souci de s'approcher le plus possible des conditions aux limites dans le cas du perçage expérimental, la méthode de la source image a été introduite et la forme de la source de chaleur à la pointe du foret est passée d'une source 'disque' à une source de forme conique. La puissance de la source de chaleur générée au niveau de la pointe du foret est supposée proportionnelle à la puissance totale de coupe. Une étude de calibration est menée sur une condition de coupe pour fixer les valeurs de p (pression de contact pour l'estimation de la source de frottement latéral) et de η (fraction de l'énergie mécanique convertie en énergie thermique dans le matériau percé). Une confrontation expérimentale des résultats du modèle a été mise en place en utilisant les essais expérimentaux réalisés aux faibles vitesses de coupe (2 à 20 m/min) sur l'os porcine et aux grandes vitesses de coupe (32 à 96 m/min) sur le Sawbones (Mousses de PU) et sur l'os porcine. La validation expérimentale du modèle analytique montre qu'une approche simplifiée permet d'analyser les effets des conditions de coupe et de la stratégie de perçage sur l'élévation de la température dans

l'os et le Sawbones. Cette étude a également montré que la variabilité de la microstructure de l'os modifie d'une manière significative l'évolution de l'échauffement en fonction des conditions de coupe. Pour reproduire les tendances expérimentales obtenues expérimentalement pour l'os, le modèle doit prendre en compte la variation de la fraction volumique de matière osseuse dans l'échantillon.

Conclusions et perspectives

L'objectif principal de ce travail de thèse était de contribuer à une meilleure compréhension de l'opération de perçage de l'os pour une optimisation des conditions opératoires afin d'éviter les dommages thermiques et mécaniques des tissus osseux. Pour aborder cette problématique, nous avons utilisé simultanément les trois approches de recherche communément utilisées : l'approche expérimentale, l'approche numérique et analytique.

La démarche expérimentale visait à établir une analyse couplée de l'impact de la microstructure des tissus osseux et de l'influence des conditions de perçage (vitesse de coupe et avance) sur les efforts de coupe (l'effort d'avance et le moment axial) et l'augmentation de la température des tissus osseux. Pour ce faire, l'étude expérimentale a consisté en le perçage d'échantillons osseux porcins et de mousses de polyuréthane (Sawbones) à porosité répétable et contrôlée. L'analyse microstructurale dont l'objectif était l'évaluation de la fraction volumique de matière (BV/TV) dans la zone de perçage a été réalisée par tomographie aux rayons X des échantillons percés. L'étude expérimentale a ainsi permis de mettre en avant les corrélations entre les couples microstructure – conditions de coupe et température – efforts de coupe. Elle a également contribué à la définition et à l'estimation de la puissance des sources de chaleur responsables de l'augmentation de la température.

L'étude expérimentale nous a renseignés sur l'évolution de la température et des efforts de coupe au niveau macroscopique mais les informations au niveau microscopique c'est-à-dire à l'échelle de la coupe sont restées difficiles d'accès. Le processus d'enlèvement de matière au niveau de l'arête de coupe de l'outil et ses conséquences sur l'échauffement de l'os et les efforts de coupes ont été analysés à travers la simulation EF de la coupe orthogonale de l'os. Cette simulation de la coupe orthogonale a montré que suivant l'épaisseur de copeau non déformé, la réponse mécanique et thermique de l'os peut être reproduite par un modèle isotrope ou isotrope transverse avec une loi de comportement élasto-plastique ou purement élastique combinée à un critère d'endommagement. Le modèle isotrope transverse avec une loi de comportement élasto-plastique et un critère de rupture a été utilisé pour développer la simulation de l'opération de perçage de l'os. Le modèle EF permet de prédire avec une bonne précision l'effort axial et le moment de perçage après calibration de la valeur du coefficient de frottement et du déplacement plastique lié au critère

d'endommagement. L'étude numérique a également clairement montré que les modèles d'endommagement actuels ne permettent pas de reproduire le processus complexe d'activation des mécanismes d'endommagement qui varient suivant l'épaisseur de du copeau non déformé.

Une modélisation analytique basée sur la théorie de la source mobile de chaleur a également été proposée. Les résultats de ce modèle ont été validés aux petites comme grandes vitesses de perçage et ont révélé, suite à une étude paramétrique, que l'évolution du BV / TV dans la zone de perçage est un facteur déterminant dans l'augmentation de température de l'os obtenue au cours de son perçage. Ces travaux permettent de montrer l'importance de l'impact de la vitesse de coupe, de l'avance et du BV / TV sur la réponse mécanique et thermique de l'os. A travers cette étude, le frottement latéral est clairement identifié comme une source de chaleur durant l'opération de perçage. L'application du modèle analytique à la mousse de polyuréthane de plus forte densité a montré que l'approche proposée permet de reproduire les tendances expérimentales qui globalement résultent de la compétition entre deux effets : le temps d'exposition et l'intensité des sources de chaleur. Ceci s'explique par le fait que la microstructure du matériau ne varie quasiment pas d'un trou à un autre. En revanche pour l'os porcine, on note que ces tendances dépendent de la variabilité de la fraction volumique de matière osseuse d'un endroit à un autre.

Les perspectives majeures de ce travail sont les suivantes :

- Sur le plan expérimental, il serait intéressant de s'intéresser au revêtement du foret utilisé au cours du perçage. Une étude visant à déterminer le revêtement approprié pour réduire le frottement latéral constituerait un véritable apport scientifique à la problématique du perçage de l'os. L'effet de la lubrification durant le perçage est également un paramètre très important qu'il faudrait analyser pour s'approcher des conditions réelles de perçage durant la chirurgie. De plus, pour améliorer le modèle analytique, la détermination des paramètres thermiques de l'os et du Sawbones serait essentielle. Concernant ce dernier point, un banc d'essai expérimental a été développé dans l'équipe et est actuellement en cours de validation. Enfin, des essais tribologiques permettant de déterminer les coefficients de frottement à l'interface entre l'os et l'outil pourraient également être mis en œuvre.
- Sur le plan numérique, un modèle multi-échelle et thermomécanique du perçage de l'os avec prise en compte de la microarchitecture de l'os cortical pourrait faire avancer la

compréhension de l'impact de certains composants de l'os comme les ostéons, l'os interstitiel et la ligne cémentante sur la réponse mécanique et thermique de l'os.

- Enfin, sur le plan analytique, il serait intéressant de prendre en compte l'évolution du BV / TV dans le modèle et de proposer une nouvelle estimation de la puissance des sources de chaleur qui tienne compte de cette évolution du BV / TV. L'enrichissement du modèle par les valeurs de paramètres de frottement et thermiques caractérisées expérimentalement et citées ci-dessus permettrait également d'améliorer ses performances.

Références bibliographiques

- Abouzgia, M.B., James, D.F., 1995. Measurement of shaft speed while drilling through bone. *Int J. Oral Maxillofac. Implants.* 53, 1308-1315.
- Abouzgia, M.B., Symington, J.M., 1996. Effect of drill speed on bone temperature. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 25, 394-399.
- Alam, K., Mitrofanov, A. V., Silberschmidt, V. V., 2011. Experimental Investigations of Forces and Torque in Conventional and Ultrasonically- Assisted Drilling of Cortical Bone. *Med. Eng. Phys.* 33, 234-239.
- Alam, K., Mitrofanov, A.V., Silberschmidt, V.V., 2009. Finite element analysis of forces of plane cutting of cortical bone. *Comput. Mater. Sci.* 46, 738-743.
- Alam, K., Mitrofanov, A.V., Silberschmidt, V.V., 2010. Thermal analysis of orthogonal cutting of cortical bone using finite element simulations. *Int. J. Exp. Comput. Biomech.* 1, 236-251.
- Allan, W., Williams E.D., Kerawala C.J., 2005. Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 43(4), 314-319.
- Alto, A., Pope, M.H., 1979. On the fracture toughness of equine metacarpal. *J. Biomech.* 12, 415-421.
- An, B., 2016. Constitutive modeling the plastic deformation of bone-like materials. *International Journal of Solids and Structures* 92-93, 1-8.
- Augustin, G., Davila, S., Mihoci, K., Udiljak, T., Vedrina, D.S., Antabak, A., 2008. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 128 (1), 71-77.
- Augustin, G., Davila, S., Udiljak, T., Vedrina, D.S., Bagatin, D., 2009. Determination of spatial distribution of increase in bone temperature during drilling by infrared thermography: preliminary report. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 129, 703-709.
- Augustin, G., Zigman, T., Davila, S., Udilljak, T., Staroveski, T., Brezak, D., Babic, S., 2012. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clin. Biomech.* 27 (4), 313-325.
- Bagci, E., Ozcelik B. 2007, Effects of different cooling conditions on twist drill temperature. *Int J Adv. Manuf. Technol.* 34, 867-877.
- Bailey, A. J., 2001. Molecular mechanisms of ageing in connective tissues. *Mech. Ageing Dev.*, 122(7), 735-755.
- Bechtol, C.O., Ferguson, A.B., Laing, P.G., 1959. *Metals and Engineering in Bone and Joint Surgery.* Williams and Wilkins. Baltimore, MD.
- Benington, I.C., Biagioni, P.A., Briggs, J., Shearidan, S., Lamey, P.J., 2002. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clin Oral Implants Res.* 13(3), 293-297.
- Bertollo, N., Gothelf, T.K., Walsh, W.R., 2008. 3-Fluted orthopaedic drills exhibit superior bending stiffness to their two fluted rivals: clinical implications for targeting ability and the incidence of drill bit failure. *Injury.* 39, 734-741.

- Bertollo, N., Milne, H.R.M., Ellis, L.P., Stephens, P.C., Gillies, R.M., Walsh, W. R. A. 2010. comparison of thermal properties of 2- and 3-fluted drills and the effect on bone cell viability and screw pull out strength in an ovine model. *Clin Biomech.* 25, 613-617.
- Bertollo, N., Walsh, W.R., 2011. Drilling of bone: practicality, limitations and complications associated with surgical drill bits. *Biomech. Appl.*
- Biyikli, S., Modest, M. F., and Tarr, R., 1986. Measurements of Thermal Properties for Human Femora. *J. Biomed. Mater. Res.* 20, 1335-1345.
- Bonfield W., Li C.H. 1968. The temperature dependence of the deformation of bone. *J Biomech.* 7(2), 323 - 329.
- Branemark, P.I., 1983. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 50, 399-410.
- Branemark, P.I., Zarb, G.A., Albrektsson, T., 1985. Tissue-integrated prosthese: osseointegration in clinical dentistry. *Chicago: Quintessence International.* 54(4), 611-612.
- Brisman, D.L., 1996. The effect of speed, pressure and time on bone temperature during drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implantol* 11, 35-37.
- Carslaw, H.S., Jeager, J.C., 1959, Conduction of heat in solids, Oxford University Press.
- Chacon, G.E., Bower, D.L., Larsen, P.E., McGlumphy, E.A., Beck, F.M., 2006. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg.* 64(2), 265-269.
- Champaney, L., Trompette, P., Etude d'une plaque trouée. ENS Cachan, Département Génie Mécanique, Laboratoire de Mécanique et Technologie.
- Childs, T.H.C., Arola, D., 2011. Machining of cortical bone: Simulations of chip formation mechanics using metal machining models. *Mach. Sci. Technol.* 15(2), 206–230.
- Chen, Y., Tu, Y., Zhuang, J. et al. (2017) Evaluation of the parameters affecting bone temperature during drilling using a three-dimensional dynamic elastoplastic finite element model. *Med Biol Eng Comput* 55, 1949–1957.
- Calttenburg, R., Cohen, J., Conner, S., Cook, N. 1975. Thermal properties of cancellous bone. *J Biomed Materials Research Part A*, 9(2), 169-182.
- Cordioli, G., Majzoub, Z., 1997. Heat generation during implant site preparation: an in vitro study. *Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 12, 186–193.
- Cowin, S.C., 2001. Bone Mechanics Handbook. *CRC Press*, Boca Raton, Florida.
- Crowninshield, R.D., Pope, M.H., 1974. The response of compact bone in tension at various strain rates. *Ann. Biomed. Eng.* 2(2), 217–225.
- Currey, J.D. 1988. The effect of porosity and mineral content on the Young's modulus of elasticity of compact bone. *J. Biomech.* 21, 131–39.
- Dandekar, C.R., Shin, Y.C., 2012. Modeling of machining of composite materials: a review. *Int J Mach. Tool. Manuf.* 57, 102–121.

- Davidson, S., James, D., 2003. Drilling in bone: modeling heat generation and temperature distribution. *J. Biomech. Eng.* 125(3), 305–314.
- Eriksson, A. R., Albrektsson, T., 1983. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *The Journal of prosthetic dentistry.* 50, 101-107.
- Eriksson, A.R., Albrektsson, T., Albrektsson, B. 1984. Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop. Scand.* 55(6), 629-631.
- Ernst, H., Merchant, M.E., 1941. Chip formation, friction and high-quality machined surfaces. Transactions of the American Society for Metals, *Surface Treatment of Metals.* 29, 299-378.
- Evans, F.G., 1973. Mechanical properties of bone. Springfield, IL: Charles C. Thomas.
- Farnworth, G.H., Burton, J.A., 1974. Optimization of drill geometry for orthopaedic surgery. *Int Mach Tool Des and Res Conf 15th Proc.* 227-233.
- Feldmann, A., Zysset, P., 2016. Experimental determination of the emissivity of bone. *Medical Engineering and Physics* 000, 1–3.
- Feldmann, A., Ganser, P., Nolte, L., Zysset, P., 2017. Orthogonal cutting of cortical bone: Temperature elevation and fracture toughness. *International Journal of Machine Tools & Manufacture* 118–119, 1–11.
- Feldmann, A., Wili, P., Maquer, G., Zysset, P., 2018. The thermal conductivity of cortical and cancellous bone. *European Cells and Materials.* 35: 25-33.
- Feng, L., Jasiuk, I., 2011. Multi-scale characterization of swine femoral cortical bone. *Journal of Biomechanics.* 44(2), 313-320.
- Field, J.R., Sumner-Smith, G., 2002. Bone blood flow response to surgical trauma. *Injury.* 33, 447–451.
- Franssen, B.B., van Diest, P.J., Schurman, A.H., Kon M., 2008. Drilling K-wires, what about the osteocytes? An experimental study in rabbits. *Arch. Orthop. Trauma. Surg.* 128(1), 83-87.
- Fuchsberger, A. 1988. The damaging temperature at the machining of the bone. *Unfallchirurgie.* 14(4), 173-183.
- Giraud, E., Rossi, F., Germain, G., Outeiro, J. C. 2013. Constitutive modelling of AZ31BO magnesium alloy for cryogenic machining. *Procedia CIRP.* 8, 522–527.
- Gok, K., Buluc, L., Muezzinoglu, U., Kisioglu, Y., 2014. Development of a new driller system to prevent the osteonecrosis in orthopedic surgery applications. *J Braz Soc Mech Sci Eng.* 1-10.
- Greenwood, C., Clement, J., Dicken, A., Evans, J., Lyburn, I., Martin, R., Rogers, K., Stone, N., Adams, G., Zioupos, P., 2015. The micro-architecture of human cancellous bone from fracture neck of femur patients in relation to the structural integrity and fracture toughness of the tissue. *Bone Rep.* 3, 67–75.
- Guo, X.E., Liang, L.C., Goldstein, S.A., 1998. Micromechanics of osteonal cortical bone fracture. *J. Biomech. Eng.* 120, 112–117.
- Haider, R., Watzek, G., Plenk, H., 1993. Effect of drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 8, 83-91.

- Hillery, M.T., Shuaib, I., 1999. Temperature effects in the drilling of human and bovine bone. *J Mater Proc. Technol.* 92–93, 302–308.
- Hinton, M.J., Kaddour, A.S., Soden, P.D., 2002. A comparison of the predictive capabilities of current failure theories for composite laminates, judged against experimental evidence. *Compos. Sci. Technol.* 62(12–13),1725–97.
- Hodge, A. J., Petruska, J. A., 1963. in *Aspects of Protein Structure* (Ed: G. N. Ramachandran), Academic Press, London and New York, 289 – 300.
- Jacobs, C., Pope, M., Berry, J., Hoaglund, F., 1974. A study of the bone machining process – orthogonal cutting. *J. Biomech.* 7 (2), 131–136.
- Jacobs, C., Berry, J., Pope, M., Hoaglund, F., 1976. A study of the bone machining process – drilling. *J. Biomech.* 9 (5), 343–349.
- Jacquillard, A., (2015) Analyse expérimentale du perçage de l’os. Stage de Master au LEM3.
- Johnson, T.P.M., S. Socrate, M.C. Boyce, 2010. A viscoelastic, viscoplastic model of cortical bone valid at low and high strain rates. *Acta Biomaterialia.* 6, 4073–4080.
- Kalidindi, V., 2004. Optimization of Drill Design and Coolant Systems During Dental Implant Surgery. *MS thesis, University of Kentucky.*
- Karaca, F., Aksakal, B., Kom, M., 2011. Influence of orthopaedic drilling parameters on temperature and histopathology of bovine tibia: An in vitro study. *Medical Engineering & Physics.* 33, 1221–1227.
- Katsamanis, F., Raftopoulos, D.D., 1990. Determination of mechanical properties of human femoral cortical bone by the Hopkinson bar stress technique. *J. Biomech.* 23(11), 1173–1184.
- Keaveny, T.M., Morgan, E.F., Yeh, O.C., 2004. Bone mechanics. *Standard handbook of biomedical engineering and design*, 1–24.
- Kinzl, L., Perren, S.M., Burri, C., 1974. Veränderungen mechanischer Qualität der unter Druckplatten liegenden Knochen-corticalis (Stress Protection). *Langenbecks Archi. Suppl.*, 215 – 216.
- Krause, W., 1987. Orthogonal bone cutting: saw design and operating characteristics. *J. Biomech. Eng.* 109 (3), 263–271.
- Lavelle, C., Wedgwood, D., 1980. Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. *J Oral Surg.* 38, 499-503.
- Lee, J., Ozdoganlar, O.B., Rabin, Y., 2012. An experimental investigation on thermal exposure during bone drilling. *Med Eng Phys.* 34(10), 1510-1520.
- Lerebours, C., Thomas, C., Clement, J., Buenzli, P., Pivonka, P., 2015. The relationship between porosity and specific surface in human cortical bone is subject specific. *Bone* 72, 109–117.
- Lewis, J.L., Goldsmith, W. 1975. The dynamics fracture and pre fracture response of compact bone by split Hopkinson bar methods. *J Biomech* 8(1), 27–40.
- Li, S., Demirci, E., Silberschmidt, V.V., 2013. Variability and anisotropy of mechanical behavior of cortical bone in tension and compression. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 21, 109–120.
- Liao, Z., Axinte, D.A., 2016. On chip formation mechanism in orthogonal cutting of bone. *Int. J. Mach. Tools Manuf.* 102, 41-55.

- Lughmani, W. A., Bouazza-Marouf, K., 2013. and Ashcroft I, Finite element modeling and experimentation of bone drilling forces. *Journal of Physics: Conference Series* 451, 012-034.
- Lundskog, J., 1972. Heat and bone tissue. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 9, 1 – 80.
- Maani, N., Farhang, K., and Hodaei, M. (2014). A Model for the Prediction of Thermal Response of Bone in Surgical Drilling. *ASME. J. Thermal Sci. Eng. Appl.* 6(4): 041005.
- Mattews, L.S., Hirsch, C. 1972. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint.* 54, 297-308.
- Matthews, L.S., Green, C.A., Goldstein, S.A., 1984. The thermal effects of skeletal fixation-pin insertion in bone. *J. Bone Joint Surg. Am.* 66, 1077-1083.
- McElhaney, J.H., 1966. Dynamic response of bone and muscle tissue. *J Appl Physiol.* 21(4), 12-31.
- Mellal, A., Wiskot, H.W., Botsis, J., Scherrerand, S.S., Belser, U.C., 2004. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clin. Oral Implants Res.* 15, 239-248.
- Mitsuishi, M., Warisawa, S., Sugita, N., 2004. Determination of the machining characteristics of a biomaterial using a machine tool designed for total knee arthroplasty. *CIRP Ann.-Manuf. Technol.* 53 (1), 107–112.
- Molinari, A., R. Cheriguene, and H. Miguelez, 2011. Numerical and analytical modeling of orthogonal cutting: The link between local variables and global contact characteristics. *Int. J. Mech. Sci.* 53, 183–206.
- Moritz, A.R., Henriques, F.C. 1947. Studies of thermal injury: II. The relative importance of time and surface temperature in the causation of cutaneous burns. *Am. J. Pathol.* 23, 695-720.
- Moyle, D.D., 1978. Welborn 3rd JW, Cooke FW. Work to fracture of canine femoral bone. *J. Biomech.* 11, 435–440.
- Nam, O., Yu, W., Choi, M.Y., Kyung, H.M., 2006. Monitoring of bone temperature during osseous preparation for orthodontic micro-screw implants: effect of motor speed and pressure. *Key Eng. Mater.* 321, 1044–1047.
- Natali, C., Ingle, P., Dowell, J., 1996. Orthopaedic bone drills e can they be improved. *J. Bone Joint. Surg. Br.* 78-B, 357-362.
- Nobakhti, S., Limbert, G., Thurner, P.J., 2014. Cement lines and interlamellar areas in compact bone as strain amplifiers contributors to elasticity, fracture toughness and mechano transduction. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 29, 235–251.
- Noorazizia, M.S., Izamshaha, R., Kasima, M.S., 2017. Effects of Drill Geometry and Penetration Angle on Temperature and Holes Surfaces for Cortical Bovine Bone: An in Vitro Study. *Procedia Engineering.* 184, 70–77.
- Nordin, M., Frankel, V.H., Nordin M, Frankel VH, 2001. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. *Lippincott Williams & Wilkins.*
- Oliveira, N., Alaejos-Algarra, F., Mareque-Bueno, J., Ferre S., Padro, E., Hernandez-Alfaro, F., 2011. Thermal changes and drill wear in bovine bone during implant site preparation. A comparative in vitro study: twisted stainless steel and ceramic drills. *Clin. Oral Implants Res.* 23(8), 963-969.

- Ohashi, H., Therin, M., Meunier, A., Christel, P., 1994. The effect of drilling parameters on bone. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* 5 (4), 237–241.
- Pandey, R.K., Panda, S.S., 2013. Drilling of bone: A comprehensive review. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma* 4, 15-30.
- Patel Purvi, S.D, Shepherd, D.E.T., Hukins, D.W.L. 2008. Compressive properties of commercially available polyurethane foams as mechanical models for osteoporotic human cancellous bone. *BMC Musculoskelet Disord.* 9, 137.
- Phadnis, V.A., Farrukh, M., Anish, R., Vadim, V. 2013. Silberschmidt. Drilling in carbon/epoxy composites: Experimental investigations and finite element implementation. *Composites. Part A* 47, 41–51.
- Puck, A., Schürmann, H., 1998. Failure analysis of FRP laminates by means of physically based phenomenological models. *Compos. Sci. Technol.* 7, 1045–1067.
- Rafel, S.S., 1962. Temperature changes during high speed drilling on bone. *J. Oral. Surg.* 20, 475-477.
- Reilly, D.T., Burstein, A.H., 1975. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech* 8, 393–405.
- Reilly, D.T., Burstein, A.H., 1974. The mechanical properties of cortical bone. *J. Bone Jt. Surg.* 56, 1001–1022.
- Reilly, D.T., Burstein, A.H., 1975. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of Biomechanics.* 8, 393–396.
- Reingewirtz, Y., Szmukler-Moncler, S., Senger, B., 1997. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. *Clin Oral Implants Res.* 8:189-197.
- Rho, J.Y., Kuhn-Spearing, L., Zioupos, P., 1998. Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Med. Eng. Phys.* 20 (2), 92–102.
- Roberts, V.L., Melvin, J.W. 1969. The measurement of the dynamic mechanical properties of human skull bone. *Appl. Polym. Symp.* 12, 235–247.
- Saha, S., Pal, S., Albright, J.A., 1982. Surgical Drilling: Design and Performance of an Improved Drill. *Journal of Biomechanical Engineering.* 104 (3), 245-258.
- Santiuste, C., Rodriguez-Millan, M., Giner, E., Miguélez, H., 2014. The influence of anisotropy in numerical modeling of orthogonal cutting of cortical bone. *Composites Structures.* 116, 423-431.
- Schneider, C.A., Rasband, W.S., Eliceiri, K.W. 2012. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Nature methods* 9(7), 671-675.
- Sedlin, E.D., Hirsch, C., 1966) Factors Affecting the Determination of the Physical Properties of Femoral Cortical Bone. *Acta Orthopaedica Scandinavica.* 37(1), 29-48.
- Sezek, S., B. Aksakal, F. Karaca S., 2012. Influence of drill parameters on bone temperature and necrosis: A FEM modelling and in vitro experiments. *Computational Materials Science.* 60, 13–18.
- Sener, B.C., Dergin, G., Gursoy, B., Kelesoglu, E., Slih, I., 2009. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clin. Oral Implants Res.* 20 (3), 294–298.

- Shamoto, E., and Altintas, Y. (1999). Prediction of Shear Angle in Oblique Cutting with Maximum Shear Stress and Minimum Energy Principles. *ASME. J. Manuf. Sci. Eng. August*; 121(3): 399–407.
- Sharawy, M., Misch, C.E., Weller, N., Tehemar, S., 2002. Heat generation during implant drilling: The significance of motor speed. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 60, 1160-1169.
- Sneath, R.S., 1964. The determination of optimum twist drill shape for bone. Biomechanics and related bioengineering topics. *Proceedings of the Symposium of Glasgow*. Oxford: Pergamon Press.
- Soriano, J., Iriarte, L., Eguren, J., Aristimuño, P., Garay, A., Arrazola, P., 2012. Effects of rotational speed and feed rate on temperature rise, feed force and cutting torque when drilling bovine cortical bone. *AIP Conference Proceedings*. 1431, 408–416.
- Sugita, N., Osa, T., Aoki, R., Mitsuishi, M., 2009. A new cutting method for bone based on its crack propagation characteristics. *CIRP Ann.–Manuf. Technol.* 58, 113–118.
- Szivek, J.A., Thompson, J.D., Benjamin, J.B. 1995. Characterization of three formulations of a synthetic foam as models for a range of human cancellous bone types. *J. Appl. Biomater.* 6(2), 125-128.
- Tai, B.L., Palmisano, A.C., Belmont, B., Irwin, T.A., Holmes, J., Shih, A.J., 2015. Numerical evaluation of sequential bone drilling strategies based on thermal damage. *Med. Eng. Phys.* 37 (9), 855–861.
- Taylor, D., Hazenberg, J.G., Lee, T.C., 2007. Living with cracks: damage and repair in human bone. *Nat. Mater.* 6, 263–268.
- Tehemer, S.H., 1999. Factors affecting heat generation during implant site preparations: a review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 14, 127-136.
- Tu, Y.K., Chen, L.W., Ciou, J.S., Hsiao, C.K., Chen, Y.C., 2013. Finite element simulations of bone temperature rise during bone drilling based on a bone analog. *J Med Biol Eng* 33, 269–274.
- Udiljak, T., Ciglar, D., Skoric, S., 2007. Investigation into Bone Drilling and Thermal Bone Necrosis. *Advances in Production Engineering and Management* 3, 103-112.
- Vachon, R. I., Walker, F. J., Walker, D. F., Nix, G. H., 1967. In vivo determination of thermal conductivity of bone using the thermal comparator technique. *Digest of the Seventh International Conference on Medical and Biological Engineering*, Ed. B. Jacobson, Stockholm, 502.
- Vercher, A., Giner, E., Arango, C., Tarancon, J.E., Fuenmayor, F.J., 2014. Homogenized stiffness matrices for mineralized collagen fibrils and lamellar bone using unit cell finite element models. *Biomech. Model.Mechanobiol.*13(2), 437–449.
- Weiner, S., & Wagner, H. D., 1998. The material bone: structure-mechanical function relations. *Annual Review of Materials Science*. 28(1), 271-298.
- Wiggins, K.L., Malkin, S., 1976. Drilling of bone. *J. Biomech.* 9, 553-559.
- Wood, J.L., 1971. Dynamic response of human cranial bone. *J. Biomech* 4(1), 1–12.
- Xu, L., Wang, C., Jiang, M., He, H., Song, Y., Chen, H., Shen, J., Zhang, J., 2014. Drilling force and temperature of bone under dry and physiological drilling conditions. *Chin. J. Mech. Eng.* 27 (6), 1240–1248.
- Yacker, M., Klein, M., 1996. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*. 11, 634–638.

- Yeager, C., Nazari, A., Arola, D., 2008. Machining of cortical bone: surface texture, surface integrity and cutting forces. *Mach. Sci. Technol.* 12, 100–118.
- Yoon, H., Katz J., 1976. Ultrasonic wave propagation in human cortical bone. II. Measurements of elastic properties and microhardness. *J. Biomech.* 9, 459–64.
- Yung-Chuan, C., Tu, Y.K., Zhuang, J.Y., Tsai, Y., Yen, C. Y., Hsiao, C.K., 2017. Evaluation of the parameters affecting bone temperature during drilling using a three-dimensional dynamic elastoplastic finite element model. *Med. Biol. Eng. Comput.* 55, 1949–1957
- Zavarise, G., Wriggers, P., B.A. Schrefier, B.A., 1998. A method for solving contact problems. *International Journal for Numerical Methods in Engineering.* 42(3), 473- 498.
- Zelenov, E. S., 1985. Experimental Investigation of the Thermophysical Properties of Compact Bone. *Mech. Composite Mater.* 21(6), 759-762.
- Zioupos, P., Currey, J.D., Mirza, M.S., Barton, D.C., 1995. Experimentally determined micro cracking around a circular hole in a flat plate of bone: comparison with predicted stresses. *Philosophical Transactions of the Royal Society B.* 347, 383–396.

Résumé

Le perçage de l'os est couramment pratiqué dans de nombreux types de chirurgie comme lors de la pose de vis d'ostéosynthèse et d'implants dentaires et cochléaires. Lors de l'opération de perçage, le chargement thermomécanique dû à l'interaction outil-os peut endommager les tissus osseux au voisinage de la zone de perçage. Ainsi, une augmentation significative de la température peut provoquer une ostéonécrose thermique. Il est donc important d'optimiser les conditions opératoires (vitesses de rotation et d'avance, géométrie du foret, stratégie de perçage...) afin de réduire les risques d'endommagement de l'os. Pour ce faire, il faut analyser et comprendre les effets des conditions de coupe sur les mécanismes contrôlant l'interaction foret-os. Les travaux de cette thèse ont pour objectif de contribuer à la compréhension de ces mécanismes en combinant une approche expérimentale avec de la modélisation numérique et analytique. L'étude expérimentale porte sur l'effet de la vitesse de coupe, de l'avance du foret et de la microstructure de la zone percée sur l'évolution des efforts de coupe (l'effort d'avance et le moment axial) et de l'augmentation de la température pendant le perçage d'un échantillon d'os porcine et de matériaux de tests biomécaniques (Sawbones). Ces derniers présentent l'avantage d'une microstructure uniforme par échantillon donné contrairement à l'os. Les modèles numériques de la coupe orthogonale et du perçage de l'os cortical sont développés en utilisant le code Eléments Finis ABAQUS/Explicit. L'objectif est d'analyser l'influence des lois de comportement et d'endommagement sur les prédictions du modèle (mécanisme de coupe, température et efforts de coupe). Afin de proposer une approche simplifiée, une modélisation analytique basée sur la théorie de la source mobile a également été proposée. La validation expérimentale a montré la pertinence des approches proposées ainsi que leurs limites.

Mots clés : Tissus osseux, Perçage, Ostéonécrose thermique, Matériaux de test biomécanique (Sawbones), Coupe orthogonale, Modèle EF, Théorie de la source mobile, Microstructure, Température, Effort de coupe.

Abstract

Bone drilling is commonly practised in various surgical operations for orthosynthesis screws insertion or placement of dental and cochlear implants. During bone drilling procedure, the thermomechanical constraints resulting from the tool-bone interaction can damage the bone tissues in the vicinity of the drilling area. Thus, a significant increase in temperature can cause thermal osteonecrosis. It is therefore important to optimize the operating conditions (spindle speed and feed rate, geometry of the drill, drilling operation strategy ...) in order to reduce the risk of damage to bone tissues. To do this, it is necessary to analyse and understand the effects of cutting conditions on the mechanisms controlling the drill-bone interaction. The present work aims to contribute to the understanding of these mechanisms by combining an experimental approach with numerical and analytical modelling. The experimental study investigates the effect of the cutting speed, feed rate of the drill and the microstructure of the drilled area on the resulting cutting forces (thrust force and axial torque) and temperature rise during the drilling of porcine bone specimens and biomechanical test materials (Sawbones). These materials have the advantage of a uniform microstructure per given sample unlike bone. Numerical models of orthogonal cutting and bone drilling are implemented using the Finite Element code ABAQUS / Explicit. The purpose of this development is to analyse the influence of bone constitutive and damage laws on the model predictions (cutting mechanism, temperature and cutting forces). In order to propose a simplified approach, an analytical modelling based on moving heat source theory is developed for predicting bone thermal response. The relevance and limits of the approach proposed is shown through experimental validation.

Keywords: Bone tissues, Drilling, Thermal osteonecrosis, Biomechanical test material (Sawbones), Orthogonal cutting, FE Model, Moving heat source theory, Microstructure, Temperature, Cutting force.