

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 bibliothèque : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr (Cette adresse ne permet pas de contacter les auteurs)

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







THÈSE

Présentée pour l'obtention du titre de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE LORRAINE

Mention: Mécanique des Matériaux

par

Martin BOILLAT

Étude expérimentale du fraisage de l'os temporal et développement d'un modèle artificiel 3D pour l'entrainement en chirurgie otologique

Soutenue publiquement le 19 décembre 2023, à Metz, devant le jury composé de :

Directrice de thèse : Anne-Sophie BONNET Professeure, Université de Lorraine, Metz

Co-directrice de thèse : Cécile PARIETTI-WINKLER Professeure, Praticien Hospitalier, Université

de Lorraine, CHU, Nancy

Président du Jury : Abdelhadi MOUFKI Professeur, Université de Lorraine, Metz

Rapporteurs : Sébastien LAPORTE Professeur, Arts et Métiers Sciences et

Technologies, Paris

Gilles DESSEIN Professeur, École Nationale d'Ingénieurs de

Tarbes

Examinateur : Frédéric VENAIL Professeur, Praticien Hospitalier, Université

de Montpellier, CHU, Montpellier

Membre invité : Gaël LE COZ Ingénieur de Recherche, Université de

Lorraine, Metz

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier mes directrices de thèse, Anne-Sophie Bonnet et Cécile Parietti-Winkler, pour leur expertise scientifique, et leur bienveillance dans l'accompagnement de mes travaux de thèse. Merci pour votre générosité et vos élans d'enthousiasme qui, j'en suis certain, m'accompagneront encore longtemps.

Je tiens également à remercier Gaël Le Coz pour ses précieux conseils, son esprit critique aiguisé et sa sympathie qui ont fait avancer ces trois années sur les deux roues de la liberté. L'humain est le cœur de la recherche, et chacune de nos discussions l'a fait battre avec plus d'intensité. Je remercie aussi Abdelhadi Moufki pour ses contributions et sa disponibilité, qui m'ont permis d'enrichir davantage mes travaux de thèse.

Ce travail s'appuie également sur les travaux d'une équipe et les compétences de nombreuses personnes, en particulier mes collègues de la biomécanique Adrien Baldit, Cynthia Dreistadt, Émilie De Brosses et Cédric Laurent dont la présence a constitué un soutien précieux dans les moments difficiles et une motivation supplémentaire au quotidien. J'ai aussi une grande appréciation pour tous les collègues de l'ENIM, du LEM3 et du CIRAM croisés au quotidien, pour leur grande sympathie et leurs attentions particulières : Matéo, Laurent, Romain, Bertrand, Vianney, Patricia, Carole, Brigitte, Paul, Théophile, en en oubliant sûrement beaucoup...

Mes pensées vont également bien sûr à mes parents, Sylvie et Jean, qui ont fait en sorte que ces annnées soient aussi belles qu'elles ont pu l'être, et sans qui rien de tout ça n'aurait été possible.

Enfin, rien ne pourra remplacer les amis rencontrés sur le chemin du LEM3, et avec qui je me suis retrouvé plus proche que je ne l'aurais jamais imaginé, et qui ont fortement contribué à donner à ces dernières années leurs couleurs si particulières. Merci Alex pour les braises ardentes et les nocturnes étincelantes, Paul pour les levures sensibles et les éclats de vie liquides, Mélaine pour les brèches, les flèches et les imbrications, Julien pour les croissances, les dédales et les vertiges, Daniel pour les proses en partitions et les parfums perméables, Joé pour les vibrations et les explorations, Flora pour la force et l'aura, Yann pour l'attitude et l'altitude, Laïs pour les danses et les épices, Caio pour les envolées et les repos, Momo pour les strata-gemmes stylistiques, Aymeric pour les ancrages puissants, Boris pour les prises de hauteur, Adrien pour les prises de terre, Émilien pour les reconfigurations, Alizée pour les exclamations. Merci aussi aux plus éphémères ou lointain(e)s : Samuel, Chloé, Vincent, Clément, Émilie, Hablam, Clara, Saira, Danyon, ...

Je n'oublie pas non plus les compagnons d'aventure, artisans du présent à la volonté de faire, et en particulier celles et ceux qui de leurs doigts ont suivi la Fibre du bois et qui leurs mains l'ont fait grandir : ma grande Éline aux multiples facettes scintillantes, Sophie et Maxence et votre énergie inépuisable, Katiane pour tes pensées architecturées, Lucie et Guillaume pour votre présence éblouissante, Alain pour tes conseils rassurants, et toutes les paillettes d'un jour, d'un mois ou d'une vie. Parmi les passionnant(e)s passionné(e)s, merci aussi tout particulièrement à Jéromine (sans oublier Floyd), Quentin, Fawzi et Claire, ainsi qu'à Anaïs, Julie, Stéphane, Jaime, Ivan et Émilia.

Sur des chemins parallèles, il y aussi les combattant(e)s du mercredi et mangeurs de sushi, sans qui le corps n'aurait pas été aussi fort. Merci Jean-Luc, Lucas, Éric, Etienne, Can, Aurore, Adriana, Océane et tous les autres. Votre souffle et vos souplesses sont une inspiration durable, comme cet art dont le nom est à l'image de ces années à vos côtés : 合気道.

Celles et ceux qui étaient déjà là ont aussi continué à marcher, faisant encore grandir nos amitiés. Je pense à vous, Julie, Harold, Guillaume, Valentin, Franck, Jake, Éléa, et à ceux aussi qui se sont éloignés.

Mes pensées vont aussi vers toi, Clara, pour les années de cœur et de cartes en partage, les océans, oiseaux, papillons et blaireaux. Merci de m'avoir donné les mots.

De vous je garde bien plus que des souvenirs et des traits de caractère. Avec tous ces moments de partage, nous avons tissé ensemble l'étoffe de futurs plus beaux. Je vous souhaite bien sûr le meilleur des possibles, en espérant encore longtemps filer ces liens de soi(e).

RÉSUMÉ

Le fraisage de l'os temporal est une procédure courante en chirurgie otologique permettant l'accès aux structures de l'oreille moyenne et interne par ablation des cellules mastoïdiennes à l'aide d'un outil coupant rotatif. Cependant, cette intervention n'est pas sans risque, les structures délicates situées au sein de cette zone anatomique sont sujettes à des dommages directs en cas de contact avec l'outil de fraisage, mais aussi à des dommages indirects par échauffement, plus difficiles à évaluer.

Un entrainement conséquent et efficace est donc requis pour les praticiens afin d'apprendre à réduire ces risques opératoires au maximum. L'entrainement sur pièces cadavériques est d'usage dans la formation des apprenants en chirurgie otologique, mais les nombreuses contraintes qui y sont associées (éthiques, sanitaires, financières, ...) ont permis l'émergence de modes d'entrainement complémentaires permettant de limiter leur usage. Parmi ces nouvelles modalités, les simulateurs physiques sont de plus en plus plébiscités de par leur aspect réaliste et leur coût réduit en comparaison avec les simulateurs virtuels. Cependant, le manque de réalisme anatomique de certains de ces simulateurs et l'absence de validation les concernant pose question parmi les praticiens.

Dans cette optique, une nouvelle version d'un simulateur physique d'os temporal adulte, dont la variabilité induite par la démarche de conception et le procédé de fabrication a été précédemment validée, a été proposée dans ce travail. Des améliorations de la maquette existante ont pu être réalisées afin d'accroître encore davantage son réalisme anatomique. Une seconde maquette, d'os temporal pédiatrique cette fois, a également été conçue à partir de la même démarche afin d'étoffer les possibilités d'entrainement pour les apprenants en chirurgie otologique.

Un protocole de mesure de la température au niveau du nerf facial a ensuite été développé puis testé sur le simulateur adulte afin d'adresser la problématique clinique de l'échauffement de ce nerf lors de la chirurgie otologique. La maquette a ensuite été fraisée dans un contexte clinique tout en mesurant les forces de fraisage et les températures générées, puis en identifiant par tomographie la position exacte des capteurs de température. Une deuxième campagne expérimentale de fraisage a ensuite été menée sur os temporaux cadavériques en suivant le protocole de mesure thermique développé. Par comparaison des forces mesurées lors du fraisage du simulateur adulte et des échantillons cadavériques dans un contexte chirurgical, nous avons pu confirmer de façon objective le réalisme de la réponse en fraisage de cette maquette.

Ces essais nous ont également permis d'étudier l'influence de différents facteurs sur les efforts de fraisage, permettant ainsi d'approfondir notre connaissance du fraisage chirurgical. L'analyse des températures enregistrées lors de ces campagnes expérimentales et leur mise en perspective avec la position des capteurs de température nous a également permis de nous prononcer sur les potentiels dommages thermiques au niveau du nerf.

Afin d'approfondir davantage l'analyse et de mieux comprendre les phénomènes thermiques en présence lors du fraisage, un modèle thermique a ensuite été mis en œuvre. Après une calibration expérimentale du modèle par des essais sur machine-outil, une étude paramétrique a permis de mettre en évidence l'impact de différents paramètres sur l'évolution de la température en fraisage. Nous avons aussi pu effectuer une comparaison d'opérations de fraisage dans des conditions chirurgicales sur l'os et le matériau constitutif des simulateurs physiques. Enfin une comparaison entre les résultats fournis par le modèle et les mesures expérimentales a permis de mettre en évidence les perspectives offertes par le modèle dans la prédiction des températures en fraisage otologique.

ABSTRACT

Temporal bone milling is a common surgical procedure in otology, allowing the surgeon to access the middle and inner ear structures by cutting through the mastoid cells with a reciprocating tool. However, this intervention can have consequences, with delicate anatomical structures located in the area that are subjected to both direct mechanical damage (by accidental contact with the cutting tool) and indirect damage by overheating.

Effective, high volume training is therefore required by practioners to learn to reduce those surgical risks as much as possible. Training on cadaveric bones is the gold standard in otologic surgery, but the numerous associated constraints (ethical, sanitary, financial) have led to the emergence of additional training methods that make it possible to limit the use of cadaveric material. Among these new methods, physical simulators are increasingly popular because of their realistic appearance and lower cost compared with virtual simulators. Recent advances in 3D printing technologies have led to the launch of a number of physical simulators for otology training, but the lack of validation of these simulators raises questions among practitioners.

With this in mind, a new adult temporal bone physical simulator has been proposed, with the validation of the variability induced by the design approach and manufacturing process. Using this approach and process, we then proposed an improvement to this adult model, further enhancing anatomical realism. A second model, this time of a pediatric temporal bone, was also designed using the same approach in order to expand the training possibilities for otological surgery students.

A protocol for measuring the temperature of the facial nerve was then developed and tested on the adult simulator in order to address the clinical problem of heating of this nerve during otological surgery. The model was then milled in a clinical setting, with the milling forces and temperature measured and the exact position of the temperature sensors acquired afterwards. A second experimental milling campaign was then carried out on cadaveric temporal bones, following the thermal measurement protocol developed. By comparing the forces measured when milling the adult simulator and the cadaveric samples in a surgical context, we were able to assess the realism of the milling response of this model.

These tests also enabled us to study the influence of various factors on the milling forces, thereby extending our knowledge of surgical milling. By analyzing the temperatures recorded during these experimental campaigns and comparing them with the position of the temperature sensors, we were also able to assess the potential for thermal damage to the nerve.

In order to take the analysis further and gain a better understanding of the thermal phenomena involved in milling, a thermal model was then implemented. After calibrating the model experimentally using machine tool tests, a parametric study was simulated to highlight the impact of various parameters on temperature changes during milling. We were also able to carry out a comparison of milling operations under surgical conditions on the bone and material of the physical simulators, highlighting the differences in their thermal behavior.

A thermal model was then implemented in order to take the analysis further and gain a better understanding of the thermal phenomena involved in milling. After calibrating the model experimentally using CNC tests, a parametric study was carried out to highlight the impact of various parameters on temperature changes during milling. We were also able to carry out a comparison of milling operations under surgical conditions on bone and the material making up the physical simulators. Finally, a comparison between the results provided by the model and experimental measurements highlighted the prospects offered by the model for predicting temperatures in otological milling.

TABLE DES MATIÈRES

NOMENC	LATURE	8
INTRODU	ICTION GÉNÉRALE	10
CHAPITR	E 1 : OS TEMPORAL ET CHIRURGIE OTOLOGIQUE	13
I. An	natomie de l'os temporal	14
	ructure et propriétés mécaniques de l'os temporal	
II.1.	Généralités sur les tissus osseux	
II.2.	Particularités de l'os temporal	18
II.3.	Spécificités de la chirurgie otologique	19
II.4.	Pratique de la chirurgie otologique	20
III. Fra	aisage de l'os	21
III.1.	Généralités sur le fraisage	21
III.2.	Contexte de la chirurgie otologique	23
IV.	Entrainement en chirurgie ORL	32
IV.1.	Généralités et modalités	32
IV.2.	La formation sur cadavres	32
IV.3.	Simulateurs chirurgicaux	33
IV.4.	Simulateurs physiques	38
V. Ré	eférences bibliographiques chapitre 1	44
	E 2: CONCEPTION DE SIMULATEURS PHYSIQUES DE L'OS TEMPORANEMENT EN CHIRURGIE OTOLOGIQUE	
I. Pro	emier simulateur physique d'os temporal adulte	54
l.1.	Etapes clés de la conception	54
1.2.	Premier prototypage du modèle	54
1.3.	Validation morphologique	55
1.4.	Conclusion et améliorations potentielles	56
II. Co	onception d'une seconde version du simulateur physique d'os temporal adulte	58
II.1.	Cahier des charges	58
II.2.	Démarche de conception	58
III. Co	onception d'un simulateur physique d'os temporal pédiatrique	68
III.1.	Introduction	68
III.2.	Conception et réalisation	68
III.3.	Diffusion et récompenses	70
IV.	Références bibliographiques chapitre 2	73

EFFORTS	E 3: DEVELOPPEMENT ET MISE EN ŒUVRE D'UN PROTOCOLE DE B ET TEMPERATURES PENDANT LE FRAISAGE OTOLOGIQUE SU I®	IR MAQUETTE
l. Mo	yens de mesure	77
I.1.	Mesures des forces de fraisage	77
1.2.	Mesure de la température	77
II. Dé	finition d'un protocole de mesure thermique au niveau du nerf facial	80
II.1.	Introduction	80
II.2.	Moyens de mesure	80
II.3.	Références géométriques	80
II.4.	Choix des points cibles	81
II.5.	Définition des trajectoires de perçage	82
II.6.	Création d'un support de positionnement	82
II.7.	Perçage des canaux et insertion des thermocouples	83
II.8.	Réalisation des essais et contrôle de la position des thermocouples	85
III. Mi	se au point d'une machine-outil portative	86
III.1.	Conception initiale	86
III.2.	Ajouts supplémentaires	86
III.3.	Etude de la précision machine	87
	Mesure des efforts de fraisage et mise en application du protocole de la company de la	
IV.1.	Objectif de l'étude	92
IV.2.	Matériel et méthodes	92
IV.3.	Résultats et discussion	94
V. Ré	férences bibliographiques chapitre 3	105
CADAVER	E 4: ETUDE EXPERIMENTALE DE LA REPONSE EN FRAISAGE D'E RIQUES D'OS TEMPORAL ET COMPARAISON AVEC LA REPONSE DU I®	J SIMULATEUR
I. Etu	ude expérimentale sur échantillons cadavériques	107
l.1.	Application du protocole d'insertion des thermocouples	107
1.2.	Résultats et discussion	110
II. Co	mparaison avec os temporaux synthétiques	115
II.1.	Forces de fraisage	115
II.2.	Températures	118
II.3.	Position des thermocouples	119
III. Etu	ude approfondie du fraisage chirurgical	121
III.1.	Etude de la coupe	121
III.2.	Estimation des dommages thermiques au nerf facial	132
IV.	Références bibliographiques chapitre 4	136

CHAPITRE	5 : VERS UNE MODELISATION THERMIQUE DU FRAISAGE OTOLOGIQUE	138
l. Intro	oduction	139
I.1.	Approches de modélisation	139
1.2.	Modèles existants	139
I.3.	Propriétés thermiques des matériaux	143
II. Mis	e en place d'un modèle thermique	145
II.1.	Formalisation du problème	145
II.2.	Estimation de la source de chaleur	147
II.3.	Résolution analytique	148
III. Mis	e en œuvre du modèle	150
III.1.	Essais de calibration	150
III.2.	Comparaison avec essais expérimentaux	154
III.3.	Étude paramétrique	158
III.4.	Extrapolation à l'os temporal	163
IV. C	onclusion	169
V. Réf	érences bibliographiques chapitre 5	170
7. TABLE	DES FIGURES	175
8. TABLE	DES TABLEAUX	182

NOMENCLATURE

 $\pmb{a}_{\pmb{c}}$ [mm] : Épaisseur de copeau non déformé

 $\pmb{a_e} \ [mm]$: Prise de passe radiale de la fraise

 $oldsymbol{a_p}$ [mm] : Prise de passe axiale de la fraise

 \mathbf{C}_{p} [$J.kg^{-1}.K^{-1}$] : Capacité calorifique du matériau

 $oldsymbol{d_a}\left[mm
ight]$: Engagement axial de la fraise

 $d_r \ [mm]$: Engagement radial de la fraise

 $\pmb{k_t} \; [\textit{N.} \, \textit{m}^{-2}]$: Pression spécifique de coupe

 $\boldsymbol{F_A}\left[N\right]$: Force axiale

 $\emph{\textbf{F}}_{\emph{\textbf{R}}}\left[\emph{\textbf{N}}\right]$: Force radiale

 $\boldsymbol{F_T}[N]$: Force tangentielle

 \boldsymbol{D} [mm] : Diamètre de l'outil

 $m{f_t} \left[mm/dt \right]$: Avance par dent

 $m{h_{min}}$ [mm] : Valeur minimale d'engagement de l'arête de coupe pour formation du copeau

 $oldsymbol{L_c}\left[mm
ight]$: Longueur fraisée

N [tr/min] : Fréquence de rotation de l'outil

 $\emph{N}_{\emph{t}}$: Nombre de dents de l'outil

 $\emph{\textbf{R}}_{\emph{0}}$ [mm] : Rayon de la fraise

 $oldsymbol{r}_{oldsymbol{arepsilon}}\left[\upmu m
ight]$: Rayon d'acuité de l'arête de coupe

 \boldsymbol{t} [s]: Variable de temps

 $V_{\it C}$ [m/min] : Vitesse de coupe

 $\pmb{V_f}\left[mm/min
ight]$: Avance linéaire du centre de la fraise

 $\pmb{\alpha} \; [mm^2.\,s^{-1}]\;$: Diffusivité thermique du matériau

 $m{\beta}$ [°] : Angle d'hélice de la fraise

 γ [°] : Angle de dépouille de l'arête de coupe

 $\lambda [W. m^{-1}. K^{-1}]$: Conductivité thermique du matériau

 ${m
ho} \left[kg.\,m^{-3}
ight]$: Densité du matériau

 $oldsymbol{\phi}$ [°] : Angle de cisaillement du copeau

 $oldsymbol{arphi_{in}}\left[^{\circ}
ight]$: Angle d'entrée en matière de l'arête de coupe

 $oldsymbol{arphi_{out}}\left[^{\circ}
ight]$ Angle de sortie de la matière de l'arête de coupe

 ω [rad/s] : vitesse de rotation de l'outil autour de son axe

INTRODUCTION GÉNÉRALE

L'os temporal est un os pair du crâne possédant un certain nombre de particularités anatomiques. Il est traversé par de nombreux nerfs encéphaliques, et renferme plusieurs structures impliquées dans la fonction auditive et la fonction d'équilibration. Ces structures, dont certaines de très petite taille, présentent une organisation complexe dans un contenant osseux étroit.

Quand une pathologie de l'oreille ou de la base du crâne postérolatérale nécessite un traitement chirurgical, il est fréquemment nécessaire de créer un accès aux structures d'intérêt en traversant les cavités postérieures osseuses de l'oreille moyenne, qui constituent la mastoïde. Le chirurgien a, pour ce faire, recours à un outil coupant rotatif. En effet, la paroi externe corticale de la mastoïde est dense et rigide mais fine, et sa structure interne est constituée, à l'état normal, de nombreuses cavités aériques appelées cellules mastoïdiennes, ce qui permet au praticien de progresser au sein de l'os. Cependant, les risques opératoires sont nombreux, avec non seulement un risque d'endommagement direct par contact accidentel d'une structure noble avec l'outil coupant, mais aussi un risque de dommage thermique, dont les effets peuvent parfois se manifester plusieurs heures après l'intervention, au réveil du patient. En effet, le processus de fraisage génère de la chaleur, principalement par friction entre l'outil de coupe et la surface fraisée, qui se propage dans les tissus vivants et peut perturber leur fonctionnement. Les effets thermiques des procédures chirurgicales en chirurgie de l'oreille demeurent actuellement toujours difficiles à évaluer, notamment de par la difficulté de réaliser des mesures thermiques au cœur de l'os temporal.

Par conséquent, l'acquisition d'un haut niveau d'habileté technique par le chirurgien otologique apparait donc primordiale afin de limiter le plus possible les risques opératoires. Traditionnellement, l'aspect pratique de la formation à la chirurgie de l'oreille s'effectue par entrainement sur des pièces cadavériques, mais leur utilisation est associée à de nombreuses contraintes (économiques, logistiques, éthiques, ...). L'arrivée de la simulation en otologie permet d'offrir des possibilités de formation complémentaires pour les apprenants en limitant la demande de pièces cadavériques, mais la validation des simulateurs, en particulier physiques, n'est pas systématique. Par ailleurs, l'évolution récente et rapide des technologies d'impression 3D apporte des possibilités de conception nouvelles (personnalisation, nouveaux matériaux,) mais aussi des incertitudes supplémentaires sur la fidélité des simulateurs physiques (fidélité anatomique, réponse haptique, ...) et leur valeur pédagogique réelle.

Le travail qui va suivre vise donc à répondre à ces problématiques, avec la création d'un simulateur physique pour l'entrainement en chirurgie otologique selon un procédé clairement défini et répétable. Suite à la validation anatomique et haptique de ce simulateur, il sera ensuite employé en tant qu'outil de recherche afin de permettre la caractérisation de la coupe et le développement d'un protocole original de mesure de la température au niveau du nerf facial. Par application du protocole développé sur plusieurs échantillons cadavériques, l'étude de la température de ce nerf lors de la chirurgie otologique sera réalisée. La réponse au fraisage des os cadavériques sera également étudiée, et comparée avec celle du simulateur physique afin d'attester du réalisme de cette dernière. Cette campagne expérimentale s'inscrit également dans l'objectif de viser à une meilleure compréhension du fraisage otologique et de définir les bonnes pratiques associées, afin de réduire les risques opératoires et d'améliorer l'entrainement en chirurgie otologique.

Afin d'adresser l'ensemble de ces objectifs, les travaux menés dans ce mémoire s'articuleront suivant cinq chapitres.

Le premier chapitre vise à décrire l'anatomie de l'os temporal et la pratique de la chirurgie otologique vis-à-vis de ce contexte anatomique particulier. Par l'explicitation des interventions chirurgicales et des risques associés, il a pour objectif de permettre la compréhension des difficultés et de saisir les enjeux inhérents à la formation des chirurgiens. Différentes modalités d'entrainement adaptées à la chirurgie otologique sont présentées, avec un accent mis sur la validation des simulateurs, qu'ils soient virtuels ou physiques.

Le chapitre 2 détaille les différentes étapes de la démarche de conception d'un simulateur physique d'os temporal dont la variation morphologique induite par le procédé de segmentation et de fabrication a été évaluée. La mise en application de cette démarche pour la création de deux nouvelles maquettes d'os temporal, adulte et pédiatrique, est ensuite décrite, en traitant les spécificités relatives à chaque maquette.

Le chapitre 3 concerne quant à lui la mise au point d'un protocole expérimental d'étude des efforts générés durant le fraisage otologique et de la température au niveau du nerf facial. Après une sélection des moyens de mesure les plus appropriés et la vérification de la faisabilité du protocole sur divers échantillons, il fait l'objet d'une mise en application sur plusieurs des maquettes d'os temporal adulte présentées au cours du chapitre précédent. Cette mise en situation dans un contexte chirurgical permet la vérification du protocole sur des échantillons réalistes, mais également l'étude de l'influence de divers paramètres sur lors du fraisage otologique, tel que l'usage d'irrigation.

Le chapitre 4 détaille ensuite la mise en application du protocole développé sur des os temporaux cadavériques, permettant d'obtenir des mesures de température plus représentatives du contexte chirurgical réel. La comparaison des forces de fraisage entre les rochers cadavériques et synthétiques fraisés précédemment est également réalisée, afin de permettre l'évaluation du réalisme de la réponse en fraisage des maquettes développées. Une analyse approfondie est également mise en œuvre avec pour objectif premier de caractériser le mode de coupe à l'œuvre lors d'une telle intervention et d'approfondir notre compréhension du fraisage chirurgical. Nous tentons également d'estimer la dose thermique absorbée par le nerf facial et évaluons le risque thermique potentiel auquel il est soumis lors de la chirurgie otologique.

Enfin, nous développons dans le chapitre 5 un modèle thermique permettant de simuler l'élévation de la température due au procédé de fraisage. Après la réalisation de mesures expérimentales permettant la calibration du modèle, une étude paramétrique est menée afin de visualiser l'impact de différents paramètres de coupe sur la température. L'effet des propriétés thermiques des matériaux est également testé afin de mettre en relation les mesures thermiques effectuées sur les maquettes et sur les os cadavériques. Finalement, une étude expérimentale comparative est réalisée pour vérifier la justesse et la précision du modèle et conclure sur son utilité.

CHAPITRE 1: OS TEMPORAL ET CHIRURGIE OTOLOGIQUE

Ce chapitre a pour but de décrire dans un premier temps l'anatomie de l'os temporal avec ses spécificités, ainsi que les pathologies qui sont susceptibles de l'affecter. Dans un second temps, nous nous intéresserons à l'historique et aux particularités des interventions chirurgicales permettant le traitement de ces pathologies, en en explicitant les enjeux. Nous aborderons ensuite tout particulièrement le fraisage de l'os, en présentant les potentiels dommages mécaniques et thermiques pouvant survenir lors du fraisage chirurgical otologique. Enfin, nous discuterons de la formation des chirurgiens otologiques, avec un accent particulier sur la place de la simulation dans le processus d'entrainement des apprenants.

Anatomie de l'os temporal

L'os temporal est un os du crâne situé sur la partie inférieure latérale de la tête (Figure 1-1). Il s'agit d'un os pair, c'est à dire disposé de manière symétrique de part et d'autre du plan sagittal du crâne (positions anatomiques explicitées Figure 1-2).

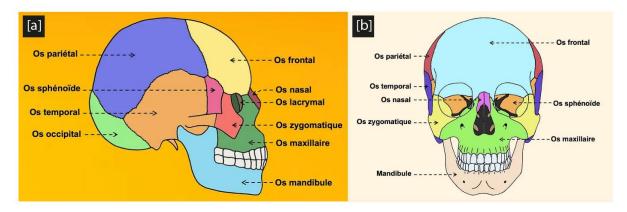


Figure 1-1 : Os du crâne, [a] vue latérale et [b] vue antérieure [1] .

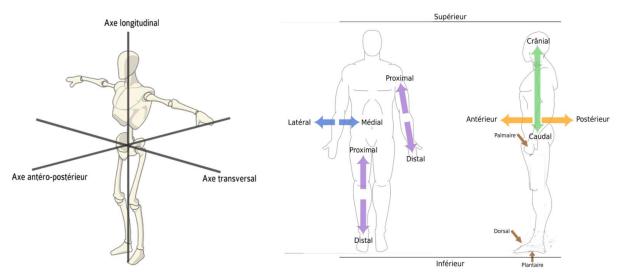


Figure 1-2 : Axes et positions anatomiques de référence [2].

On distingue extérieurement trois parties séparées par des soudures osseuses se formant lors de l'adolescence : la partie squameuse, la partie tympanique et la partie pétreuse (Figure 1-3). La partie squameuse contient l'artère méningée centrale et est le lieu d'insertion du muscle temporal, utilisé lors de la mastication. Sur sa face cérébrale se trouve la dure-mère, une partie des méninges, qui tapisse la cavité intérieure du crâne en entourant le cerveau. La partie tympanique, quant à elle, est située sous la partie squameuse et délimite la portion osseuse du méat auditif externe. Enfin, la partie pétreuse, dite aussi rocher, a la forme d'une pyramide quadrangulaire et héberge les structures de l'oreille moyenne et interne.

Entre les parties squameuse et tympanique, le processus zygomatique, une excroissance osseuse dirigée antérieurement, sépare horizontalement l'os temporal en parties supérieure et inférieure. Il abrite des fibres du masséter, un autre muscle impliqué dans la mastication. Le processus styloïde, quant à lui, est une projection osseuse distale située sous l'ouverture du méat auditif, sur lequel sont attachés des muscles et ligaments permettant la mobilité de la mâchoire, tel que le ligament stylo-mandibulaire de l'articulation temporo-mandibulaire.

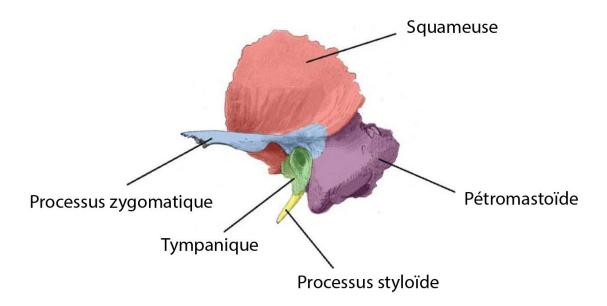


Figure 1-3: Parties osseuses de l'os temporal [3]

L'oreille à proprement parler est également séparée en trois zones : l'oreille externe, moyenne et interne (Figure 1-4). L'oreille externe est composée du pavillon et du méat auditif externe, obturé médialement par le tympan. L'oreille moyenne est une cavité aérique (remplie d'air) située dans la portion pétreuse de l'os temporal et composée d'une partie antérieure, appelée caisse du tympan, communicant avec une partie postérieure, appelée mastoïde, présentant de nombreux cloisonnement délimitant les cellules mastoïdiennes.

La caisse du tympan contient le système tympano-ossiculaire composé de la face interne du tympan et de la chaine des osselets (elle-même composée du marteau, de l'enclume et de l'étrier). Elle communique vers le bas et l'avant avec la partie postérieure des fosses nasales appelée cavum, par l'intermédiaire de la trompe d'Eustache, et vers l'arrière, avec la mastoïde. L'oreille interne, également appelée labyrinthe, est également située dans la portion pétreuse de l'os. Elle est constituée d'une partie antérieure (la cochlée) dévolue à l'audition, et d'une partie postérieure, composée du vestibule et des canaux semi-circulaires, dévolue à l'équilibre.

D'un point de vue fonctionnel, l'oreille externe et l'oreille moyenne assurent la transmission des ondes sonores de l'environnement extérieur jusqu'au labyrinthe antérieur, au sein de l'oreille interne, qui referme entre autres les capteurs neurosensoriels de l'audition dans ce qui est appelé organe de Corti. Ces capteurs transforment le stimulus mécanique que représente l'onde sonore, en un message nerveux électrique susceptible d'être interprétée par le système nerveux central [4].

L'oreille interne est aussi le siège de l'équilibre et de la sensation du mouvement, par l'action du système vestibulaire. C'est un organe dit barosensible, c'est-à-dire sensible à la pression atmosphérique et ses variations. Il contient cinq cavités partiellement remplies d'un fluide (l'endolymphe): les trois canaux semi-circulaires (postérieur, externe et latéral), ainsi que les cavités otolithiques (le saccule et l'utricule). Lors d'un mouvement de la tête, l'endolymphe contenue dans ces cavités se déplace et est détectée par les cils des cellules ciliées vestibulaires qui transmettent l'information du mouvement au cerveau par l'intermédiaire du nerf cochléo-vestibulaire. Toutes ces cavités sont orientées selon des plans spécifiques, leur permettant la détection de mouvements particuliers. Par exemple, les canaux semi-circulaires sont des tubes circulaires orientés orthogonalement selon les 3 plans de l'espace, ce qui leur permet de détecter les mouvements de rotation dans toutes les directions [5].

Des douze nerfs pairs émergeant de l'encéphale, six traversent l'os temporal : le nerf oculomoteur (III), le nerf trijumeau (V), le nerf abducens (VI), le nerf facial (VII), le nerf auditif (ou cochléo-vestibulaire) (VIII) et le nerf glossopharyngien (IX). Certains de ses nerfs ont une fonction uniquement motrice (III, VI) ou sensorielle (VIII), mais ils peuvent également être mixtes et combiner fonctions motrices et sensorielles (V, VII, IX) [6]. Ces nerfs possèdent de nombreuses jonctions, les reliant parfois entre eux comme la corde du tympan, innervant les glandes salivaires et liée à la fois au nerf facial et au nerf trijumeau.

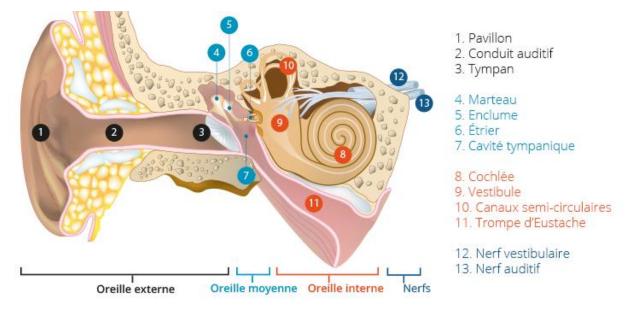


Figure 1-4: Anatomie interne de l'oreille [7]

II. Structure et propriétés mécaniques de l'os temporal

II.1. Généralités sur les tissus osseux

L'os est un tissu conjonctif spécialisé qui compose la structure solide du squelette des vertébrés. Du point de vue scientifique, l'os est un matériau composite hétérogène complexe en constante évolution composé d'une matrice extracellulaire minéralisée, principalement constituée d'hydroxyapatite (sels de calcium) et de collagène. Sa microstructure particulière lui confère des propriétés mécaniques anisotropes, c'est-à-dire différentes selon la direction étudiée [8]. Les tissus osseux possèdent également un comportement visco-élastique lors de la déformation, dépendant entre autres de leur minéralisation [9].

Par ailleurs, l'os est un tissu vivant en constant remodelage, et possède un comportement adaptatif visà-vis des contraintes auxquelles il est soumis. Ainsi, sa vascularisation, sa minéralisation, ou encore sa microstructure résultent de conditions externes [10], [11].

On distingue généralement deux types de tissus osseux à l'échelle macroscopique (1-10 mm): l'os cortical (dit parfois os dense) et l'os trabéculaire (aussi appelé os spongieux). Cette distinction est réalisée principalement sur la base du taux de porosité et de l'arrangement structurel de l'os, avec un os cortical compact (taux de porosité de 5-10%) présentant une structure arrangée à partir d'ostéons, et un os trabéculaire poreux (40-95%) agencé en lamelles (Figure 1-5) [12].

L'os cortical est prédominant dans le corps humain (80% du volume osseux), et constitue principalement la paroi extérieure des os. Il est organisé en unités structurelles appelées ostéons, chacun constitué d'un canal central appelé canal de Havers, qui contient des vaisseaux sanguins, des nerfs et des tissus conjonctifs. Chaque canal de Havers est lui-même entouré de lamelles, composées de couches concentriques de matrice osseuse [13]. L'os trabéculaire se retrouve quant à lui majoritairement dans la partie centrale des os, entouré de parois corticales [14]. Il est constitué de lamelles osseuses orientées dans différentes directions, avec une forte vascularisation permettant un remodelage adaptatif fréquent aux contraintes externes [15].

L'arrangement microstructural des tissus osseux influence directement leurs propriétés mécaniques, avec des os denses présentant un module d'Young et des limites à la rupture plus élevés que les os poreux [16], [17]. La présence d'ostéons est également liée à une anisotropie des propriétés mécaniques du fait de l'orientation de ces derniers [18].

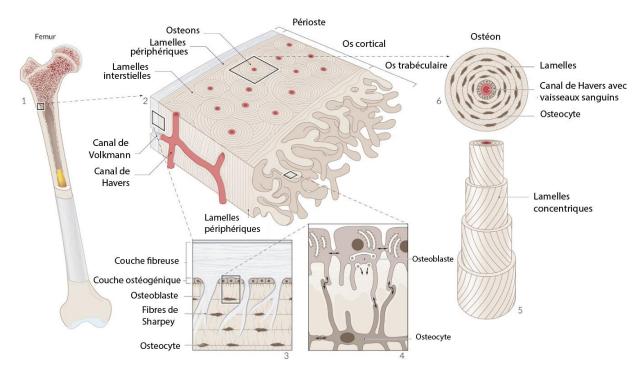


Figure 1-5: Structure de l'os cortical et trabéculaire, adapté de [19].

II.2. Particularités de l'os temporal

La structure de l'os temporal est particulière, avec l'oreille moyenne étant constituée de nombreuses cavités (Figure 1-6). En arrière, la mastoïde est dite pneumatisée, c'est-à-dire constituée à l'état normal d'un ensemble de cavités. Ces cellules, de nombre et de taille variable, exercent entre autres des fonctions de dissipation sonore, d'allègement de l'os, de protection des structures internes ainsi que de régulation de la pression interne [20]–[22]. En avant, la caisse du tympan est une cavité unique renfermant la chaîne ossiculaire. Elle s'ouvre sur un diamètre vertical moyen de 18 mm, un diamètre antéropostérieur de 10 mm et un diamètre transverse de 3 mm chez l'adulte [23].

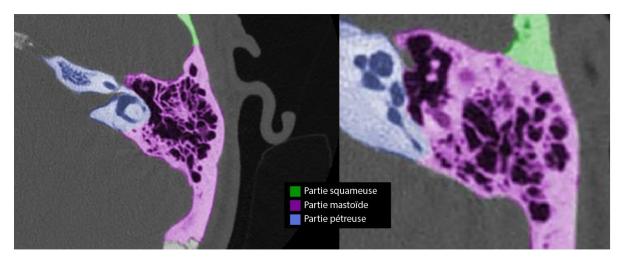


Figure 1-6 : Coupe de l'os temporal avec mise en évidence de la pneumatisation de la mastoïde, adapté de [24].

La paroi externe de l'os temporal fait également partie des plus denses parmi tous les os du crâne, avec une épaisseur moyenne parmi les plus faibles (Figure 1-7). On relève dans la littérature un module d'Young de la couche d'os externe de l'os temporal allant jusqu'à 27.3 GPa, caractéristique d'une rigidité importante. En effet, l'épaisseur d'os externe réduite couplée au grand nombre de cellules aériques internes conduit à une augmentation de la densité et de la rigidité de la paroi corticale pour garantir son intégrité [25].

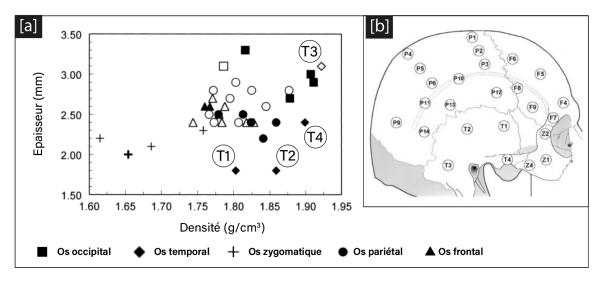


Figure 1-7 : [a] Epaisseur de la paroi externe relativement à la densité de différents os du crâne et [b] localisation de la zone testée (formes pleines : présence d'attachements musculaires sur l'os ; formes évidées : absence d'attachements musculaire), adapté de [25].

On note également que la variabilité du module d'Young de l'os temporal est la plus importante des os du crâne, qui montre une anisotropie maximale prononcée (avec un maximal $E_2/E_3 = 0.51 \pm 0.16$) sur la plupart des sites testés, à l'exception du site sans attachement musculaire T3 ($E_2/E_3 = 0.81 \pm 0.09$, Figure 1-8).

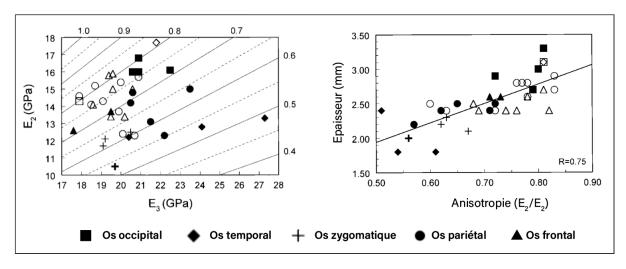


Figure 1-8 : Mise en évidence de l'anisotropie de différents os du crâne, avec relation entre l'anisotropie E2/E3 (E2 : module d'Young dans la direction de rigidité minimale ; E3 : module d'Young dans la direction de rigidité maximale ; symboles pleins : présence d'attachements musculaires ; symboles vides : absence d'attachements), adapté de [25]

L'os temporal est donc une structure hétérogène difficile à caractériser, présentant à la fois des parois corticales externes très dures et une forte porosité interne, dans la partie trabéculaire de l'os. La forte variabilité de ses propriétés mécaniques et ses particularités structurales le distinguent des autres os du crâne, et plus généralement du corps humain, ce qui contribue à rendre sa comparaison et sa caractérisation difficiles.

II.3. Spécificités de la chirurgie otologique

II.3.1. Historique

Parmi toutes les disciplines de l'oto-rhino-laryngologie (ORL), l'otologie est celle qui traite des pathologies liées à l'oreille, dont les manifestations peuvent être diverses : baisse de l'audition, acouphènes, vertiges, etc. Ainsi, la chirurgie otologique est spécialisée dans le traitement des causes de ces pathologies, qu'elles soient situées au niveau de l'oreille externe, moyenne ou interne.

Cette discipline figure parmi les plus anciennes spécialités médicales, avec les premières unions entre otologistes et laryngologistes remontant à la fin des années 1860. La première des sociétés françaises de spécialité, la Société Française d'Otologie et de Laryngologie (SFOL), s'est constituée peu après, en 1882, puis a été renommée SFORL dix ans plus tard pour inclure la rhinologie. En effet, la part rhinologique de l'ORL était considérée comme une activité annexe, de par entre autres l'impossibilité d'une observation sans éclairage artificiel. C'est réellement à partir de 1985, avec l'invention des inspections au miroir et de nouveaux anesthésiants, que débute l'institutionnalisation de la rhinologie [26].

L'ORL est d'abord enseignée officieusement à partir des années 1870, essentiellement à Paris et toujours en dehors des hôpitaux. Par la suite, c'est en province, et notamment à Bordeaux et Lyon que se répand la spécialité, toujours sans aucune reconnaissance officielle. Ainsi, c'est pendant plus de 50 ans que la formation des spécialistes ORL fut délaissée par les institutions officielles pour reposer uniquement sur les otologistes et laryngologistes, installés dans leurs propres cliniques pour la plupart.

La mise en place de l'enseignement de l'ORL de manière officielle s'est faite très tardivement en France en comparaison avec les pays voisins, notamment germanophones. En 1896, un simple "Cours complémentaire de clinique des maladies du larynx, du nez et des oreilles » est proposé près de la Faculté de Médecine de Paris. Ce n'est qu'en 1913 qu'est créée la première chaire de la spécialité, à Bordeaux, suivie par la création d'une seconde chaire en 1919, à Paris. Cette reconnaissance tardive n'a cependant pas empêché des pionniers français de se former à l'étranger, que ce soit à Vienne, Berlin, ou Prague [27].

II.4. Pratique de la chirurgie otologique

Dans le cadre de la chirurgie otologique, de nombreuses interventions sont possibles afin de traiter les pathologies concernées, qu'il s'agisse de pathologies tumorales, inflammatoires ou malformatives, ou de la surdité et des vertiges. On note l'existence en chirurgie otologique de trois voies principales : rétroauriculaire (derrière l'oreille), endaurale et endoméatale (Figure 1-9).

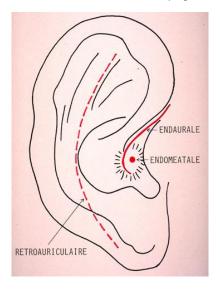


Figure 1-9: voies en chirurgie otologique [33]

Parmi elles, la voie rétroauriculaire, impliquant une incision derrière l'oreille, permet un accès direct à la mastoïde. L'ouverture des cellules mastoïdiennes, appelée mastoïdectomie, a pour objectif d'accéder aux structures de l'oreille moyenne ou interne sans endommager le conduit auditif, ce qui permet un accès plus large que par les voies endaurales ou intraméatales.

La réalisation de la mastoïdectomie s'effectue par fraisage, qui est un procédé d'enlèvement de matière par contact entre des outils coupants rotatifs et la matière à enlever. A la différence du perçage, qui s'effectue uniquement dans une direction à l'aide d'un foret (pour percer des trous), le fraisage s'effectue par mouvements verticaux et horizontaux combinés en utilisant une fraise (pour façonner une surface).

Le chirurgien tient généralement la broche rotative dans sa main dominante et un embout de succion dans l'autre main. Ce dernier est relié à un aspirateur chirurgical qui permet l'aspiration en continu des débris osseux et du liquide d'irrigation. Le processus de fraisage chirurgical s'effectue systématiquement en présence d'irrigation, qui possède un double effet : nettoyer la zone fraisée des débris osseux, et limiter l'élévation de la température dans l'os.

L'irrigation s'effectue à l'aide de solution saline stérile, compatible avec la physiologie humaine. Le chirurgien pratiquant l'intervention ayant besoin de ses deux mains pour simultanément fraiser et aspirer, l'apport d'irrigation est assuré soit par l'aide opératoire à l'aide d'une seringue, directement sur la zone fraisée, soit de manière continue par une pompe fixée au bout de la broche rotative et irriguant directement la pointe de l'outil.

De nos jours, la microchirurgie ORL se pratique majoritairement sous microscope optique. Bien que le début des interventions soit généralement réalisé à l'œil nu (section au scalpel, mise en place d'écarteurs, fraisage grossier), le microscope est utilisé dès que la zone fraisée se réduit et que l'opération nécessite de la précision.

Au cours de la dernière décennie, la visualisation par endoscope, moins invasive et plus fonctionnelle, tend à gagner en popularité auprès des praticiens otologiques en complément ou en remplacement du microscope [34]. Les robots de chirurgie, utilisés autant pour l'assistance au geste que pour la réalisation à distance d'interventions, se font également une place progressive dans les salles d'opération, mais leur utilisation reste limitée de par la difficulté technique et le coût d'utilisation [35].

III.Fraisage de l'os

III.1. Généralités sur le fraisage

III.1.1. Définition

L'usinage est le nom donné au mode de fabrication consistant à enlever de la matière à une pièce brute afin d'obtenir la forme désirée. Il permet entre autres d'obtenir des pièces avec une précision élevée et un état de surface de qualité. Il existe de nombreux procédés d'usinage, avec chacun leurs particularités et applications spécifiques, pouvant être réalisés à l'aide d'une grande variété de machines-outils, telles que des fraiseuses (fraisage), des tours (tournage), des perceuses (perçage), etc. L'usinage peut être effectué manuellement (on parle d'usinage conventionnel) ou de manière automatique, à l'aide d'une machine à commande numérique (dite CNC, pour *Computer Numerical Control*).

Largement répandu dans l'industrie de par la grande précision, la répétabilité et les cadences permises par les CNC, l'usinage est un procédé de fabrication mis en œuvre dans de nombreux domaines, y compris dans le milieu médical. Il n'est plus rare en effet de voir des interventions de perçage ou de fraisage à l'aide d'outils rotatifs spécifiques lors d'interventions chirurgicales dans de nombreuses spécialités médicales. Ces procédés présentent l'avantage de permettre de façonner sélectivement l'os avec une grande précision (par exemple pour la pose d'une prothèse), sans faire de compromis sur la rapidité de l'intervention. Il permet également l'enlèvement de matière pour créer un accès à certaines zones d'intérêt dans le corps humain.

Alors que le perçage consiste à créer un trou dans une pièce à l'aide d'un outil cylindrique rotatif (Figure 1-10.a), avec une extrémité tranchante (enlèvement de matière unidirectionnel donc), le fraisage consiste à enlever de la matière à l'aide d'une fraise rotative (avec des arêtes de coupe sur sa périphérie, Figure 1-10.b et Figure 1-10.c) dans toutes les directions, offrant ainsi une plus grande flexibilité en termes de formes. Lors de la chirurgie otologique, c'est ce dernier procédé qui est utilisé afin d'accéder aux structures de l'oreille moyenne et interne, possédant un agencement complexe.

Les fraises peuvent être de différentes formes (sphériques, coniques, droites), matières et revêtements (carbure de tungstène, diamant, acier inoxydable, titane) et géométries (surface couverte de grains abrasifs, présences d'arêtes de coupe). Les fraises utilisées en chirurgie sont le plus souvent de forme sphérique et sont montées sur une broche chirurgicale spécifique permettant leur mise en rotation à haute vitesse.

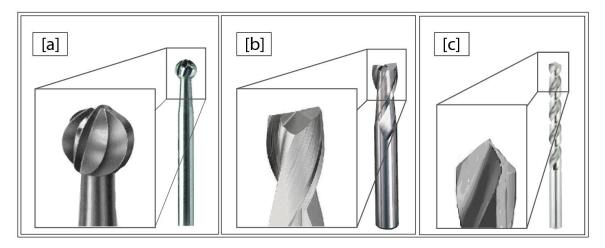


Figure 1-10 : outils de coupe : [a] fraise boule chirurgicale, [b] fraise classique 2 tailles en acier, [c] foret classique en acier

III.1.2. Paramètres de coupe

Plusieurs paramètres de coupe permettent de caractériser une opération de fraisage. Une modification des conditions de coupe à une influence directe sur la quantité et la vitesse d'enlèvement de matière, mais aussi sur les forces à l'œuvre lors du fraisage. Bien qu'elles ne soient pas encadrées par des normes spécifiques, les plus couramment employées pour caractériser une opération de fraisage sont la vitesse de coupe, l'avance par dent et l'engagement de la fraise (axial et radial).

La vitesse de coupe, notée V_c , se définit comme la vitesse linéaire d'un point sur une arête coupante de l'outil, correspondant donc à la longueur du copeau enlevé par l'outil de coupe en une minute. Exprimée en mètres par minute (m/min), elle exerce une influence directe sur la génération de chaleur et l'état de surface de la pièce fraisée. Elle est directement liée à la fréquence de rotation N (en tours / minute) de la fraise et au diamètre D de l'outil (en mm) par la relation suivante (équation 1.1).

$$V_c = \frac{\pi . D . N}{1000} \tag{1.1}$$

L'avance par dent f_t , exprimée en mm/dent, est la distance parcourue par chaque dent de la fraise le long de la trajectoire d'avance pendant une révolution complète. Elle affecte la quantité de matière enlevée par chaque arête de coupe et influe donc sur la vitesse d'enlèvement de matière et l'usure de l'outil de coupe. Avec la fréquence de rotation de l'outil N et le nombre de dents de l'outil Z, elle permet le calcul de la vitesse d'avance linéaire V_f (en mm/min) du centre de l'outil (équation 1.2).

$$V_f = f_t z.N \tag{1.2}$$

L'engagement de la fraise, exprimé en mm, fait référence à la profondeur de contact entre les dents de la fraise et la pièce fraisée. Il est déterminé par la profondeur de passe a_p , traduisant l'engagement axial, et la largeur de coupe a_e , reflétant l'engagement radial. Un engagement excessif génère de fortes vibrations, menant à une coupe instable et un état de surface médiocre. Il peut aussi être la cause de forces de fraisage importantes et de problèmes d'évacuation des copeaux. A l'inverse, un engagement réduit est synonyme de faible taux d'enlèvement de matière, et peut conduire dans certains cas à un glissement de l'outil sur la surface de la pièce fraisée (résultant donc en un état de surface dégradé).

Ces différentes conditions de coupe jouant chacune un rôle dans l'opération de fraisage, il est essentiel de trouver un équilibre entre elles afin de garantir un couple outil-matière optimal pour l'objectif visé. Dans l'industrie, les conditions de coupe sont choisies afin de maximiser la productivité, la qualité du résultat et la durée de vie des outils de coupe.

Dans un contexte chirurgical, la priorité est donnée au contrôle et à la précision du geste chirurgical, au détriment par exemple de la durée de vie des outils. Dans ce cas, les conditions de coupe sont adaptées au contexte afin de donner la priorité à un haut niveau de contrôle du processus. Étant donné les enjeux qui y sont associées, les problématiques liées au fraisage de l'os font l'objet d'un intérêt croissant de la part de la communauté scientifique, avec l'augmentation continue des études y ayant trait depuis les années 1950, toutes disciplines médicales confondues (Figure 1-11) [36].

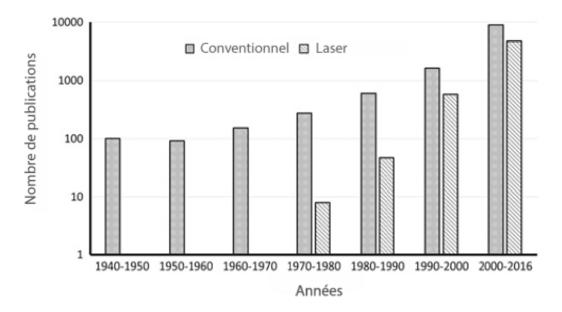


Figure 1-11 : Évolution du nombre d'études scientifiques publiées dans les domaines de l'usinage conventionnel et laser de l'os de 1940 à 2016, tiré de [36].

III.2. Contexte de la chirurgie otologique

III.2.1. Procédure type

Bien qu'il y ait des spécificités méthodologiques propres à chaque praticien, certaines interventions sont très codifiées, à l'image de la mastoïdectomie simple avec préservation du conduit auditif qui se veut méthodique afin de limiter les risques opératoires. Lors de cette intervention, le praticien est assis sur un tabouret face au patient, tenant la broche rotative dans une main, et contrôlant sa vitesse de rotation au pied à l'aide d'une pédale. Le patient anesthésié est allongé sur le dos, avec la tête inclinée dans la direction opposée à celle du chirurgien. Le canal auditif du patient se trouve donc face au praticien et le processus zygomatique sur sa gauche ou sa droite (selon le côté de l'intervention

Le positionnement du chirurgien est important afin de relâcher les tensions musculaires et de pouvoir manipuler les outils avec précision pendant des durées allant de 1h à 4h d'intervention en moyenne, parfois d'avantage en otoneurochirurgie. Par ailleurs, un haut niveau de coordination motrice œil-piedmain est nécessaire pour permettre un fraisage chirurgical précis et limiter les risques pour le patient.

L'intervention débute par la réalisation d'une incision semi-circulaire à l'arrière du pavillon du patient afin de découvrir la mastoïde. Après dégagement du lambeau de peau (si besoin à l'aide d'un écarteur), nettoyage du sang et des tissus graisseux, le chirurgien commence par choisir un outil de fraisage approprié aux reliefs de l'os, optant en général pour une fraise boule en carbure de tungstène de diamètre compris entre 4 mm et 6 mm pour le début de la mastoïdectomie. Le fraisage de la mastoïde est débuté en présence d'irrigation, en formant progressivement une cavité depuis l'extérieur vers l'oreille moyenne, tout en respectant la paroi postérieure du méat auditif externe. La mastoïdectomie est poursuivie jusqu'à rejoindre en avant la caisse du tympan.

En fonction de la technique chirurgicale choisie et de l'objectif de la chirurgie, dépendant de pathologie présentée par le patient, la mastoïdectomie se poursuit jusqu'à apercevoir le canal osseux du segment mastoïdien du nerf facial (ou 3ème portion). Ce dernier peut ensuite être squelettisé par des mouvements parallèles, en utilisant une fraise diamantée plus petite, généralement de 2 à 4 mm de diamètre, afin de limiter les vibrations et risques de glissement de la fraise. La squelettisation du nerf facial est terminée lorsqu'il ne subsiste qu'une fine épaisseur osseuse couvrant le nerf. Par la suite, le fraisage peut être poursuivi selon la zone anatomique ciblée et l'objectif de l'intervention, avec par exemple la réalisation d'une tympanotomie postérieure, consistant à rejoindre la caisse du tympan en traversant une zone étroite et à haut risque chirurgical, puisque limitée en arrière par la 3ème portion du nerf facial et en avant par le méat auditif externe.

Cette étape chirurgicale, qui est l'une des plus difficiles en chirurgie de l'oreille, est incontournable dans le traitement chirurgical de certaines maladies inflammatoires de l'oreille ou pour la réalisation d'une chirurgie implantatoire [37], [38]. Sa maîtrise se doit donc d'être parfaitement acquise afin de limiter les dommages sur les éléments nobles.

III.2.2. Dommages mécaniques

Etant donné le caractère fortement handicapant de la plupart des pathologies de l'oreille (perte d'audition, de l'équilibre, etc.), une intervention chirurgicale apparait essentielle pour retrouver une vie normale [39]. Malgré une diminution importante des risques depuis l'introduction du microscope opératoire, du poste de fraisage otologique et des systèmes de surveillance du nerf facial, la chirurgie otologique n'est néanmoins pas sans risques.

En effet, l'utilisation en chirurgie d'outils motorisés à haute vitesse de rotation amène avec elle un potentiel d'endommagement important des tissus biologiques. Les complications potentielles liées à une telle chirurgie sont diverses et non négligeables, telles qu'une perte de l'audition ou du goût mais aussi l'apparition d'acouphènes, de vertiges, de nausées, ...

Parmi les complications les plus courantes, on retrouve notamment des dommages au nerf facial, au labyrinthe, ou encore des lésions vasculaires et durales. Les lésions du nerf facial sont les plus fréquentes et handicapantes pour le patient, avec pour conséquence une paralysie du visage, temporaire au mieux, mais parfois définitive selon l'ampleur de la lésion [40]. On estime qu'une paralysie faciale suite à une chirurgie otologique se déclare pour 0.6 à 3.7% des patients dans le cas d'une première opération, et entre 4 et 10% dans le cas d'une chirurgie révisionnelle en Amérique du Nord [41]. Dans le monde, on estime que 2% à 6% des chirurgies otologiques résultent en des complications, impliquant fréquemment un endommagement du nerf facial, des canaux semi-circulaires ou encore de la dure-mère [42], [43].

De plus, la marge de manœuvre lors d'une intervention est souvent limitée, avec des angles de vision réduits et des variations anatomiques fréquentes et potentiellement amplifiées par des pathologies. Ces difficultés peuvent conduire à des contacts involontaires entre l'outil de coupe et des structures sensibles de l'oreille, causant des dommages collatéraux ayant un impact important sur la santé et la vie sociale des patients [44].

Même si les structures les plus sensibles ne sont pas directement touchées par le praticien, les contacts avec n'importe quels tissus ne sont pas sans conséquences pour le patient. Des parties anatomiques connexes peuvent subir des dommages, comme en témoignent des cas cliniques de dysfonctionnements cochléaires causés lors d'une touche accidentelle de l'étrier lors du fraisage [45].

En outre, des forces et vibrations importantes peuvent être observées lors du fraisage, ce qui peut également mener à la fissuration des tissus osseux, avec pour conséquence une fragilisation post-opératoire [36]. En effet, des forces supérieures à 100 N ont parfois été mesurées lors d'opérations de perçage comme de fraisage sur de l'os [46] [47]. Ces efforts de coupe engendrent une augmentation des contraintes internes, qui peuvent mener à la formation de fissures, en particulier dans la partie minéralisée de l'os dont la dureté est élevée et qui montre un comportement à la rupture fragile [48].

Il a également été montré que les forces de fraisage diffèrent selon la direction de l'avance de l'outil par rapport à l'orientation des ostéons, reflet du caractère anisotrope des tissus osseux [49]–[51]. De plus, en fonction de la géométrie de l'outil et des conditions de coupe, la procédure de fraisage peut produire des états de surface variables sur l'os. Il a été montré que la rugosité de la surface a une influence sur le processus de guérison osseuse [52] ainsi que sur les propriétés mécaniques de l'os [53]. Ainsi, malgré la nécessité du fraisage chirurgical pour traiter certaines pathologies, il est bon de noter qu'il s'agit d'un procédé complexe avec une forte variabilité, et qu'il n'est pas sans conséquences sur la physiologie de l'os.

III.2.3. Dommages thermiques lors du fraisage

III.2.3.1. Modes de production de chaleur

La coupe est un processus thermomécanique durant lequel les copeaux se forment par une déformation plastique de la matière à la pointe de l'outil, suivie d'un cisaillement intense (description par la théorie de Merchant dans le cas de la coupe des métaux [54]). L'énergie de déformation plastique est principalement transformée en chaleur, dont une partie est évacuée par le copeau (Figure 1-12). Les frottements entre celui-ci et la face de coupe de l'outil sont également responsables d'une part de la chaleur générée (zone BD), dont une partie est transmise par conduction à l'outil de coupe et l'autre partie est dissipée dans le milieu environnant. Enfin, les frottements entre la pointe de l'outil et la pièce (zone AB) sont désignés comme étant la source de chaleur tertiaire lors de la coupe conventionnelle [55], [56].

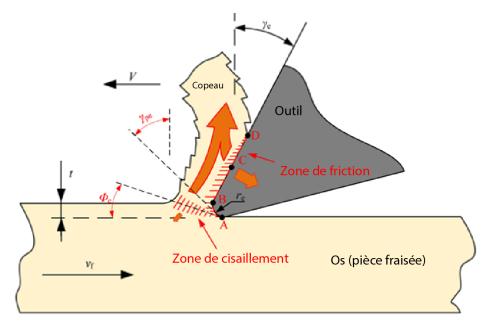
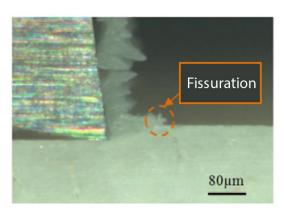


Figure 1-12 : Zones de génération et transfert de chaleur lors de la coupe, tiré de [55].

Lors de la coupe de l'os, le mécanisme de formation des copeaux diffère, avec l'observation d'une déformation plastique à la pointe de l'outil bien plus faible que lors de la coupe traditionnelle des métaux ou polymères. Les débris (on ne parle généralement pas de copeaux dans ce cas) d'os se détachent par une série de fractures en amont de l'arête de coupe de l'outil (Figure 1-13) [57]. Dans ce cas, la chaleur est principalement générée par frottement de l'arête de coupe de l'outil sur la surface de l'os (phénomène assimilé à du labourage), et par le cisaillement lors de la rupture successive des débris. [46].

En se propageant depuis la zone de fraisage, principalement par conduction dans les tissus mais aussi par convection (par exemple en présence de fluides corporels comme le sang), la chaleur produite au niveau de l'interface entre l'outil et l'os conduit à une élévation de la température des tissus vivants alentours lors de la chirurgie.



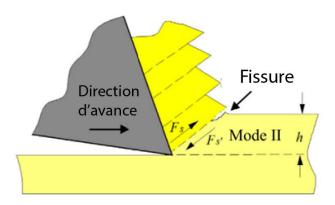


Figure 1-13 : Ruptures successives lors du fraisage de l'os dans la direction orthogonale par rapport à l'orientation des ostéons, tiré de [57].

III.2.3.2. Dommages par hyperthermie

Il a été montré que l'ensemble des structures biologiques sont sensibles aux variations de température, et qu'une exposition prolongée à des températures trop élevées mène à un endommagement des tissus vivants. Par exemple, la propagation de chaleur dans les tissus vivants peut engendrer une coagulation des vaisseaux sanguins aux alentours de la zone fraisée, ce qui peut causer des problèmes circulatoires en cours d'intervention [58].

Les recherches en la matière indiquent que la vitesse d'induction thermique de la cytotoxicité (mort des cellules sous l'effet d'une cause extérieure) des cellules est liée de manière exponentielle à la température. La loi empirique d'Arrhenius, établissant la dépendance de la vitesse d'une réaction chimique à la température (équation 1.3) a été utilisée pour faire le lien entre la fraction de cellules survivant à une exposition à une certaine température et la durée d'exposition (Figure 1-14) [59].

$$K = Ae^{-\left(\frac{E}{RT}\right)} \tag{1.3}$$

Avec

K vitesse de la réaction

E énergie d'inactivation des cellules (kJ.mol⁻¹)

A constante sur la plage de température étudiée

R constante universelle des gaz parfaits (8.314 J.mol⁻¹.K⁻¹)

T température en K

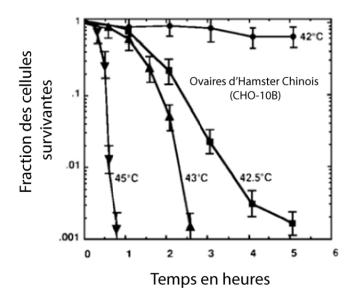


Figure 1-14 : Taux de survie de cellules ovariennes de hamster chinois en fonction de la durée d'exposition à différentes températures [59].

Des tentatives de définition de seuil d'endommagement ont été réalisées afin de mieux cibler les conditions critiques pour les tissus vivants. La détermination d'une dose thermique de référence trouve en effet de nombreuses applications cliniques, que ce soit pour la mise au point de thérapies thermiques ou pour adresser des problématiques d'échauffement lors d'interventions chirurgicales, comme c'est par exemple le cas en otologie.

Etant donné les enjeux importants liés à l'évaluation de la dose thermique, le niveau de sensibilité à l'hyperthermie de différents tissus a été étudiée dans la littérature dès le début des années 1950. Les tissus osseux sont les plus étudiés suite aux travaux de 1972 de J. Lundskog constatant la mort immédiate des cellules osseuses lors d'une exposition à 70°C, et des changements enzymatiques de l'os cortical irréversibles à 50°C [60].

En 1983, A. Eriksson et T. Albrektsson s'inscrivent dans la suite des recherches de Lundskog en s'intéressant à l'impact de la température sur la régénération des tissus osseux, en incorporant la notion de durée d'exposition. Au cours de leurs études *in vivo* chez des lapins, ils déterminent qu'une exposition à 47°C pendant 1 minute de l'os tibial résulte en une nécrose partielle des tissus osseux. Lors de tests d'ostéointégration d'implants en titane, cette même exposition conduit à terme au remplacement de 30% des cellules osseuses par des cellules adipeuses, réduisant la tenue de l'implant dans l'os. [61]–[63].

Afin de pouvoir comparer différents historiques de températures sur différentes durées, un indicateur a été créé dans un contexte clinique, le *Cumulative Equivalent Minutes at 43°C* (CEM43) par S. Sapareto et W. Dewey en 1984. Cet indicateur, développé dans le cadre de traitements par thermothérapie (pour le traitement de tumeurs cancéreuses) propose une méthode de normalisation de la dose thermique par conversion en une durée d'exposition équivalente à 43°C (choix arbitraire des auteurs, équation 1.4) [64]. Défini expérimentalement, cet indicateur fait l'hypothèse de dommages aux cellules vivantes évoluant de manière exponentielle avec la dose thermique, en supposant une exposition continue. En effet, il a été montré qu'une exposition fractionnée entraine une diminution de la sensibilité des cellules aux phénomènes thermiques [65]. Par ailleurs, les paramètres physico-chimiques du milieu et la phase dans laquelle se trouvent les cellules exposées affectent aussi l'effet cytotoxique de la dose thermique [64]. En outre, ce critère est uniquement considéré comme fiable pour une plage de températures allant de 39°C à 57°C, en dehors de laquelle des imprécisions peuvent apparaitre.

$$CEM43 = \int_{0}^{t} R^{43-T} dt \tag{1.4}$$

Avec

T la température appliquée en degré Celsius t la durée d'exposition en minutes

R le ratio de durées d'exposition donnant une même fraction de survie cellulaire déterminé expérimentalement (R= 0.5 pour T>43°C; R = 0.25 pour T<43°C)

Ainsi, une étude pilote menée en 1953 par Lundberg indique qu'un échauffement à 45°C conduit à une dépolarisation continue suivie d'une repolarisation incomplète des fibres de myéline (de type A et C) chez les mammifères, sans spécifier de durée d'exposition. Tout échauffement à une température supérieure est décrit comme provoquant des altérations profondes des nerfs et de leur fonctionnement [66]. A titre indicatif, une exposition à 45° pendant une durée cumulée de 2,5 minutes correspond à un CEM43 de 10 minutes d'après la formule de Sapareto et Dewey [64].

D'autres recherches se sont également focalisées sur l'effet de la dose thermique sur différents types de tissus. Dewhirst et al. se sont attardés à définir le degré d'endommagement des tissus biologiques chez différents animaux (souris, lapins, chiens et cochons) par observation histologique et fonctionnelle de divers organes. Ils ont ainsi montré que la sensibilité thermique varie davantage selon le type de tissu que selon l'animal observé, avec des observations chez les rongeurs transposables aux plus grands mammifères. Ils observent ainsi chez le chien des dommages histologiques du système nerveux central pour un CEM43 compris entre 0 et 20 minutes, avec des atteintes fonctionnelles pour un CEM43 supérieur à 21 minutes. Au-delà de 40 minutes, le système nerveux périphérique est lui aussi atteint de façon irréversible sur le plan fonctionnel [67].

Les observations de Van Rhoon et al., réalisées sur des humains et autres mammifères, apportent des informations supplémentaires sur les doses thermiques critiques pour différents types de tissus (Figure 1-15). On y apprend ainsi que le système nerveux central possède la plus grande sensibilité à la température, avec des premiers dommages survenant à un CEM43 inférieur à 10 minutes (observés chez le chien) [68].

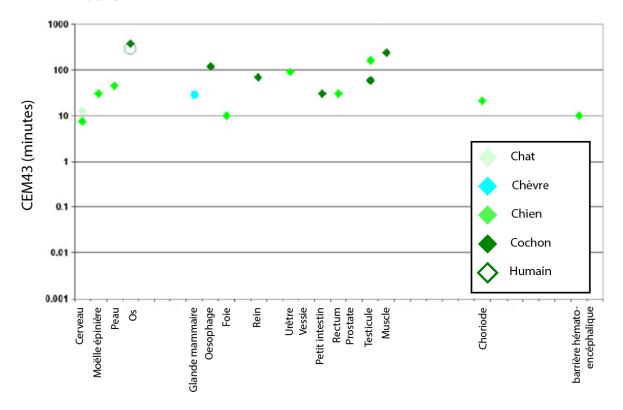


Figure 1-15 : Dose thermique (exprimée en CEM43) minimale à laquelle surviennent des dommages thermiques pour différents tissus chez certains mammifères et l'humain, adapté de [68].

D'autres auteurs ont également pu relever qu'un échauffement à 45°C du nerf sciatique du rat (dont la température corporelle normale est de 37.5 °C) pendant 15 minutes induit une perte des fonctions sensorimotrices permanente d'au moins 50%. Ils constatent également qu'un échauffement d'un degré supplémentaire, à 46°C, réduit de moitié la durée d'exposition nécessaire pour obtenir un effet similaire. [69].

Les équipes de Kiyatkin et al et Sharma et al. se sont également intéressées au système nerveux central du rat, en évaluant les anomalies cellulaires (aspect altéré, déformation du noyau, chromatolyse, ...) jusqu'à la mort de ces dernière lors d'une exposition thermique. Ils ont ainsi observé que l'ensemble des cellules nerveuses possédaient une forte sensibilité thermique, avec un fort développement d'anomalies cellulaires pour un CEM43 de 0.2 minutes et un endommagement maximal (mort des cellules) constaté pour un CEM43 de seulement 1.3 minutes (Figure 1-16) [70]–[72].

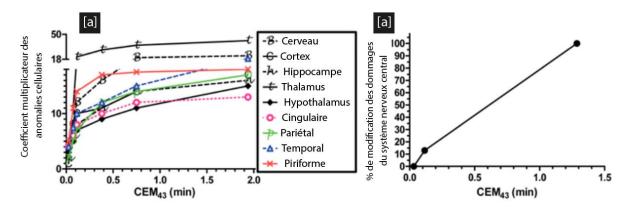
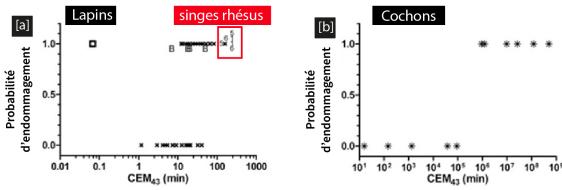


Figure 1-16 : [a] Multiplication des anomalies cellulaires [71] et [b] pourcentage de dommages du système nerveux central en fonction de la dose thermique [70], adapté de [73].

D'autres études se sont également intéressées aux lésions du cerveau et de la barrière hématoencéphalique suite à une exposition thermique localisée (induite par laser ou ultrasons) chez les lapins, cochons et macaques rhésus (Figure 1-17). Un seuil d'endommagement thermique de la barrière hémato-encéphalique correspondant à un CEM43 de seulement 0.067 min a été mis en évidence chez les lapins, contre 12.3 minutes chez les cochons.

Pour les macaques rhésus, des lésions cérébrales ont été observées pour l'ensemble des sujets, mais les doses thermiques appliquées étaient élevées (CEM43 compris entre 129 min et 240 min). Aucune influence significative du mode de chauffe employé n'a été constatée lors de ces essais. [74]–[77].



- Lésions cérébrales thermocoagulatives chez le cochon 1 semaine après traitement
- x Dommages à la barrière hémato-encéphalique chez les lapins 2-72 heures après traitement
- Dommages à la barrière hémato-encéphalique chez les lapins 4 heures après traitement
- 5,6 Dommages cérébraux chez les singes rhésus à respectivement 5 et 6 semaines

Figure 1-17 : Probabilité de lésion cérébrale et de la barrière hémato-encéphalique suite à une exposition thermique chez [a] les lapins et singes rhésus et [b] les cochons, *adapté de* [73].

Enfin, une des difficultés à évaluer les dommages induits par la température est lié à leur caractère latent : les premiers signes de dégénérescence ne sont souvent visibles qu'à partir de plusieurs heures [69], allant parfois jusqu'à 24h dans certains cas [78]. Par ailleurs, l'effet de la vitesse de l'échauffement est difficile à étudier, en particulier en présence d'effets physiologiques combinés apparaissant avec l'augmentation de la température, comme l'augmentation de la circulation sanguine ou de l'oxygénation du sang [79]. Si on ajoute les incertitudes liées au caractère empirique du calcul du CEM43, on se rend compte de la difficulté à proposer des seuils critiques de manière fiable pour certains types de tissus chez l'humain.

Dans le contexte particulier du fraisage de l'os temporal, les particularités anatomiques font que toutes les structures internes ne sont pas soumises au même niveau de risque induit par les interventions chirurgicales qui y sont pratiquées. Par exemple, il a été mis en évidence qu'une variation du taux de porosité dans le volume d'os influe sur les propriétés thermiques équivalentes du tissu osseux [80].

De plus, les tissus osseux par exemple ne sont pas aussi sensibles aux dommages thermiques que les tissus mous, et en particulier les nerfs. Le nerf facial se trouve particulièrement à risque, notamment de par sa localisation, à proximité immédiate des zones fraisées lors de la chirurgie de la mastoïde et de l'oreille moyenne [37]. Etudier la température du nerf facial dans un contexte clinique apparait par conséquent particulièrement pertinent afin de pouvoir prévenir et limiter tout échauffement excessif. La réalisation de mesures de température du nerf facial in-vivo lors de la chirurgie otologique n'est cependant pas envisageable de par les risques supplémentaires qu'elle induit pour le patient (si tant est qu'elle est faisable), ce qui conduit à une réelle difficulté pour les praticiens d'évaluer l'impact de leur procédure de fraisage sur ce nerf, et par extension de s'assurer avec certitude du bon déroulement de l'intervention avant réveil du patient.

On peut toutefois noter une tentative de mesure de la température au niveau du nerf facial réalisée par Abbas et al. en 2001, sur six os temporaux cadavériques secs. Dans cette étude, une thermistance est insérée manuellement par le foramen stylo-mastoïdien, débouchant sur le canal facial. Les essais réalisés débutent après la réalisation d'une mastoïdectomie, et consistent à fraiser jusqu'à la squelettisation du nerf facial sans contrôler les paramètres de coupe mis à part la vitesse de rotation de l'outil (40000 tr/min) et le temps de fraisage. Un seul opérateur réalise l'ensemble des fraisages afin de minimiser la variabilité de l'intervention, et les températures sont comparées entre les os fraisés avec et sans irrigation [81].

Bien que cette étude ait permis la mise en évidence de l'importance de l'irrigation dans la mitigation de l'élévation de la température du nerf facial, elle présente de nombreuses limites. En effet, les échantillons utilisés sont dits secs, c'est-à-dire qu'ils sont préservés par des moyens chimiques asséchant les tissus. Or, il a été montré que le contenu en eau des tissus vivants est lié à la conductivité thermique de ces mêmes tissus, avec des tissus secs associés à une mauvaise conductivité thermique [80], [82].

En outre, une seule thermistance a été utilisée pour mesurer la température, et sa localisation n'a pas été précisément contrôlée, ce qui soulève des questions sur la représentativité des températures mesurées. De plus, les mesures ont été réalisées après une première mastoïdectomie, ce qui fait que le volume d'os fraisé lors de l'opération ayant suivi est moindre que dans le cas d'une intervention réelle, réduisant ainsi la quantité de chaleur générée [81].

Plus récemment, des travaux similaires ont été effectués par Neto et al. en 2013, dans lesquels est étudiée la température au niveau du nerf facial lors du fraisage et l'influence de différentes stratégies d'irrigation (continue ou intermittente). Les auteurs s'intéressent particulièrement à la chirurgie de décompression du nerf facial, qui consiste ici à fraiser le canal osseux du nerf avec une fraise boule diamantée de 2,1 mm de diamètre et avec une fréquence de rotation de la broche comprise entre 30000 et 100000 tr/min. Les mesures réalisées sur huit échantillons cadavériques secs débutent systématiquement après la réalisation d'une mastoïdectomie [83].

La conclusion de cette étude est similaire à celle d'Abbas et al., avec la mise en évidence du rôle de l'irrigation dans la réduction des températures lors du fraisage. Les auteurs montrent que l'irrigation continue associée à la fréquence de rotation de la broche la plus faible permettent l'augmentation la plus faible de température comparativement aux autres combinaisons de paramètres testées.

Cependant, les expérimentations sont également réalisées sur des os cadavériques secs et un seul thermocouple est utilisé par échantillon, inséré manuellement dans le canal osseux facial après une mastoïdectomie (moyennes de températures Tableau 1-1).

Irrigation	Fréquence de rotation (tr/min)	Population	Température moyenne (°C)
Continue	100000	616	32.20
	30000	190	28.60
Sur demande	100000	332	28.45
	30000	360	27.05

Tableau 1-1 : Températures moyennes du nerf facial mesurées pour les différentes combinaisons de paramètres testées lors du fraisage avec fraise boule diamant de 2.1 mm, reproduit de [83]

Les auteurs ne font pas non plus mention d'utilisation de pâte thermique pour assurer une bonne conductivité entre le thermocouple et la paroi du canal osseux, ce qui soulève des questionnements sur la représentativité des températures mesurées lors d'une telle intervention.

Au final, malgré les enjeux conséquents relatifs à la problématique clinique de l'échauffement du nerf facial lors de la chirurgie otologique, on compte peu d'études en la matière, et dont la méthodologie d'exécution ne permet ni de qualifier la précision, ni la représentativité des mesures effectuées. On identifie donc ici une nécessité de poursuivre l'étude de cette problématique, avec une attention particulière à la méthodologie expérimentale.

IV. Entrainement en chirurgie ORL

IV.1. Généralités et modalités

Etant donné les nombreux risques inhérents à une intervention chirurgicale, un entraînement méthodique et complet des chirurgiens otologiques apparait essentiel afin de limiter les risques de complications post-opératoire pour le patient.

Traditionnellement, l'entrainement à la chirurgie otologique débute par l'apprentissage de l'anatomie, principalement par la lecture d'ouvrages spécialisés. Les apprenants se forment ensuite dans un premier temps par observation des gestes chirurgicaux pratiqués par un chirurgien expert (système de compagnonnage), le plus souvent sur matériel cadavérique, avant d'à leur tour réaliser ces mêmes gestes sous supervision, permettant ainsi l'acquisition d'un savoir-faire pratique [84].

Lors de ces sessions d'entrainement supervisées, l'os est fixé dans un bol de dissection et les étudiants cherchent à atteindre des repères anatomiques en fraisant l'os à l'aide d'un outil coupant rotatif [85]. La recherche systématique de repères anatomiques est en effet centrale dans l'apprentissage en chirurgie, et permet d'acquérir une compréhension des relations entre les structures dans l'espace.

Le couplage de l'apprentissage de ces procédures systématiques et d'une technique de fraisage appropriée permettant d'accéder à ces repères en toute sécurité est le cœur de l'entrainement chirurgical [86]. Il est bon de noter que l'entrainement en chirurgie otologique s'adresse majoritairement aux novices et jeunes praticiens, mais aussi aux chirurgiens experts. En effet, les techniques, approches et outils évoluent continuellement, ce qui amène les praticiens à rester vigilants et à maintenir une veille de leurs compétences aussi bien théoriques que pratiques.

Cette formation pratique nécessite donc d'avoir à disposition un support d'entrainement, à savoir un modèle humain, ou un substitut. En 2012, l'Agence Nationale de Santé a mis l'accent sur la priorité à donner au patient lors de l'entrainement en chirurgie, reprenant l'adage des médecins : « jamais la première fois sur un patient ». Cette directive vient rappeler l'importance des substituts anatomiques, essentiels pour monter en compétence sans faire prendre de risque aux patients.

En ce qui concerne les dispositifs d'entraînement, aucun modèle animal satisfaisant et accessible n'a été à ce jour identifié pour la chirurgie otologique. Bien que le système vestibulaire soit commun à la plupart des mammifères, la similarité anatomique complète avec l'oreille humaine, et plus particulièrement l'oreille moyenne, ne se retrouve que chez les grands primates, dont l'accès à la dépouille (sans dégradation des structures de l'os temporal) est difficile [5]. Chez le mouton, la chaîne des osselets et le tympan diffèrent peu de l'oreille humaine, mais l'os de la mastoïde est radicalement différent, réduisant grandement la valeur de l'entraînement à la mastoïdectomie [87].

L'anatomie de l'oreille moyenne porcine montre également des ressemblances avec l'humain, mais le canal auditif externe et la chaine des osselets présente des différences importantes. L'épaisseur des muscles et des tissus adipeux ajoute également une difficulté supplémentaire à leur emploi. [88]

D'autres modalités d'entraînement existent cependant pour la formation des chirurgiens otologiques : l'utilisation de cadavres humains, les simulateurs virtuels, et enfin les simulateurs physiques. Dans les paragraphes suivants, nous détaillerons l'ensemble de ces modalités en explicitant leurs avantages et inconvénients respectifs.

IV.2. La formation sur cadavres

L'apprentissage et la formation sur cadavres est le « gold standard » de la chirurgie depuis son invention et institutionnalisation. Ainsi, les premiers savoirs médicaux scientifiques se sont construits avec les autopsies, aussi bien médicales que pédagogiques. Au IIIème siècle, en Egypte, les cadavres et condamnés à mort étaient régulièrement cédés aux médecins, tels le célèbre grec Hérophile (330-260 av. J.-C) ayant vécu à Alexandrie.

L'école d'Alexandrie resta une exception pendant des siècles, avec même l'interdiction de la dissection du corps humain dans la Rome antique. La pratique fit un retour discret au Moyen-Âge, avec Guy de Chauliac (1298-1368), médecin et chirurgien de la papauté d'Avignon, qui chercha des moyens de traiter l'épidémie de peste noire à la même époque.

C'est n'est véritablement qu'après la Renaissance, avec André Vésale (1514-1564), professeur d'anatomie à Padoue, en Italie, qu'elle commença à devenir un mode d'instruction, avec l'organisation de séances de dissection publiques. Les schémas anatomiques dessinés lors de ces dissections ont ensuite permis la réalisation des premières planches anatomiques, comme par exemple par Jan van Calcar, peintre flamand (1499-1545).

En France, dissections et autopsies étaient pratiquées indistinctement dans les hôpitaux au XIXème siècle, mais les médecins faisaient face à une pénurie de cadavres, liée à un accroissement du nombre d'apprentis. Afin de limiter les dérives de la pratique, l'interdiction fut posée en 1841 aux médecins d'autopsier le cadavre de toute personne sans consentement écrit au préalable de la part de sa famille, complétée en 1847 par une obligation à remettre les corps autopsiés aux familles dans un état convenable.

De nos jours, l'entrainement sur pièces cadavériques est toujours d'actualité et montre une efficacité prouvée auprès des étudiants [89], mais les problèmes historiques liés à leur utilisation subsistent malgré les progrès de la médecine et de la chimie. Tout d'abord, l'approvisionnement dans le respect des règlementations en vigueur reste difficile, avec un nombre limité de dons de corps à la science et un accès strictement contrôlé (encadré en France par les articles R1261-1 à R1261-33 et l'article L1261-1 du code de la santé publique, ainsi que par le décret n° 2022-719 du 27 avril 2022 relatif au don de corps à des fins d'enseignement médical et de recherche). Cependant, le cadre légal strict encadrant ces pratiques s'avère parfois insuffisant, comme l'a montré le récent scandale de 2019 au sein du centre de don des corps Paris-Descartes, faisant état de violations des règles éthiques (conditions de conservation des corps indignes, vente de pièces anatomiques) [90]. Dans certains pays, l'approvisionnement s'est même grandement réduit à la suite de scandales éthiques, comme aux Royaume-Uni avec le *Human Tissue Act* de 2004 rendant obligatoire le consentement explicite de la personne avant prélèvement des organes [91].

Par ailleurs, les problématiques sanitaires sont toujours présentes, les cadavres étant une source de pathogènes, tels que le VIH, l'hépatite B ou la maladie de Creutzfeldt-Jakob (liée aux prions), mortelle, incurable et résistante même au formaldéhyde utilisé pour la préservation et la désinfection des cadavres [92].

L'entraînement sur cadavres pose également des problèmes éthiques, voire culturels ou religieux, limitant grandement les possibilités d'entrainement dans certains pays. Par exemple, le don de corps est très restreint en Iran pour des motifs religieux et culturels, ce qui engendre des difficultés pour la bonne formation médicale des apprenants [93].

Enfin, l'acquisition de pièces anatomiques représente un coût important pour les structures de formation médicales appropriées, pour la préparation et la conservation des échantillons [94]. Les nombreuses contraintes règlementaires associées contribuent également à réduire le nombre de laboratoires d'anatomie en capacité de conserver des corps, qui sont aujourd'hui au nombre de 26 en France [95].

IV.3. Simulateurs chirurgicaux

IV.3.1. Définition

La Haute Autorité de Santé définit dans un rapport de 2012 la simulation en santé comme « l'utilisation d'un matériel (comme un mannequin ou un simulateur procédural), de la réalité virtuelle (RV) ou d'un patient standardisé pour reproduire des situations ou des environnements de soin, dans le but d'enseigner des procédures diagnostiques et thérapeutiques et de répéter des processus, des concepts médicaux ou des prises de décision par un professionnel de santé ou une équipe de professionnels » [96].

Bien que l'intérêt porté aux simulateurs médicaux se soit accentué ces dernières décennies en lien avec les progrès technologiques, que ce soit en informatique ou en science des matériaux, leur invention n'est pas récente. On a en effet retrouvé des traces de mannequins en terre cuite et feuilles destinés à l'entrainement à la reconstruction nasale en Inde datant d'environ 600 av. J.C [97]. Pendant des siècles, l'utilisation de simulateurs est néanmoins restée anecdotique, jusqu'aux années 1980 qui voient la commercialisation des premiers mannequins patients à destination des anesthésistes [98]. A la fin des années 1990 apparaissent les premiers simulateurs virtuels sur ordinateur, sommaires mais permettant aux étudiants en médecine de s'exercer sans supervision.

De nos jours, les progrès réalisés dans le domaine de la chirurgie robotisée ont conduit au développement de simulateurs virtuels haute-fidélité, offrant à l'utilisateur un rendu 3D réaliste et un retour de forces au niveau de l'interface avec l'ordinateur. Du côté des simulateurs physiques, ce sont les progrès des technologies d'impression 3D liés à une diminution importante des coûts qui ont conduit au développement de nouveaux simulateurs dans toutes les spécialités. Cependant, les simulateurs chirurgicaux n'ont pas à l'heure actuelle vocation à remplacer entièrement l'entrainement par dissection cadavérique, et demeurent complémentaires afin de réduire les coûts des structures de formation tout en répondant à une demande croissante [99].

Les simulateurs de chirurgie, quelle que soient leur nature, offrent la possibilité de répéter des gestes opératoires sur un modèle sans soulever de questionnements éthiques et à des coûts réduits. Ils offrent aux apprenants la possibilité de s'entrainer avec une réduction du stress, normalement associé au risque de séquelles au patient. Ils permettent également de prendre des pauses afin d'observer l'anatomie, de réfléchir et d'échanger avec d'autres, ce qui est favorable au processus d'entrainement [100].

IV.3.2. Critères de validation

Il est toutefois nécessaire de soumettre les simulateurs à un processus de validation afin d'attester de leur efficience pédagogique, et donc de leur capacité à entrainer efficacement les chirurgiens et de les préparer aux futures interventions en réduisant les risques pour le patient [101]. Plusieurs critères permettant la validation des simulateurs pour une utilisation dans la formation médicale ont été définis: la validité apparente, de contenu, de critère et de construction [102], [103].

Tout d'abord, les validités apparente et de contenu sont fréquemment étudiées ensemble, car elles permettent de succinctement mettre en évidence la perception du réalisme du simulateur et de son efficacité. Elles sont couramment évaluées par le biais de questionnaires distribués aux utilisateurs, qui attribuent subjectivement une note pour différents aspects du simulateur testé. La validité apparente se focalise sur le réalisme de l'expérience du simulateur par rapport à une intervention réelle, en termes de représentation anatomique mais aussi d'interface (exemple de questionnaire Figure 1-18).

Cependant, il a été montré qu'une représentation anatomique réaliste n'est pas toujours associée à une montée en compétences de l'utilisateur (caractérisée par une durée moindre pour mener à bien une intervention donnée, une réduction des erreurs opératoires, et une meilleure économie des gestes lors de la procédure) [86]. En outre, bien qu'un simulateur réaliste puisse contribuer à l'amélioration de la formation chirurgicale, des modalités d'entrainement inadéquates ou présentant des erreurs peuvent au contraire dégrader les conditions d'apprentissage ou induire des biais chez les apprenants [104].

Questions sur la validité apparente

Ce simulateur présentait des apparences réalistes de repères et de structures anatomiques.

La conception des instruments utilisés dans la simulation était similaire à celle des instruments utilisés dans la procédure réelle.

La performance des instruments dans la simulation était similaire à la performance des instruments dans la procédure réelle.

Le retour de force (retour haptique) du simulateur était similaire à celui de la procédure réelle.

Les forces requises pour les os temporaux utilisés dans le simulateur étaient similaires à celles des os temporaux réels.

L'ergonomie du simulateur était similaire à celle de la procédure réelle.

La perception de la profondeur dans le simulateur était similaire à celle de la procédure réelle.

L'interface graphique du simulateur reflétait fidèlement la réalité.

Figure 1-18 : Questionnaire destiné à évaluer la validité apparente d'un simulateur virtuel, traduit de [105].

La validité de contenu vient appuyer la validité apparente en permettant de traduire la pertinence et l'utilité perçues du simulateur pour l'entrainement dans un contexte médical. Elle se focalise sur différents aspects présents lors de la chirurgie, comme la possibilité de mise en œuvre d'une planification chirurgicale et d'une technique d'intervention, faisant la preuve de compétences de coordination et de navigation de l'utilisateur (exemple Figure 1-19) [105], [106].

Questions sur la validité du contenu

Le simulateur a permis d'enseigner l'anatomie nécessaire à cette intervention.

Le simulateur a permis d'enseigner la planification chirurgicale de cette intervention.

Le simulateur a permis d'enseigner la technique de fraisage

Le simulateur a permis d'enseigner la navigation correcte des instruments.

Le simulateur a permis d'enseigner la coordination œil-main.

Les os temporaux utilisés dans ce simulateur ont permis d'enseigner l'anatomie impliquée dans cette procédure.

Les os temporaux utilisés dans ce simulateur ont permis d'enseigner la technique de fraisage.

Figure 1-19 : Questionnaire d'évaluation de la validité de contenu d'un simulateur virtuel, traduit de [105].

Bien que les critères de validation apparente et de contenu des simulateurs apparaissent comme fondamentaux, ils sont parois jugés insuffisants de par la subjectivité importante des modes d'évaluation mis en œuvre (questionnaires adressés aux praticiens eux-mêmes, biais induits par le choix des mots, manque de représentativité, etc.) [107].

La validité de critère vise ainsi à comparer l'usage du simulateur en comparaison avec d'autres modes d'entrainement, en introduisant davantage d'objectivité dans les méthodes d'évaluation. Elle peut être évaluée selon deux axes : l'approche concurrente, qui s'intéresse à l'efficacité du simulateur comparativement au *gold standard* de la formation, et l'approche prédictive, qui évalue l'impact du simulateur sur les performances futures de l'usager. La validité concurrente est d'ordinaire testée par comparaison des performances de deux groupes de personnes, le premier d'usagers du simulateur, et le second uniquement composé d'usagers du *gold standard* dans un scénario similaire. Cette comparaison nécessite la définition d'une grille d'évaluation objective et structurée des compétences techniques (en anglais *Objective Structured Assessment of Technical Skills*, ou *OSATS*) [108]. Si elle est validée, elle permet de justifier de l'utilisation du simulateur dans la formation en complément ou en remplacement du gold standard. La validité prédictive des simulateurs évalue quant à elle la transférabilité des compétences acquises sur simulateur en salle d'opération.

En effet, même si l'apprenant obtient de bons scores pour une intervention donnée sur un simulateur réaliste, l'équivalence avec des compétences opératoires n'est pas assurée. Ainsi, si une intervention spécifique est répétée de nombreuses fois jusqu'à la perfection sur simulateur, les compétences acquises ne seront pas forcément de même nature que celles nécessaires pour mener à bien l'opération sur une anatomie nouvelle [109]. L'évaluation de la validité prédictive d'un simulateur passe également par l'utilisation d'une grille d'évaluation objective des compétences, avec comparaison de la performance du chirurgien sur simulateur et en salle d'opération. Une fois validée, elle permet d'utiliser le simulateur pour estimer quand l'apprenant est prêt pour la réalisation d'une intervention réelle.

Enfin, la validité de construction concerne la capacité des simulateurs à évaluer et prédire le niveau d'expertise des utilisateurs selon différents paramètres objectifs tels que le nombre et la récurrence des erreurs, ou le temps nécessaire pour compléter une intervention. Une bonne validité de construction permet de distinguer clairement et de manière constante les novices des experts [101]. Ce critère, considéré comme un des plus importants pour la validation d'un simulateur médical comme outil d'apprentissage, doit faire l'objet d'une réévaluation continue afin de vérifier la corrélation entre les scores obtenus et le niveau d'expertise des utilisateurs [108].

Malgré la définition explicite des critères de validation des simulateurs médicaux, de nombreux simulateurs n'y ont été soumis que partiellement à l'heure actuelle. Par ailleurs, il demeure un manque de standardisation dans les protocoles d'évaluation des simulateurs, non seulement dans les évaluations subjectives (nombre et nature des questions posées, critères de sélection des répondants) mais aussi dans les évaluations objectives, avec des variations présentes dans les critères de performance choisis et les grilles d'évaluation [102], [109].

IV.3.3. Simulateurs virtuels

IV.3.3.1. Description

Les simulateurs virtuels subissent un développement fulgurant ces dernières décennies et font l'objet d'un intérêt croissant dans le monde de la formation médicale, surtout dans le cadre de la chirurgie [110]. En chirurgie otologique, à l'image du simulateur *Voxel-ManTempoSurg simulator*™ qui figure parmi les pionniers dans le domaine (Voxel-Man, Hambourg, Allemagne), ils se présentent généralement comme un système composé d'un moniteur 3D, affichant un environnement virtuel simulant une chirurgie de l'oreille, ainsi que des stylets à retour de force de part et d'autre du moniteur, pouvant être déplacés dans toutes les directions. Une pédale est également présente, permettant le contrôle de la broche rotative. La zone anatomique fraisée est modélisée à partir d'imagerie médicale d'un os temporal adulte asymptomatique [111].

Les utilisateurs peuvent choisir parmi de nombreux outils de fraise virtuels et inspecter virtuellement la zone de la chirurgie sous plusieurs angles tout au long du processus. Un certain nombre de tâches sont à accomplir dans l'ordre, avec l'obtention d'un score final calculé en fonction du volume d'os fraisé, et pénalisé par les dommages éventuels aux structures sensibles (nerf facial, dure-mère, etc.) subis par le patient virtuel lors de l'intervention. Une pénalité supplémentaire est appliquée si l'intervention se prolonge au-delà du temps imparti initialement [112].`

IV.3.3.2. Avantages et inconvénients

Les simulateurs virtuels offrent des possibilités nouvelles par rapport aux modes d'enseignement traditionnels, tel que l'entrainement autonome dans un environnement sans danger et parfaitement répétable. Ainsi, les apprentis chirurgiens peuvent théoriquement s'entrainer à des tâches standardisées autant de fois que nécessaire sans requérir la présence d'un senior à leurs côtés. Par ailleurs, ces simulateurs sont relativement accessibles, avec peu de formation nécessaire au préalable pour maitriser leur utilisation. Ils permettent également la simulation d'interventions particulières, sur des anatomies présentant des pathologies courantes de l'oreille.

Leur coût est variable, avec l'existence sur le marché de logiciels gratuits, comme *Visible Ear®* (Figure 1-20), pouvant être installé sur n'importe quel ordinateur et nécessitant uniquement l'acquisition d'un bras articulé associé permettant la manipulation d'instruments avec un retour haptique [113]. A l'inverse, d'autres simulateurs plus complets et réalistes peuvent se révéler plus coûteux, comme le simulateur *Voxel-ManTempoSurg™* nécessitant l'achat d'une pédale et de deux contrôleurs articulés pour les mains.

En général, la mise en place d'un simulateur virtuel dans un centre de formation se révèle économiquement avantageuse, surtout en comparaison des coûts liés à la création et au maintien d'un laboratoire d'anatomie, permettant de préparer et conserver du matériel cadavérique pour la formation.

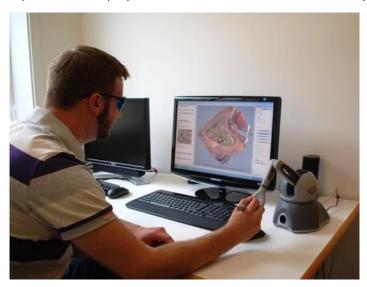


Figure 1-20: Simulateur Visible Ear® (crédits photo : Lasse Bruun Jonassen)

En revanche, des difficultés significatives relatives à l'entrainement sur cadavres se retrouvent absentes des simulateurs virtuels, à savoir la variabilité biologique, la présence de tissus mous et de fluides, ainsi que la résistance de l'os au fraisage, requérant des efforts importants de la part du praticien, et donc une certaine adaptation du geste et de la musculature. En effet, une des difficultés principales du fraisage otologique réside dans la difficulté d'allier force et précision dans le maniement de l'outil rotatif, tout en maintenant une bonne coordination œil-main. Les fabricants de simulateurs virtuels ont tenté de pallier cet inconvénient par l'ajout de retour de force haptique au niveau du bras de contrôle, considéré aujourd'hui comme un élément essentiel, mais jugé parfois trop éloigné du procédé réel en termes de sensations [114]–[116]. De plus, certains aspects du fraisage physique sont encore absents des simulateurs virtuels, comme l'aspect acoustique du fraisage, dont le rôle dans la familiarisation des apprenants avec la procédure chirurgicale a pourtant été démontré [117].

IV.3.3.3. Validation des simulateurs virtuels

La validation des simulateurs virtuels en otologie est centrée sur les simulateurs commerciaux les plus utilisés. Ainsi, le Voxel-man Temporsurg™, qui compte parmi les plus répandus, a fait l'objet d'une validation apparente [112], [118], [119], de contenu [112], [119]–[121] et de construction [112], [122], [123], mais reste toutefois sans évaluation de sa validité prédictive.

Pour ce qui concerne le simulateur Mediseus®, il a quant à lui été sujet à de nombreuses évaluations de sa validité prédictive [124]–[126], ainsi qu'à deux évaluations de sa validité de construction [127], [128] et une de son contenu [125].

D'autres simulateurs moins connus n'ont subi qu'une validation encore plus incomplète, avec par exemple le simulateur développé par l'Université d'Ohio, dont seule la validation prédictive a été réalisée [129]).

A l'avenir, on peut s'attendre à des études complémentaires venant poursuivre la validation de ces simulateurs, voire à l'émergence de nouveaux permettant d'étendre les possibilités d'entrainement en chirurgie otologique.

IV.4. Simulateurs physiques

IV.4.1. Généralités

La généralisation croissante des simulateurs en otorhinolaryngologie ne se limite pas aux simulateurs virtuels, mais s'étend aussi aux simulateurs physiques, c'est-à-dire des simulateurs avec lesquels l'apprenant peut interagir physiquement dans sa globalité, et non pas seulement à travers une interface avec un ordinateur.

Représentant des parties anatomiques, les simulateurs physiques permettent idéalement d'effectuer des interventions complètes (manipulation, incision, fraisage, etc.) dans des conditions aussi réalistes que possible, c'est-à-dire avec de véritables outils chirurgicaux et sur une anatomie ressemblant à l'humain [100].

Récemment, les progrès technologiques fulgurants dans le domaine de l'imagerie médicale et de la fabrication additive, aussi appelée impression 3D, ont permis de rendre accessibles à tous des simulateurs au réalisme croissant [130]. Alors qu'ils étaient auparavant souvent conçus à partir de moulages de patients ou de pièces anatomiques, fastidieux à réaliser, ils ont aujourd'hui la possibilité d'être conçus directement à partir de fichiers informatiques d'imagerie médicale de patient, avant d'être imprimés en 3D dans une large gamme de matériaux.

IV.4.2. Fabrication additive : technologies et matériaux

Une grande variété de procédés de fabrication additive a été développés, dont le point commun est la superposition de couches de matière jusqu'à obtention de la pièce finie [131]. Tous requièrent des fichiers informatiques 3D en amont, conçus par exemple grâce à un logiciel de CAO (Conception Assistée par Ordinateur), dont le découpage en couches d'épaisseur constante est réalisé par un logiciel dédié avant envoi à la machine d'impression 3D.

Cependant, ces procédés se distinguent par la variété des technologies employées, elles-mêmes orientées pour l'utilisation de matériaux spécifiques pour la fabrication parmi trois grandes familles : les thermoplastiques, les métaux, et les céramiques. Il est également possible d'utiliser d'autres matériaux moins conventionnels mais leur usage est difficile et limité à des applications spécialisées, comme les matériaux composites ou les alliages à mémoire de forme.

On dénombre sept technologies de fabrication additive cataloguées par l'American Society for Testing and Materials (ASTM): la projection de liant (binder jetting), l'extrusion de matière (FFF, FDM), le dépôt de matière sous énergie concentrée (DED), la projection de matière (Polyjet), la fusion sur lit de poudre (MJF, SLS), la stratification en couches et la photo-polymérisation en cuve (SLA, DLP) [132].

La précision de chacune de ces technologies dépend non seulement de la machine d'impression, mais aussi des matériaux, de la taille des pièces à fabriquer, du choix des supports et des opérations de finition. Ainsi, on considère que le procédé de fabrication par dépôt de fil fondu (le plus courant), permet de fabriquer des pièces avec une tolérance dimensionnelle moyenne autour de \pm 0.2 mm dans le meilleur des cas. Ce procédé très largement répandu n'est cependant pas le plus précis, par exemple en comparaison avec la stéréolithographie qui permet d'atteindre une précision moyenne de \pm 0.01 mm. [133]. Le procédé considéré de nos jours comme le plus précis est le jet de matière, avec une précision moyenne avoisinant les \pm 0.05 mm [134]. Sur la Figure 1-21 ci-dessous sont présentées des observations micrographiques des surfaces d'objets imprimés avec ces technologies.

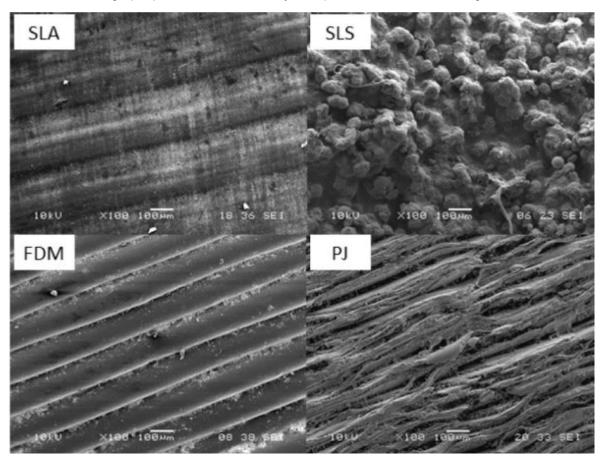


Figure 1-21 : vue au microscope de surfaces imprimées avec différents procédés de fabrication : SLA (stéréolithographie), SLS (frittage sélectif par laser), FDM (dépôt de fil fondu), et PJ (projection de matière). Tiré de Eliasova et al. [135].

IV.4.3. Utilisation dans l'entrainement otologique

Les simulateurs physiques, tout comme leurs homologues virtuels, permettent de s'affranchir des contraintes liées à l'utilisation de pièces cadavériques. Depuis quelques années, le réalisme géométrique des structures modélisées s'est fortement accru grâce aux technologies telles que la projection de matière [136], [137].

Ils permettent aux apprenants de s'entrainer avec les outils standards de la chirurgie otologique, c'està-dire sous microscope et avec un poste de fraisage réel, permettant ainsi de limiter les investissements supplémentaires. Ils offrent également des possibilités de personnalisation, les maquettes pouvant être conçues à partir de fichiers d'imagerie médicale de patients. Ainsi, il est possible de fabriquer des maquettes représentant une anatomie anormale ou pathologique particulière, sur laquelle les internes vont pouvoir s'entrainer. Il est également possible de faire varier l'âge du patient, afin de créer des modèles pédiatriques ou de personnes âgées. Lors de leur utilisation, les apprenants peuvent approcher la complexité du processus opératoire, allant du bon choix de la position et des outils à l'organisation de leur espace de travail. Lors du fraisage des maquettes, ils sont aussi confrontés aux difficultés intrinsèques de la chirurgie otologique : fortes vibrations, efforts importants à fournir, difficultés de visualisation ou encore projections diverses. Il a été démontré que la différenciation des différentes textures osseuses est une compétence des chirurgiens experts acquise par la réponse vibratoire de l'outil rotatif en contact avec la matière [138], [139]. Ainsi, même s'ils se veulent plus « concrets », la réponse haptique des simulateurs physiques joue un rôle tout aussi important dans l'apprentissage que pour les simulateurs virtuels [140].

Actuellement, les limites identifiées de l'impression 3D pour la fabrication de modèles physiques d'entrainement sont le choix limité de matériaux, le manque de précision vis-à-vis de l'anatomie réelle, la difficulté et le coût de conception, et la lenteur de production [141].

En effet, bien que le choix des matériaux adaptés à l'impression 3D soit de plus en plus étendu, les polymères en représentent toujours la majeure partie. Les photopolymères, polymérisant par exposition aux rayons UV, représentent à eux seuls plus de 50% du prototypage industriel. Les recherches actuelles visent à améliorer leurs propriétés thermomécaniques afin d'étendre davantage leurs domaines d'application [142]. Egalement, malgré la simplification apportée par la fabrication additive au processus de fabrication, la conception de modèles 3D adaptés requiert des connaissances adéquates, représentant une difficulté d'accès aux acteurs éloignés du milieu industriel [143]. Enfin, leur coût, bien que dépendant du procédé employé, des paramètres d'impression, de la forme et du volume à fabriquer, peut néanmoins être contenu une fois le modèle développé. On estime ainsi que le coût de fabrication d'un modèle anatomique de fémur peut varier environ de 2€ pour une impression FDM de basse qualité à 210€ pour une impression par jet de matière de haute précision [144].

Malgré ces contraintes, les simulateurs physiques apparaissent prometteurs pour l'entrainement en chirurgie otologique, avec de nombreuses études décrivant les possibilités et les processus de fabrication de ces maquettes et évaluant leur faisabilité technique [145]–[147].

Plusieurs modèles d'os temporaux sont commercialisés pour l'entrainement en chirurgie otologique, à savoir le modèle Phacon™ (Figure 1-22.a), Pettigrew™ (Figure 1-22.b), Collin Medical Temp'os™ (Figure 1-22.c), Otobone™ (Figure 1-22Figure 1-18.d), Temporalogix™ (Figure 1-22.e), Kezlex™ (Figure 1-22.f) ou encore Nuoassa™ (Figure 1-22.g). Les procédés de fabrication pour ces modèles varient, avec l'emploi de techniques traditionnelles comme le moulage pour le modèle Pettigrew™, et l'utilisation de la fabrication additive pour tous les autres (technologie variable).

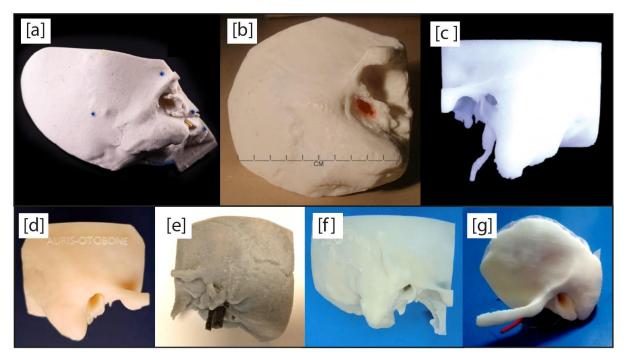


Figure 1-22 : Simulateurs physiques d'os temporal [a] Phacon™, [b] Pettigrew™, [c] Temp'os™, [d] Otobone™, [e] Temporalogix™, [f] Kezlex™ et [g] Nuoassa™.

IV.4.4. Validation des simulateurs physiques

De la même manière que les simulateurs virtuels, les simulateurs physiques doivent faire l'objet d'une validation afin de pouvoir juger de leur valeur éducative dans la formation des praticiens. Il est bon de noter que contrairement aux simulateurs virtuels, l'évaluation de la compétence chirurgicale n'est pas intégrée aux simulateurs physiques, ce qui ne permet pas de tester sa validité de construction.

La validation de simulateurs physiques apparait majoritairement centrée sur la validité apparente et de contenu, comme c'est le cas pour les simulateurs Phacon™ [148] et Otobone™ [149]. La validité de ces deux maquettes a été évaluée par le biais de questionnaires distribués aux utilisateurs, leur permettant d'effectuer la notation subjective du réalisme de différentes parties anatomiques et de la sensation lors du fraisage. Les autres modèles commerciaux n'ont quant à eux pas fait l'objet d'un procédé de validation, bien qu'on puisse relever une publication mettant en avant la valeur du modèle Temp'Os™ dans la planification chirurgicale (évaluée subjectivement également) [150].

Cependant, aucune comparaison croisée n'est réalisée entre plusieurs simulateurs, ni avec des os temporaux cadavériques, ce qui interroge sur la généralisation des conclusions qui sont tirées à l'issue de ces évaluations.

En dehors d'un contexte commercial, on note dans la littérature l'existence d'un certain nombre d'études mettant en œuvre des procédés de validation sur des os synthétiques développés dans un cadre de recherche. Ainsi, les travaux de validation de Rose et al. et de Gadaleta et al. s'articulent autour d'un questionnaire similaire avec échelle de Likert (Figure 1-23Figure 1-19) permettant aux utilisateurs d'évaluer des aspects généraux du simulateur testé, tels que la similarité de l'anatomie représentée et du ressenti en fraisage comparé à des modèles cadavériques, ou encore la sensation de sécurité et de facilité d'utilisation dans la formation chirurgicale [151], [152]. Cependant, la subjectivité au cœur de l'évaluation par questionnaire rend cependant difficile la comparaison des résultats de plusieurs études distinctes et peut introduire des biais dans les résultats.

Os temporal 3D - Échelle de notation Années de service : __ Estimation du nombre d'os temporaux fraisés : Laboratoire: _ Date: Veuillez entourer une réponse pour chaque question sur une échelle de 1 à 5 (1=différent, 5 =identique) Veuillez noter les détails de l'anatomie des tissus osseux en comparaison du fraisage d'un os temporal cadavérique 1 - 1.5 - 2 - 2.5 - 3 - 3.5 - 4 - 4.5 - 5 Tout à fait différent Très différent Similaire Très similaire Identique Veuillez noter l'anatomie des tissus mous rencontrés (sinus sigmoïde, nerf facial, artère carotide) en comparaison du fraisage d'un os temporal cadavérique 1 - 1.5 - 2 - 2.5 - 3 - 3.5 -4.5 Tout à fait différent Très différent Similaire Très similaire Identique Veuillez noter la similarité du fraisa d'un os temporal cadavérique pour l'os cortical Veuillez noter la similarité du fraisage (ressenti haptique, expérience visuelle, son) en comparaison du fraisage 1 - 1.5 - 2 - 2.5 - 3 - 3.5 - 4 - 4.5 Tout à fait différent Très différent Similaire Très similaire Identique

Figure 1-23 : Extrait du questionnaire d'évaluation d'un simulateur physique d'os temporal, traduit de [153]

D'autres travaux se démarquent par la volonté de mettre en place des méthodes de validation objectives, comme par exemple la mesure de distances entre des repères anatomiques. Cette méthode permet d'évaluer la validité apparente des simulateurs en quantifiant la variation morphologique du simulateur par rapport à l'anatomie originale de certaines structures cibles [150], [153]. [149].

On prend également note d'études cherchant à effectuer la validation de la réponse de matériaux potentiellement utilisables pour la fabrication de simulateurs physiques. Le travail de Tai et al. vise dans cette optique à comparer les forces et couples requis pour le perçage d'un matériau composite réalisé par impression 3D et infiltration d'époxy avec ceux obtenus sur un os tibial humain ou bovin (Figure 1-24). Ils observent des plages d'efforts et de couples pour ce matériau plus proches de l'os humain que de l'os bovin, mais avec une seule combinaison de conditions de coupe testée [154].

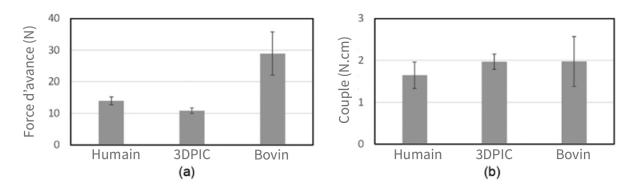


Figure 1-24 : Comparaison des [a] efforts et [b] couples de perçage mesurés sur composite développé avec ceux obtenus pour des tibias humain et bovin, tiré de [155].

L'équipe de Hochman et al. évaluent de leur côté un procédé de fabrication similaire en imprégnant des polymères imprimés en 3D avec de la résine pour modifier leurs propriétés mécaniques. Ils analysent ensuite la réponse vibratoire de ces matériaux lors de la réalisation d'une opération de perçage manuel avec un outil chirurgical en la comparant à un os temporal de mouton Figure 1-25). Cependant, aucune mesure d'efforts n'est réalisée, avec uniquement une analyse des fréquences [155].

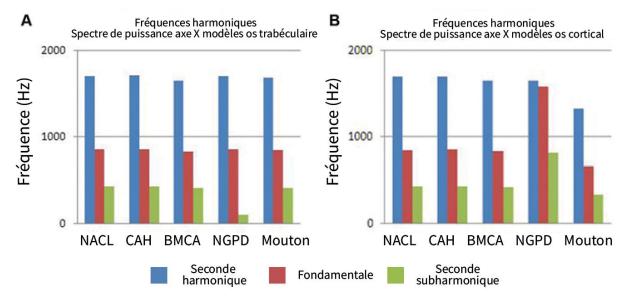


Figure 1-25 : Réponse vibratoire lors du fraisage de différents simulateurs physiques et d'os temporal de mouton, adapté de [156].

On relève également une étude de Macavelia et al. parue en 2012, dans laquelle les forces requises pour le perçage manuel de fémurs artificiels (composite de fibre de mousse de polyuréthane, d'époxy et de fibre de verre) sont comparées avec celles obtenues sur de véritables fémurs humains. Les forces de perçage mesurées sont bien plus importantes pour le perçage des os humains (valeur extrême atteignant 200 N) que les maquettes (valeur extrême atteignant 110 N) [47].

Malgré ces quelques tentatives, une absence de validation objective de la réponse au fraisage des simulateurs physiques existants en chirurgie otologique subsiste. Cette absence de validation quantitative ne permet pas de garantir la fiabilité et le caractère approprié de ces simulateurs, ce qui peut représenter un frein important pour leur adoption dans la formation chirurgicale.

Au cours de ce chapitre, nous avons abordé les caractéristiques anatomiques de l'os temporal, ainsi que les aspects fonctionnels qui y sont liés. Nous avons ainsi pu voir que sa structure interne présente une grande complexité, avec la présence de porosités importantes dans la mastoïde, d'os parmi les plus petits du corps humain dans la cavité de l'oreille moyenne (chaîne des osselets), d'organes permettant la perception du son (cochlée) ou encore l'équilibre (canaux semi-circulaires), ainsi que le passage de six des douze nerfs principaux de l'encéphale.

Toutes ces spécificités ont guidé le développement de la chirurgie otologique, très particulière de par son historique et ses méthodes, afin de traiter des pathologies diverses, répandues, et souvent handicapantes. Nous avons vu que des procédures chirurgicales ont été créées et perfectionnées pour traiter à la source des affections parfois profondes, comme la surdité, sans endommager d'autres structures de l'oreille. Parmi ces procédures, le fraisage de la mastoïde, ou mastoïdectomie, permet d'atteindre l'oreille moyenne ou interne en contournant le canal auditif. Cependant, elle n'est pas dénuée de risques pour le patient, avec des dommages accidentels potentiels par contact direct avec l'outil coupant ou par échauffement excessif des tissus.

Afin de limiter les complications post-opératoires, une formation efficace et approfondie des chirurgiens otologiques est essentielle. Cette formation se fait dans un premier temps par un apprentissage théorique de l'anatomie et des procédures opératoires, qui se trouve dans un second temps consolidé par la pratique des gestes chirurgicaux. Pour pratiquer, les apprenants peuvent s'exercer sur du matériel cadavérique, comme c'est traditionnellement le cas, mais avec de nombreuses contraintes associées, que ce soit logistiques, économiques ou encore éthiques. La pratique sur simulateurs s'est généralisée ces dernières décennies avec les récents progrès technologiques. Ainsi, bien que de nombreux simulateurs virtuels permettent de s'entrainer au fraisage otologique, ils sont jugés comme insuffisants pour un usage exclusif lors de la formation. Les simulateurs physiques, d'autre part, permettent une familiarisation à l'anatomie plus concrète et facile d'accès, mais le grand nombre de modèles sur le marché, en particulier avec le développement de la fabrication additive, rend leur choix difficile. De plus, le manque de validation de ces nouveaux simulateurs ajoute une difficulté supplémentaire dans l'évaluation de leur efficience pédagogique, et donc de leur aptitude à répondre aux enjeux de la formation chirurgicale. Par ailleurs, on constate une absence de standardisation des méthodes de validation, avec de nombreuses études se focalisant sur la représentativité anatomique, fréquemment basées sur des questionnaires à destination des utilisateurs. Une validation objective de ces modèles apparait donc nécessaire afin d'attester de leur réalisme, surtout en termes de réponse au fraisage. En effet, cet aspect haptique est considéré comme fondamental dans la construction des simulateurs virtuels, mais se retrouve fréquemment délaissé pour ce qui concerne les simulateurs physiques.

Afin de pouvoir répondre à ce besoin, nous détaillerons dans le second chapitre le développement d'une nouvelle gamme de simulateurs physiques pour l'entrainement en chirurgie otologique. La création de nouveaux modèles permettra de maitriser l'ensemble de la démarche de conception, et ainsi de proposer un simulateur répondant à un maximum d'exigences relatives à la formation chirurgicale.

V. Références bibliographiques chapitre 1

- [1] "CRÂNE | Anatomie." Accessed: Oct. 05, 2023. [Online]. Available: https://www.anatomiehumaine.net/cr%C3%A2ne
- [2] Wikimedia Commons, "Anatomical directions." Accessed: Oct. 05, 2023. [Online]. Available: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Anatomical_directions_(fr).svg
- [3] "The Temporal Bone Parts Fractures TeachMeAnatomy." Accessed: Aug. 21, 2023. [Online]. Available: https://teachmeanatomy.info/head/osteology/temporal-bone/
- [4] P. Sriram Sundar, C. Chowdhury, and S. Kamarthi, "Evaluation of Human Ear Anatomy and Functionality by Axiomatic Design," 2021, doi: 10.3390/biomimetics6020031.
- [5] E. G. Ekdale, "Form and function of the mammalian inner ear," 2015, doi: 10.1111/joa.12308.
- [6] A. B. Dublin and M. A. Al-Dhahir, "Anatomy, Head and Neck, Temporal Region," *StatPearls*, Jun. 2022, Accessed: Apr. 03, 2023. [Online]. Available: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK482497/
- [7] "Otite | Cabinet AB Corbas." Accessed: Apr. 03, 2023. [Online]. Available: https://abosteo.fr/otite-osteopathie/
- [8] W. Bonfield and M. D. Grynpas, "Anisotropy of the Young's modulus of bone," *Nature 1977 270:5636*, vol. 270, no. 5636, pp. 453–454, 1977, doi: 10.1038/270453a0.
- [9] Z. Wu, T. C. Ovaert, and G. L. Niebur, "Viscoelastic properties of human cortical bone tissue depend on gender and elastic modulus," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 30, no. 5, p. 693, May 2012, doi: 10.1002/JOR.22001.
- [10] J. Kang, E. Dong, D. Li, S. Dong, C. Zhang, and L. Wang, "Anisotropy characteristics of microstructures for bone substitutes and porous implants with application of additive manufacturing in orthopaedic," *Mater Des*, vol. 191, p. 108608, Jun. 2020, doi: 10.1016/J.MATDES.2020.108608.
- [11] S. Li, E. Demirci, and V. V. Silberschmidt, "Variability and anisotropy of mechanical behavior of cortical bone in tension and compression," *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 21, pp. 109–120, Jan. 2013, doi: 10.1016/J.JMBBM.2013.02.021.
- [12] E. F. Morgan, G. U. Unnikrisnan, and A. I. Hussein, "Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States," *Annu Rev Biomed Eng*, vol. 20, p. 119, Jun. 2018, doi: 10.1146/ANNUREV-BIOENG-062117-121139.
- [13] "Structure of Bone Tissue | SEER Training." Accessed: Sep. 11, 2023. [Online]. Available: https://training.seer.cancer.gov/anatomy/skeletal/tissue.html
- [14] N. Follak, I. Klöting, E. Wolf, and H. Merk, "Histomorphometric evaluation of the influence of the diabetic metabolic state on bone defect healing depending on the defect size in spontaneously diabetic BB/OK rats," *Bone*, vol. 35, no. 1, pp. 144–152, Jul. 2004, doi: 10.1016/j.bone.2004.03.011.
- [15] T. L. Kivell, "A review of trabecular bone functional adaptation: what have we learned from trabecular analyses in extant hominoids and what can we apply to fossils?," *J Anat*, vol. 228, no. 4, p. 569, Apr. 2016, doi: 10.1111/JOA.12446.
- [16] J. C. Behrens, P. S. Walker, and H. Shoji, "Variations in strength and structure of cancellous bone at the knee," *J Biomech*, vol. 7, no. 3, pp. 201–207, 1974, doi: 10.1016/0021-9290(74)90010-4.
- [17] M. B. Schaffler and D. B. Burr, "Stiffness of compact bone: effects of porosity and density," *J Biomech*, vol. 21, no. 1, pp. 13–16, 1988, doi: 10.1016/0021-9290(88)90186-8.
- [18] A. G. Reisinger, D. H. Pahr, and P. K. Zysset, "Principal stiffness orientation and degree of anisotropy of human osteons based on nanoindentation in three distinct planes," *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 4, no. 8, p. 2113, Nov. 2011, doi: 10.1016/J.JMBBM.2011.07.010.

- [19] H. C. Blair *et al.*, "Osteoblast differentiation and bone matrix formation in vivo and in vitro," *Tissue Eng Part B Rev*, vol. 23, no. 3, pp. 268–280, Jun. 2017, doi: 10.1089/TEN.TEB.2016.0454.
- [20] A. Tumarkin, "On the nature and vicissitudes of the accessory air spaces of the middle ear," *J Laryngol Otol*, vol. 71, no. 2, pp. 65–99, 1957, doi: 10.1017/S0022215100051598.
- [21] A. W. Proetz, "Observations upon the Formation and Function of the Accessory Nasal Sinuses and the Mastoid Cells," *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology*, vol. 31, no. 4, pp. 1083–1099, Dec. 1922, doi: 10.1177/000348942203100416/ASSET/000348942203100416.FP.PNG_V03.
- [22] R. K. Jackler and R. A. Schindler, "Role of the mastoid in tympanic membrane reconstruction," *Laryngoscope*, vol. 94, no. 4, pp. 495–500, 1984, doi: 10.1288/00005537-198404000-00013.
- [23] B. L. Njaa, "The Ear," *Pathologic Basis of Veterinary Disease Expert Consult*, pp. 1223-1264.e1, 2017, doi: 10.1016/B978-0-323-35775-3.00020-5.
- [24] F. Deng and H. Knipe, "Mastoid part of temporal bone," *Radiopaedia.org*, Mar. 2014, doi: 10.53347/RID-28368.
- [25] J. Peterson and P. C. Dechow, "Material properties of the human cranial vault and zygoma," *Anatomical Record Part A Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology*, vol. 274, no. 1, pp. 785–797, 2003, doi: 10.1002/ar.a.10096.
- [26] "Histoire de la SFORL SFORL." Accessed: Apr. 03, 2023. [Online]. Available: https://www.sforl.org/histoire-de-la-sforl/
- [27] "La naissance de l'Oto-rhino-laryngologie en France Medica BIU Santé, Paris." Accessed: Apr. 03, 2023. [Online]. Available: https://www.biusante.parisdescartes.fr/histoire/medica/presentations/orl/c.php
- [28] Organisation Mondiale de la Santé, "Rapport Mondial sur l'audition," 2019.
- [29] Ameli.fr, "Définition et types de surdité." Accessed: Oct. 04, 2023. [Online]. Available: https://www.ameli.fr/moselle/assure/sante/themes/perte-acuite-auditive/definition-causes
- [30] J. E. A. P. de Aquino, N. A. C. Filho, and J. N. P. de Aquino, "Epidemiology of middle ear and mastoid cholesteatomas. study of1146 cases," *Braz J Otorhinolaryngol*, vol. 77, no. 3, pp. 341–347, 2011, doi: 10.1590/S1808-86942011000300012.
- [31] R. K. Jackler, P. L. Santa Maria, Y. K. Varsak, A. Nguyen, and N. H. Blevins, "A new theory on the pathogenesis of acquired cholesteatoma: Mucosal traction," *Laryngoscope*, vol. 125, no. S4, pp. S1–S14, Aug. 2015, doi: 10.1002/lary.25261.
- [32] "Otosclerosis | Otolaryngology Head & Neck Surgery | Stanford Medicine." Accessed: Aug. 21, 2023. [Online]. Available: https://med.stanford.edu/ohns/OHNS-healthcare/earinstitute/conditions-and-services/conditions/otosclerosis.html
- [33] "Voies d'abord de l'oreille | Otologie Dr Albert Mudry." Accessed: Aug. 21, 2023. [Online]. Available: https://www.oreillemudry.ch/voies-d%E2%80%99abord-de-l%E2%80%99oreille/
- [34] B. L. Tai *et al.*, "A physical simulator for endoscopic endonasal drilling techniques: Technical note," *J Neurosurg*, vol. 124, no. 3, pp. 811–816, 2016, doi: 10.3171/2015.3.JNS1552.
- [35] Y. Z. Webster RJ, Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling. SPIE, 2016.
- [36] N. B. Dahotre and S. S. Joshi, *Machining of bone and hard tissues*. 2016. doi: 10.1007/978-3-319-39158-8.
- [37] T. Peng, A. T. Ramaswamy, and A. H. Kim, "Common Otologic Surgical Procedures: Clinical Decision-Making Pearls and the Role of Imaging," *Neuroimaging Clin N Am*, vol. 29, no. 1, pp. 183–196, 2019, doi: 10.1016/j.nic.2018.09.008.

- [38] N. Durand, F. Espitalier, O. Malard, and P. Bordure, "Chirurgie des cavités postérieures de l'oreille moyenne et épitympanotomies." Accessed: Sep. 08, 2023. [Online]. Available: https://www.emconsulte.com/article/262205/chirurgie-des-cavites-posterieures-de-l-oreille-mo
- [39] D. Marchioni *et al.*, "Complications in endoscopic ear surgery," *Otology and Neurotology*, vol. 39, no. 8, pp. 1012–1017, 2018, doi: 10.1097/MAO.00000000001933.
- [40] F. Mancini, A. K. Taibah, and M. Falcioni, "Complications and their management in tympanomastoid surgery," *Otolaryngol Clin North Am*, vol. 32, no. 3, pp. 567–583, 1999, doi: 10.1016/S0030-6665(05)70153-5.
- [41] L. Wilson, Lin; Eddie, and A. Lalwani, "Cost-Effectiveness of Intraoperative Facial Nerve Monitoring in Middle Ear or Mastoid Surgery latrogenic facial nerve injury is a devastating com-plication of middle ear and mastoid surgery, with tragic," 2003.
- [42] J D Green, D E Brackmann, and C. S. Jr, "latrogenic facial nerve injury during otologic surgery," *Laryngoscop*, 1994.
- [43] EL Nilssen and PJ Wormald., "The role of MIBG scintigraphy in the management of a case of metastatic glomus jugulare tumour," *ournal of Laryngology and Otology*, vol. I, no. December 1996, pp. 113–116, 1997, doi: https://doi.org/10.1017/S0022215100136618.
- [44] M. H. Hohman, P. K. Bhama, and T. A. Hadlock, "Epidemiology of iatrogenic facial nerve injury: A decade of experience," *Laryngoscope*, vol. 124, no. 1, pp. 260–265, 2014, doi: 10.1002/lary.24117.
- [45] R. M. B. Hartl, J. K. Mattingly, N. T. Greene, N. F. Farrell, S. P. Gubbels, and D. J. Tollin, "Drill-induced Cochlear Injury During Otologic Surgery: Intracochlear Pressure Evidence of Acoustic Trauma," *Otol Neurotol*, vol. 38, no. 7, pp. 938–947, 2017, doi: 10.1097/MAO.000000000001474.
- [46] Z. Liao, D. Axinte, and D. Gao, "On modelling of cutting force and temperature in bone milling," *J Mater Process Technol*, vol. 266, no. July 2018, pp. 627–638, 2019, doi: 10.1016/j.jmatprotec.2018.11.039.
- [47] T. MacAvelia *et al.*, "Biomechanical measurements of surgical drilling force and torque in human versus artificial femurs," *J Biomech Eng*, vol. 134, no. 12, 2012, doi: 10.1115/1.4007953.
- [48] P. Tranquilli Leali, C. Doria, A. Zachos, A. Ruggiu, F. Milia, and F. Barca, "Bone fragility: current reviews and clinical features," *Clinical Cases in Mineral and Bone Metabolism*, vol. 6, no. 2, p. 109, May 2009, Accessed: Jul. 03, 2023. [Online]. Available: /pmc/articles/PMC2781230/
- [49] V. Tahmasbi, M. Qasemi, R. Ghasemi, and R. Gholami, "Experimental study and sensitivity analysis of force behavior in cortical bone milling," *Med Eng Phys*, vol. 105, p. 103821, Jul. 2022, doi: 10.1016/J.MEDENGPHY.2022.103821.
- [50] Omar Fergani and Ismail Lazoglu, "Bone Milling: Heat generation and the effect of osteon orientation on the cutting forces," Denizli, 2012. Accessed: Sep. 19, 2023. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/259975955_Bone_Milling_Heat_generation_and_the_effect_of_osteon_orientation_on_the_cutting_forces
- [51] M. Qasemi, V. Tahmasbi, M. M. Sheikhi, and M. Zolfaghari, "An effect of osteon orientation in end milling operation of cortical bone based on FEM and experiment," *J Manuf Process*, vol. 81, pp. 141–154, Sep. 2022, doi: 10.1016/j.jmapro.2022.06.068.
- [52] B. D. Boyan *et al.*, "Surface roughness mediates its effects on osteoblasts via protein kinase A and phospholipase A2," *Biomaterials*, vol. 20, no. 23–24, pp. 2305–2310, Dec. 1999, doi: 10.1016/S0142-9612(99)00159-3.
- [53] S. V. Dorozhkin, "Calcium orthophosphates: Occurrence, properties, biomineralization, pathological calcification and biomimetic applications," *Biomatter*, vol. 1, no. 2, p. 121, Oct. 2011, doi: 10.4161/BIOM.18790.
- [54] M. E. Merchant, "Mechanics of the Metal Cutting Process. I. Orthogonal Cutting and a Type 2 Chip," *J Appl Phys*, vol. 16, no. 5, pp. 267–275, May 1945, doi: 10.1063/1.1707586.

- [55] Q. sen Chen, Y. Liu, and Q. shi Dong, "Modeling and experimental validation on temperature diffusion mechanism in high-speed bone milling," *J Mater Process Technol*, vol. 286, no. November 2019, 2020, doi: 10.1016/j.jmatprotec.2020.116810.
- [56] N. A. Abukhshim, P. T. Mativenga, and M. A. Sheikh, "Heat generation and temperature prediction in metal cutting: A review and implications for high speed machining," *Int J Mach Tools Manuf*, vol. 46, no. 7–8, pp. 782–800, Jun. 2006, doi: 10.1016/J.IJMACHTOOLS.2005.07.024.
- [57] Z. Liao and D. A. Axinte, "On chip formation mechanism in orthogonal cutting of bone," *Int J Mach Tools Manuf*, vol. 102, pp. 41–55, Mar. 2016, doi: 10.1016/j.ijmachtools.2015.12.004.
- [58] M. Le Shaw, B. Kelley, P. Camarata, and J. A. Sokol, "Collateral damage: heat transfer as a possible mechanism of optic nerve injury during neurosurgical intervention," *Ophthalmic Plast Reconstr Surg*, vol. 28, no. 5, pp. 328–330, Sep. 2012, doi: 10.1097/IOP.0B013E31825CA5B2.
- [59] L. Roizin-Towle and J. P. Pirro, "The response of human and rodent cells to hyperthermia," *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, vol. 20, no. 4, pp. 751–756, 1991, doi: 10.1016/0360-3016(91)90018-Y.
- [60] J. Lundskog, "Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury.," *Scand J Plast Reconstr Surg*, vol. 9, pp. 1–80, Jan. 1972, Accessed: Mar. 13, 2023. [Online]. Available: https://europepmc.org/article/med/4661159
- [61] A. R. Erikssons, T. Albrekt, and B. Albrektsson, "Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals," *Acta Orthop Scand*, pp. 629–631, 1984.
- [62] A. R. Eriksson and T. Albrektsson, "Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit," *J Prosthet Dent*, vol. 50, no. 1, pp. 101–107, 1983, doi: 10.1016/0022-3913(83)90174-9.
- [63] R. A. Eriksson and T. Albrektsson, "The effect of heat on bone regeneration: An experimental study in the rabbit using the bone growth chamber," *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 42, no. 11, pp. 705–711, 1984, doi: 10.1016/0278-2391(84)90417-8.
- [64] S. A. Sapareto and W. C. Dewey, "Thermal dose determination in cancer therapy," *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*, 1984.
- [65] "A transient thermotolerant survival response produced by single thermal doses in HeLa cells PubMed." Accessed: Jul. 04, 2023. [Online]. Available: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1253166/
- [66] O. O. A Lundberg, "Anoxic depolarization of mammalian nerve fibres," Acta Physiol Scand Suppl., 1953.
- [67] M. W. Dewhirst, B. L. Viglianti, M. Lora-Michiels, M. Hanson, and P. J. Hoopes, "Basic principles of thermal dosimetry and thermal thresholds for tissue damage from hyperthermia," *Int J Hyperthermia*, vol. 19, no. 3, pp. 267–294, May 2003, doi: 10.1080/0265673031000119006.
- [68] G. C. Van Rhoon, T. Samaras, P. S. Yarmolenko, M. W. Dewhirst, E. Neufeld, and N. Kuster, "CEM43°C thermal dose thresholds: A potential guide for magnetic resonance radiofrequency exposure levels?," *Eur Radiol*, vol. 23, no. 8, pp. 2215–2227, Aug. 2013, doi: 10.1007/s00330-013-2825-y.
- [69] H. H. De Vrind, J. Wondergem, and J. Haveman, "Hyperthermia-induced damage to rat sciatic nerve assessed in vivo with functional methods and with electrophysiology," *J Neurosci Methods*, vol. 45, no. 3, pp. 165–174, 1992, doi: 10.1016/0165-0270(92)90073-M.
- [70] H. S. Sharma, "Hyperthermia influences excitatory and inhibitory amino acid neurotransmitters in the central nervous system. An experimental study in the rat using behavioural, biochemical, pharmacological, and morphological approaches," *J Neural Transm (Vienna)*, vol. 113, no. 4, pp. 497–519, Apr. 2006, doi: 10.1007/S00702-005-0406-1.
- [71] E. A. Kiyatkin and H. S. Sharma, "Permeability of the blood-brain barrier depends on brain temperature," *Neuroscience*, vol. 161, no. 3, pp. 926–939, Jul. 2009, doi: 10.1016/J.NEUROSCIENCE.2009.04.004.
- [72] V. R. Khan and I. R. Brown, "The effect of hyperthermia on the induction of cell death in brain, testis, and thymus of the adult and developing rat," *Cell Stress Chaperones*, vol. 7, no. 1, p. 73, Jan. 2002, doi: 10.1379/1466-1268(2002)007<0073:teohot>2.0.co;2.

- [73] P. S. Yarmolenko et al., "Thresholds for thermal damage to normal tissues: An update," Int J Hyperthermia, vol. 27, no. 4, p. 320, Jun. 2011, doi: 10.3109/02656736.2010.534527.
- [74] N. McDannold, N. Vykhodtseva, F. A. Jolesz, and K. Hynynen, "MRI investigation of the threshold for thermally induced blood-brain barrier disruption and brain tissue damage in the rabbit brain," *Magn Reson Med*, vol. 51, no. 5, pp. 913–923, 2004, doi: 10.1002/MRM.20060.
- [75] K. Hynynen, N. McDannold, H. Martin, F. A. Jolesz, and N. Vykhodtseva, "The threshold for brain damage in rabbits induced by bursts of ultrasound in the presence of an ultrasound contrast agent (Optison®)," *Ultrasound Med Biol*, vol. 29, no. 3, pp. 473–481, Mar. 2003, doi: 10.1016/S0301-5629(02)00741-X.
- [76] L. Chen, J. P. Wansapura, G. Heit, and K. Butts, "Study of laser ablation in the in vivo rabbit brain with MR thermometry," *J Magn Reson Imaging*, vol. 16, no. 2, pp. 147–152, 2002, doi: 10.1002/JMRI.10152.
- [77] N. McDannold *et al.*, "MRI-guided focused ultrasound surgery in the brain: tests in a primate model," *Magn Reson Med*, vol. 49, no. 6, pp. 1188–1191, Jun. 2003, doi: 10.1002/MRM.10453.
- [78] J. M. Bull *et al.*, "Whole body hyperthermia: a phase-I trial of a potential adjuvant to chemotherapy," *Ann Intern Med*, vol. 90, no. 3, pp. 317–323, 1979, doi: 10.7326/0003-4819-90-3-317.
- [79] G. C. Van Rhoon, "Is CEM43 still a relevant thermal dose parameter for hyperthermia treatment monitoring?," *Int J Hyperthermia*, vol. 32, no. 1, pp. 50–62, Jan. 2016, doi: 10.3109/02656736.2015.1114153.
- [80] A. Feldmann, P. Wili, G. Maquer, and P. Zysset, "The thermal conductivity of cortical and cancellous bone," *Eur Cell Mater*, vol. 35, pp. 25–33, Jan. 2018, doi: 10.22203/ECM.V035A03.
- [81] G. M. Abbas and R. O. Jones, "Measurements of drill-induced temperature change in the facial nerve during mastoid surgery: A cadaveric model using diamond burs," *Annals of Otology, Rhinology and Laryngology*, vol. 110, no. 9, pp. 867–870, 2001, doi: 10.1177/000348940111000911.
- [82] R. L. McIntosh and V. Anderson, "A comprehensive tissue properties databse for the thermal assessment of a human at rest," https://doi.org/10.1142/S1793048010001184, vol. 5, no. 3, pp. 129–151, Nov. 2011, doi: 10.1142/S1793048010001184.
- [83] O. Neto *et al.*, "Analysis of the thermal variation in the facial nerve induced by dissection of the mastoid with the use of low and high-power drills."
- [84] C. Aussedat, F. Venail, M. Marx, L. Boullaud, and D. Bakhos, "Training in temporal bone drilling," *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases*, vol. 139, no. 3. Elsevier Masson s.r.l., pp. 140–145, May 01, 2022. doi: 10.1016/j.anorl.2021.02.007.
- [85] C. Aussedat, F. Venail, M. Marx, L. Boullaud, and D. Bakhos, "Training in temporal bone drilling," *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases*, vol. 139, no. 3. Elsevier Masson s.r.l., pp. 140–145, May 01, 2022. doi: 10.1016/j.anorl.2021.02.007.
- [86] S. J. O'Leary *et al.*, "Validation of a networked virtual reality simulation of temporal bone surgery," *Laryngoscope*, vol. 118, no. 6, pp. 1040–1046, Jun. 2008, doi: 10.1097/MLG.0b013e3181671b15.
- [87] S. Okhovat, T. D. Milner, and A. Iyer, "Feasibility of ovine and synthetic temporal bone models for simulation training in endoscopic ear surgery," *Journal of Laryngology and Otology*, vol. 133, no. 11, pp. 966–973, Nov. 2019, doi: 10.1017/S0022215119002135.
- [88] A. Gurr, K. Kevenhörster, T. Stark, M. Pearson, and S. Dazert, "The common pig: A possible model for teaching ear surgery," *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, vol. 267, no. 2, pp. 213–217, Feb. 2010, doi: 10.1007/s00405-009-1040-6.
- [89] U. Jayaraman Patnaik, A. Sood, N. Surya, and D. Raghavan, "Evaluation of surgical skill among otology residents during cadaveric temporal bone dissection using an objective assessment tool," *Med J Armed Forces India*, 2022, doi: 10.1016/j.mjafi.2022.08.008.

- [90] "Scandale du charnier de l'université Paris-Descartes Wikipédia." Accessed: Oct. 21, 2023. [Online]. Available: https://fr.wikipedia.org/wiki/Scandale_du_charnier_de_l%27universit%C3%A9_Paris-Descartes
- [91] B. G. Fennessy and P. O'Sullivan, "Establishing a temporal bone laboratory: Considerations for ENT specialist training," *Irish Journal of Medical Science*, vol. 178, no. 4. pp. 393–395, Dec. 2009. doi: 10.1007/s11845-009-0373-x.
- [92] Keiko Ogami-Takamura, Daisuke Endo, Kazunobu Saiki, Kiyohito Murai, and Toshiyuki Tsurumoto, "The risk of Creutzfeldt-Jakob disease infection in cadaveric surgical training," *Anat Sci Int*, 2022.
- [93] J. Abbasi Asl *et al.*, "Cultural acceptability and personal willingness of Iranian students toward cadaveric donation," *Anat Sci Educ*, vol. 10, no. 2, pp. 120–126, Mar. 2017, doi: 10.1002/ASE.1634.
- [94] National Institute on Deafness and Other Communication Disorders (NIDCD), "NIDCD Human Temporal Bone Research Workshop: Laboratory and Training Support," https://www.nidcd.nih.gov/research/workshops/human-temporal-bone-research-laboratory-and-training-support/2003.
- [95] "Don du corps à des fins d'enseignement médical et de recherche | enseignementsuprecherche.gouv.fr." Accessed: Sep. 11, 2023. [Online]. Available: https://www.enseignementsuprecherche.gouv.fr/fr/don-du-corps-des-fins-d-enseignement-medical-et-de-recherche-86125
- [96] Pr Jean-Claude Granry and Dr Marie-Christine Moll, "Rapport de mission," 2012. [Online]. Available: www.has-sante.fr
- [97] Michael N., "The planning of local plastic operations on the body surface: Theory and practice," *Br J Plast Surg*, vol. 38, pp. 140–141, 1985.
- [98] I. Badash, K. Burtt, C. A. Solorzano, and J. N. Carey, "Innovations in surgery simulation: A review of past, current and future techniques," *Ann Transl Med*, vol. 4, no. 23, 2016, doi: 10.21037/atm.2016.12.24.
- [99] M. Frendø, L. Konge, P. Cayé-Thomasen, M. S. Sørensen, and S. A. W. Andersen, "Decentralized Virtual Reality Training of Mastoidectomy Improves Cadaver Dissection Performance: A Prospective, Controlled Cohort Study," *Otology and Neurotology*, vol. 41, no. 4, pp. 476–481, Apr. 2020, doi: 10.1097/MAO.0000000000002541.
- [100] L. Javia and M. G. Sardesai, "Physical Models and Virtual Reality Simulators in Otolaryngology," *Otolaryngol Clin North Am*, vol. 50, no. 5, pp. 875–891, 2017, doi: 10.1016/j.otc.2017.05.001.
- [101] D. A. Cook and R. Hatala, "Validation of educational assessments: a primer for simulation and beyond," *Advances in Simulation*, vol. 1, no. 1, Jan. 2016, doi: 10.1186/s41077-016-0033-y.
- [102] A. Arora, L. Y. M. Lau, Z. Awad, A. Darzi, A. Singh, and N. Tolley, "Virtual reality simulation training in Otolaryngology," *International Journal of Surgery*, vol. 12, no. 2. pp. 87–94, 2014. doi: 10.1016/j.ijsu.2013.11.007.
- [103] E. M. McDougall, "Validation of surgical simulators," *Journal of Endourology*, vol. 21, no. 3. pp. 244–247, Mar. 2007. doi: 10.1089/end.2007.9985.
- [104] B. M. A. Schout, A. J. M. Hendrikx, F. Scheele, B. L. H. Bemelmans, and A. J. J. A. Scherpbier, "Validation and implementation of surgical simulators: A critical review of present, past, and future," *Surg Endosc*, vol. 24, no. 3, pp. 536–546, 2010, doi: 10.1007/s00464-009-0634-9.
- [105] C. Meyer, F. Noda, and C. R. Folsom, "Hybrid Surgical Simulator: A Temporal Bone Simulator Validation Study of the Stryker Surgical Simulator (S3)", doi: 10.1093/milmed/usaa178.
- [106] A. Arora et al., "Face and Content Validation of a Virtual Reality Temporal Bone Simulator," Otolaryngology–Head and Neck Surgery, vol. 146, no. 3, pp. 497–503, Mar. 2012, doi: 10.1177/0194599811427385.
- [107] "Face Validity Methods, Types, Examples Research Method." Accessed: Sep. 18, 2023. [Online]. Available: https://researchmethod.net/face-validity/

- [108] J. A. Martin *et al.*, "Objective structured assessment of technical skill (OSATS) for surgical residents," *Br J Surg*, vol. 84, no. 2, pp. 273–278, Feb. 1997, doi: 10.1046/J.1365-2168.1997.02502.X.
- [109] S. Haque and S. Srinivasan, "A meta-analysis of the training effectiveness of virtual reality surgical simulators," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 10, no. 1, pp. 51–58, Jan. 2006, doi: 10.1109/TITB.2005.855529.
- [110] S. A. P. Chikwe J, "No time to train the surgeons," 2004.
- [111] R. Leuwer, A. Petersik, B. Pflesser, A. Pommert, B. Tolsdorff, and K.-H. Hö'hne, "VOXEL-MAN TempoSurg A Virtual Reality Temporal Bone Surgery Simulator," *J Jpn Soc Head Neck Surg*, vol. 17, no. 3, pp. 203–207, 2007.
- [112] M. Varoquier, C. P. Hoffmann, C. Perrenot, N. Tran, and C. Parietti-Winkler, "Construct, Face, and Content Validation on Voxel-Man® Simulator for Otologic Surgical Training," *Int J Otolaryngol*, vol. 2017, pp. 1–8, 2017, doi: 10.1155/2017/2707690.
- [113] N. K. S. M. M. J. Trier P, "The visible ear surgery simulator," *Stud Health Technol Inform.*, pp. 132–523, 2008.
- [114] T. Y. Fang, P. C. Wang, C. H. Liu, M. C. Su, and S. C. Yeh, "Evaluation of a haptics-based virtual reality temporal bone simulator for anatomy and surgery training," *Comput Methods Programs Biomed*, vol. 113, no. 2, pp. 674–681, Feb. 2014, doi: 10.1016/j.cmpb.2013.11.005.
- [115] A. Ghasemloonia *et al.*, "Evaluation of haptic interfaces for simulation of drill vibration in virtual temporal bone surgery," *Comput Biol Med*, vol. 78, pp. 9–17, 2016, doi: 10.1016/j.compbiomed.2016.09.005.
- [116] A. M. Okamura, J. T. Dennerlein3, and R. D. Howe3, "Vibration Feedback Models for Virtual Environments," 1998. [Online]. Available: http://www.immerse.com
- [117] G. Reddy-Kolanu and D. Alderson, "Evaluating the effectiveness of the Voxel-Man TempoSurg virtual reality simulator in facilitating learning mastoid surgery," *Ann R Coll Surg Engl*, vol. 93, no. 3, pp. 205–208, Apr. 2011, doi: 10.1308/003588411X565987.
- [118] G. Reddy-Kolanu and D. Alderson, "Evaluating the effectiveness of the Voxel-Man TempoSurg virtual reality simulator in facilitating learning mastoid surgery," *Ann R Coll Surg Engl*, vol. 93, no. 3, p. 205, Apr. 2011, doi: 10.1308/003588411X56598.
- [119] S. Khemani, A. Arora, A. Singh, N. Tolley, and A. Darzi, "Objective Skills Assessment and Construct Validation of a Virtual Reality Temporal Bone Simulator," 2012. [Online]. Available: www.uke.de/voxelman
- [120] H. W. Francis *et al.*, "Technical skills improve after practice on virtual-reality temporal bone simulator," *Laryngoscope*, vol. 122, no. 6, pp. 1385–1391, Jun. 2012, doi: 10.1002/LARY.22378.
- [121] R. Nash, R. Sykes, A. Majithia, A. Arora, A. Singh, and S. Khemani, "Objective assessment of learning curves for the Voxel-Man TempoSurg temporal bone surgery computer simulator," *J Laryngol Otol*, vol. 126, no. 7, pp. 663–669, Jul. 2012, doi: 10.1017/S0022215112000734.
- [122] S. Khemani, A. Arora, A. Singh, N. Tolley, and A. Darzi, "Objective skills assessment and construct validation of a virtual reality temporal bone simulator," *Otol Neurotol*, vol. 33, no. 7, pp. 1225–1231, Sep. 2012, doi: 10.1097/MAO.0B013E31825E7977.
- [123] M. Zirkle, D. W. Roberson, R. Leuwer, and A. Dubrowski, "Using a virtual reality temporal bone simulator to assess otolaryngology trainees," *Laryngoscope*, vol. 117, no. 2, pp. 258–263, Feb. 2007, doi: 10.1097/01.MLG.0000248246.09498.B4.
- [124] Y. C. Zhao, G. Kennedy, K. Yukawa, B. Pyman, and Stephen O'Leary, "Can virtual reality simulator be used as a training aid to improve cadaver temporal bone dissection? Results of a randomized blinded control trial," *Laryngoscope*, vol. 121, no. 4, pp. 831–837, Apr. 2011, doi: 10.1002/LARY.21287.
- [125] S. J. O'Leary *et al.*, "Validation of a networked virtual reality simulation of temporal bone surgery," *Laryngoscope*, vol. 118, no. 6, pp. 1040–1046, Jun. 2008, doi: 10.1097/MLG.0B013E3181671B15.

- [126] Y. C. Zhao, G. Kennedy, K. Yukawa, B. Pyman, and S. O'Leary, "Improving temporal bone dissection using self-directed virtual reality simulation: results of a randomized blinded control trial," *Otolaryngol Head Neck Surg*, vol. 144, no. 3, pp. 357–364, Mar. 2011, doi: 10.1177/0194599810391624.
- [127] Y. C. Zhao, G. Kennedy, R. Hall, and S. O'Leary, "Differentiating levels of surgical experience on a virtual reality temporal bone simulator," *Otolaryngol Head Neck Surg*, vol. 143, no. 5 Suppl 3, Nov. 2010, doi: 10.1016/J.OTOHNS.2010.03.008.
- [128] C. Sewell *et al.*, "Providing metrics and performance feedback in a surgical simulator," *Computer Aided Surgery*, vol. 13, no. 2, pp. 63–81, Jan. 2008, doi: 10.3109/10929080801957712.
- [129] G. J. Wiet *et al.*, "Virtual temporal bone dissection system: OSU virtual temporal bone system: development and testing," *Laryngoscope*, vol. 122 Suppl 1, no. Suppl 1, Mar. 2012, doi: 10.1002/LARY.22499.
- [130] D. I. Nikitichev *et al.*, "Patient-Specific 3D Printed Models for Education, Research and Surgical Simulation," *3D Printing*, 2018, doi: 10.5772/intechopen.79667.
- [131] O. A. Mohamed, S. H. Masood, and J. L. Bhowmik, "Optimization of fused deposition modeling process parameters: a review of current research and future prospects," *Adv Manuf*, vol. 3, no. 1, pp. 42–53, Mar. 2015, doi: 10.1007/S40436-014-0097-7/METRICS.
- [132] "Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies,." Accessed: Mar. 23, 2023. [Online]. Available: https://www.astm.org/f2792-12.html
- [133] N. Badanova, A. Perveen, and D. Talamona, "Study of SLA Printing Parameters Affecting the Dimensional Accuracy of the Pattern and Casting in Rapid Investment Casting," *Journal of Manufacturing and Materials Processing*, vol. 6, no. 5, Oct. 2022, doi: 10.3390/jmmp6050109.
- [134] O. Gülcan, K. Günaydın, and A. Tamer, "polymers The State of the Art of Material Jetting-A Critical Review," 2021, doi: 10.3390/polym13162829.
- [135] H. Eliasova *et al.*, "Surface Morphology of Three-Dimensionally Printed Replicas of Upper Dental Arches", doi: 10.3390/app10165708.
- [136] M. W. Barclift and C. B. Williams, "Examining variability in the mechanical properties of parts manufactured via polyjet direct 3D printing," 23rd Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium An Additive Manufacturing Conference, SFF 2012, no. January 2012, pp. 876–890, 2012.
- [137] S. Song, J. Zhang, M. Liu, F. Li, and S. Bai, "Effect of build orientation and layer thickness on manufacturing accuracy, printing time, and material consumption of 3D printed complete denture bases," *J Dent*, vol. 130, Mar. 2023, doi: 10.1016/j.jdent.2023.104435.
- [138] Robotics Society of Japan. and Institute of Electrical and Electronics Engineers., *IROS 2009: October 11-15, 2009, St. Louis, USA: the 2009 IEEE/RSJ International Conference on Robots and Intelligent Systems.* IEEE, 2009.
- [139] IEEE Staff and IEEE Staff, 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems.
- [140] T. R. Coles, D. Meglan, and N. W. John, "The role of haptics in medical training simulators: A survey of the state of the art," *IEEE Trans Haptics*, vol. 4, no. 1, pp. 51–66, 2011, doi: 10.1109/TOH.2010.19.
- [141] V. K. Verma, S. S. Kamble, and L. Ganapathy, "3D-printed medical models supply chain: barriers modeling and analysis," *Rapid Prototyp J*, vol. 29, no. 2, pp. 288–311, Jan. 2023, doi: 10.1108/RPJ-11-2021-0312.
- [142] S. C. Ligon, R. Liska, J. Stampfl, M. Gurr, and R. Mülhaupt, "Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing," *Chemical Reviews*, vol. 117, no. 15. American Chemical Society, pp. 10212–10290, Aug. 09, 2017. doi: 10.1021/acs.chemrev.7b00074.
- [143] T. D. Ngo, A. Kashani, G. Imbalzano, K. T. Q. Nguyen, and D. Hui, "Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges," *Composites Part B: Engineering*, vol. 143. Elsevier Ltd, pp. 172–196, Jun. 15, 2018. doi: 10.1016/j.compositesb.2018.02.012.

- [144] J. V. Chen, A. B. C. Dang, and A. Dang, "Comparing cost and print time estimates for six commercially-available 3D printers obtained through slicing software for clinically relevant anatomical models," 3D Print Med, vol. 7, no. 1, Dec. 2021, doi: 10.1186/s41205-020-00091-4.
- [145] A. S. Rose, C. E. Webster, O. L. A. Harrysson, E. J. Formeister, R. B. Rawal, and C. E. Iseli, "Preoperative simulation of pediatric mastoid surgery with 3D-printed temporal bone models," *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, vol. 79, no. 5, pp. 740–744, 2015, doi: 10.1016/j.ijporl.2015.03.004.
- [146] A. Frithioff, M. Frendø, D. B. Pedersen, M. S. Sørensen, and S. A. Wuyts Andersen, "3D-Printed Models for Temporal Bone Surgical Training: A Systematic Review," *Otolaryngology Head and Neck Surgery (United States)*, vol. 165, no. 5. SAGE Publications Inc., pp. 617–625, Nov. 01, 2021. doi: 10.1177/0194599821993384.
- [148] W. W. Chien, M. J. da Cruz, and H. W. Francis, "Validation of a 3D-printed human temporal bone model for otology surgical skill training," *World J Otorhinolaryngol Head Neck Surg*, vol. 7, no. 2, p. 88, Apr. 2021, doi: 10.1016/J.WJORL.2020.12.004.
- [149] R. F. Bento, B. A. Rocha, E. L. Freitas, and F. De Andrade Balsalobre, "Otobone®: Three-dimensional printed temporal bone biomodel for simulation of surgical procedures," *Int Arch Otorhinolaryngol*, vol. 23, no. 4, pp. 451–454, 2019, doi: 10.1055/s-0039-1688924.
- [150] A. Robier, M. Al, D. Bakhos, and E. Lescanne, "Three-Dimensional Modeling of the Temporal Bone for Surgical Training Manufacture of Prototypes," *Otology & Neurotology*, pp. 328–334, 2010, doi: 10.1097/MAO.0b013e3181c0e655.
- [151] D. J. Gadaleta *et al.*, "3D printed temporal bone as a tool for otologic surgery simulation," *American Journal of Otolaryngology Head and Neck Medicine and Surgery*, vol. 41, no. 3, p. 102273, 2020, doi: 10.1016/j.amjoto.2019.08.004.
- [152] A. S. Rose, J. S. Kimbell, C. E. Webster, O. L. A. Harrysson, E. J. Formeister, and C. A. Buchman, "Multi-material 3D models for temporal bone surgical simulation," *Annals of Otology, Rhinology and Laryngology*, vol. 124, no. 7, pp. 528–536, 2015, doi: 10.1177/0003489415570937.
- [153] M. Wanibuchi *et al.*, "Training for Skull Base Surgery with a Colored Temporal Bone Model Created by Three-Dimensional Printing Technology," *World Neurosurg*, vol. 91, pp. 66–72, Jul. 2016, doi: 10.1016/j.wneu.2016.03.084.
- [154] B. L. Tai, Y. T. Kao, N. Payne, Y. Zheng, L. Chen, and A. J. Shih, "3D Printed composite for simulating thermal and mechanical responses of the cortical bone in orthopaedic surgery," *Med Eng Phys*, vol. 61, pp. 61–68, 2018, doi: 10.1016/j.medengphy.2018.08.004.
- [155] J. B. Hochman, J. Kraut, K. Kazmerik, and B. J. Unger, "Generation of a 3D printed temporal bone model with internal fidelity and validation of the mechanical construct," *Otolaryngology Head and Neck Surgery (United States)*, vol. 150, no. 3, pp. 448–454, 2014, doi: 10.1177/0194599813518008.

CHAPITRE 2 : CONCEPTION DE SIMULATEURS PHYSIQUES DE L'OS TEMPORAL POUR L'ENTRAINEMENT EN CHIRURGIE OTOLOGIQUE

Au cours du chapitre 1, nous avons passé en revue les simulateurs physiques d'os temporaux disponibles dans le commerce. Parmi ces simulateurs, certains sont réalisés par fabrication additive, qui s'impose comme une technologie particulièrement intéressante pour le développement de modèles anatomiques. Cependant, bien que la méthodologie de conception générale de tels modèles soit la plupart du temps explicitée, peu d'entre eux sont soumis à des procédés de validation [1]. Or, l'utilisation d'outils de simulation dont le réalisme (c'est-à-dire ici la capacité à reproduire l'anatomie ou la réponse en fraisage d'os réels) n'a pas été démontré pose question dans la formation des chirurgiens [2]–[4]. Pourtant, les retours de chirurgiens otologiques experts mettent en évidence la présence de défauts sur certains modèles d'os temporaux synthétiques disponibles sur le marché, concernant aussi bien leur morphologie que le choix des matériaux pour leur fabrication (chaîne ossiculaire fixée, membrane tympanique rigide, consistance poudreuse lors du fraisage etc...), ce qui renforce la nécessité d'un processus d'évaluation de ces modèles synthétiques.

C'est dans ce contexte qu'une démarche de création d'une nouvelle maquette d'os temporal a été initiée en 2013 par le Pr. C Parietti-Winkler, aboutissant en 2018 à une première version de maquette d'os temporal adulte normal réalisée par impression 3D multi-matériaux. Cette démarche a été réalisée dans un double objectif de création d'un os temporal synthétique, ainsi que d'évaluation de son réalisme en termes de morphologie, de comportement au fraisage et de réponse thermique. C'est dans ce contexte que s'inscrivent mes travaux de thèse.

Dans un premier temps, nous aborderons les travaux préliminaires de l'équipe d'accueil concernant la conception et la fabrication de la première version de cette maquette d'os temporal adulte, en détaillant le processus d'évaluation de sa morphologie et de la variabilité géométrique induite par la processus de conception et la fabrication.

Dans un deuxième temps, nous expliciterons les différentes étapes de la conception ayant permis d'aboutir à une seconde version de la maquette, en nous intéressant plus spécifiquement aux particularités de sa réalisation et aux améliorations apportées.

Enfin, nous aborderons le développement d'un second simulateur physique d'os temporal, cette fois de type pédiatrique. Ce deuxième modèle permet de complexifier les objectifs d'apprentissage par rapport au modèle adulte, s'intégrant ainsi dans un programme de formation à la chirurgie de l'oreille avec une difficulté en adéquation avec l'évolution des apprenants. En prenant en compte les spécificités liées à l'anatomie de l'enfant, nous reprendrons donc la démarche de conception du modèle adulte. Les adaptations nécessaires seront effectuées afin de permettre la bonne réalisation de cette maquette, requérant une précision importante.

1. Premier simulateur physique d'os temporal adulte

I.1. Etapes clés de la conception

La conception d'un modèle anatomique dans une visée de fabrication par impression 3D s'articule autour d'étapes clés bien définies (Figure 2-1). Dans un premier temps, des fichiers d'imagerie médicale de la zone anatomique concernée avec une résolution suffisante sont requis. Les différentes structures anatomiques sont ensuite identifiées sur ces images puis différenciées les unes des autres par une étape dite de « segmentation ». Enfin, les fichiers 3D de ces éléments sont générés. Après une étape de raffinement/lissage du maillage permettant de donner un aspect plus réaliste aux surfaces, le modèle est réalisé par impression 3D. Chacune de ces étapes du protocole de conception exerce un impact sur la géométrie finale du modèle et est donc responsable de la variabilité finale du simulateur vis-à-vis de l'anatomie originale. Il est donc important de bien choisir les outils logiciels et matériels utilisés à chaque étape et de garder une méthodologie constante pour contrôler cette variabilité.

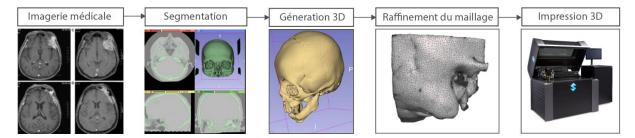


Figure 2-1 : Etapes clés de la conception d'un modèle anatomique 3D.

I.2. Premier prototypage du modèle

Le premier prototype du modèle réalisé avant le début de mes travaux de thèse avait été construit à partir de fichiers issus du scanner médical d'un patient dit « normal » et fabriqué par le procédé additif de jet de matière PolyJet™. Ce procédé consiste à faire polymériser par radiation UV un photopolymère (résine liquide durcissant par exposition à des rayons UV) couche après couche jusqu'à l'obtention de la pièce finale. Comme indiqué dans le chapitre précédent, ce procédé permet une reproduction des fichiers 3D avec une précision pouvant atteindre 0.05 mm, tout en autorisant l'impression de plusieurs matériaux en simultané. Les matériaux choisis pour reproduire les os et les tissus mous étaient respectivement le VeroWhite™ et l'AgilusBlack™, deux photopolymères du fabricant Stratasys™ (dont les propriétés mécaniques principales sont fournies Tableau 2-1). Ce choix avait été orienté principalement par les propriétés mécaniques requises des polymères pour correspondre aux éléments anatomiques et de façon secondaire par les coloris disponibles pour la distinction des différents composants. En effet, le Verowhite™ (résine blanche), qui est le matériau au module d'Young le plus élevé de la gamme, a été employé pour représenter les tissus osseux, et l'AgilusBlack™, seul matériau souple disponible, utilisé pour les tissus mous (avec différents coloris possibles pour permettre plusieurs versions du simulateur en fonction du niveau d'expertise des apprenants).

	AgilusBlack™	VeroPureWhite™
Module d'élasticité [GPa]	-	2.2 - 3
Résistance à la traction [MPa]	2.4 – 3.1	40 - 55
Densité polymérisée [g/cm³]	1.14 – 1.15	1.17-1.18
Elongation à la rupture	220 - 270%	5 - 20%

Tableau 2-1 : Propriétés mécaniques principales des matériaux utilisés pour la fabrication du prototype d'os temporal synthétique

I.3. Validation morphologique

Suite à sa fabrication, la première version de la nouvelle maquette d'os temporal a fait l'objet d'une quantification de la variation de sa morphologie relativement à l'anatomie réelle ayant servi de support à sa réalisation, et ce afin de valider sa représentativité anatomique [5].

La distorsion géométrique induite par les étapes de conception a d'abord été évaluée afin de déterminer la part de subjectivité lors de la création des fichiers 3D à partir de l'imagerie médicale. En effet, il est reconnu que la familiarité avec l'anatomie, mais aussi l'aisance avec les outils de segmentation influencent la détermination des délimitations entre composants anatomiques lors de la segmentation [6], [7]. Les travaux réalisés dans notre équipe ont déterminé une variation induite par les étapes de segmentation et de correction du maillage inférieure à 1 mm pour au moins 95% des nœuds composant les structures anatomiques du rocher temporal développé. Les variations induites lors de ces étapes (par exemple 0.16 ± 0.36 mm et 0.12 ± 0.32 mm par l'opérateur 1 et 2 respectivement pour la structure extérieure de l'os temporal) peuvent être considérées comme négligeables en comparaison avec la variabilité anatomique naturelle (pouvant aller par exemple jusqu'à 10 mm pour la position de la corde du tympan [8]). On remarque cependant une différence de répétabilité selon l'opérateur pour la segmentation de certaines structures, telles que le nerf facial (écart-type de 0.28 mm pour l'opérateur 1 et de 1.05 mm pour l'opérateur 2. Figure 2-2), ce qui met en évidence une certaine part de subjectivité dans le processus de segmentation et donc l'importance d'une bonne connaissance de l'anatomie pour limiter les erreurs d'interprétation. Ces variations sont cependant de l'ordre de ce qui est observé dans la littérature, où les écarts inter-opérateur moyens dus à la segmentation manuelle sont généralement compris entre 0.9 et 1 mm [9], [10]. En partant de ce constat, il peut également être approprié de faire appel à plusieurs opérateurs pour réaliser une même segmentation afin de mettre en évidence les erreurs d'interprétation en comparant les résultats obtenus pour chacun.

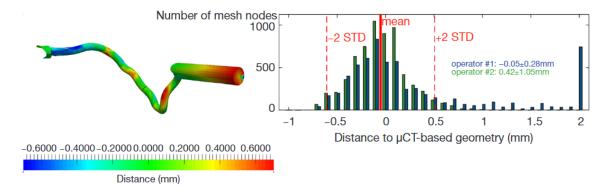
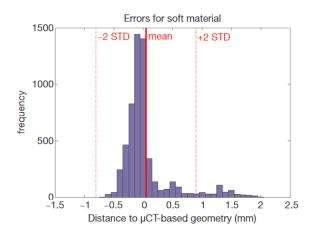


Figure 2-2 : Évaluation quantitative de la variation de la géométrie du nerf facial induite par les procédés de segmentation et lissage du maillage du modèle, Chauvelot et al. [5].

La variabilité induite par le procédé d'impression 3D a également été quantifiée au cours de ce travail, permettant ainsi la mise en évidence de la précision réelle de la technologie PolyJet™ lors de la fabrication de structures de géométrie complexe et de petite taille. Lors de cette évaluation, le simulateur dans sa version définitive a été imprimé en 3D, puis sa géométrie acquise en microtomographie comparée avec les fichiers 3D utilisés pour l'impression. Une variabilité de 0.045 ± 0.424 mm relative à l'impression des tissus mous et de −0.093 ± 0.240 mm pour les tissus osseux (Figure 2-3) a été calculée, s'avérant inférieure à la variabilité inter-opérateur mesurée lors des étapes de conception précédentes et cohérente avec la précision théorique du procédé d'impression.



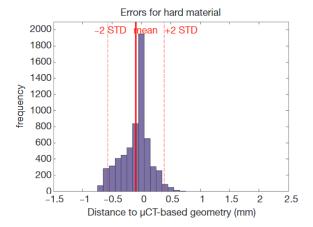


Figure 2-3 : Quantification de la variabilité induite par le procédé d'impression 3D pour tissus mous (gauche) et tissus osseux (droite), Chauvelot et al. [5]

Ce résultat nous indique que dans le cas de la réalisation d'un modèle anatomique imprimé en 3D avec la technologie PolyJet™, la segmentation manuelle est une bien plus grande source de variabilité que le procédé de fabrication. Afin d'obtenir un modèle anatomique précis, l'accent doit donc être mis sur l'expertise du ou des opérateurs réalisant la segmentation, avec une connaissance avancée de l'anatomie ou des outils de segmentation. Par ailleurs, la réalisation d'une même segmentation par plusieurs opérateurs peut permettre

Cependant, cette étude et la validation morphologique de cette maquette qui en découle ont permis d'attester de la validité de la démarche de conception mise en œuvre ainsi que du procédé de fabrication.

I.4. Conclusion et améliorations potentielles

Le développement de ce simulateur physique d'os temporal adulte normal a permis d'aboutir à une première version, dont le réalisme anatomique a été validé objectivement pour la première fois dans la littérature. De plus, ces travaux préliminaires de l'équipe d'accueil ont permis de valider le processus de fabrication et sa capacité à reproduire l'anatomie humaine avec précision.

Enfin, cette démarche d'évaluation de la première version a permis d'identifier différentes pistes d'améliorations du simulateur. L'aspect naturel de certaines structures semble pouvoir être amélioré, comme l'étrier ou le nerf facial, qui présentent des formes polygonales. Il en est de même pour les différents tissus interstitiels permettant la liaison entre les différents osselets de la chaîne ossiculaire, présents en excédent entre le marteau et l'enclume ou entre l'enclume et l'étrier (Figure 2-4).

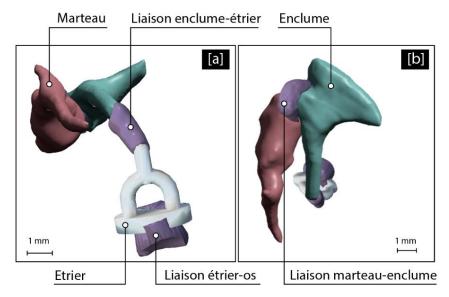


Figure 2-4: Chaîne des osselets et liaisons interstitielles sur le premier modèle d'os temporal adulte.

Des déchirures de la membrane du tympan et certaines zones du conduit auditif externe ont également été observées suite à la fabrication et au transport des maquettes, symptôme d'une fragilité excessive de ces structures sur la maquette.

Pour améliorer ces différents éléments, deux alternatives m'ont été offertes au début de ma thèse : effectuer les modifications sur le modèle existant ou reprendre la totalité de la démarche afin d'acquérir une maitrise complète de la chaîne de conception et pouvoir potentiellement proposer de nouvelles améliorations. C'est la seconde possibilité qui a été retenue car il était d'une part déjà prévu de réaliser également un modèle pédiatrique et d'autre part la reprise d'une démarche réalisée par un autre opérateur aurait nécessité un temps conséquent de compréhension du travail effectué, sans garantie de parfaite cohérence de la procédure.

II. Conception d'une seconde version du simulateur physique d'os temporal adulte

L'ensemble des étapes décrites ici sont celles utilisées pour la conception et la fabrication de la première version du simulateur. Cette démarche a été reprise et mise en œuvre pour permettre la continuité du projet, c'est-à-dire la mise au point d'une seconde version du simulateur adulte, puis la création ultérieure d'un simulateur pédiatrique.

II.1. Cahier des charges

Le cahier des charges ayant servi de base pour la conception de la 2^{ème} version du simulateur adulte est le même que celui de la première version afin de travailler avec les mêmes contraintes. Les critères principaux identifiés ont été classés dans le Tableau 2-2 ci-après par ordre de priorité.

Contrainte	Priorité
Réalisme de l'anatomie	1
Fraisage possible et réaliste	2
Distinction entre os et tissus mous	3
Accessibilité (coût abordable)	4

Tableau 2-2 : Critères à considérer pour la conception des simulateurs physiques classés par ordre de priorité.

Le réalisme de l'anatomie représentée, contrainte principale du simulateur, est principalement dépendante de la démarche de conception et du procédé de fabrication. La possibilité de fraiser le simulateur (et avec un certain réalisme) dépend des matériaux utilisés pour la fabrication, qui ne doivent pas produire de poussière irritante pour les voies respiratoires ni fondre lors de l'intervention. La distinction entre les différents types de tissus est, elle, dépendante du procédé de fabrication utilisé (permettant de mettre en forme simultanément des matériaux aux propriétés différentes). De même, l'accessibilité du simulateur est relative au procédé de fabrication et aux matériaux utilisés.

II.2. Démarche de conception

II.2.1. Imagerie médicale source

Afin de réaliser un modèle 3D, des données d'imagerie médicale de la zone anatomique concernée sont nécessaires, avec une résolution suffisamment importante pour pouvoir distinguer les structures anatomiques. La structure osseuse de l'os temporal est étudiée par tomodensitométrie (TDM) dans la quasi-totalité des cas, car il s'agit d'une technique rapide et faisant ressortir avec un contraste élevé les tissus osseux.

Lors de la réalisation d'une TDM, une source de rayons X et un détecteur sont placés de part et d'autre du patient afin de réaliser des projections de la zone cible en faisant varier l'orientation de l'axe source-détecteur. Un algorithme de reconstruction permet ensuite de transformer l'ensemble de ces projections en séries de coupes orthogonales entre elles représentant le volume 3D imagé.

Sur ces coupes, la densité des différents organes traversés est reflétée par diverses nuances de gris : les éléments les plus denses apparaissant en teintes claires, et les éléments peu denses en foncé. La visibilité de chaque type de tissus (c'est-à-dire la définition de ses contours) dépend de l'ampleur de la différence de contraste avec les éléments environnants. L'os cortical par exemple apparait avec un fort contraste sur les images tomodensitométriques de par sa densité importante relativement aux autres tissus. Au contraire, les tissus mous ont des densités plus proches les uns des autres, ce qui peut les rendre difficiles à distinguer (Figure 2-5).

L'ensemble des coupes reconstruites est enregistré sous forme d'un fichier DICOM (pour *Digital Imaging and Communication in Medicine*), regroupant les images, leur ordre respectif et les métadonnées associées (machine utilisée, date d'acquisition, informations patient, etc.).

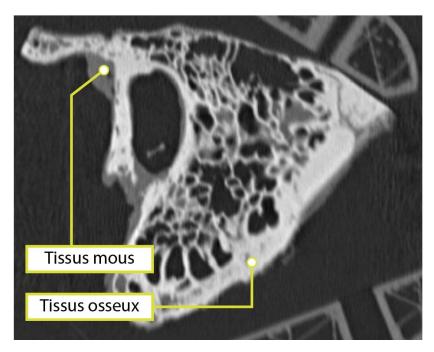


Figure 2-5: Vue d'une coupe de l'os temporal dans le plan frontal.

Pour ce simulateur physique d'os temporal, l'imagerie médicale est celle d'un os temporal gauche d'une patiente adulte, dont les données médicales ont été anonymisées par soucis de confidentialité. La taille d'un pixel sur chaque image est de 0.135 x 0.135 mm², avec un espacement régulier entre chaque coupe de 0.327 mm. Son anatomie est considérée comme radiologiquement normale, c'est-à-dire entre autres avec une bonne aération des cellules mastoïdiennes, ainsi qu'une forme et position de la membrane du tympan, des osselets, du nerf facial et des composantes de l'oreille interne correctes.

II.2.2. Segmentation et génération 3D

II.2.2.1. Introduction

Les coupes issues de l'imagerie médicale ont tout d'abord été importées au format DICOM dans le logiciel libre 3DSlicer, choisi pour son accessibilité, son support technique, et l'expérience acquise au préalable dans son utilisation au sein de notre équipe de recherche [16]. Ces coupes étant composées de nuances de gris, un processus de segmentation est nécessaire afin d'identifier les différentes structures anatomiques sur les images. Il consiste à identifier les structures en question coupe par coupe en désignant les pixels correspondants à chaque élément de façon méthodique. C'est une étape cruciale de la conception d'un modèle anatomique, possédant une forte dimension d'interprétation, dû à la complexité de l'anatomie et à des frontières entre les structures parfois peu marquées. Par conséquent, plusieurs révisions consécutives sont nécessaires afin d'obtenir des structures fidèles à l'anatomie réelle. La justesse de l'interprétation repose principalement sur une bonne connaissance de l'anatomie concernée et sur l'expérience de l'opérateur, permettant la prise en compte de certains repères anatomiques pour localiser les structures et leurs limites [17].

II.2.2.2. Outils de segmentation

Dans le logiciel 3DSlicer, différents outils de segmentation sont disponibles, permettant d'accélérer le procédé en réalisant des opérations très laborieuses à exécuter manuellement. Par exemple, un outil de sélection par seuil (*threshold*) permet de définir un seuil bas et un seuil haut de niveaux de gris entre lesquels l'ensemble des pixels sera segmenté. Il s'avère particulièrement efficace pour segmenter rapidement les éléments contrastés, comme les os. Par la délimitation de zones d'intérêt spécifiques lors du seuillage, la segmentation accidentelle de tissus non désirés peut être limitée.

Par exemple, dans le cas de la segmentation de l'os temporal, la segmentation des osselets (de même densité sur les coupes de tomographie) n'est pas désirée. Pour la segmentation d'un des osselets, il faut éviter de sélectionner les autres ainsi que l'os, ce qui implique un traitement supplémentaire (Figure 2-6).

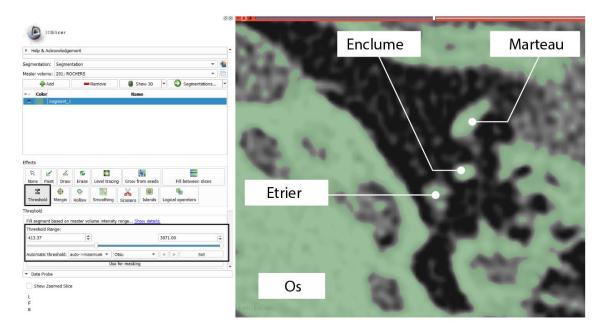


Figure 2-6 : Exemple de segmentation avec outil de seuillage : les différents osselets de la chaîne ossiculaire ainsi que l'os temporal sont segmentés d'un bloc sans distinction entre eux.

D'autres outils permettent de corriger la segmentation en retirant les pixels isolés, d'effectuer un masquage sélectif en fonction des niveaux de gris, ou encore de segmenter automatiquement les pixels « manquants » entre deux zones. L'utilisation de ces outils permet donc de gagner un temps précieux sur la segmentation, mais peut introduire des erreurs dans le cadre d'une mauvaise utilisation. De manière générale, chaque outil de segmentation est à utiliser avec précaution et en combinaison avec d'autres pour s'assurer de ne segmenter que les pixels adéquats. Bien qu'ils permettent un gain de temps conséquent, ils requièrent également une certaine maitrise pour éviter des erreurs impactant les étapes ultérieures du processus de conception, et à terme le simulateur physique.

Afin de limiter les erreurs d'interprétation des images médicales, j'ai réalisé la segmentation des différentes structures en échangeant étroitement avec Pr. Cécile Parietti-Winkler. Des réunions régulières ont ainsi permis de valider la segmentation des différents tissus au fur et à mesure du processus, et de cibler les changements à apporter si nécessaire.

Une méthodologie de segmentation différente a été employée selon le type de structures anatomiques concernées. Ainsi, les tissus osseux, apparaissant avec un fort contraste et une bonne définition, n'ont pas été segmentés de la même manière que les tissus mous, moins denses et donc plus sujets à interprétation sur les images tomodensitométriques. Ces différences sont décrites ci-après.

II.2.2.3. Segmentation des structures osseuses

Les structures osseuses représentent la majorité du volume de l'os temporal, et comprennent les parties osseuses externes décrites dans le chapitre 1, mais aussi la chaîne des osselets (marteau, enclume et étrier) dans l'oreille moyenne. Étant donné qu'elles présentent des niveaux de gris particulièrement clairs sur les images de TDM de par leur densité élevée comparativement aux autres parties anatomiques, leur segmentation peut se faire principalement de façon automatique. On commence donc par utiliser l'outil de seuillage en ajustant la plage effective afin de ne sélectionner que les pixels appartenant aux structures osseuses.

On utilise ensuite l'outil de suppression d'îlots pour enlever les pixels isolés de la masse principale, ce qui ne permet de ne conserver que la masse osseuse principale (chaîne ossiculaire exclue donc). On réalise ensuite une segmentation manuelle de la chaîne ossiculaire, nécessaire à cause de la taille réduite et de l'arrangement particulier des osselets dans la cavité de l'oreille moyenne.

Une attention particulière a été portée à la bonne complémentarité des formes du marteau et de l'enclume, ainsi qu'à la représentation réaliste de la platine de l'étrier (peu visible sur les images, voir Figure 2-7). Ces difficultés mises à part, la segmentation des tissus osseux s'effectue donc relativement rapidement et dans des zones facilement repérables sur les images tomodensitométriques.

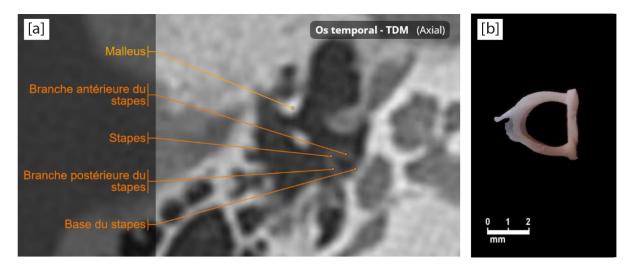


Figure 2-7 : [a] Coupe axiale de l'os temporal avec étrier (stapes en latin) annoté et [b] photo d'un étrier humain [18], [19].

II.2.2.4. Tissus mous

En ce qui concerne les tissus mous, leurs niveaux de gris proches les uns des autres font que les outils de segmentation automatique ne permettent pas toujours de les distinguer. De plus, la résolution des images s'avère parfois insuffisante pour définir avec précision les plus petites structures, ce qui demande d'interpréter leur forme par rapport aux repères anatomiques environnants et l'anatomie-type concernée (définie dans les atlas d'anatomie suite à des dissections). Dans le cas où des outils spécifiques sont quand même utilisés (comme la complétion automatique entre deux couches), une vérification et une reprise manuelle de la segmentation est toujours effectuée. Le nerf facial et la corde du tympan sont des exemples caractéristiques de la difficulté relative à la segmentation de l'anatomie, car leur petite taille et leur trajet complexe au sein de l'os rendent leur segmentation particulièrement difficile. Ils ne sont en effet visibles que sur certaines coupes tomographiques et parfois de manière très partielle, ce qui demande de compléter manuellement les couches où ils n'apparaissent pas par déduction.

Par des échanges successifs avec Pr. C. Parietti Winkler et une confrontation avec l'anatomie type de l'oreille [20], nous avons pu préciser leur trajet de façon à ce qu'il soit représentatif, sans toutefois être caricatural. Contrairement à la première version, le changement de section du nerf facial à sa base est progressif, donnant un aspect plus naturel à celui-ci et réduisant les risques de rupture lors de sa fabrication.

De la même façon, nous avons également pu définir la membrane tympanique, peu visible sur les coupes tomodensitométriques. La segmentation de l'intégralité de sa courbure a nécessité de multiples échanges, étant donné sa visibilité réduite sur les images (Figure 2-8). Elle a fait l'objet d'un soin particulier, afin que son épaisseur soit maintenue constante, permettant de limiter les risques de déchirure lors de l'impression. Elle a été segmentée de pair avec le canal auditif, en veillant à maintenir un bon contact à l'interface sur tout le périmètre de la membrane pour empêcher son décollement lors de la manipulation des maquettes.

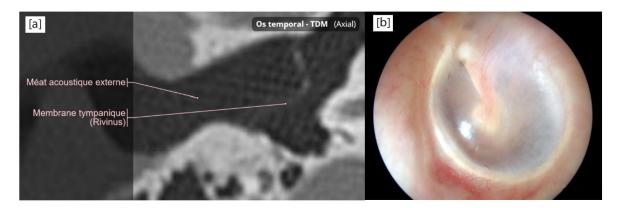


Figure 2-8 : [a] Localisation de la membrane tympanique sur une coupe axiale TDM et [b] tympan humain [18].

Pour la cochlée, un évidemment interne a dû être réalisé pour permettre l'implantation cochléaire sur le simulateur. Cependant, aucune différence de contraste n'apparait sur les coupes tomographiques entre la partie externe et interne du labyrinthe. Pour effectuer cet évidemment, l'ensemble du labyrinthe a d'abord été segmenté comme plein depuis l'imagerie médicale source en se basant sur les contours de la cavité caractéristique au sein de l'os. Par l'utilisation d'un outil de création de coque (hollow dans 3DSlicer), l'évidemment intérieur de cette cochlée pleine a ensuite été réalisé sur la segmentation en conservant une paroi extérieure de 1 mm d'épaisseur (Figure 2-9.c) permettant d'obtenir un labyrinthe osseux évidé proche de l'anatomie réelle. Un travail supplémentaire sur les canaux semi-circulaires a également été réalisé pour en lisser les contours trop angulaires et leur donner un aspect réaliste.

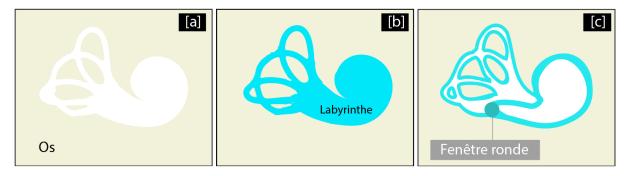


Figure 2-9 : [a] Forme du labyrinthe non segmentée dans l'os, [b] segmentation du labyrinthe plein et [c] évidemment par fonction coque.

La dure-mère, constituant un repère anatomique important dans toute chirurgie d'oreille, a quant à elle été segmentée en dernier, le long de la bordure médiale de l'os temporal en suivant ses contours, avec une épaisseur comprise entre 2 et 4 mm. Aucun outil de segmentation ne permettant de suivre des contours, le processus de définition de la dure-mère a donc été réalisé entièrement de façon manuelle.

Au-delà de l'interprétation, des éléments de tissu interstitiel ont été ajoutés entre les osselets de la chaine ossiculaire et entre la platine de l'étrier et l'os, afin de simuler les articulations naturelles et permettre leur mobilité. En effet, la mobilité entre les osselets est couramment testée par le chirurgien otologique en cours d'intervention afin d'évaluer les potentielles pertes d'audition par conduction osseuse. Une attention particulière a également été apportée aux interfaces entre les os et les tissus mous, avec un remplissage des vides entre le conduit auditif et l'os alentour. Une opération analogue a également été réalisée à l'interface entre la dure-mère et l'os, et ce afin d'éviter les problèmes de décollement à l'impression.

II.2.2.5. Génération des fichiers 3D

Au terme de la segmentation, des fichiers 3D correspondant à chaque structure anatomique ont été générés au format STL (*Standard Triangle Language*). Ces éléments sont constitués d'un maillage surfacique triangulaire, qui consiste en une approximation des surfaces segmentées. Toutes les structures sont situées dans un système de coordonnées commun, ce qui permet de conserver leur position relative dans l'espace après export (Figure 2-10).

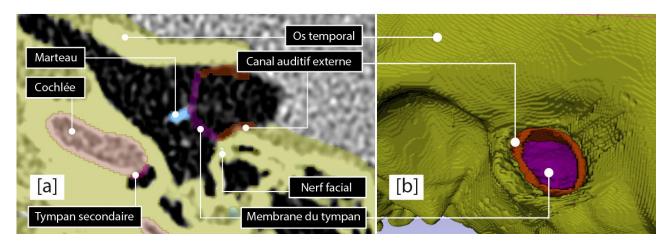


Figure 2-10 : [a] Segmentation des tissus et [b] aperçu en vue externe en 3 dimensions du canal auditif et de la membrane du tympan dans Slicer3D™.

II.2.3. Raffinement du maillage

Les fichiers 3D résultant de la segmentation apparaissent « voxellisés », c'est-à-dire qu'ils sont composés d'une multitude de pavés droits appelés voxels. Il est donc nécessaire de retravailler le maillage pour arriver à un résultat plus réaliste sans affecter la représentativité anatomique en suivant une succession d'étapes bien définies (Figure 2-11). Le logiciel libre Autodesk Meshmixer® a été utilisé pour effectuer ce travail.

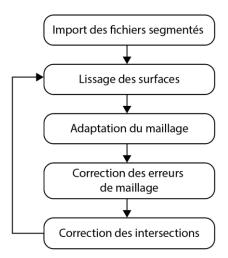


Figure 2-11 : Diagramme du processus de raffinement du maillage des fichiers 3D.

Dans un premier temps, un lissage de l'ensemble des surfaces est réalisé afin de lisser les imperfections de la segmentation et se rapprocher de l'anatomie originale. Un lissage superficiel léger a tout d'abord été réalisé de façon automatique sur l'ensemble des surfaces, puis perfectionné manuellement là où c'est nécessaire. La taille du maillage a ensuite été ajustée afin de s'adapter aux irrégularités des surfaces, en particulier au niveau des zones de changement brusque de géométrie. En effet, un maillage trop grossier induit des déformations et des approximations dans la reproduction des surfaces anatomiques alors qu'un maillage trop fin augmente considérablement la taille des fichiers et multiplie les risques d'erreurs lors la fabrication par impression 3D. Les divers défauts de maillage (trous, normales inversées, ...) ont aussi été corrigés pour éviter les erreurs lors de la fabrication.

Toutes les structures ont ensuite été importées dans un seul fichier, et les potentielles interférences vérifiées. En cas d'intersections sont détectées entre éléments, elles ont été corrigées par opération booléenne, consistant à scinder les structures au niveau des lignes d'intersection. Le rendu final des principaux éléments internes est visible Figure 2-12.

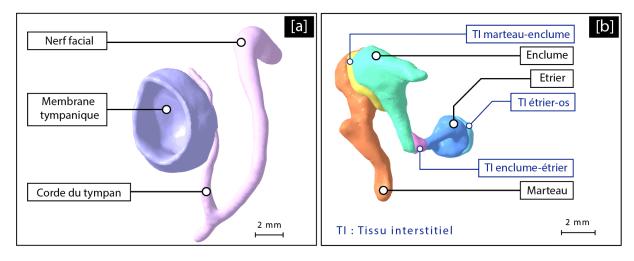


Figure 2-12 : Visualisation 3D après lissage [a] du nerf facial, de la corde du tympan et de la membrane tympanique, et [b] de la chaine des osselets avec tissu interstitiel.

II.2.4. Impression 3D

Afin de réaliser le simulateur, il était également nécessaire de choisir le procédé de fabrication et les matériaux les plus appropriés. Le procédé d'impression influe directement sur les matériaux qu'il est possible de mettre en forme, ce qui implique de faire un choix conjoint afin de viser à la fois à une reproduction précise de l'anatomie et d'approcher la réponse mécanique en fraisage de l'os humain.

II.2.4.1. Propriétés mécaniques de l'os temporal

Il a été montré que les propriétés mécaniques d'un matériau affectent directement les efforts de coupe lors du fraisage, bien qu'elles ne soient pas l'unique facteur responsable [21].

Les propriétés mécaniques usuelles permettant la caractérisation d'un matériau sont le module d'Young (traduisant la rigidité d'un matériau) et la résistance à la traction. La densité est également une propriété importante des matériaux, souvent liée à la résistance mécanique. Dans l'optique de sélectionner un matériau présentant des caractéristiques les plus proches possibles, une revue de littérature a été réalisée afin d'identifier ces propriétés pour différents os du crâne, dont l'os temporal (répertoriées Tableau 2-3).

Références	Module d'Young	Résistance à la traction [MPa]	Densité	Os du crâne testés
	[GPa]		[g/cm³]	Os du Ciane lesies
[22], [23]	11.73 ± 0.95	-	-	Temporal, pariétal, frontal
[24], [25]	11.316	-	-	Temporal, pariétal, frontal, occipital
[26]	9.87 ± 1.22	-	-	Pariétal, frontal
[25]	5.61	-	-	Temporal
[27]	-	67.73 ± 17.80	-	Temporal, frontal, pariétal
[28]	-	70.53	-	Pariétal
[29]	E1 E2 E3 13.40 14.00 23.40	-	1.868	Temporal
[30]	-	79.29	-	Pariétal, frontal, occipital
Valeurs retenues	10.39 (moyenne)	72.52 (moyenne)	1.868	

Tableau 2-3 : Résumé des propriétés mécaniques sélectionnées des os du crâne chez l'humain.

II.2.4.2. Choix du matériau et du procédé d'impression

A partir des propriétés mécaniques des os du crâne recueillies dans la littérature, il est ensuite possible de sélectionner des catégories de matériaux possédant des propriétés les plus approchantes possibles. En ciblant le module d'Young, on observe que le PLA, l'ABS, le Verowhite™ du fabricant Stratasys et le Visijet™ de 3DSystems offrent les modules d'Young les plus élevés parmi les matériaux disponibles en fabrication additive (Figure 2-13). Cependant ces valeurs restent encore assez éloignées de celles mesurées pour l'os temporal.

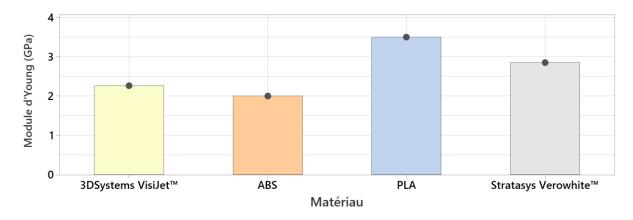


Figure 2-13 : modules d'Young les plus élevés de différents matériaux disponibles en fabrication additive [31], [32].

Alors que l'ABS et le PLA sont uniquement imprimables en 3D par le procédé de dépôt de fil fondu (FDM), les matériaux VisiJet™ et Verowhite™ sont des polymères imprimables par jet de matière (technologie d'impression propriétaire propre à chaque matériau), procédé analogue de l'impression par jet d'encre sur feuille de papier en trois dimensions. Avec une précision moyenne de ± 0.05 mm contre ± 0.2 pour le dépôt de fil fondu, c'est sur ce procédé que s'est porté notre choix pour la réalisation du simulateur physique [33]. Bien qu'il soit important d'approcher autant que possible les propriétés mécaniques de l'os temporal, la représentativité anatomique demeure primordiale. De plus, le procédé FDM ne permet pas d'imprimer des éléments multi-matériaux.

En outre, la variation morphologique d'une telle maquette anatomique induite par le procédé PolyJet™ a été évaluée dans les travaux précédents et déclarée négligeable en comparaison de la variabilité intra- et inter-opérateur [5]. Parmi les deux matériaux imprimables par jet de matière sélectionnés, c'est le Verowhite qui a été choisi pour son module d'Young plus élevé (2.85 ± 0.1 GPa contre 2.26 ± 0.298 GPa pour le VisiJet™) [32]. Il s'agit d'un photopolymère (durcissant sous l'action des rayons UV) de couleur blanche, dont les propriétés mécaniques sont susceptibles de varier selon le degré de polymérisation.

Même si les propriétés mécaniques du matériau sélectionné ne sont pas identiques à celles de l'os temporal humain (comparaison Tableau 2-4), la versatilité de la technologie PolyJet™ et sa précision élevée [34], [35] en font un choix adéquat pour la reproduction fidèle de l'anatomie de l'oreille.

	VeroPureWhite™	Os temporal
Module d'élasticité [GPa]	2.85	10.39
Résistance à la traction [MPa]	40 - 55	72.52
Densité [g/cm³]	1.17 - 1.18	1.8

Tableau 2-4 : comparaison des propriétés mécaniques sélectionnées du VeroPureWhite™ et de l'os temporal (certaines propriétés varient selon le degré de polymérisation).

Un second photopolymère de la gamme Stratasys™, l'Agilus30, a été choisi pour la fabrication des tissus mous. Il est présenté par le fabricant comme un matériau semblable au caoutchouc (dureté Shore de 30, contre 83-86 pour le Verowhite™ [36], [37]), résistant aux déchirures et capable de supporter des flexions répétées. En ce qui concerne les tissus mous, la réplication des propriétés mécaniques est d'un intérêt secondaire, étant donné qu'ils ne sont pas directement fraisés.

En revanche, le matériau qui les représente se doit d'être souple pour autoriser certaines manipulations pendant la simulation de chirurgie, comme la vérification de la mobilité de la chaine ossiculaire. Ils doivent aussi pouvoir être incisés à l'aide d'un scalpel et repliés sans se rompre pour inspection. Leur aspect (texture et/ou couleur) doit également permettre leur différenciation des tissus osseux, afin que les chirurgiens puissent identifier visuellement les tissus mous comme par exemple la dure-mère.

Le matériau choisi répond à ces contraintes, avec la possibilité de l'obtenir dans différents coloris sans affecter ses propriétés mécaniques. De plus, le procédé Polyjet™ permet l'impression simultanée de ces deux matériaux, ce qui répond à la contrainte de réalisation de la maquette en une seule impression.

Ce procédé permet également la réduction du temps dédié à la finition post-impression, les matériaux supports propriétaires de Stratasys™ étant solubles dans l'eau. Néanmoins, deux traits de coupe ont dû être définis sur le modèle fini afin de permettre la pénétration de l'eau dans les cavités isolées (i.e. mastoïde, oreille moyenne, etc.) et l'évacuation du matériau support (premier morceau d'os coupé (Figure 2-14). Ils permettent également de réaliser un contrôle visuel (donc non destructif) des structures internes, permettant d'attester de leur bonne réalisation à chaque impression. La localisation de ces coupes a été choisie afin de ne pas interférer avec les structures de l'oreille moyenne ou interne, donnant au final trois différentes parties à imprimer. Après impression et nettoyage, ces 3 parties sont assemblées par collage pour former le rocher temporal complet.

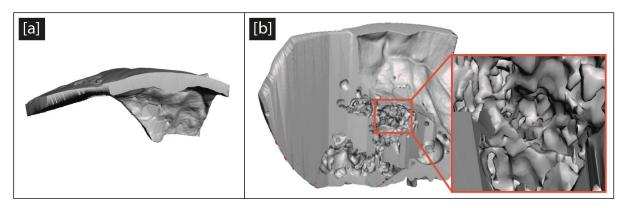


Figure 2-14 : Vue [a] supérieure et [b] médiale de l'os découpé selon le premier trait de coupe permettant l'évacuation du matériau support

II.2.4.3. Réalisation

La préparation, l'impression et la finition ont été confiés à l'entreprise CADIndus, spécialisée dans l'impression 3D et basée à Mulhouse, qui fait état d'une expertise importante dans la mise en œuvre de la technologie Polyjet™.

De nombreux échanges ont été menés avec l'entreprise afin de discuter des difficultés techniques liées à l'impression des maquettes. Par exemple, dans le cas d'un décollement constaté de la dure-mère après impression, une retouche des fichiers a été nécessaire pour l'épaissir et ainsi augmenter la surface de contact avec la partie médiale de l'os temporal. D'autres problèmes types concernent la petite taille de certaines structures, parfois trop fragiles à l'impression. C'est par exemple le cas du tissu interstitiel entre les osselets, qui s'est initialement révélé présent en quantité insuffisante pour lier les osselets entre eux, en particulier le marteau et l'enclume. Un rajout de matériau a ici aussi été la solution pour permettre un meilleur contact entre les tissus mous et les tissus osseux et permettre une meilleure fiabilité d'impression (Figure 2-15).

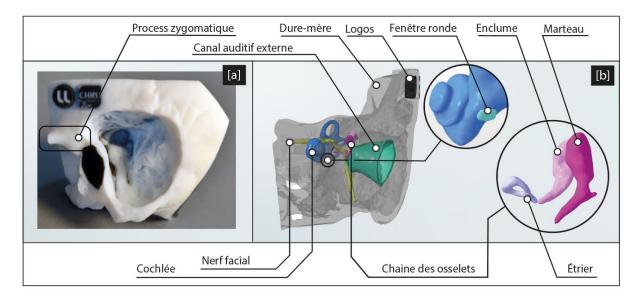


Figure 2-15 : Illustration du simulateur physique d'os temporal avec vue des structures internes (fausses couleurs).

III.Conception d'un simulateur physique d'os temporal pédiatrique

III.1. Introduction

Afin d'étoffer les possibilités d'entrainement en chirurgie otologique, un modèle pédiatrique a également été développé en suivant la méthodologie employée pour le modèle adulte. L'apport potentiel d'un tel modèle est conséquent étant donné le grand nombre d'affections de l'oreille détectées chez l'enfant et l'absence complète de modèle d'entrainement cadavérique. En effet, on dénombre des anomalies congénitales détectées pour un nouveau-né sur 3800 dans le monde, ce qui fait de l'entrainement sur anatomie pédiatrique un enjeu majeur de la formation otologique contemporaine [38], [39].

III.2. Conception et réalisation

III.2.1. Images sources

Pour la réalisation de notre simulateur physique pédiatrique, les données sources employées sont des images issues d'une TDM de l'os temporal gauche d'un enfant âgé d'entre 8 mois et un an de sexe féminin, anonymisé afin de garantir la confidentialité des données médicales, avec une résolution spatiale identique au modèle adulte de 0.135 x 0.135 x 0.327 mm³.

Les structures anatomiques de l'os temporal adulte sont toutes déjà présentes et fonctionnelles chez l'enfant, avec des proportions relatives très similaires (par exemple entre le nerf facial et son canal osseux). En revanche, la taille globale des structures anatomiques de l'os temporal varie avec l'âge du patient, la croissance osseuse affectant la taille globale de cet os. Ainsi, on considère généralement que les changements les plus marqués surviennent à partir de 2 à 3 ans jusqu'à 4 à 5 ans. [38], [39]

Plus précisément, la mastoïde est plus développée chez l'adulte que chez l'enfant, avec une augmentation particulièrement marquée du volume des cavités mastoïdiennes [40]. Au-delà de l'âge de 5 ans, on considère généralement la pneumatisation de la mastoïde comme adulte [41]. Les processus mastoïdes et styloïdes sont également plus proéminents, et le nerf facial passant près de ce dernier voit son trajet susceptible de se modifier lors de la croissance. La taille des différents osselets de la chaine ossiculaire, quant à elle, varie relativement peu de l'enfant à l'adulte, même si les préconisations médicales suggèrent d'attendre la puberté pour garantir des variations de taille réduites sur le long terme [42].

III.2.2. Segmentation de l'anatomie

L'anatomie pédiatrique a été segmentée en suivant la méthodologie mise en œuvre sur la maquette adulte, en veillant à la bonne observation et représentation des spécificités pédiatriques. Comme pour le simulateur adulte, de nombreux échanges avec Pr Cécile Parietti-Winkler ont eu lieu tout au long du processus afin de régulièrement valider la justesse et la représentativité de l'anatomie segmentée. La taille réduite de la plupart des structures anatomiques comparée à l'adulte n'a pas posé de problème particulier, la résolution spatiale de l'imagerie médicale s'étant avérée suffisante pour identifier les plus petites structures.

III.2.3. Raffinement du maillage

Un travail sur le maillage a également été réalisé manuellement dans le logiciel Autodesk Meshmixer® sur l'ensemble des structures segmentées en suivant la démarche de conception initialement définie et appliquée sur le modèle adulte.

Ainsi, les structures 3D ont dans un premier temps fait l'objet d'un lissage pour réduire l'aspect voxellisé et les imperfections de segmentation, puis un travail sur la finesse du maillage et une correction des anomalies éventuelles a été effectué par itérations. Ici aussi, le processus d'affinage est analogue à celui réalisé sur le modèle adulte, avec toutefois une plus grande finesse de maillage nécessaire pour conserver le réalisme des éléments anatomiques.

III.2.4. Impression, finition et contrôle

Comme pour le modèle adulte, des traits de coupe permettant l'enlèvement du matériau support ont été définis. La petite taille de la maquette pédiatrique a nécessité une attention particulière pour éviter les structures internes, avec des trajets de coupes différents du modèle adulte. De plus, les échanges avec la société CADIndus ont été très nombreux afin d'adresser les difficultés de réalisation particulières à ce modèle, qui n'étaient pas présentes pour le rocher adulte.

Avant impression de la maquette en plusieurs exemplaires, les différents éléments anatomiques ont d'abord été imprimés séparément afin de tester leur intégrité et de mieux pouvoir les observer dans leur intégralité en dehors de l'os. En effet, certaines structures anatomiques possèdent chez l'enfant des dimensions touchant aux limites de la précision permise par l'impression 3D. Plusieurs versions des structures les plus sensibles ont été réalisées, comme le nerf facial (Figure 2-16.a), la membrane du tympan (Figure 2-16.b), ou l'étrier (Figure 2-16.c). Ces essais ont permis de préciser si des ajustements en termes de paramètres d'impression (vitesse d'impression, composition de la résine, degré de polymérisation, etc.) ou même de géométrie étaient nécessaires pour garantir une bonne impression. Après plusieurs itérations, les paramètres d'impression et les géométries définitives ont pu être fixés.

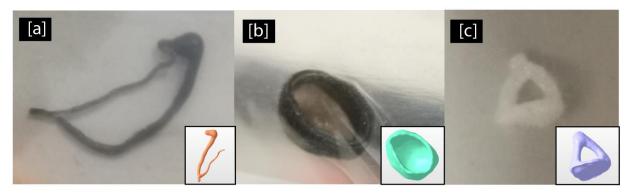


Figure 2-16 : Structures sensibles imprimées séparément avec modèles 3D correspondants ([a] nerf facial et corde du tympan, [b] conduit auditif et membrane du tympan, [c] étrier)

La membrane du tympan a subi une homogénéisation de son épaisseur sur toute sa surface (environ 0.5 mm) pour éviter toute déchirure tout en conservant malgré tout son aspect translucide, analogue au tympan humain. Le nerf facial, qui a lui aussi été légèrement épaissi (augmentation de 0.1 mm de son diamètre au niveau de la jonction avec la corde du tympan) maintient son intégrité même manipulé en dehors de l'os (Figure 2-17). Enfin, la chaîne des osselets montre une mobilité similaire à celle observée chez l'humain après des ajustements de la position et de l'étendue du tissu interstitiel entre les osselets. En outre, aucun décrochement lors de la manipulation n'est à déplorer et le tissu interstitiel reste discret, ne gênant aucunement la visibilité dans la cavité de l'oreille moyenne lors d'une intervention chirurgicale. Une fois les géométries finales fixées, un prototype entier a été réalisé, permettant de constater la bonne intégrité de l'ensemble.

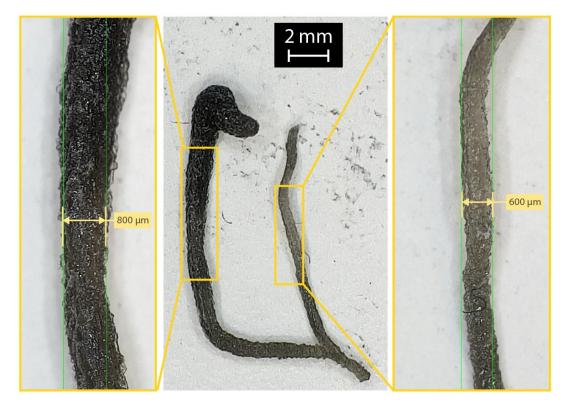


Figure 2-17 : Vue rapprochée du nerf facial (gauche) et de la corde du tympan (droite) avec mesure de leur épaisseur respective finale.

III.3. Diffusion et récompenses

Les simulateurs d'os temporaux développés ont fait l'objet d'un dépôt de propriété intellectuelle avec l'accompagnement de la Société d'Accélération du Transfert de Technologies (SATT) Sayens. Ce sont trois brevets d'invention qui ont été déposés à l'Agence pour la Protection des Programmes (APP) : un premier en 2019 pour la première version du simulateur adulte (certificat de dépôt portant le numéro IDDN.FR.001.310004.000.S.P.2019.000.31230), puis un second et un troisième pour la deuxième version de ce simulateur (numéro IDDN.FR.001.290012.000.S.P.2022.000.31230) et l'os temporal pédiatrique (IDDN.FR.001.290010.000.S.P.2022.000.31230) en 2022.

La deuxième version du simulateur adulte et la maquette pédiatrique, développés dans le cadre de mon travail de thèse, on également fait l'objet d'une commercialisation sous la marque déposée OTOtwin™ (photographie de présentation Figure 2-18) suivant ces dépôts de propriété intellectuelle à l'APP. Cette mise sur le marché a été effectuée en septembre 2022 par la filiale de valorisation de travaux scientifiques de l'Université de Lorraine, UL Propuls, qui s'est également chargée de la réalisation des supports de communication associés tels qu'un site internet (https://ototwin.com/) et des brochures papier.

Ce projet de simulateur d'os temporal a également été récompensé dans le cadre du concours des tremplins de la E-Sante City Healthcare 2022, dans la catégorie « prix de la région Grand Est », ainsi que lors du concours des talents de la e-santé 2022, dans la catégorie « coup de cœur du jury ». Plus récemment, le projet s'est également vu récompensé par le prix Innovation Audition de la Société Française d'ORL lors du 129ème congrès de la SFORL à paris, du 5 au 7 octobre de 2023.



Figure 2-18 : Rocher pédiatrique finalisé (droite), présenté côte à côte avec le modèle adulte (gauche).

Au cours de ce chapitre, nous avons pu détailler la méthodologie de conception de simulateurs physiques à destination de l'entrainement en chirurgie otologique, ainsi que son application par la création d'une 2ème version pour la maquette d'os temporal adulte normal et la création d'une maquette pédiatrique.

La démarche de conception a tout d'abord été mise au point et testée sur une première version de maquette anatomique, avec une quantification de la déviation de sa variabilité morphologique relativement à l'anatomie réelle induite par les différentes étapes de conception et fabrication. Les étapes clés de cette démarche ont ensuite été reprises dans le contexte du développement d'une deuxième version. Les outils et des techniques mis en œuvre lors de la conception ont été décrits, avec une explicitation des contraintes et des choix effectués pour y répondre.

Un second simulateur physique d'os temporal normal, pédiatrique cette fois, a également été développé en suivant le même cahier des charges que le modèle adulte. Les spécificités de l'anatomie pédiatrique ont pu être abordées, et les particularités induites par ces caractéristiques anatomiques adressées lors de la démarche de conception, avec les adaptations nécessaires. Les essais d'impression réalisés afin de fiabiliser la maquette ont également été décrits, avec une revue des modifications effectuées.

Le développement de ces deux maquettes a pu être mené à bien et un brevet déposé afin de protéger les travaux réalisés. Les modèles adulte et pédiatrique ont également été commercialisés à travers une structure dédiée de l'Université de Lorraine, permettant ainsi la diffusion plus large de ces simulateurs pour les apprenants en chirurgie otologique.

Au cours du chapitre suivant, nous nous intéresserons à la création d'un protocole de mesure de la température au niveau du nerf facial afin de répondre à la problématique clinique de l'échauffement lors du fraisage. Pour cela, nous utiliserons pour support le simulateur physique adulte développé dont la bonne représentation de l'anatomie réelle fait un outil particulièrement pertinent pour le test de la mise en œuvre de ce protocole et sa validation dans un contexte chirurgical. Les forces de fraisage seront également mesurées lors de cette première campagne expérimentale afin d'étudier la réponse mécanique du simulateur et de viser à une meilleure compréhension des phénomènes à l'œuvre lors du fraisage chirurgical.

IV. Références bibliographiques chapitre 2

- [1] D. I. Nikitichev *et al.*, "Patient-Specific 3D Printed Models for Education, Research and Surgical Simulation," *3D Printing*, 2018, doi: 10.5772/intechopen.79667.
- [2] J. B. Hochman, J. Kraut, K. Kazmerik, and B. J. Unger, "Generation of a 3D printed temporal bone model with internal fidelity and validation of the mechanical construct," *Otolaryngology Head and Neck Surgery (United States)*, vol. 150, no. 3, pp. 448–454, 2014, doi: 10.1177/0194599813518008.
- [3] J. Cohen and S. A. Reyes, "Creation of a 3D printed temporal bone model from clinical CT data," *American Journal of Otolaryngology Head and Neck Medicine and Surgery*, vol. 36, no. 5, pp. 619–624, 2015, doi: 10.1016/j.amjoto.2015.02.012.
- [4] A. Frithioff, M. Frendø, D. B. Pedersen, M. S. Sørensen, and S. A. Wuyts Andersen, "3D-Printed Models for Temporal Bone Surgical Training: A Systematic Review," *Otolaryngology Head and Neck Surgery (United States)*, vol. 165, no. 5. SAGE Publications Inc., pp. 617–625, Nov. 01, 2021. doi: 10.1177/0194599821993384.
- [5] J. Chauvelot *et al.*, "Morphological validation of a novel bi-material 3D-printed model of temporal bone for middle ear surgery education," *Ann Transl Med*, vol. 8, no. 6, pp. 304–304, 2020, doi: 10.21037/atm.2020.03.14.
- [6] X. Chen and U. Bagci, "3D automatic anatomy segmentation based on iterative graph-cut-ASM," *Med Phys*, vol. 38, no. 8, p. 4610, 2011, doi: 10.1118/1.3602070.
- [7] H. R. Tizhoosh and A. A. Othman, "Anatomy-aware measurement of segmentation accuracy," *Medical Imaging 2016: Image Processing*, vol. 9784, p. 97840C, Mar. 2016, doi: 10.1117/12.2214869.
- [8] D. Singh, C. C. T. Hsu, G. N. C. Kwan, S. Bhuta, M. Skalski, and R. Jones, "High resolution CT study of the chorda tympani nerve and normal anatomical variation," *Jpn J Radiol*, vol. 33, no. 5, pp. 279–286, May 2015, doi: 10.1007/S11604-015-0417-2.
- [9] A. F. Frangi, D. Rueckert, J. A. Schnabel, and W. J. Niessen, "Automatic construction of multiple-object three-dimensional statistical shape models: Application to cardiac modeling," *IEEE Trans Med Imaging*, vol. 21, no. 9, pp. 1151–1166, Sep. 2002, doi: 10.1109/TMI.2002.804426.
- [10] A. Dubromel, L. Geffroy, G. Aulagner, and C. Dussart, "Assessment and diffusion of medical innovations in France: an overview," *J Mark Access Health Policy*, vol. 6, no. 1, p. 1458575, Jan. 2018, doi: 10.1080/20016689.2018.1458575.
- [11] J. Rego and K. M. Tan, "Special Feature Advances in Imaging-The Changing Environment for the Imaging Specialist."
- [12] A. Ahmed, A. Azam, M. M. Aslam Bhutta, F. A. Khan, R. Aslam, and Z. Tahir, "Discovering the technology evolution pathways for 3D printing (3DP) using bibliometric investigation and emerging applications of 3DP during COVID-19," *Cleaner Environmental Systems*, vol. 3, Dec. 2021, doi: 10.1016/J.CESYS.2021.100042.
- [13] P. Patpatiya, K. Chaudhary, A. Shastri, and S. Sharma, "A review on polyjet 3D printing of polymers and multi-material structures," *https://doi.org/10.1177/09544062221079506*, vol. 236, no. 14, pp. 7899–7926, Apr. 2022, doi: 10.1177/09544062221079506.
- [14] B. L. Tai, Y. T. Kao, N. Payne, Y. Zheng, L. Chen, and A. J. Shih, "3D Printed composite for simulating thermal and mechanical responses of the cortical bone in orthopaedic surgery," *Med Eng Phys*, vol. 61, pp. 61–68, 2018, doi: 10.1016/j.medengphy.2018.08.004.
- [15] D. J. Gadaleta *et al.*, "3D printed temporal bone as a tool for otologic surgery simulation," *American Journal of Otolaryngology Head and Neck Medicine and Surgery*, vol. 41, no. 3, p. 102273, 2020, doi: 10.1016/j.amjoto.2019.08.004.

- [16] S. Hussain *et al.*, "Modern Diagnostic Imaging Technique Applications and Risk Factors in the Medical Field: A Review," *Biomed Res Int*, vol. 2022, 2022, doi: 10.1155/2022/5164970.
- [17] A. Sahu, N. Sharma, and H. Vikas, "Life cycle costing of MRI machine at a tertiary care teaching hospital," 2020, doi: 10.4103/ijri.IJRI 54 19.
- [18] "Why Are CT Scans So Expensive At The Hospital SJRA." https://www.sjra.com/why-are-ct-scans-so-expensive-at-the-hospital/ (accessed Apr. 05, 2023).
- [19] C. Levi, J. E. Gray, E. C. McCullough, and R. R. Hattery, "The unreliability of CT numbers as absolute values," *AJR Am J Roentgenol*, vol. 139, no. 3, pp. 443–447, 1982, doi: 10.2214/AJR.139.3.443.
- [20] E. A. Zerhouni, J. F. Spivey, R. H. Morgan, F. P. Leo, F. P. Stitik, and S. S. Siegelman, "Factors influencing quantitative CT measurements of solitary pulmonary nodules," *J Comput Assist Tomogr*, vol. 6, no. 6, pp. 1075–1087, 1982, doi: 10.1097/00004728-198212000-00005.
- [21] "Basic Principles in Computed Tomography (CT) | Thoracic Key." https://thoracickey.com/basic-principles-in-computed-tomography-ct/ (accessed Apr. 05, 2023).
- [22] F. Fortin, "Hounsfield scale (diagram)," Radiopaedia.org, May 2020, doi: 10.53347/RID-77397.
- [23] I. Despotović, B. Goossens, and W. Philips, "MRI segmentation of the human brain: Challenges, methods, and applications," *Comput Math Methods Med*, vol. 2015, 2015, doi: 10.1155/2015/450341.
- [24] "Netter Atlas of Human Anatomy: Classic Regional." https://www.eu.elsevierhealth.com/netter-atlas-of-human-anatomy-classic-regional-approach-9780323680424.html?nosto=nosto-page-search1 (accessed Apr. 12, 2023).
- [25] M. Sekulić and M. Gostimirović, "The influence of mechanical properties of workpiece material on the main cutting force in face milling [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/289195326
- [26] J. L. Wood, "Dynamic response of human cranial bone," *J Biomech*, vol. 4, no. 1, pp. 1–12, Jan. 1971, doi: 10.1016/0021-9290(71)90010-8.
- [27] R. P. Hubbard, "Flexure of layered cranial bone," *J Biomech*, vol. 4, no. 4, pp. 251–263, 1971, doi: 10.1016/0021-9290(71)90031-5.
- [28] R. Delille, D. Lesueur, P. Potier, P. Drazetic, and E. Markiewicz, "Experimental study of the bone behaviour of the human skull bone for the development of a physical head model," *International Journal of Crashworthiness*, vol. 12, no. 2, pp. 101–108, 2007, doi: 10.1080/13588260701433081.
- [29] M. T. Davis *et al.*, "The mechanical and morphological properties of 6 year-old cranial bone," *J Biomech*, vol. 45, no. 15, pp. 2493–2498, Oct. 2012, doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2012.07.001.
- [30] J. Rahmoun, A. Auperrin, R. Delille, H. Naceur, and P. Drazetic, "Characterization and micromechanical modeling of the human cranial bone elastic properties," *Mech Res Commun*, vol. 60, pp. 7–14, Sep. 2014, doi: 10.1016/J.MECHRESCOM.2014.04.001.
- [31] L. Falland-Cheung, J. N. Waddell, K. Chun Li, D. Tong, and P. Brunton, "Investigation of the elastic modulus, tensile and flexural strength of five skull simulant materials for impact testing of a forensic skin/skull/brain model," *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 68, pp. 303–307, Apr. 2017, doi: 10.1016/J.JMBBM.2017.02.023.
- [32] F. G. Evans and H. R. Lissner, "Tensile and Compressive Strength of Human Parietal Bone," https://doi.org/10.1152/jappl.1957.10.3.493, vol. 10, no. 3, pp. 493–497, May 1957, doi: 10.1152/JAPPL.1957.10.3.493.
- [33] J. Peterson and P. C. Dechow, "Material properties of the human cranial vault and zygoma," *Anatomical Record Part A Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology*, vol. 274, no. 1, pp. 785–797, 2003, doi: 10.1002/ar.a.10096.
- [34] J. H. McElhaney, J. L. Fogle, J. W. Melvin, R. R. Haynes, V. L. Roberts, and N. M. Alem, "Mechanical properties on cranial bone," *J Biomech*, vol. 3, no. 5, 1970, doi: 10.1016/0021-9290(70)90059-X.

- [35] K. Qiu, G. Haghiashtiani, and M. C. McAlpine, "3D Printed Organ Models for Surgical Applications," *Annual Review of Analytical Chemistry*, vol. 11, pp. 287–306, 2018, doi: 10.1146/annurev-anchem-061417-125935.
- [36] N. Badanova, A. Perveen, and D. Talamona, "Study of SLA Printing Parameters Affecting the Dimensional Accuracy of the Pattern and Casting in Rapid Investment Casting," *Journal of Manufacturing and Materials Processing*, vol. 6, no. 5, Oct. 2022, doi: 10.3390/jmmp6050109.
- [37] H. Eliasova *et al.*, "Surface Morphology of Three-Dimensionally Printed Replicas of Upper Dental Arches", doi: 10.3390/app10165708.
- [38] Sylva Bartel-Friedrich and Cornelia Wulke, "Classification and diagnosis of ear malformation," 2007. https://www.researchgate.net/publication/51786543_Classification_and_diagnosis_of_ear_malformation (accessed Apr. 26, 2023).
- [39] B. Y. Huang, M. Castillo, and S. K. Mukherji, "Temporal Bone Disorders in Children," in *Pediatric Neuroradiology*, Springer Berlin Heidelberg, 2015, pp. 1–113. doi: 10.1007/978-3-662-46258-4_63-1.

CHAPITRE 3 : DEVELOPPEMENT ET MISE EN ŒUVRE D'UN PROTOCOLE DE MESURE DES EFFORTS ET TEMPERATURES PENDANT LE FRAISAGE OTOLOGIQUE SUR MAQUETTE OTOTWIN®

Dans le chapitre précédent, nous avons pu décrire les simulateurs physiques d'os temporal OTOtwin ® développés en explicitant leur démarche de conception. Bien que la variation morphologique induite par cette démarche de conception ait été évaluée, ces simulateurs ont pour finalité d'être utilisés pour l'entrainement au fraisage chirurgical, ce qui requiert également une étude de leur réponse en fraisage. En outre, nous souhaitons également utiliser ce simulateur pour étudier les possibilités d'analyse de l'échauffement du nerf facial lors du fraisage otologique.

Au cours du chapitre qui va suivre, nous étudierons donc la réponse mécanique induite par le fraisage chirurgical du simulateur OTOtwin®. Nous définirons et testerons également à l'aide de ce simulateur un protocole permettant d'effectuer des mesures thermiques au niveau du nerf facial, protocole qui sera appliqué sur rocher cadavérique dans le chapitre suivant.

Pour ce faire, nous introduirons dans un premier temps des éléments de littérature sur les moyens de mesure d'efforts et de température afin d'identifier les plus appropriés pour utilisation durant l'acte de fraisage chirurgical. Dans un second temps, nous détaillerons le protocole d'étude de la température au niveau du nerf facial développé spécifiquement, puis son application expérimentale sur os temporaux synthétiques OTOtwin®. Les résultats du fraisage des maquettes dans un contexte chirurgical et leur analyse seront ensuite présentés, avec la mise en évidence d'éléments de compréhension de la coupe.

Moyens de mesure

I.1. Mesures des forces de fraisage

Dans l'optique d'étudier la réponse haptique lors du fraisage de l'os temporal, il apparait nécessaire de pouvoir mesurer les efforts appliqués au cours d'une intervention chirurgicale. Pour effectuer de telles mesures, on emploie des capteurs spécifiques pour transformer une force physique en un signal électrique proportionnel, dont on peut ensuite effectuer l'analyse [1].

De multiples types de capteurs de force sont recensés, se distinguant par les principes physiques sur lesquels ils reposent pour effectuer la mesure. On trouve ainsi des capteurs d'efforts résistifs, capacitifs, piézoélectriques, pneumatiques, hydrauliques ou encore à fibre optique. Les plus utilisés dans l'industrie sont les capteurs résistifs à jauge de contrainte et les capteurs piézoélectriques, qui permettent à eux deux de couvrir une grande gamme de précision, d'amplitude de mesure et d'environnements spécifiques [2].

Les capteurs résistifs à jauge de contrainte sont les plus répandus de par leur précision élevée et leur faible coût. Ils sont composés d'une feuille métallique dont la résistance électrique varie en fonction de la déformation (proportionnelle à la force appliquée). Ils permettent une bonne précision de mesure sur des forces de grande amplitude (jusqu'à plusieurs milliers de Newtons de chargement), mais sont sensibles à la température et à la direction de chargement (les mesures sont faussées si le chargement n'est pas normal à la surface de la feuille).

Les capteurs piézoélectriques sont quant à eux basés sur des matériaux particuliers (tel que le cristal de quartz) qui génèrent une charge électrique lorsqu'ils sont soumis à une contrainte mécanique. On peut donc déduire les efforts appliqués en mesurant la tension générée aux bornes du matériau piézoélectrique. Leur temps de réponse très réduit et leur insensibilité aux forces latérales permet de les utiliser pour mesurer des variations rapides d'efforts.

Pour la mesure d'efforts de fraisage, un capteur approprié doit être capable de mesurer les forces appliquées par l'outil sur un échantillon dans toutes les directions. Étant donné les fréquences de rotation élevées à l'œuvre dans les procédés de fraisage, et en particulier lors de la chirurgie otologique, un capteur multi-composantes reposant sur l'effet piézoélectrique semble le plus approprié.

Pour la réalisation des essais dont la description est faite dans ce chapitre et au cours des suivants, nous avons donc opté pour l'utilisation d'une platine dynamométrique 3 composantes Kistler Minidyn 9119AA2™, permettant la mesure de forces dans jusqu'à 4000 N et spécialement conçue pour l'étude de procédés d'usinage (précision de 0.1 N). En outre, elle est facilement transportable de par sa petite taille et dispose d'une surface de montage permettant la fixation de tout type d'échantillon [3].

I.2. Mesure de la température

On recense une grande variété de méthodes de mesure de la température lors du fraisage, qu'on peut distinguer en deux grandes catégories : les méthodes de mesure dites « avec contact », qui impliquent l'insertion de moyens de mesure dans les outils de coupe ou les surfaces usinées, et les méthodes dites « sans contact », le plus souvent par mesure optique [4].

Traditionnellement, la mesure de température lors du fraisage s'effectue avec contact en utilisant des thermocouples. Un thermocouple est une sonde de température constituée d'un couple de deux matériaux conducteurs reliés entre eux par deux jonctions. Leur principe de fonctionnement repose sur l'effet Seebeck, qui caractérise la génération d'une force électromotrice dans un circuit fermé suite à une élévation de la température. En maintenant une température constante au niveau de la jonction froide, on mesure ensuite aux bornes de celle-ci une tension proportionnelle à la température de la jonction chaude (Figure 3-1) [5].

Les thermocouples permettent une grande précision de mesure et sur une plage importante (déterminée par le couple de matériaux, par exemple de -270°C à +1370 °C pour un thermocouple de type K ferconstantan). Cependant, ils ne permettent que la réalisation de mesures ponctuelles (ce qui nécessite souvent d'en utiliser plusieurs), et doivent être connectés à un appareil de mesure de la tension, ce qui rend difficile leur insertion dans les outils de fraisage (car mis en rotation). Par soucis de simplicité, ils sont fréquemment insérés dans la pièce fraisée, ce qui implique toutefois l'utilisation d'une méthode inverse pour remonter à la température au niveau de la zone de coupe.

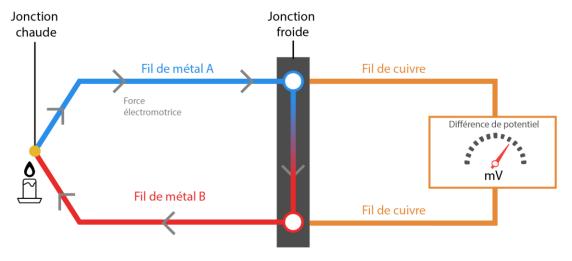


Figure 3-1: Principe de fonctionnement d'un thermocouple.

Dans l'étude du fraisage de l'os, on relève l'utilisation de thermocouples par la quasi-totalité des auteurs, comme par exemple Sugita et al. dans leur étude de la température lors du fraisage de l'os parue en 2009. En connaissant la position de la fraise à chaque instant, ils peuvent ainsi déterminer la température en fonction de la distance de la zone de génération de chaleur (Figure 3-2.a) [6].

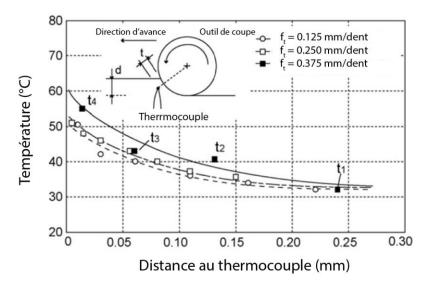


Figure 3-2 : Exemple de mesure de température par thermocouples lors du fraisage de l'os, adapté de [6].

Parmi les modes de mesure sans contact, la thermographie infrarouge est la technique la plus utilisée. Par la mesure des émissions de rayonnement infrarouge, proportionnels à la température et dépendant de l'émissivité du matériau fraisé, elle permet de visualiser les champs de température en surface en temps réel.

Bien que ce soit une technique fréquemment mise en œuvre dans l'étude du tournage, il est plus difficile d'observer la température de la zone de coupe en fraisage. Pour effectuer des mesures fiables par thermographie, une attention particulière doit être prêtée aux conditions expérimentales afin de pouvoir visualiser les zones d'intérêt (interface pièce-outil et surfaces fraisées).

C'est le cas par exemple dans une étude de la température de l'os lors du fraisage proposée par Al-Abdullah et al. (2018). Ils optent pour l'utilisation d'un outil sphérique incliné, avec une trajectoire de fraisage linéaire uniquement en surface, ce qui permet d'étudier la température de l'outil et de l'interface avec l'os en temps réel (Figure 3-3) [7].

Il faut cependant noter que la réalisation de mesures de températures par thermographie infrarouge implique de connaître la diffusivité thermique de toutes les surfaces observées. De plus, la précision de la thermographie infrarouge est moindre que celle des thermocouples, et elle ne permet pas la mesure de températures en sous-surface. Elle demeure donc une technique d'étude complémentaire intéressante mais très dépendante du contexte d'expérimentation et souvent insuffisante à elle seule pour obtenir des mesures fiables.

Pour notre étude thermique dont la mise en place est explicitée dans ce chapitre, nous avons donc choisi d'utiliser des thermocouples de type K. En effet, leur précision sur une grande plage de températures et leur faible coût unitaire en font un moyen fiable et accessible de mesure de la température.

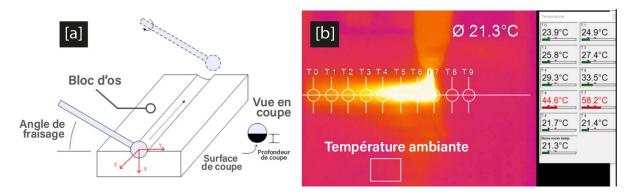


Figure 3-3 : [a] Conditions expérimentales et [b] mesures par thermographie infrarouge de la température pour dix points de mesure, adapté de [7].

II. Définition d'un protocole de mesure thermique au niveau du nerf facial

II.1. Introduction

Pour pouvoir tester la possibilité de réaliser des mesures de température au niveau du nerf facial durant le fraisage sur échantillons cadavériques et ainsi adresser la problématique clinique de l'échauffement de ce nerf pendant la chirurgie, nous avons développé et mis en oeuvre le protocole de mesure sur les maquettes OTOtwin®. En effet, ces maquettes étaient disponibles en plus grand nombre que les échantillons cadavériques et leur géométrie est parfaitement connue et répétable.

Afin de pouvoir réaliser ces mesures, nous avons cherché à positionner quatre thermocouples au plus proche du nerf facial afin de réaliser une acquisition en temps réel de sa température en plusieurs points lors d'une opération de fraisage chirurgical. La position exacte des thermocouples devait pouvoir être déterminée afin de connaître leur distance réelle par rapport au nerf. Pour ce faire, le protocole décrit en Figure 3-4 a été proposé.

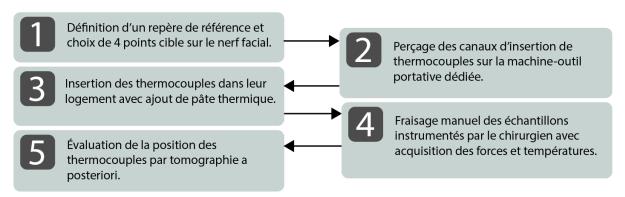


Figure 3-4 : Étapes-clés du protocole expérimental sur maquettes OTOtwin®

II.2. Moyens de mesure

La mesure de température est réalisée localement à l'aide de thermocouples de type K (diamètre de la jonction chaude : 0.5 mm) de précision de ±0.1 °C pour des températures comprises entre -200°C et 1370°C et présentant une bonne linéarité entre la tension générée et la température mesurée. Les alliages entrant dans leur composition (chromel / alumel) possèdent également une bonne résistance à l'oxydation, ce qui est important étant donné l'utilisation possible d'irrigation lors de la chirurgie otologique. Ils présentent aussi un faible coût comparativement aux autres types de thermocouples et une bonne disponibilité dans le commerce.

II.3. Références géométriques

Afin de positionner précisément les thermocouples, trois plans de référence non-parallèles entre eux doivent être définis afin de construire un repère de positionnement, dont l'origine O est leur point d'intersection. Pour cela, des plans moyens sont dans un premier temps construits par ajustement gaussien sur les surfaces supposées planes de la maquette dans le logiciel de métrologie Gom Inspect 2020™. Un minimum de 10000 points a été choisi sur chaque surface pour l'ajustement, avec un écart maximal de chaque point du plan inférieur ou égal à 0,5 mm de la surface réelle (Figure 3-5). Les axes du repère reposent sur ces plans, avec chaque axe défini par la demi-droite d'origine O normale au plan (Figure 3-6).

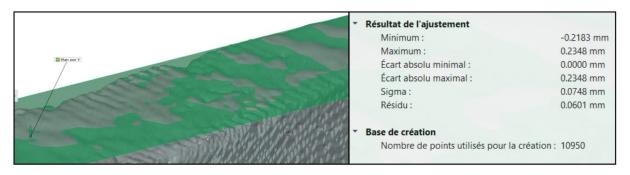


Figure 3-5 : Exemple de plan ajusté sur une surface réelle pour la construction d'un plan de référence.

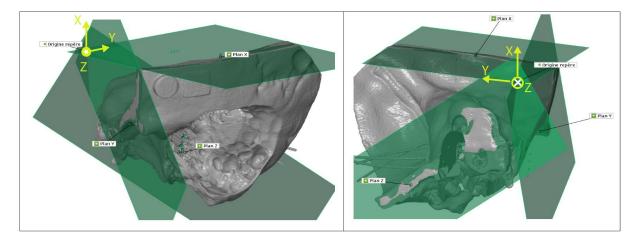


Figure 3-6 : Repère formé par les 3 normales aux plans ajustés

II.4. Choix des points cibles

Quatre points cibles espacés d'environ 1 mm (choix de la position exacte arbitraire) sont ensuite définis sur la 3ème portion du nerf facial, du côté du nerf facial approché par le praticien. Les coordonnées des points choisis relativement au repère de référence sont ensuite relevées. Pour ce faire, une droite passant par le point cible et normale à un plan de référence est construite. La distance du point cible au point d'intersection entre la droite et le plan de référence donne la coordonnée de ce point selon cet axe du repère (Figure 3-7). Afin de pouvoir positionner un point dans l'espace, au moins trois coordonnées sont nécessaires, ce qui demande de répéter cette opération de construction avec les plans de référence restants, et ce pour chaque point cible.

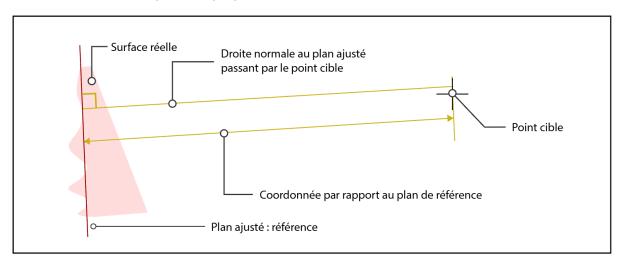


Figure 3-7 : Définition de la coordonnée d'un point cible par rapport à un des plans de référence.

II.5. Définition des trajectoires de perçage

Les thermocouples nécessitent d'être insérés dans des trous dédiés jusqu'à la position cible, ce qui implique la définition de trajectoires de perçage permettant de réaliser ces trous. La zone de travail du chirurgien est dans un premier temps délimitée afin de l'éviter (figure 8, zone A), et la zone à l'opposé où l'épaisseur osseuse est parmi la plus faible, ciblée pour la définition des trajectoires (Figure 3-8, zone B).

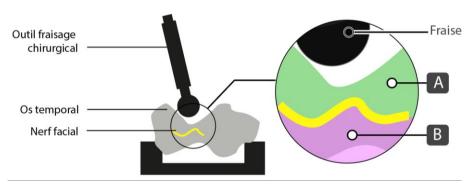


Figure 3-8 : Zones délimitées dans l'os temporal pour la définition des trajectoires

Dans cette zone, des lignes de trajectoires parallèles entre elles et le plus perpendiculaire possible à la surface extérieure de l'os sont définies (Figure 3-9), permettant le perçage consécutif de l'ensemble de ces trous suivant la même direction avec une machine-outil 3 axes.

Des droites de construction symbolisant les trajectoires sont créées, puis transformées en cylindres de rayon 3 mm (valeur choisie en fonction des dimensions anatomiques locales et de la précision supposée du protocole afin de vérifier l'absence d'interférences éventuelles entre ces trajectoires et les structures internes de l'os temporal). Les coordonnées de début de trajectoire (points d'approches) sont également calculées dans le repère de référence de l'échantillon, de la même manière que les points cibles.

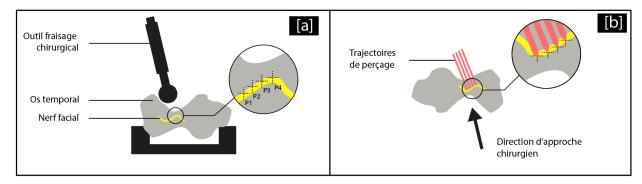


Figure 3-9 : [a] Points cibles au niveau du nerf facial avec rocher en position de fraisage chirurgical, et [b] trajectoires de perçage permettant d'atteindre ces points cibles.

II.6. Création d'un support de positionnement

La réalisation des perçages implique que l'axe vertical de la machine-outil soit aligné avec les trajectoires de perçage. Des référentiels sont construits afin de positionner l'échantillon dans une position adéquate pour réaliser les perçages : un référentiel machine parallèle aux axes de celle-ci, un référentiel trajectoires dont l'axe Z est parallèle aux lignes de trajectoire, et un référentiel os correspondant aux surfaces planes physiques utilisées comme référentiel pour la prise de coordonnées des points cibles (Figure 3-10).

Un support de positionnement prenant appui sur les plans de référence de l'échantillon (référentiel os) est ensuite conçu, permettant d'aligner l'axe Z du référentiel trajectoires avec celui du référentiel machine (Figure 3-10.b). Les matrices de passage du référentiel trajectoires au référentiel os, puis du référentiel os au référentiel machine sont calculées, puis les transformations appliquées pour définir les coordonnées des points cibles et des points d'approches dans le référentiel machine.

Pour créer le support, les géométries d'intérêt (plans de référence, points cibles et points d'approches) sont exportées depuis Gom Inspect™ vers le logiciel SolidWorks™ (Figure 3-11.a). La base du support est d'abord conçue à partir de plans parallèles au plan normal aux trajectoires du perçage, afin d'aligner le référentiel machine avec celui des trajectoires. Ensuite, les surfaces de contact entre les plans de référence de l'os et le support sont dessinées.

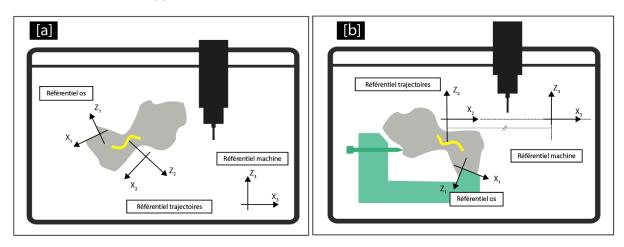


Figure 3-10 : [a] Référentiels utilisés et [b] support de positionnement de l'os permettant le perçage des trous de thermocouple.

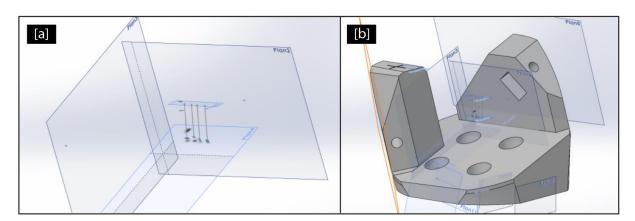


Figure 3-11 : [a] Géométries d'intérêt importées dans SolidWorks™, et [b] conception du support d'orientation de l'os à partir des références importées.

II.7. Perçage des canaux et insertion des thermocouples

Un microforet de diamètre 0.8 mm avec une longueur coupante de 10 mm est choisi pour réaliser les perçages des trous permettant l'insertion des thermocouples. Une fraise de diamètre 3.2 mm est aussi sélectionnée afin de fraiser un plan sur la surface à percer (géométries des outils en Figure 3-12). Ce fraisage préparatoire a pour but d'une part de réduire la profondeur des perçages, permettant de garder une marge de sécurité entre la queue du foret et la surface percée, d'autre part de permettre de percer perpendiculairement à une surface plane, et ainsi de limiter le risque de glissement de la pointe du foret (et donc de casse lors du perçage) (Figure 3-13). En effet, le diamètre réduit du foret associé à l'hétérogénéité microstructurale de l'os ajoute des incertitudes quant au bon déroulement de l'opération.

Figure 3-12 : Outils utilisés et dimensions utiles : [a] fraise pour préparation de la surface et [b] foret pour percage des trous d'insertion des thermocouples

Un programme est écrit dans le langage de programmation GCODE permettant de réaliser dans un premier temps le fraisage préparatoire à partir de l'extérieur de la pièce jusqu'à une distance d de valeur maximale 9 mm du fond de perçage (inférieure à la longueur de coupe maximale du foret). Un second programme, à exécuter après le changement d'outil, permet de réaliser successivement les 4 perçages. Chaque perçage est réalisé avec 3 débourrages par trou, afin de limiter la chauffe due au frottement des copeaux dans le trou et l'usure du foret.

Pour les deux programmes, la même origine est définie sur le support d'orientation personnalisé. Un sommet du support sur un côté visible est choisi, et les coordonnées des trajectoires de perçages sont calculées relativement à ce point dans le repère machine

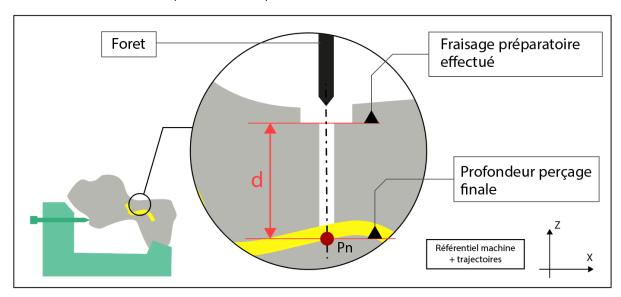


Figure 3-13 : vue schématique du perçage d'un trou d'insertion de thermocouples après opération de fraisage préparatoire

Après perçage, les canaux sont nettoyés par aspiration et de la pâte thermique y est injectée afin de garantir un bon contact thermique entre la jonction chaude des thermocouples (point ou s'effectue la mesure de la température) et le fond de perçage, correspondant théoriquement au point cible sur le nerf facial (Figure 3-14). L'insertion, délicate de par le diamètre très réduit des thermocouples, est faite manuellement afin de pouvoir ressentir la mise en butée de chacun.

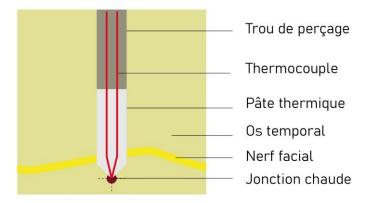


Figure 3-14 : représentation schématique d'un thermocouple inséré dans l'os temporal aux abords du nerf facial

Après insertion et marquage des thermocouples pour identification, ceux-ci sont maintenus en place par une pince à épiler et scellés à la cire de bougie. Sa température de fusion avoisinant les 70°C, elle est fondue à l'aide d'un briquet après insertion des thermocouples puis écoulée dans chaque logement percé. En refroidissant à température ambiante, elle se solidifie rapidement et forme un bouchon qui scelle les thermocouples en place pendant toute la durée des essais.

II.8. Réalisation des essais et contrôle de la position des thermocouples

Les essais de fraisage sont ensuite réalisés en suivant le protocole expérimental défini pour chaque échantillon. Au terme des essais, les échantillons instrumentés sont déconnectés des appareils d'acquisition et une tomographie des échantillons est réalisée (EasyTom Nano, RX solutions), permettant le contrôle de la position des thermocouples (résolution spatiale de 0.06x0.06x0.06 mm³).

Sur les images acquises, les thermocouples et les tissus osseux sont segmentés. Après exportation des fichiers 3D des éléments segmentés, la position de chaque jonction chaude est identifiée relativement aux plans de référence définissant le référentiel os. Les coordonnées de chaque point par rapport à ces plans sont ensuite utilisées pour replacer les points dans les fichiers 3D issus de la tomographie initiale, comprenant l'ensemble des structures anatomiques de l'os temporal. La distance réelle des jonctions chaudes au point ciblé initialement peut ensuite être calculée afin de définir la précision du protocole d'insertion.

La distance normale des points cibles à la surface du nerf facial est également calculée. En effet, même si les positions réelles des thermocouples diffèrent légèrement de celles des points cibles, il est important de connaître précisément leur position par rapport au nerf facial de façon à pouvoir analyser les mesures de températures effectuées.

Le protocole d'insertion de thermocouples décrit ci-avant a pour but d'être testé sur des os synthétiques, puis d'être appliqué sur des échantillons cadavériques. L'expérimentation sur matériel cadavérique humain est strictement encadrée, notamment par le décret n° 2022-719 du 27 avril 2022 relatif au don de corps à des fins d'enseignement médical et de recherche. Ainsi, les échantillons cadavériques ne peuvent être conservés et utilisés que dans des lieux en ayant reçu l'habilitation après demande, comme explicité dans l'article L 1211-1 alinéa 2 du code de la santé publique.

L'école de chirurgie de Nancy dispose d'une telle habilitation ainsi que d'un laboratoire d'anatomie, ce qui rend possible la réalisation d'expérimentations sur son site. Il apparaissait donc nécessaire de s'orienter vers des moyens de mise en œuvre du protocole d'essais pouvant être amenés sur le site de l'école de chirurgie. Tandis que les appareillages nécessaires à l'acquisition de températures sont portatifs, une machine-outil permettant la réalisation des perçages pour l'insertion de thermocouples est bien trop massive pour pouvoir être transportée. Une machine-outil portative a donc été développée pour pouvoir répondre à cette problématique. Ces développements, débutés dans le cadre de mon master, ont été poursuivis durant mes travaux de thèse et sont présentés dans la suite.

III. Mise au point d'une machine-outil portative

III.1. Conception initiale

La machine a été construite sur la base d'une imprimante 3D MakerBot Replicator 2X. Le bâti est un châssis en aluminium de dimensions 49x42x53 cm³. Les 3 axes et moteurs originaux ont été conservés et le pilotage des axes s'effectue avec un ordinateur dédié par l'intermédiaire du logiciel libre ReplicatorG, permettant l'envoi d'instructions au format GCODE au microprocesseur de la machine.

Une broche chirurgicale Nakanishi E3000 haute précision, refroidie à l'air, a été ajoutée (maintenue par un support dédié imprimé en 3D) pour permettre le montage et la mise en rotation d'outils coupants à une vitesse pouvant aller jusqu'à 60000 tours / minute. La machine a également été renforcée par des équerres latérales au niveau du plateau de l'axe Z (vertical), et l'ajout de pieds anti-vibration a permis de stabiliser l'ensemble (Figure 3-15).

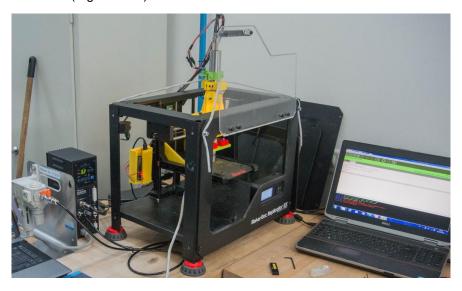
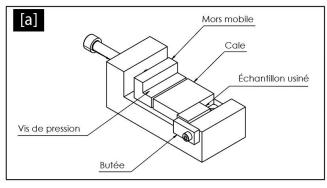


Figure 3-15 : Machine-outil portative avec groupe air comprimé, contrôleur de broche et ordinateur de commande

III.2. Ajouts supplémentaires

Des perçages ont été réalisés sur le plateau de l'axe Z afin de pouvoir positionner des appareillages de mesure comme la plateforme dynamométrique à notre disposition (Kistler Minidyn 9119AA2). Un étau de petite taille a également été conçu afin de pouvoir fraiser des échantillons parallélépipédiques imprimés en 3D de dimensions 20x20x40mm³ en résine Verowhite™ ((matériau identique à celui utilisé pour les tissus osseux du simulateur OTOtwin®). Après conception (Figure 3-16.a), l'étau a été réalisé par usinage de bruts d'aluminium sur une machine-outil industrielle Haas Automation™.



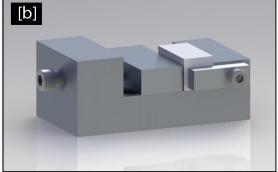


Figure 3-16 : [a] Vue de la mise en plan de l'étau et de ses cales et [b] rendu 3D avant réalisation.

III.3. Etude de la précision machine

Une étude de la précision de la machine-outil portative a été réalisée afin de déterminer la précision de positionnement pouvant être attendue pour les trous d'insertion de thermocouples. Dans un premier temps, une série de perçages a été réalisée sur un échantillon plan avec différentes conditions de coupe afin de tester l'influence de ces dernières sur la précision de positionnement.

Dans un second temps, des essais plus proches des conditions réelles d'application du protocole ont été effectués avec un fraisage préparatoire d'un pavé incliné à 10° suivi du perçage consécutif de 4 trous. Enfin, dans un 3ème temps, des perçages ont été réalisés sur un échantillon de rocher synthétique pour valider la précision du protocole en présence d'une géométrie externe et interne complexe. Les outils utilisés pour ces tests sont identiques à ceux utilisés pour la réalisation des trous d'insertion des thermocouples afin de pouvoir extrapoler les conclusions des essais réalisés.

III.3.1. Perçages sur échantillon plan

Un plan d'expérience Taguchi L16 (2 facteurs et 4 niveaux par facteur : 2⁴=16) a été défini afin de tester l'influence de la vitesse d'avance linéaire (notée V_f) et de la fréquence de rotation de la broche (notée N) sur la précision de positionnement (selon les axes X et Y de la machine). Six séries de perçages supplémentaires ont également été ajoutées afin de tester les limites de la machine dans des conditions qui ne sont pas atteintes pour un usage normal (avance supérieure à 200 mm/min et fréquence de rotation maximale). Chaque série est constituée de 6 perçages équidistants de 5 mm effectués sur des pavés imprimés en 3D en Verowhite™ (Tableau 3-1).

Série	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
V _f [mm/min]	25	25	25	25	50	50	50	50	100	100	100
N [tr/min]	60000	40000	30000	20000	60000	40000	30000	20000	60000	40000	30000
Série	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22
V _f [mm/min]	100	200	200	200	200	300	400	500	600	700	800
N [tr/min]	20000	60000	40000	30000	20000	60000	60000	60000	60000	60000	60000

Tableau 3-1 : conditions de coupe expérimentales pour les tests de la précision en perçage sur échantillons plans

Après réalisation de l'ensemble des essais, chaque perçage est analysé par profilométrie optique à l'aide d'un instrument de mesure optique robotisé Alicona Infinite Focus™, avec un zoom 2.5X pour une précision constructeur donnée à 4.35 µm (Figure 3-17). Trois points sont pointés sur le périmètre de chaque trou (vu du dessus, donc dans le plan XY) afin de reconstruire un cercle, et la position du centre de chaque cercle est calculée. Les distances entre les centres consécutifs d'une même série sont ensuite déterminées et comparées avec la distance idéale attendue. L'écart entre ces valeurs est illustré Figure 3-18.



Figure 3-17 : Profilomètre Alicona Infinite Focus™ avec échantillon analysé

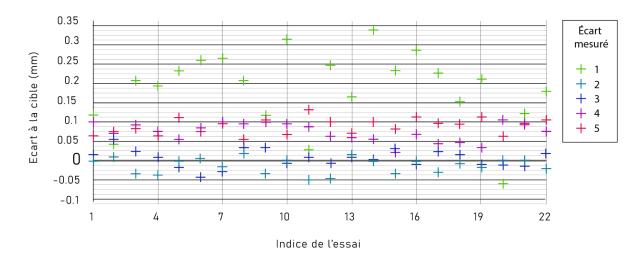


Figure 3-18 : Ecarts à la cible mesurés entre 2 centres de cercles consécutifs pour l'ensemble des percages réalisés classés par série

On constate à l'issue des essais que les écarts ne dépassent pas 0.35 mm, avec une valeur moyenne générale de 0.06 ± 0.02 mm et une moyenne par série inférieure à 0.1 mm pour l'ensemble des séries. L'analyse des effets principaux n'indique pas d'effet clair des paramètres de coupe sur la précision de positionnement, même si de faibles vitesses d'avance et de hautes fréquences de rotation semblent l'améliorer. Par ailleurs, la série 1 réalisée avec $V_f = 25$ mm/min et N = 60000 tr/min a obtenu la meilleure précision globale, ce qui nous indique qu'une combinaison de vitesse d'avance faible et de fréquence de rotation élevée donne les meilleurs résultats.

III.3.2. Perçages avec échantillon incliné

Des essais sur pavé incliné de Verowhite™ ont également été réalisés, comprenant un fraisage préparatoire (consistant à créer un plan sur la surface à percer et à réduire la profondeur de perçage maximale en deçà de 9 mm) et 4 perçages, avec pour objectif d'atteindre des points cibles placés à intervalles réguliers (Figure 3-19.b). Un support personnalisé a été conçu et imprimé en 3D afin de maintenir l'échantillon incliné sur le plateau de la machine portative d'usinage (Figure 3-19.a). Le protocole de définition des trajectoires permettant d'atteindre les points cibles est calqué sur celui défini précédemment, avec un changement de référentiel permettant d'obtenir les coordonnées des points d'intérêt dans le référentiel machine.

Les conditions de coupe choisies sont une avance de V_f = 200 mm/min et une fréquence de rotation N = 20000 tr/min, représentatives de conditions délicates pour la machine afin d'étudier le cas le plus défavorable.

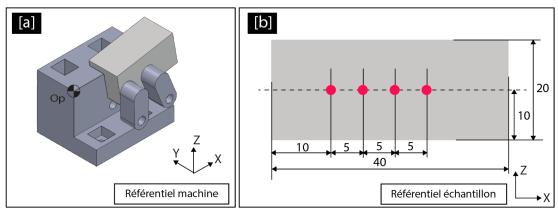


Figure 3-19 : [a] Mise en position du pavé de Verowhite™ dans le référentiel machine avec [b] position des points cibles dans le référentiel échantillon.

Au terme des essais, une tomographie du pavé a été réalisée (résolution de 0.06x0.06x0.06 mm³) afin d'évaluer la précision de perçage suivant 3 axes. Après reconstruction et segmentation des fichiers de tomographie, les fichiers 3D ont été superposés à une représentation idéale du résultat supposé de l'opération. Cette représentation a été réalisée à l'aide du logiciel de CAO Solidworks™. Les écarts de la géométrie réelle par rapport à la géométrie théorique ont ensuite été calculés en tout point et sont illustrés sur la Figure 3-20.

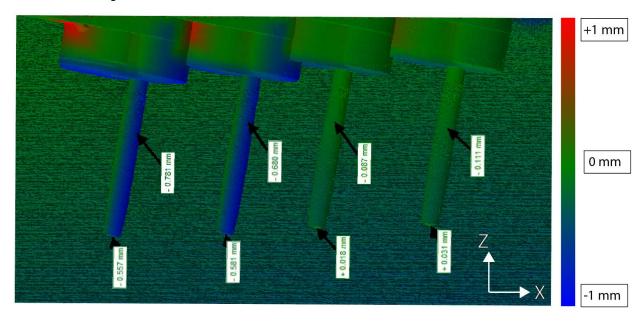


Figure 3-20 : Ecarts entre les géométries réelles et idéales du pavé testé.

Au niveau des fraisages préparatoires, on constate un enlèvement supplémentaire de 1 mm par rapport au programme de fraisage à partir du 3ème fraisage, ce qui laisse penser à un décalage positif sur X induit lors du fraisage, par exemple suite à un saut de plusieurs pas du moteur pas-à-pas pilotant le déplacement sur l'axe de la broche.

En ce qui concerne les perçages, un phénomène inverse est observé avec un décalage négatif pour les 3ème et 4ème perçages. Le point cible le plus décalé est le fond de perçage du 3ème trou avec une variation de 0.58 mm. Les deux premiers perçages, quant à eux, montrent une précision de positionnement en accord avec les résultats du premier essai de validation de la machine avec un écart très faible (inférieur à 0.03 mm). Ces résultats montrent qu'un mauvais choix des conditions de coupe peut engendrer des décalages, que ce soit lors du fraisage préparatoire que pendant le perçage des canaux d'insertion des thermocouples. En effet, la machine portative développée n'est pas une machine d'usinage, et le pilotage des axes est dimensionné pour de faibles plages d'efforts.

Afin de limiter les décalages, le choix des conditions de coupe doit donc être fait pour limiter les efforts de coupe, par exemple en réduisant la vitesse d'avance (une augmentation de celle-ci est directement liée à des efforts de coupe plus importants [8], [9]).

Enfin, un essai de perçage a été réalisé sur un os temporal synthétique avec l'objectif de mettre au point la première partie du protocole sur une géométrie complexe, critique pour le bon positionnement des thermocouples. Un modèle 3D adulte a été imprimé, puis 4 points choisis sur la 3^{ème} portion du nerf facial, du côté de la zone à fraiser (Figure 3-21.a). Trois plans de référence ont été directement ajustés sur les surfaces extérieures supposées planes du rocher, comme définis dans le protocole (Figure 3-21.b).

Après choix des trajectoires et relevé des coordonnées des points associées, un support personnalisé a été créé en suivant la démarche du protocole. Une bride spécifique a également été conçue afin d'épouser la forme extérieure de l'échantillon et le maintenir pendant toute la durée des essais (Figure 3-22).

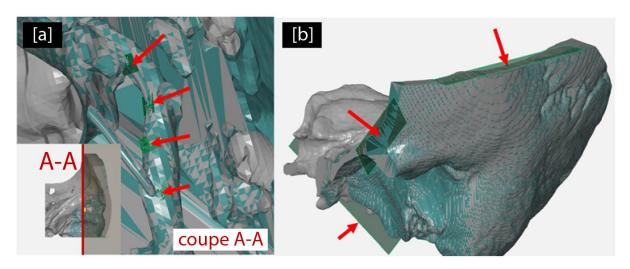


Figure 3-21 : [a] Points sur la 3ème portion du nerf facial et [b] plans de référence construits sur les surfaces planes extérieures de l'échantillon.

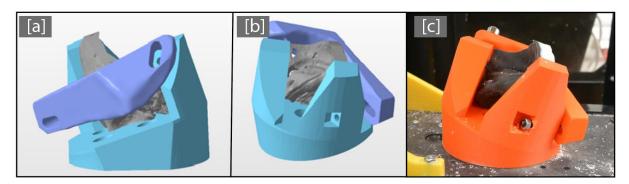


Figure 3-22 : [a] [b] Aperçu d'un rocher synthétique adulte sur son support personnalisé et [c] support réalisé et monté sur banc d'essai.

Le support est monté sur la machine portative et l'os synthétique fixé sur le support. Les programmes de fraisage-perçage écrits spécifiquement sont ensuite exécutés comme lors de l'essai précédent, avec dans un premier temps le fraisage préparatoire avec la fraise de diamètre 3.2 mm, suivi du perçage des 4 trous d'insertion de thermocouples avec le foret de diamètre 0.8 mm. Lors du perçage des canaux d'insertion de thermocouples, la fréquence de rotation a été limitée à 30000 tr/min et la vitesse d'avance augmentée à 100 mm/min.

Toujours selon le protocole défini, une tomographie a été réalisée pour contrôler la position des canaux d'insertion de thermocouples relativement au nerf facial (résolution de 0.06x0.06x0.06 mm³, Figure 3-23). Après segmentation des fichiers, les coordonnées des fonds de perçage ont été relevées en prenant les plans extérieurs pour référence (Figure 3-24). En reportant ces coordonnées dans les fichiers originaux de la maquette conformément au protocole défini, leur position relativement au nerf facial a été retrouvée (Figure 3-25).

On note qu'aucune structure interne n'a été affectée par les perçages, comme établi lors de la planification des trajectoires. Par ailleurs, les perçages traversent tous le nerf facial, comme souhaité, jusqu'à une distance normale à la surface du nerf inférieure ou égale à 1.3 mm (voir Tableau 3-2).

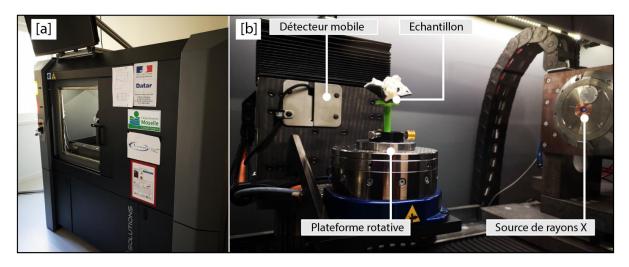


Figure 3-23 : [a] Tomographe EasyTom Nano™ et [b] os temporal synthétique percé mis en place pour la tomographie.

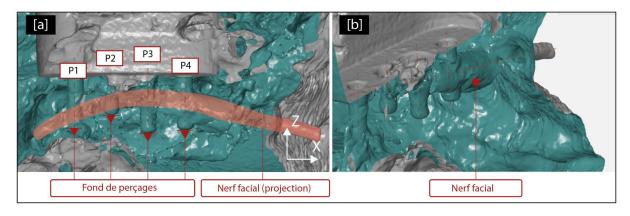


Figure 3-24 : Position des perçages relativement au nerf facial, avec [a] vue dans le plan de perçage et [b] vue en perspective.

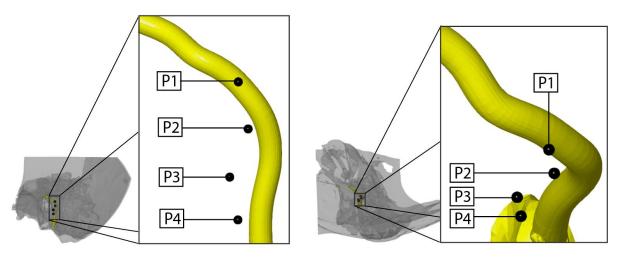


Figure 3-25 : position des fonds de perçage par rapport au nerf facial.

N° perçage	1	2	3	4
Distance fond de perçage au nerf facial mesurée [mm]	0.2	0.4	1.3	0.6

Tableau 3-2 : Distance des fonds de perçage à la surface du nerf facial.

IV. Mesure des efforts de fraisage et mise en application du protocole de mesure des températures sur rochers synthétiques

IV.1. Objectif de l'étude

Au terme de l'évaluation du protocole d'insertion des thermocouples au niveau du nerf facial, nous avons pu évaluer sa précision dans des configurations différentes, précision que nous avons jugée acceptable par rapport aux objectifs de notre étude. Fort de ce constat, nous avons décidé de réaliser une étude expérimentale avec mise en œuvre de ce protocole de mesure de la température sur une série de rochers synthétiques OTOTwin®, dont la géométrie est connue et répétable d'un échantillon à l'autre. Par le fraisage des échantillons dans un contexte chirurgical, le premier objectif de cette campagne est de vérifier la cohérence des mesures de température et le bon positionnement des thermocouples.

Par la mesure en simultané des forces de fraisage, le second objectif de cette étude est de mesurer la réponse mécanique en fraisage des échantillons synthétiques, afin de pouvoir la comparer à celles d'os cadavériques dans le chapitre suivant, et ce dans une finalité d'évaluation de sa valeur éducative en tant qu'outil pédagogique.

Cette première campagne expérimentale a également pour but d'étudier l'influence de divers paramètres clés tels que l'irrigation, avec une variabilité géométrique réduite au minimum, ce qui permet d'isoler la variabilité inhérente au geste chirurgical.

IV.2. Matériel et méthodes

IV.2.1. Échantillons et appareillage expérimental

Six os temporaux synthétiques adultes OTOtwin® ont été choisis pour cette première campagne expérimentale. L'évaluation de la variation morphologique relative à l'anatomie réelle ayant été réalisée, l'utilisation de ce modèle permet de garantir une bonne représentativité anatomique lors des essais.

Chaque échantillon a été instrumenté avec 4 thermocouples de type K (Omega Engineering™ 5TC-TTKI-36-1M) avec un diamètre extérieur de 0.5 mm et un diamètre intérieur de 0.13 mm. Après insertion des thermocouples suivant le protocole défini, les échantillons ont été montés sur une platine dynamométrique Kistler Minidyn 9119AA2™ à l'aide du support personnalisé conçu lors des essais de mise au point du protocole pour l'os synthétique.

Les signaux provenant de la platine (forces selon les axes X, Y et Z acquises à une fréquence de 50 Hz avec une précision de 0,01 N) ont été amplifiés par l'intermédiaire d'un amplificateur de charge Kistler 5167A™ puis acquis par un PC dédié grâce à un DAC (Digital to Analog Converter) National Instruments NI CompactDAC™. L'acquisition des signaux des thermocouples a été réalisée simultanément par le même DAC, en utilisant un module analogique National Instruments™ NI-9219 (Figure 3-26). L'orientation des échantillons lors du fraisage a été dictée par la position du chirurgien et les repères anatomiques. Ainsi, l'axe Y de la platine dynamométrique était orientée vers la droite du chirurgien faisant face à l'échantillon, aligné avec le process zygomatique, et l'axe Z vers le bas, normal à la table et au plan sagittal de la tête (Figure 3-27).

L'échantillon, l'appareillage d'acquisition ainsi que les outils chirurgicaux étaient disposés sur une table. La position du chirurgien, assis face à la table sur un tabouret réglable, a été ajustée suivant la procédure standard en chirurgie otologique de manière à garantir un confort optimal lors de l'intervention. Le manche de la fraiseuse est tenu par le chirurgien dans sa main droite, tandis que sa main gauche tient une canule connectée à un aspirateur chirurgical Hospi Plus™ pour l'aspiration des copeaux et fluides lors du fraisage (Figure 3-28).

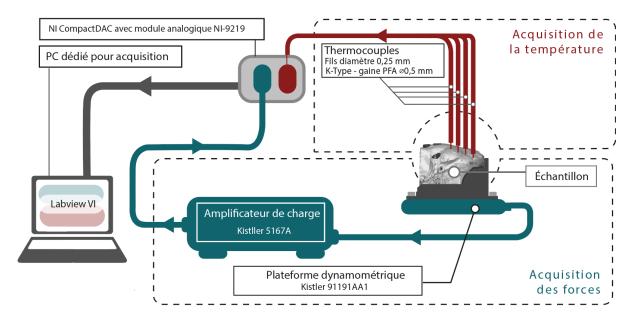


Figure 3-26 : Représentation schématique de l'appareillage expérimental mis en œuvre lors du fraisage des rochers synthétiques.

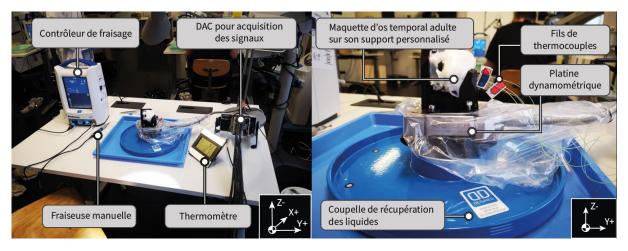


Figure 3-27 : Configuration de fraisage avec axes de mesure de la platine dynamométrique.

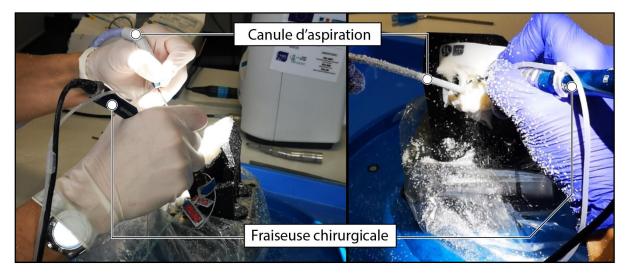


Figure 3-28 : Échantillon instrumenté et fixé sur la platine dynamométrique en cours de fraisage.

1.1.1. Conditions expérimentales

Les échantillons ont été instrumentés et fraisés un par un par le Pr Cécile Parietti-Winkler, chirurgienne experte, sous microscope optique Zeiss™. Le fraisage a été réalisé à l'aide d'une broche motorisée chirurgicale haute vitesse Medtronic™ avec un manche droit, contrôlée par une pédale IPC™ par l'intermédiaire d'une console ™ System. La broche utilisée permet le montage et la mise rotation d'une grande variété d'outils, dont deux types ont été utilisés lors des essais : une fraise boule en carbure de tungstène et une fraise boule diamantée (Aesculap™, diamètre extérieur 4 mm, vue générale et grossissement des surfaces Figure 3-29).

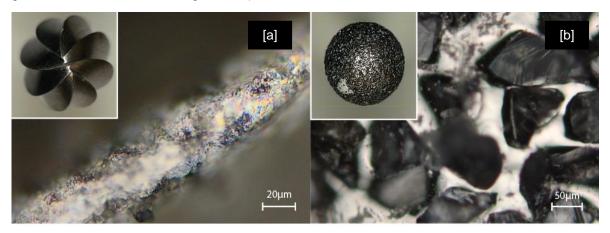


Figure 3-29 : outils utilisés lors du fraisage chirurgical : [a] fraise carbure de tungstène avec grossissement d'une arête de coupe et [b] fraise diamantée avec grossissement de la surface, toutes deux de diamètre 4 mm (microscope optique Olympus BX61).

Le fraisage a été réalisé en suivant les étapes classiques de la chirurgie de l'oreille moyenne, à savoir une mastoïdectomie suivie d'une tympanotomie postérieure avec squelettisation de la 3ème portion du nerf facial. Dans la suite de ce chapitre, nous nous réfèrerons par simplification à ces phases chirurgicales par les dénominations de mastoïdectomie et squelettisation. La vitesse de rotation, contrôlée manuellement par le chirurgien à l'aide de la pédale, oscillait entre 30000 et 50000 tours par minute. La vitesse d'avance et l'inclinaison de l'outil ont également été laissées à l'appréciation du chirurgien afin de demeurer au plus près des conditions chirurgicales réelles.

Les 3 premiers os temporaux synthétiques (notés S1, S2 et S3) ont été fraisés en l'absence d'irrigation, puis les 3 suivants (S4, S5 et S6) avec un flux continu de solution saline constant de 15 cm³ par minute, délivré directement à la pointe de l'outil par une canule attachée au corps de la broche chirurgicale.

IV.3. Résultats et discussion

IV.3.1. Forces de fraisage

IV.3.1.1. Description et traitement des signaux bruts

Les signaux d'efforts mesurés lors du fraisage sont discontinus, reflétant des temps de pause marqués par le chirurgien durant l'intervention. Les causes observées de ces arrêts temporaires sont multiples : obstruction de la canule d'aspiration par les copeaux, observation attentive de la zone d'intervention sans fraisage, ou encore repos du chirurgien dû à l'intensité de l'intervention et aux vibrations importantes entrainant une fatigue musculaire. Ces vibrations sont également visibles sur les signaux d'efforts (Figure 3-30), avec des composantes positives et négatives sur chaque axe.

L'origine des vibrations enregistrées sur les signaux d'efforts peut être attribuée à la structure particulière de l'os temporal synthétique fraisé, possédant de nombreuses porosités internes de taille variable. De plus, la vitesse de rotation variable de la broche chirurgicale combinée à la rigidité relativement faible du bras du chirurgien impacte la stabilité du fraisage manuel et peut résulter en des vibrations importantes et irrégulières telles que celles observées. En effet, la présence de vibrations lors du fraisage otologique et leurs effets préjudiciables sur les tissus vivants ont été largement documentés [10], [11]. Ils font partie des motivations principales au développement des robots chirurgicaux afin de réduire leur impact [12], [13].

Figure 3-30 : Composantes d'efforts de l'os synthétique 5 avec distinction entre les phases chirurgicales. A droite : vue schématique du positionnement de l'échantillon par rapport au chirurgien et aux axes de la platine dynamométrique lors du fraisage.

Les trois composantes des signaux d'efforts sont du même ordre de grandeur, avec néanmoins une prédominance de la force sur l'axe Z de la platine dynamométrique en début de fraisage, reflétant la pression de contact que le chirurgien applique sur l'os pour créer une poche dans la mastoïde. Dans la continuité de l'intervention, la poche est ensuite agrandie dans toutes les directions, ce qui explique l'amplitude similaire de toutes les composantes par la suite. Une distinction entre les phases chirurgicales a pu être réalisée selon l'amplitude des signaux, avec des forces atteignant jusqu'à 20N pour la mastoïdectomie, et dépassant rarement les 10N pour la squelettisation. Par ailleurs, les forces mesurées lors de la squelettisation sont plus régulières avec des variations d'amplitude plus faibles que durant la mastoidectomie.

Ces différences de niveaux d'efforts peuvent être attribuées aux spécificités de l'intervention : lors de la mastoïdectomie, l'objectif est de dégager un volume d'os important le plus rapidement possible pour se rapprocher de l'oreille moyenne, ce qui résulte en des efforts plus importants. Lors de la squelettisation, aux abords du nerf facial, les enjeux pour la santé du patient sont particulièrement importants afin d'éviter tout endommagement du nerf par un geste accidentel. La visibilité du chirurgien est également bien plus réduite lors de cette phase que pendant la mastoïdectomie, ce qui implique une réduction du des forces de fraisage (et donc du taux d'enlèvement de matière), permettant une meilleure répétabilité de l'opération. En outre, l'outil utilisé lors de ces deux phases diffère, avec l'utilisation d'une fraise boule en carbure de tungstène pour la mastoïdectomie (Figure 3-29.a) et d'une fraise boule diamantée pour la squelettisation (Figure 3-29.b). La fraise en carbure de tungstène possède des arêtes de coupe tranchantes, permettant théoriquement l'enlèvement de matière par cisaillement, alors que la fraise diamantée permet l'enlèvement de matière par abrasion à l'aide de grains de taille variable à sa surface. On peut donc supposer que le mode de coupe est différent entre ces deux outils, affectant ainsi les efforts nécessaires à l'enlèvement de matière.

L'instabilité des conditions de coupe lors du fraisage manuel rend tout filtrage du bruit impossible sans perdre une part importante du signal, ce qui peut poser des difficultés dans l'interprétation des données. Il est cependant possible de lisser les signaux afin de réduire l'amplitude des vibrations, ce qui a été fait en calculant la moyenne quadratique des signaux, dite RMS (pour *Root Mean Square*) sur une fenêtre mobile de 500 valeurs (choix permettant une amélioration de la clarté de l'ensemble des données sans en affecter sensiblement les valeurs, comparaison Figure 3-31).

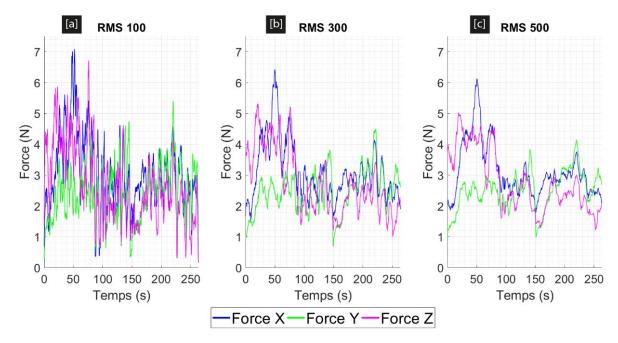


Figure 3-31 : Comparaison de différentes tailles de fenêtres mobiles pour l'algorithme de lissage RMS : [a] 100 points de données, [b] 300 points et [c] 500 points.

Avant l'application du lissage, les pauses dans l'acquisition ont été enlevées sur la base d'un seuil de 0,1N, permettant ainsi de travailler avec des signaux continus. En effet, ces pauses (se traduisant par une valeur d'effort très faible) entrent en compte dans le calcul de la moyenne mobile, et peuvent donc introduire des biais dans l'analyse, ce qui nécessite d'isoler les parties comprenant uniquement le signal avant d'effectuer le lissage (Figure 3-32).

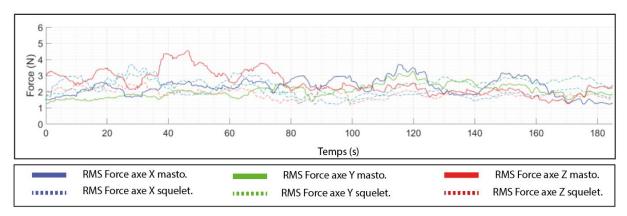


Figure 3-32 : Visualisation d'un extrait des composantes d'efforts continues et lissées de l'os synthétique 5 pour les deux phases chirurgicales (notées masto. et squelet., lissage sur fenêtre mobile de 500 valeurs).

La norme des forces, notée F_N , a également été calculée pour chaque échantillon à partir des composantes lissées, afin de les regrouper sous une seule grandeur et de faciliter l'analyse. Une étude statistique des données a également été réalisée par le calcul de la moyenne (μ), de l'écart-type (σ), et du coefficient de variation (σ/μ) caractérisant la répétabilité du protocole afin de dégager et mettre en perspective les tendances observées (Tableau 3-3).

		Norme des fo	orces F _N (N)	Coefficient de variation (%)			
		(Moyenne ±	Ecart-type)				
Irrigation	Échantillon	Mastoidectomie	Squelettisation	Mastoidectomie	Squelettisation		
S1		4.50 ± 1.51	2.46 ± 0.53	33.6	21.6		
Sans	S2	4.29 ± 0.94	2.34 ± 0.25	21.9	10.6		
	S3	4.00 ± 0.89	3.53 ± 0.20	22.4	5.7		
Moyenne s	ans irrigation	4.25 ± 1.18	2.55 ± 0.56	28.8	22.0		
	S4	4.96 ± 1.13	4.00 ± 0.82	22.9	20.6		
Avec	S5	4.08 ± 0.66	3.53 ± 0.40	16.1	11.4		
	S6	3.28 ± 0.74	3.20 ± 0.61	22.7	19.2		
Moyenne avec irrigation		4.11 ± 1.15	3.60 ± 0.76	28.0	21.1		

Tableau 3-3 : Moyenne, écart-type et coefficient de variation des normes d'efforts sur échantillons synthétiques fraisés.

IV.3.1.2. Influence de la phase chirurgicale

Lors de la mastoïdectomie, la norme des forces atteint en moyenne 4.25 ± 1.18 N en l'absence d'irrigation (S1 à S3) contre 4.11 ± 1.15 N avec irrigation (S4 à S6). Pendant la squelettisation, les forces normales relevées sont plus petites avec une moyenne de 2.55 ± 0.56 N pour les échantillons 1 à 3 et 3.60 ± 0.6 N pour les échantillons 4 à 6. De manière générale, l'écart-type tout comme le coefficient de variation apparaissent plus faibles lors de la squelettisation que pour la mastoïdectomie.

Cette diminution de l'amplitude des forces appliquées en fraisage peut s'expliquer d'une part par la marge de manœuvre réduite au plus près du nerf facial. En effet, la poche ouverte lors de la mastoïdectomie est de forme conique, avec une visibilité se réduisant jusqu'à devenir minimale au plus près des cavités de l'oreille moyenne et du nerf facial, lors de la squelettisation de ce dernier.

D'autre part, la proximité croissante avec le nerf facial (et les structures de l'oreille moyenne) au fur et à mesure de l'intervention demande au chirurgien davantage de précaution lors du fraisage pour éviter tout contact accidentel. Il opte ainsi pour une fraise abrasive et applique moins d'efforts sur l'outil, permettant une réduction du taux d'enlèvement de matière et des vibrations, et par conséquent un meilleur contrôle du processus.

IV.3.1.3. Effet de l'irrigation

L'effet de l'irrigation a également pu être étudié lors de cette première campagne expérimentale, avec le fraisage du même nombre d'échantillons avec et sans son emploi. Aucun effet significatif de l'irrigation sur les forces mesurées n'a été mis en évidence lors de la mastoïdectomie, avec des moyennes d'efforts similaire avec $(4.11 \pm 1.15 \text{ N})$ ou sans $(4.25 \pm 1.18 \text{ N})$ son usage. En revanche, des forces plus importantes ont été relevées en présence d'irrigation lors de la squelettisation $(3.60 \pm 0.76 \text{ contre } 2.55 \pm 0.56)$. L'usage d'irrigation ne semble cependant pas affecter l'écart-type ni le coefficient de variation de nos mesures, qui restent similaires pour la même phase chirurgicale.

On peut supposer que l'irrigation, en emportant les copeaux générés lors du fraisage, permet de « nettoyer » la zone d'intervention et d'augmenter la visibilité lors de l'intervention. La surface à fraiser pouvant être mieux distinguée, le fraisage peut donc être plus soutenu, ce qui passe par une augmentation des efforts de coupe appliqués, principalement durant la phase critique de squelettisation. En outre, il se peut que le chirurgien réduise le taux d'enlèvement de matière en l'absence d'irrigation afin de limiter l'échauffement des matériaux, comme ce serait le cas lors d'une intervention sur un patient.

IV.3.1.4. Répétabilité du fraisage manuel

La variabilité du geste chirurgical apparait à travers les signaux d'efforts avec une meilleure répétabilité des forces de fraisage lors de la phase de squelettisation, caractérisée par des écarts-types et des coefficients de variation plus faibles. On observe également une baisse de l'écart-type et du coefficient de variation de S1 à S3, mettant en évidence une adaptation du chirurgien à l'anatomie de l'échantillon synthétique. Ce phénomène d'apprentissage par répétition du fraisage otologique a été observé dans la littérature, et traduit la valeur du simulateur comme outil aidant à l'amélioration de la navigation au sein de l'anatomie lors d'une intervention [14].

Il est également possible de comparer le volume fraisé pour chaque échantillon par pesée (Tableau 3-4), en sachant que la masse d'un os synthétique adulte entier est de 32.6 g pour un volume de 27.68 cm³ (tissus osseux et tissus mous compris). Seuls les tissus osseux (donc le matériau Verowhite™) sont fraisés lors de l'intervention, ce qui ouvre la possibilité de remonter au volume fraisé avec la masse volumique de ce matériau, qui est de 1.189 g/cm³. La masse volumique des tissus mous étant également connue (1.14 g/cm³) ainsi que leur volume (estimé à 6.174 cm³ sur les fichiers ayant servi à l'impression), on retire leur masse (7.04 g) de chaque pesée d'échantillon entier afin de calculer la fraction de volume d'os fraisé.

	Masse tissus osseux après fraisage (g)	Masse fraisée (g)	Volume fraisé (cm³)	Fraction du volume total d'os fraisée (%)	
S1	19.9	5.7	4.79	22	
S2	20.6	5.0	4.20	20	
S3	22.6	3.0	2.51	12	
S4	22.8	2.8	2.36	11	
S5	21.9	3.6	3.06	14	
S6	22.5	3.1	2.60	12	

Tableau 3-4 : Masse des tissus osseux pour chaque échantillon mesurée après fraisage (masse des tissus mous déduite), et calcul de la masse, du volume et de la fraction du volume total d'os fraisé correspondants

On constate là aussi un effet d'adaptation à l'échantillon fraisé, avec une fraction de volume fraisé sur le premier os synthétique relativement importante (22%), qui diminue ensuite progressivement jusqu'à se stabiliser entre 11% et 14% pour les 4 derniers échantillons. Pour l'ensemble des six échantillons, la différence de volume fraisé est au maximum de 2.43 cm³. Sur S3, S4, S5 et S6, la répétabilité du geste manuel est fortement accentuée avec une variation maximale de volume fraisé de seulement 0.7 cm³.

IV.3.2. Mesures de température au niveau du nerf facial

IV.3.2.1. Description des signaux

La température ambiante étant susceptible de varier légèrement entre les essais, la variation de température relativement à la température ambiante stabilisée (contrôlée séparément à l'aide d'un thermomètre) a été calculée pour chaque acquisition, afin de pouvoir comparer les différentes mesures effectuées.

En observant les signaux d'un échantillon type, par exemple l'os synthétique 3 (fraisé sans irrigation), les température données par les thermocouples apparaissent cohérentes entre elles. Les montées en température enregistrées sont quasi-simultanées avec un léger décalage, indiquant des thermocouples insérés proches les uns des autres et présentant un fonctionnement normal (Figure 3-33).

Ces observations sont généralisables à l'ensemble des échantillons synthétiques, avec les 4 thermocouples présentant un comportement analogue pour chaque rocher. Les niveaux d'élévation de température sont du même ordre de grandeur pour tous les échantillons à ceci près que les variations de température mesurées sont plus faibles en présence d'irrigation (échantillons S4 à S6, Figure 3-34).

On note un échauffement relativement réduit durant la mastoïdectomie malgré le fait qu'une quantité d'os importante soit fraisée durant cette première phase. Une montée en température progressive est néanmoins observée tout au long de l'avancement de l'intervention, liée à l'approche de l'outil de fraisage du nerf facial, là où sont positionnés les thermocouples. Les montées en température les plus soudaines sont observées lors de la phase de squelettisation, dans la proximité immédiate du nerf. On remarque également que la température baisse dès lors que le fraisage est interrompu, par exemple au moment des pauses décrites précédemment.

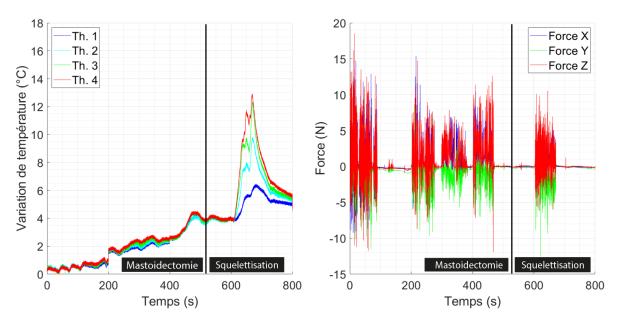


Figure 3-33 : Variation de température et composantes d'efforts mesurées pour l'os synthétique 3 avec distinction entre les phases chirurgicales.

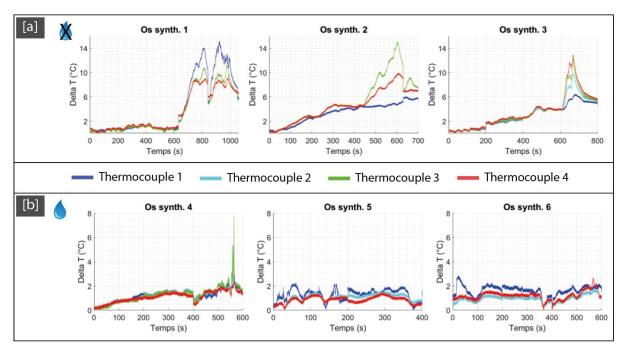


Figure 3-34 : Elévation de température mesurée pour les six os temporaux synthétiques fraisés, [a] sans irrigation (S1, S2 et S3) et [b] avec irrigation (S4, S5 et S6).

IV.3.2.2. Influence de l'irrigation

On relève une augmentation maximale de la température allant, tous trois fraisés sans irrigation (Tableau 3-5). Pour les échantillons fraisés avec irrigation, l'élévation de la température reste contenue sous les 3°C pour S5 et S6 (1.9°C et 2.7°C respectivement) et n'atteint que brièvement les 7.8°C pour S4 lors de la squelettisation. Cette élévation de température de courte durée n'est cependant enregistrée que par un seul thermocouple (probablement approché de près par l'outil de coupe), et demeure à un niveau inférieur à celui enregistré lors du fraisage des trois échantillons fraisés sans irrigation.

En moyenne, les variations maximales de température s'élèvent à $3.7 \pm 0.7^{\circ}$ C pour les échantillons fraisés sans irrigation, contre $2.3 \pm 0.6^{\circ}$ C avec irrigation lors de la mastoïdectomie, montrant l'effet de l'irrigation même loin des points de mesure. En squelettisation, cette différence est davantage accentuée avec une moyenne des valeurs maximales de $14.5 \pm 1.4^{\circ}$ C sans irrigation et $4.1 \pm 3.2^{\circ}$ C avec irrigation.

L'analyse des variations moyennes de température a également été réalisée afin d'éviter de fournir des conclusions à partir de pics de température. Elles décrivent des tendances similaires aux valeurs maximales avec une moyenne de 1.9°C et 8.3°C lors de la mastoïdectomie et squelettisation respectivement sans irrigation (S1, S2 et S3), et de seulement 1.3°C et 1.6°C pour ces deux phases avec irrigation (S4, S5 et S6). Ces valeurs traduisent elles aussi l'effet de l'irrigation, qui tend à minimiser l'augmentation de la température tout au long de l'intervention, et en particulier durant la squelettisation du nerf facial.

			e température nale (°C)	Variation de température moyenne (°C)		
Irrigation	Échantillon	Masto.	Squelet.	Masto.	Squelet.	
	S1	1.7	15.7	0.9	9,1	
Sans	S2	4.9	14.8	2.7	8,3 7,6	
	S3	4.5	12.9	2.2		
Moyenne san	s irrigation	3.7 ± 0.7	14.5 ± 1.4	1.9 ± 0.9	8.3 ± 0.7	
	S4	1.8	7.8	1.1	1,8	
Avec	S5	2.2	1.9	1.1	1,3	
	S6	2.9	2.7	1.6	1,6	
Moyenne ave	c irrigation	2.3 ± 0.6	4.1 ± 3.2	1.3 ± 0.3	1.6 ± 0.3	

Tableau 3-5 : Statistiques descriptives des variations de températures mesurées sur les échantillons synthétiques (valeur maximale et moyenne)

Dans le but de remettre ces résultats en perspective, nous avons ensuite procédé à l'évaluation de la position des thermocouples dans les échantillons. Par la réalisation d'une tomographie pour chaque échantillon, cette analyse *a posteriori* nous permet de prendre du recul sur la représentativité de nos mesures vis-à-vis de l'échauffement réel du nerf facial.

IV.3.3. Étude du positionnement des thermocouples

Par segmentation des tomographies réalisées à l'issue des essais de fraisage, nous avons identifié toutes les jonctions chaudes des thermocouples (points extrêmes visualisés sur la tomographie) ainsi que les surfaces de référence externes des échantillons. Par importation des géométries 3D dans le logiciel de métrologie Gom Inspect™, nous avons pu reconstruire les plans ajustés sur ces surfaces externes et exprimer les coordonnées de ces jonctions chaudes dans le repère échantillon défini initialement (Figure 3-35).

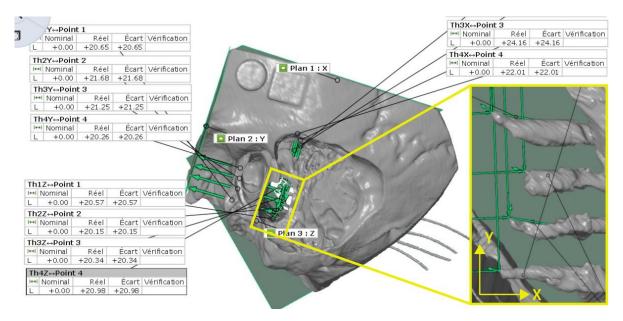


Figure 3-35 : Capture d'écran du logiciel Gom Inspect™ montrant les mesures individuelles de coordonnées des jonctions chaudes dans le repère de référence (découpe numérique d'une cavité au niveau des points d'intérêt à des fins de visualisation).

En reprenant les coordonnées des points des extrémités des jonctions chaudes, on peut ensuite resituer leur emplacement dans les fichiers 3D originaux sur lesquels a été réalisé la sélection des points cibles (pour les rochers synthétiques, les fichiers ayant servi à l'impression).

Ainsi, il est possible de visualiser chacun de ces points en 3 dimensions parmi les structures de l'os temporal, dont le nerf facial (Figure 3-36). Les calculs de la distance normale de chacun de ces points par rapport au nerf ainsi qu'au point initialement ciblé sont ensuite effectués pour évaluer la précision du protocole d'insertion des thermocouples en conditions réelles (Tableau 3-6).

Pour ceci, une sphère tangente à la surface 3D du nerf facial et du plus petit diamètre possible est construite dans le logiciel Gom Inspect™ (Figure 3-37). La distance normale du centre de cette sphère à la surface du nerf correspond donc au rayon de la sphère. Les distances normales au nerf facial calculées sont toutes inférieures à 2 mm (sur l'ensemble des rochers), avec un écart pouvant aller jusqu'à 1.6 mm On note que 62.5% des thermocouples se situent à moins de 1 mm, et les 37.5% restants à moins de 2 mm de la surface du nerf facial. Ces écarts sont du même ordre de grandeur que ceux observés lors de la chirurgie robotisée avec prise de références externes en otologie, où la réalisation du perçage d'un canal vers le nerf facial a pu être réalisé avec une erreur de positionnement en bout moyenne de 0.790 ± 0.709 mm. Un écart maximal de 2.264 mm et minimal de 0.094 mm au nerf facial ont été mesurés sur 8 essais au total effectués sur os cadavériques gauches et droits [15].

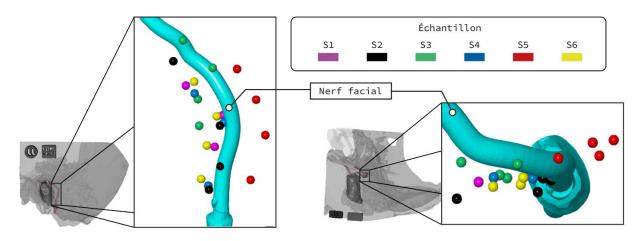


Figure 3-36: Aperçu du positionnement des jonctions chaudes de thermocouples au nerf facial.

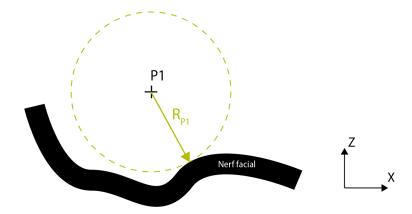


Figure 3-37 : Calcul de la distance normale d'un point au nerf facial (schéma simplifié en deux dimensions).

		Distance au nerf facial [mm]							Distance à la position cible [mm]				
		S1	S2	S3	S4	S5	S6	S1	S2	S3	S4	S5	S6
N° thermocouple	1	1.2	1.6	0.9	1.1	1.1	0.9	2.3	1.3	4.6	1.2	3.8	1.2
	2	0.1	0.5	0.1	0.0	1.3	0.5	1.3	1.6	4.0	2.0	4.6	1.1
N° srmoc	3	0.4	0.1	1.1	0.0	1.6	0.9	2.6	2.2	4.0	2.5	4.9	2.2
the	4	0.0	0.4	1.7	0.4	1.3	0.9	8.0	0.6	3.8	1.0	4.1	1.3
Moyer	nne	0.43	0.65	0.95	0.38	1.33	0.80	1.75	1.43	4.10	1.68	4.35	1.45

Tableau 3-6: Distance des jonctions chaudes au nerf facial et à la position ciblée initialement

Cependant, les distances normales aux points ciblés initialement apparaissent plus élevées que les distances normales au nerf facial pour l'ensemble des échantillons fraisés (moyenne de 2.46 ± 1.39 contre 0.75 ± 0.55 pour la moyenne des distances normales au nerf), avec un écart maximal de 4.6 mm. En effet, même si les jonctions chaudes de thermocouples ne sont pas insérées à l'endroit exact initialement prévu, il est tout de même possible de se trouver à une distance proche du nerf facial.

De plus, l'erreur de positionnement au point cible intègre l'ensemble des imprécisions liées à l'impression 3D (±0.05 mm), au perçage des trous (inférieure à 0.35 mm), au positionnement manuel des thermocouples et à la procédure de calcul des distances (segmentation, ajustement de plans sur des surfaces, etc.). Il est donc logique qu'elle soit en moyenne plus importante que la distance normale au nerf facial, surtout en comptant le fait que ce dernier s'étend dans l'espace (un décalage dans la direction longitudinale du nerf peut n'avoir que peu d'impact sur la distance normale au nerf facial comme illustré sur la Figure 3-38.b.

On s'intéresse également au lien entre la température mesurée lors du fraisage et la position des thermocouples relativement au nerf facial. Les os temporaux synthétiques sur lesquels les températures les plus élevées ont été relevées sont l'échantillon S1 (15.7°C) parmi ceux fraisés sans irrigation, et S4 (7.8°C) avec irrigation. On remarque que les thermocouples de S1 sont en moyenne positionnés à une distance du nerf facial plus faible que S2 ou S3 (fraisés aussi sans irrigation), avec un thermocouple situé exactement sur le nerf.

De la même manière, les jonctions chaudes de S4 sont en moyenne plus proches du nerf facial que celles de S5 et S6 (fraisés également avec irrigation), avec là aussi un thermocouple situé exactement sur le nerf facial. On remarque donc que la température maximale mesurée semble corrélée avec la distance normale au nerf facial. Si l'on considère le geste du chirurgien comme maitrisé et répétable, ces résultats apparaissent logiques car les thermocouples éloignés du nerf facial se retrouvent en même temps éloignés de la trajectoire de l'outil.

Fort de ces différents constats, on peut donc considérer la distance au nerf facial comme un indicateur pertinent à considérer pour effectuer l'analyse des températures mesurées. Cependant, cette distance n'apparait pas comme suffisante pour interpréter les températures mesurées. En effet, elle doit être mise en regard de la trajectoire de l'outil (qui n'est pas connue strictement). Pour illustrer ceci, deux points peuvent être situés à une même distance du nerf, avec le premier localisé vers le chirurgien et le second de l'autre côté du nerf (Figure 3-38.a). Dans ce contexte, la température obtenue au point de mesure P2 le plus proche de l'outil est surestimée par rapport à la température réelle du nerf, alors que celle du point P1 le plus éloigné se retrouve sous-estimée.

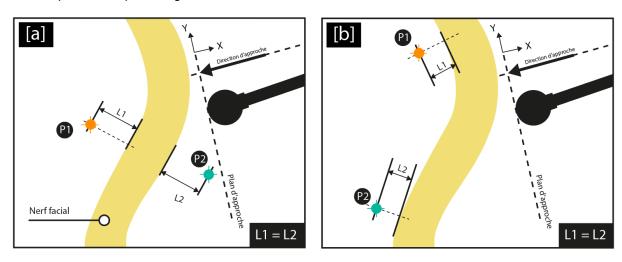


Figure 3-38 : Illustration des positionnements possibles des jonctions chaudes par rapport au nerf facial avec L1 = L2.

De la même manière, les deux points peuvent être situés du même côté relativement à la direction d'approche du chirurgien et à une même distance normale du nerf, mais placés à une distance différente de l'outil (Figure 3-38.b). Dans ce cas de figure, la trajectoire de l'outil, selon qu'elle se rapproche plus de P1 ou de P2, va influer directement sur la température mesurée en chacun de ces points.

Dans notre cas de figure, on constate que la grande majorité des jonctions chaudes sont situées du côté opposé du nerf à celui approché par l'outil de fraisage (cas du point P1 sur Figure 3-38.a, donc que les élévations de températures au niveau du nerf sont généralement sous-estimées (Figure 3-39). Pour chaque rocher instrumenté, les 4 jonctions chaudes sont réparties sur toute la longueur de la 3ème portion du nerf. Pour chaque rocher fraisé, au moins un thermocouple se retrouve ainsi situé dans la zone ciblée par le chirurgien lors de la squelettisation du nerf facial ce qui permet une bonne représentation de la température du nerf par nos mesures.

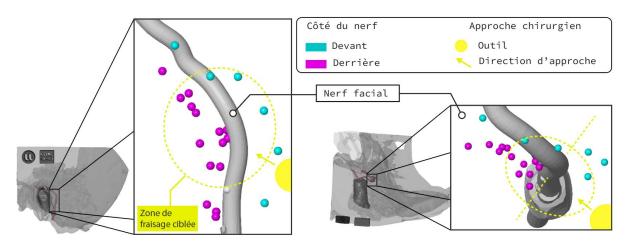


Figure 3-39 : Identification du côté des jonctions chaudes relatives au nerf facial et à l'approche du chirurgien avec marquage de la zone de fraisage ciblée lors d'une intervention.

Au cours de ce chapitre, nous avons pu mener une première étude expérimentale du fraisage chirurgical en otologie. Un protocole permettant la mesure de la température au niveau du nerf facial par insertion de thermocouples a d'abord été défini puis testé sur des configurations géométriques simples. Ce protocole a ensuite été appliqué sur le simulateur physique d'os temporal adulte développé, dont la géométrie est similaire à l'anatomie réelle.

En menant une campagne expérimentale sur six os temporaux synthétiques, nous avons pu simultanément mesurer les forces de fraisage et les températures au niveau du nerf facial lors d'une intervention réalisée dans un contexte clinique. Par l'analyse des données obtenues, la répétabilité du fraisage manuel, l'influence de la phase chirurgicale ou encore de l'irrigation sur les efforts et la température ont pu être étudiées. La possibilité de réaliser des mesures de température fiables et répétables à proximité du nerf facial durant le fraisage tout en connaissant précisément le positionnement des sondes de température a également été confirmée, ce qui a permis de valider le protocole mis en place.

Dans le chapitre suivant, nous détaillerons la réalisation de l'étude expérimentale sur os temporaux cadavériques. Le protocole d'insertion des thermocouples sera mis en œuvre sur l'ensemble de ces os afin d'étudier la température du nerf facial dans des conditions les plus proches possibles du contexte clinique. Les forces de fraisage seront également mesurées afin de vérifier les tendances dégagées lors du fraisage des os synthétiques (effet de la phase, répétabilité du geste) et le cas échéant d'en préciser de nouvelles. Par comparaison, nous évaluerons ensuite la justesse de la réponse au fraisage du simulateur physique, de façon à pouvoir conclure sur sa capacité à être utilisé comme outil pédagogique pour l'entrainement en chirurgie otologique.

V. Références bibliographiques chapitre 3

- [1] "Capteur de force, Mesure de force traction compression haute précision." Accessed: Sep. 19, 2023. [Online]. Available: https://sensel-measurement.fr/fr/3-capteur-de-force
- [2] A. Song and L. Fu, "Multi-dimensional force sensor for haptic interaction: a review," 2019, doi: 10.3724/SP.J.2096-5796.2019.0016.
- [3] K. Group, "Data sheet, Type 9119AA2," 2013, Accessed: Sep. 19, 2023. [Online]. Available: www.kistler.com
- [4] G. Le Coz *et al.*, "Measuring temperature of rotating cutting tools: Application to MQL drilling and dry milling of aerospace alloys Measuring temperature of rotating cutting tools: Application to MQL drilling and dry milling of aerospace alloys Measuring temperature of rotating cutting tools; application to MQL drilling and dry milling of aerospace alloys," *Appl Therm Eng*, vol. 36, pp. 434–441, 2012, doi: 10.1016/j.applthermaleng.2011.10.060ï.
- [5] H. Al Hashimi, O. Chaalal, M. Chaalal, and H. Muhamed, "Review of Temperature Measurement Techniques", doi: 10.26717/BJSTR.2021.40.006465.
- [6] N. Sugita, T. Osa, and M. Mitsuishi, "Analysis and estimation of cutting-temperature distribution during end milling in relation to orthopedic surgery," *Med Eng Phys*, vol. 31, no. 1, pp. 101–107, 2009, doi: 10.1016/j.medengphy.2008.05.001.
- [7] K. I. A. lateef Al-Abdullah, H. Abdi, C. P. Lim, and W. Yassin, "Force and temperature modelling of bone milling using artificial neural networks," *Measurement (Lond)*, vol. 116, no. May 2017, pp. 25–37, 2018, doi: 10.1016/j.measurement.2017.10.051.
- [8] K. Özdamar, H. E. Koçak, S. Aydın, Ü. Taşkın, K. Yücebaş, and F. Oktay, "Evaluation of Inner Ear Damage by Using Otoacoustic Emissions in Patients Who Underwent Mastoidectomy and Tympanoplasty Operations in the Early Period Original Investigation," 2015, doi: 10.5152/tao.2015.935.
- [9] A. Goyal, P. P. Singh, and A. Vashishth, "Effect of mastoid drilling on hearing of the contralateral ear," *J Laryngol Otol*, vol. 127, no. 10, pp. 952–956, Oct. 2013, doi: 10.1017/S0022215113001965.
- [10] O. A. Orelaja *et al.*, "Design of a vibration damping robot and force evaluation in intraoperative robotic-assisted femoral shaft repair using a modified soft damper," *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 18, no. 1, p. e2349, Feb. 2022, doi: 10.1002/RCS.2349.
- [11] S. Bramhe and S. S. Pathak, "Robotic Surgery: A Narrative Review," *Cureus*, vol. 14, no. 9, Sep. 2022, doi: 10.7759/CUREUS.29179.
- [12] J. P. Marinelli, T. P. Hwa, C. M. Lohse, and M. L. Carlson, "Harnessing the power of spaced repetition learning and active recall for trainee education in otolaryngology," *Am J Otolaryngol*, vol. 43, no. 5, Sep. 2022, doi: 10.1016/J.AMJOTO.2022.103495.
- [13] J. Wang *et al.*, "Image-guided cochlear access by non-invasive registration: a cadaveric feasibility study," *Sci Rep*, vol. 10, no. 1, Dec. 2020, doi: 10.1038/s41598-020-75530-7.

CHAPITRE 4 : ETUDE EXPERIMENTALE DE LA REPONSE EN FRAISAGE D'ECHANTILLONS CADAVERIQUES D'OS TEMPORAL ET COMPARAISON AVEC LA REPONSE DU SIMULATEUR OTOTWIN®

Dans le chapitre précédent, nous avons pu définir un protocole permettant l'insertion de thermocouples au niveau du nerf facial et le contrôle effectif de leur position a posteriori. Ce protocole a été mis en œuvre au cours d'une première campagne expérimentale de fraisage sur six os temporaux synthétiques OTOtwin® avec l'acquisition simultanée des forces de fraisage et des températures au niveau du nerf facial. Les mesures réalisées nous ont permis d'étudier entre autres la variabilité du geste chirurgical et l'effet de l'irrigation, ainsi que de valider la faisabilité du protocole d'insertion de thermocouples sur une série d'échantillons possédant une géométrie complexe mais répétable.

Afin de se rapprocher davantage d'un contexte clinique, une seconde campagne expérimentale sur des os temporaux cadavériques apparait nécessaire. En effet, bien que les essais sur échantillons imprimés en 3D aient permis de mettre en évidence de nombreux éléments relatifs au fraisage manuel, aucune validation de la réponse au fraisage de ces maquettes n'a à ce jour été réalisée. D'autre part, la variabilité induite par l'utilisation d'échantillons cadavériques ajoute un degré de complexité supplémentaire, que ce soit pour l'application du protocole développé, que pour l'interprétation des mesures.

Ce chapitre a donc pour objectif de mettre en œuvre le protocole d'insertion de thermocouples au niveau du nerf facial sur os temporaux cadavériques, en effectuant les adaptations nécessaires à son bon déroulement. Les os cadavériques, tout comme les os synthétiques auparavant, seront ensuite fraisés dans un contexte clinique avec l'acquisition des forces de fraisage et des températures. Cette nouvelle campagne expérimentale ouvre la possibilité de comparer la réponse en fraisage d'os temporaux cadavériques à celle du simulateur physique développé, pour ainsi se prononcer sur le réalisme de ce dernier. L'impact de la géométrie des échantillons et de la variabilité biologique sur le procédé de fraisage sera également évalué, avec l'objectif de mieux comprendre les différents facteurs d'influence lors de la chirurgie otologique.

Enfin, nous étudierons plus en profondeur la coupe chirurgicale afin d'améliorer la compréhension des mécanismes mis en œuvre durant le fraisage otologique. Nous terminerons par un approfondissement de notre analyse thermique en proposant des méthodes d'estimation de la dose thermique subie par le nerf facial lors de l'intervention, afin de se prononcer sur de potentiels dommages causés par l'opération de fraisage.

Etude expérimentale sur échantillons cadavériques

L'appareillage expérimental et le matériel utilisé sont identiques à la première campagne d'essais, ainsi que le positionnement du chirurgien et la procédure de fraisage (suivant toujours les étapes classiques de la chirurgie de l'oreille moyenne). Cependant, l'expérimentation sur matériel cadavérique implique la modification du protocole précédent, d'une part pour être en accord avec les règles de manipulation de tissus biologiques et d'autre part pour intégrer la variabilité des échantillons anatomiques. Les étapes ajoutées par rapport au protocole initial sont illustrées en orange sur la Figure 4-1, avec le marquage du mode de conservation des échantillons entre deux étapes.

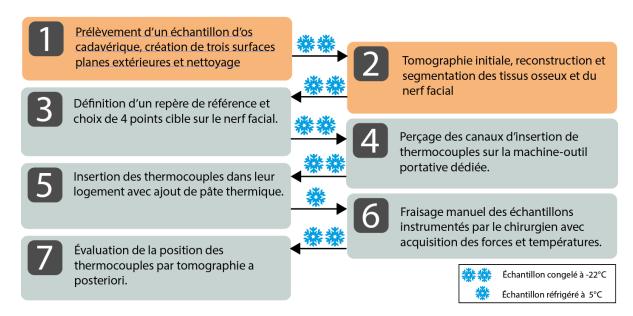


Figure 4-1 : Étapes-clés du protocole expérimental sur échantillons cadavériques.

I.1. Application du protocole d'insertion des thermocouples

I.1.1. Prélèvement et préparation des échantillons

Le prélèvement et la préparation des échantillons cadavériques constituent la première étape spécifique au protocole. L'ensemble des procédures relatives à la manipulation de pièces cadavériques a été réalisé sur le campus de la Faculté de Médecine de Vandœuvre-lès-Nancy, en accord avec le décret n° 2022-719 du 27 Avril 2022 relatif au don de corps à des fins d'enseignement médical et de recherche.

Le Laboratoire d'Anatomie de Nancy s'est chargé de nous fournir les échantillons nécessaires. Trois os temporaux (deux os droits et un os gauche) ont été prélevés sur trois corps, un homme et deux femmes âgés entre 70 et 82 ans au moment de leur décès, les corps ayant été conservés dans des congélateurs, sans traitements chimiques de préservation.

La région d'intérêt a été extraite à l'Ecole de Chirurgie de Nancy à l'aide d'une scie sagittale Stryker™ RemB, et comprend la mastoïde, l'oreille externe, moyenne et interne et le début du processus zygomatique. La découpe s'est effectuée en veillant à obtenir les surfaces externes les plus planes possibles, afin de pouvoir construire des plans de référence ultérieurement. Une attention particulière a été portée à conserver la pyramide pétreuse intacte et à éviter tout choc pouvant endommager ou modifier l'agencement des structures internes. Les tissus mous externes (à l'exception du canal auditif externe et de la membrane tympanique) comme le cartilage de l'oreille, la peau ou les tissus adipeux ont également été enlevés afin de laisser l'os exposé.

I.1.2. Tomographie et conservation des échantillons

Suite à cette étape préparatoire, chaque échantillon a été immédiatement confiné dans une boite hermétique afin de l'isoler de l'environnement extérieur (et donc de limiter les risques de contamination) tout en réduisant l'assèchement des tissus. La géométrie de chaque os a été acquise par tomographie directement sur site par le biais d'un scanner médical haute précision Aquilion precision™ (Canon Medical Systems) et en utilisant une résolution spatiale de 0.15 mm.

Immédiatement après la réalisation de la tomographie, les échantillons ont été congelés à -22° et stockés à l'école de chirurgie de Nancy avant le début des expérimentations pendant une durée allant de 1 à 2 semaines. Le jour précédent les essais, les échantillons ont été transférés dans un réfrigérateur à 5°C, puis à température ambiante une heure avant le début des manipulations, toujours confinés dans leur boite hermétique. Les expériences ont ensuite été conduites à température ambiante.

Les os fraisés ont ensuite été immédiatement tomographiés de la même manière qu'avant les essais, puis congelés à nouveau à l'école de chirurgie durant une semaine. Une fois les fichiers de tomographie vérifiés, les échantillons ont été éliminés suivant les procédures usuelles.

Pour chaque échantillon, une journée a été dédiée au prélèvement et à la réalisation de la tomographie initiale, puis une seconde journée pour l'instrumentation, la réalisation des essais de fraisage et la tomographie finale. Entre ces deux journées, l'ensemble du travail préparatoire, consistant en la définition des points d'insertion des thermocouples, des trajectoires associées et en la conception et la fabrication d'un support personnalisé pour chaque échantillon, a été réalisé.

I.1.3. Instrumentation des os cadavériques

L'instrumentation de l'ensemble des échantillons cadavériques a été réalisé à l'Ecole de Chirurgie. La machine-outil portative y a été installée puis couverte de champs opératoires afin de limiter autant que possible le contact entre les débris osseux et les composants de la machine (Figure 4-2.a). Le réseau d'air comprimé de l'école de chirurgie ne délivrant pas les 3.5 bars requis pour le refroidissement de la broche de précision, celle-ci a été raccordée à un compresseur médical.

Un support d'orientation personnalisé a été conçu pour l'instrumentation de chaque os cadavérique. Tout comme celui conçu pour les os synthétiques, ce support a pour but d'orienter l'os (en appui sur les plans extérieurs) de telle sorte que les trajectoires de perçage soient alignées avec l'axe vertical de la machine-outil portative, tout en le bridant lors du fraisage préparatoire et du perçage (Figure 4-2.b).

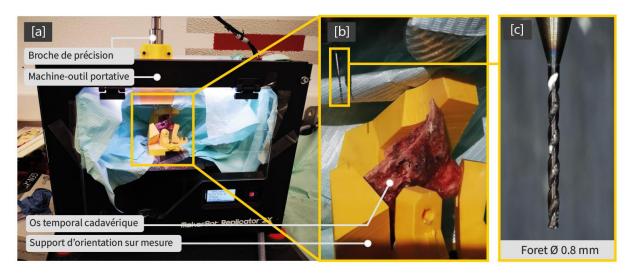


Figure 4-2 : [a] Machine-outil portative servant au perçage des canaux d'insertion de thermocouples. [b] os cadavérique 1 mis en place sur la machine dans son support personnalisé et [c] foret utilisé pour le perçage.

Après les prises d'origine programme sur le support, la fraise de diamètre 3.2 mm choisie initialement a ensuite été montée dans la broche pour réaliser le fraisage préparatoire, puis le foret de diamètre 0,8 mm pour effectuer le perçage des 4 canaux d'insertion de thermocouples (Figure 4-3.a).

De la pâte thermique a ensuite été injectée manuellement à l'aide d'une seringue sous microscope (Figure 4-3.b) dans chaque perçage, puis les fils de thermocouple insérés l'un après l'autre dans les perçages prévus à cet effet (Figure 4-3.c). Les thermocouples ont ensuite été scellés en place à la cire comme sur les os synthétiques.

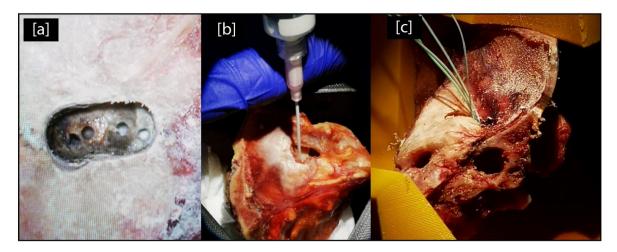


Figure 4-3: [a] Perçages effectués dans l'os cadavérique 1, [b] injection de pâte thermique, et [c] thermocouples insérés dans leur logements.

I.1.4. Réalisation des essais

Les trois échantillons cadavériques notés C1, C2 et C3 dans la suite de ce chapitre, ont été fraisés avec usage d'irrigation (débit et mode d'irrigation identiques à ceux adoptés lors de la 1ère campagne d'essais), avec pour objectif de reproduire le plus fidèlement possible les conditions réelles de la chirurgie otologique.

Un support supplémentaire a été créé pour chaque échantillon afin de le maintenir en position lors du fraisage chirurgical dans une orientation adéquate tout en permettant le montage sur la platine dynamométrique, permettant l'acquisition des forces de fraisage et des températures en simultané (Figure 4-4.b). Il faut toutefois noter que cette orientation varie selon les échantillons, avec le processus zygomatique pointant latéralement pour l'échantillon C1 (tout comme les rochers synthétiques à la différence qu'il s'agit d'un os temporal droit) et postérieurement au praticien pour les échantillons C2 et C3 (Figure 4-5). L'orientation changeante des os cadavériques est due aux particularités anatomiques de chaque os, dont la position pour chaque essai a été définie en fonction des surfaces permettant sa mise en position. En effet, la nécessité de maintenir fermement en place l'os sur son support (et sur la platine dynamométrique) sans empêcher le geste du chirurgien a parfois imposé des changements d'orientation, d'autant plus que des os cadavériques gauches et droits ont été utilisés.



Figure 4-4 : [a] DAC protégé pendant le fraisage, [b] os cadavérique 1 monté sur la platine dynamométrique avec son support sur mesure et [c] fraisage de l'os lors des essais.

Figure 4-5 : Orientation des échantillons synthétiques S et cadavériques C1, C2 et C3 par rapport à la position du praticien lors de l'intervention et des axes de la platine dynamométrique. Les flèches jaunes indiquent la direction dans laquelle pointe le processus zygomatique. Les indications en bas à droite de chaque case font référence au côté de l'os temporal utilisé.

I.2. Résultats et discussion

I.2.1. Forces de fraisage

On observe des signaux d'effort discontinus, avec des composantes aussi bien positives que négatives, montrant des vibrations d'amplitude similaire à celles observées sur les os synthétiques (Figure 4-6). Les composantes d'efforts majeures identifiées pour les os cadavériques se situent sur les axes Z et X de la platine pour les échantillons C1 et C2, et sur Y et Z pour C3.

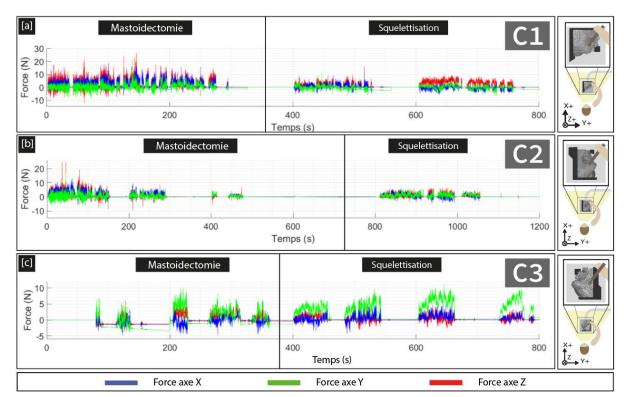


Figure 4-6 : Signaux bruts des forces mesurées lors du fraisage des trois os cadavériques avec discrimination entre les phases chirurgicales.

Ici aussi, la structure particulière de l'os, avec une forte pneumatisation de la mastoïde, combinée aux variations de vitesse de rotation de la broche ainsi qu'à la faible rigidité du bras du chirurgien peut permettre d'expliquer l'instabilité du fraisage chirurgical au fur et à mesure que l'outil rencontre des cavités ou de l'os cortical (Figure 4-7).

Les mêmes traitements ont été appliqués sur les signaux que pour les échantillons synthétiques afin d'en améliorer la lisibilité, avec dans un premier temps une compilation des différents signaux afin de supprimer les pauses, suivi dans un second temps d'un lissage RMS sur une fenêtre mobile de 500 échantillons.

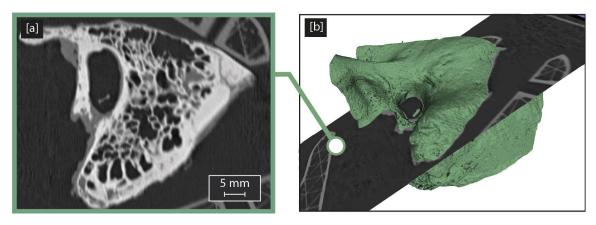


Figure 4-7 : [a] Coupe tomographique de l'os temporal laissant apparaitre la microstructure et [b] l'emplacement du plan de coupe.

La norme des forces a également été calculée pour les os cadavériques et a été utilisée afin d'étudier la répétabilité du fraisage de ces échantillons. Pour ces 3 échantillons, la moyenne, l'écart-type ainsi que le coefficient de variation ont été réalisés, tout comme pour les rochers synthétiques (résultats consignés dans le Tableau 4-1 ci-dessous.

	Norme des forces (N) (Moyenne ± Ecart-type)		Coefficient de variation (%)	
Échantillon	Mastoidectomie	Squelettisation	Mastoidectomie	Squelettisation
C1	5.26 ± 1.87	4.29 ± 1.01	35.6	23.6
C2	2.71 ± 1.21	2.77 ± 0.61	44.6	22.0
C3	3.27 ± 1.16	3.92 ± 0.89	35.5	22.7
Moyenne os cadavériques	4.01 ± 1.95	3.60 ± 1.08	48.6	30.0

Tableau 4-1 : Moyenne, écart-type et coefficient de variation des normes de forces des échantillons cadavériques fraisés.

On remarque que la norme des forces n'est pas nécessairement plus faible lors de la squelettisation que pendant la mastoïdectomie, avec des valeurs moyennes proches pour C2 et même plus importantes pour C3 (3.92 ± 0.89 en squelettisation contre 3.27 ± 1.16 pour la mastoïdectomie).

La dispersion des mesures calculée s'avère importante lors de la phase de mastoïdectomie, avec un écart-type moyen de 1.95 N et un coefficient de variation moyen de 48.6% contre respectivement 1.08 N et 30.0% pour la squelettisation. On note également une disparité des coefficients de variation selon les os cadavériques lors de la mastoïdectomie, avec un coefficient plus important pour C2 que pour C1 et C3. L'écart-type de la norme des forces de C2 est cependant similaire à C3, mais les niveaux d'efforts sont moindres.

I.2.2. Températures

De même que pour les os synthétiques, la variation de température a été calculée pour chaque thermocouple par rapport à la température ambiante lors de l'acquisition. Pour les os cadavériques, les signaux apparaissent également cohérents avec des montées en température enregistrées par tous les thermocouples peu après le début du fraisage (décalage temporal correspondant à la distance des jonctions chaudes à la zone de production de chaleur) et une baisse de la température lorsque le fraisage est interrompu (Figure 4-8).

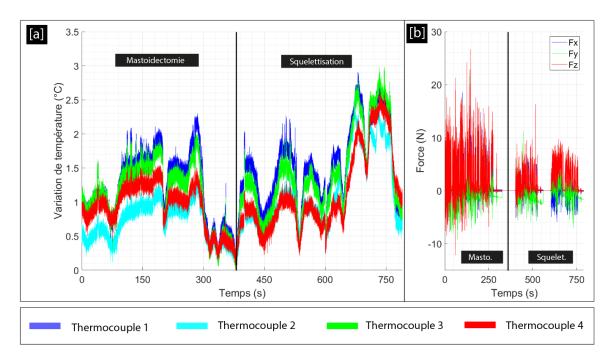


Figure 4-8 : [a] Signaux de température et [b] efforts correspondants obtenus lors du fraisage de C1, avec distinction entre les phases chirurgicales.

La dynamique des signaux de température enregistrés sur les os cadavériques est similaire à celle observée sur les échantillons synthétiques avec irrigation, avec une montée en température lors du fraisage qui s'avère légèrement supérieure durant la squelettisation $(3.7 \pm 1.5 ^{\circ}\text{C})$ contre $2.4 \pm 0.9 ^{\circ}\text{C}$ en mastoïdectomie). L'effet de seuil dû à l'irrigation est ici aussi clairement présent, avec une élévation de la température contenue sous les $3 ^{\circ}\text{C}$ pour C1 et C2, et en deçà de $6 ^{\circ}\text{C}$ pour C3 (Figure 4-9). Les moyennes des variations de température suivent également les tendances des valeurs maximales avec une variation moyenne de $1.3 \pm 0.4 ^{\circ}\text{C}$ en mastoïdectomie et $2.3 \pm 1.17 ^{\circ}\text{C}$ pendant la squelettisation (Tableau 4-2).

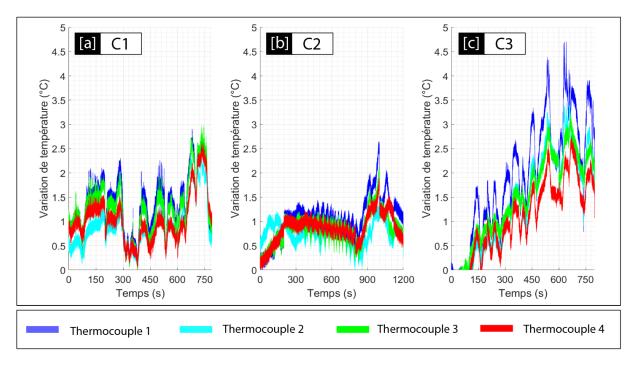


Figure 4-9 : Variations de température lors du fraisage des 3 os cadavériques.

	Variation de température maximale (°C)		Variation de température moyenne max (°C)	
Échantillon	Masto.	Squelet.	Masto.	Squelet.
C1	2.3	3.0	1.2	1.8
C2	1.5	2.6	0.9	1.4
C3	3.4	5.4	1.7	3.6
Moyenne ± ET	2.4 ± 0.9	3.7 ± 1.5	1.3 ± 0.4	2.3 ± 1.17

Tableau 4-2 : Variations de température maximales et moyenne maximale parmi les 4 thermocouples mesurés lors du fraisage des os cadavériques

I.2.3. Positionnement des thermocouples

La position réelle des jonctions chaudes des thermocouples a également été évaluée en suivant la méthodologie mise au point précédemment sur les maquettes, avec repérage et segmentation des jonctions chaudes et des géométries externes de l'os. Il est ainsi possible de visualiser en 3 dimensions l'emplacement des jonctions chaudes par rapport au nerf facial et à la direction d'approche du chirurgien lors du fraisage de l'os temporal (Figure 4-10). On constate que les jonctions chaudes des thermocouples de C3 sont situées du côté de l'approche de l'outil, alors que ceux de C1 et C2 sont situés derrière le nerf (c'est-à-dire qu'ils ne sont théoriquement pas atteints par l'outil avant le nerf).

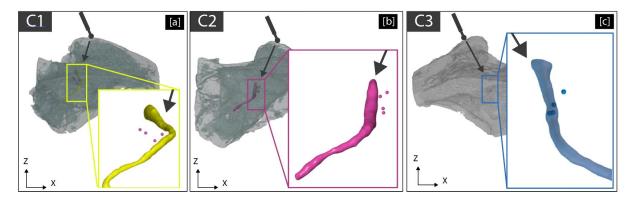


Figure 4-10 : Aperçu de la position des jonctions chaudes des 4 thermocouples insérés dans [a] C1, [b] C2 et [c] C3, avec direction générale de fraisage (outil et flèche) lors des essais et grossissement du nerf facial.

De la même manière que pour les os synthétiques, les distances normales au nerf facial et aux points cibles ont été calculées pour chaque os cadavérique fraisé. On relève des distances au nerf facial toutes inférieures à 2 mm, avec 25% des jonctions chaudes de thermocouples localisées à moins d'un millimètre du nerf (Tableau 4-3). Les distances au points ciblés initialement sont en revanche plus importantes, à l'image des échantillons synthétiques, avec une moyenne de 3.01 ± 1.16 pour ces derniers (contre 1.23 ± 0.56 pour la moyenne des distances au nerf).

		Distance normale au nerf facial [mm]		Distance normale à la position cible [mm]			
		C1	C2	C3	C1	C2	C3
ple	1	1,8	0,9	1,3	2,7	4,3	2,4
nooo N°	2	1,7	1,6	1,1	2,9	5,1	2,0
N° thermocouple	3	0,7	1,1	0,5	1,9	4,6	1,6
the	4	2,0	1,8	0,3	2,7	3,8	2,1
Моу	enne	1.56	1.37	0.81	2.55 4.45 2.04		2.04

Tableau 4-3 : Distances normales des jonctions chaudes de thermocouples au nerf facial et aux points cibles pour les os cadavériques.

D'après le Tableau 4-2, on remarque que c'est l'os C3 qui a enregistré la plus forte augmentation de température parmi tous les échantillons cadavériques, ce qui peut être corrélé avec son positionnement du côté de l'outil de coupe lors du fraisage. En outre, c'est l'échantillon pour lequel les distances normales des jonctions chaudes au nerf facial sont les plus faibles, ce qui indique un positionnement optimisé des thermocouples par rapport au trajet du chirurgien, en adéquation avec les attentes lors de cette intervention.

Les os C1 et C2 montrent quant à eux des élévations de température assez semblables, associées à un positionnement des jonctions chaudes derrière le nerf par rapport à l'approche du chirurgien et à une distance similaire du nerf facial, ce qui apparait cohérent.

II. Comparaison avec os temporaux synthétiques

II.1. Forces de fraisage

II.1.1. Description des signaux

La réponse au fraisage du simulateur OTOtwin® est évaluée par comparaison des signaux d'efforts avec ceux des os cadavériques. Pour faciliter la comparaison, les signaux d'efforts ont tous été exprimés dans le même repère anatomique, c'est-à-dire avec l'axe Y pointant dans la direction du processus zygomatique (Figure 4-11, inchangé pour les os synthétiques et C1, inversion de X et Y pour C2 et C3).

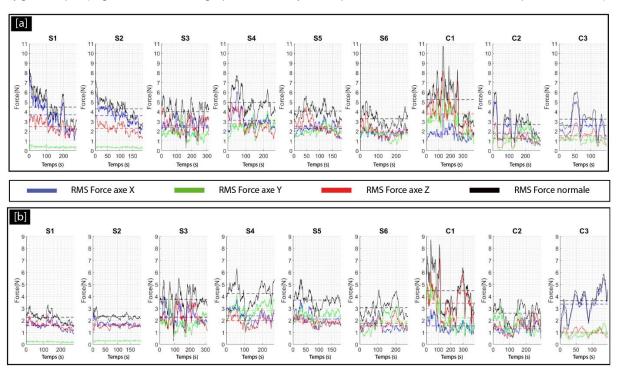


Figure 4-11 : Forces de fraisage (lissage RMS sur signaux continus) de l'ensemble des échantillons fraisés lors des phases de [a] mastoïdectomie et [b] squelettisation exprimées dans le même référentiel.

De manière générale, l'amplitude des signaux apparait similaire (inférieure ou égale à 11N) avec la présence de vibrations irrégulières (non périodiques) de forte intensité pour l'ensemble des échantillons fraisés. On remarque que les composantes majeures changent selon l'échantillon fraisé et la phase chirurgicale, avec néanmoins une prédominance des efforts sur X et Z pour la plupart des rochers en mastoïdectomie, et particulièrement au début de celle-ci. Ce résultat traduit l'ouverture des cellules mastoïdiennes, avec la création par le chirurgien d'une poche oblique parallèle à la direction longitudinale du conduit auditif allant vers l'axe Z en profondeur (Figure 4-12).

Lors de la squelettisation, les directions d'efforts varient davantage, allant de pair avec la diminution constatée de l'amplitude de ces derniers. Ces observations semblent traduire la navigation du chirurgien au sein de la poche formée en mastoïdectomie, avec un ajustement de la trajectoire de fraisage au fur et à mesure de l'intervention jusqu'à atteindre le canal osseux du nerf facial.

II.1.2. Analyse des signaux

Les valeurs moyennes des normes d'efforts ainsi que les coefficients de variation pour chaque phase chirurgicale de chaque échantillon fraisé ont été calculées et regroupées dans le Tableau 4-4 ci-après afin de pouvoir comparer quantitativement leur réponse en fraisage. Étant donné que l'usage d'irrigation exerce un impact sur les forces de fraisage, comme montré dans le chapitre précédent, seuls les échantillons synthétiques fraisés dans les mêmes conditions que les os cadavériques (donc en présence d'irrigation) ont été retenus pour la comparaison.

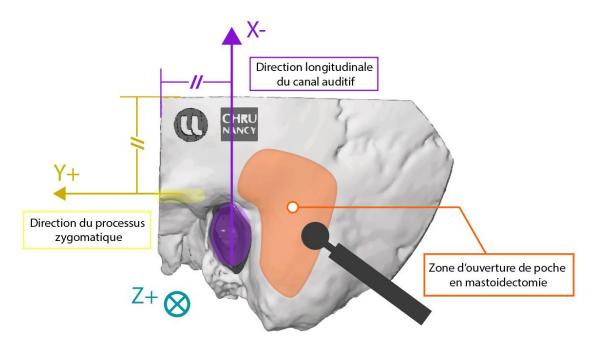


Figure 4-12 : Zone et forme de la poche formée lors de la mastoïdectomie et axes de la platine dynamométrique relativement aux repères anatomiques.

		Norme de la force [N] (Moyenne ± Ecart-type)		Coefficient de variation [%]		
Type d'échantillon	Indice	Masto.	Squelet.	Masto.	Squelet.	
	S4	4.96 ± 1.13	4.00 ± 0.82	22.9	20.6	
Synthétique	S5	4.08 ± 0.66	3.53 ± 0.40	16.1	11.4	
	S6	3.28 ± 0.74	3.20 ± 0.61	22.7	19.2	
	Moyenne	4.11 ± 1.15	3.60 ± 0.76	28.0	21.1	
	C1	5.26 ± 1.87	4.29 ± 1.01	35.6	23.6	
Cadavérique	C2	2.71 ± 1.21	2.77 ± 0.61	44.6	22.0	
	C3	3.27 ± 1.16	3.92 ± 0.89	35.5	22.7	
	Moyenne	4.01 ± 1.95	3.60 ± 1.08	48.6	30.0	

Tableau 4-4 : Moyenne, écart-type et coefficient de variation des amplitudes de forces de l'ensemble des échantillons fraisés.

Les moyennes des normes de forces de fraisage entre échantillons synthétiques et cadavériques sont proches, avec une différence de 0.1 N (4.11 N pour S4, S5 et S6 et 4.01 N pour C1, C2 et C3) pour la phase de mastoïdectomie et une valeur identique de 3.60 N pour la squelettisation des os cadavériques et synthétiques. Les écarts-types relevés sont supérieurs pour les os cadavériques, avec 1.95 N pour la mastoïdectomie (contre 1.15 N pour les os synthétiques) et 1.08 N pour la squelettisation (contre 0.76 N pour les échantillons synthétiques). Ces différences se reflètent également sur les coefficients de variation, avec un coefficient supérieur pour les os cadavériques de 20.6% pour la mastoïdectomie et de 8.9% pour la squelettisation, ce qui illustre la meilleure répétabilité du geste clinique obtenue pour les échantillons synthétiques que pour les os.

Ces tendances statistiques sont confirmées par le diagramme en boite à moustaches de la Figure 4-13, sur lequel on peut observer les valeurs de médianes des amplitudes de forces proches pour les échantillons synthétiques et cadavériques, malgré des variations des écarts interquartiles importantes d'un échantillon à l'autre. On observe également que la médiane est similaire à la moyenne des normes d'efforts pour l'ensemble des os fraisés, ce qui indique une distribution des données plutôt symétrique. Sur la totalité des échantillons étudiés, S4 et C1 sont ceux qui montrent le plus grand écart interquartile de leur catégorie, indiquant la plus large distribution des mesures parmi les os synthétiques et cadavériques.

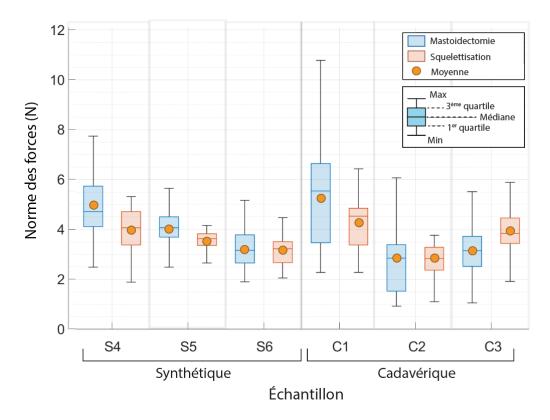


Figure 4-13 : Diagramme en boite à moustaches des normes d'efforts pour chaque phase chirurgicale des échantillons fraisés avec irrigation (signaux lissés).

II.1.3. Variabilité des mesures

On peut donc mettre en évidence une certaine similitude des niveaux d'efforts entre les os cadavériques et synthétiques. Néanmoins, on s'interroge sur la part de variabilité des mesures induite par la nature des échantillons.

On observe que la variabilité des signaux, déjà présente sur les os synthétiques, se trouve accentuée lors du fraisage des échantillons cadavériques, avec des écarts-types en moyenne plus importants pour les os cadavériques, ainsi que des coefficients de variation supérieurs sur ces derniers (48.6 et 30.0% en moyenne pour la mastoïdectomie et la squelettisation sur C1, C2 et C3, contre 28.0 et 21.1% respectivement pour S4, S5 et S6). Les niveaux d'efforts moyens varient également davantage d'un os cadavérique à un autre comparé aux os synthétiques.

Étant donné que la variabilité inhérente au geste chirurgical a été mise en évidence lors du fraisage d'os synthétiques à la géométrie identique, cette dispersion supplémentaire dans les mesures peut être expliquée par la variabilité géométrique et biologique inhérente aux os cadavériques. En effet, il a été montré que la microstructure de l'os joue exerce un effet sur les efforts de coupe lors du fraisage, avec une différence de 2 N à 3 N en moyenne entre les directions longitudinales et transverses par rapport à l'orientation des ostéons du tissu cortical, toutes autres conditions de coupe équivalentes par ailleurs [1], [2].

Sur les os cadavériques, on n'observe pas d'effet d'apprentissage évident par répétition similaire à celui mis en évidence sur les échantillons synthétiques. On observe toutefois des efforts plus importants lors du fraisage du premier os cadavérique, mais il est difficile de déterminer si cette différence n'est pas due à la variabilité biologique entre les échantillons (qui complique également l'habituation du praticien, qui doit adapter son geste aux spécificités de chaque échantillon).

II.1.4. Effet de la topographie des échantillons

Par ailleurs, en étudiant la topographie de surface des échantillons fraisés, on peut faire l'hypothèse que la géométrie des os temporaux affecte les trajectoires de fraisage du chirurgien et par extension les forces de fraisage et leur direction. L'observation des directions majeures des efforts lors de la réalisation de la mastoïdectomie (illustrée Figure 4-14 par déduction à partir de la Figure 4-11) montre que le chirurgien a tendance à éviter les zones à forte variation de géométrie, comme les « pics », en s'appuyant si nécessaire sur les protubérances osseuses. En effet, les surfaces dont l'inclinaison est irrégulière peuvent potentiellement augmenter le risque de glissement de l'outil et donc de dommage accidentel au patient.

De plus, on peut supposer qu'une certaine optimisation des trajectoires de fraisage est recherchée (en évitant le plus possible le porte-à-faux du bras maintenant l'outil de fraisage) afin de maximiser le taux d'enlèvement de matière tout en minimisant le volume d'os à fraiser pour atteindre la zone d'intervention (oreille moyenne ou interne par exemple). Cette optimisation a du sens dans un contexte chirurgical afin de réduire la durée d'intervention (et donc d'anesthésie générale du patient qui peut avoir des conséquences néfastes et durables [3]). Par ailleurs, ces remarques sont en accord avec d'autres études indiquant que le taux d'enlèvement de matière lors du fraisage otologique des experts est supérieur à celui des novices, en faisant ainsi un indicateur de la progression des jeunes praticiens [4].

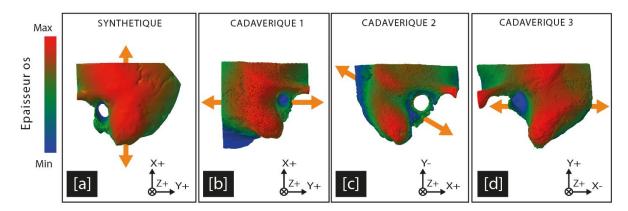


Figure 4-14 : Illustration de la topographie de surface [a] des os synthétiques, [b] de C1, [c] de C2 et [d] C3. Les flèches orange indiquent les directions majeures des forces mesurées lors de la mastoïdectomie.

II.2. Températures

Bien que le simulateur physique d'os temporal développé n'ait pas pour objectif de reproduire la réponse thermique de l'os humain, il est intéressant de comparer les températures au niveau du nerf facial pour les deux types d'échantillons fraisés afin de vérifier si les effets de l'irrigation observés sur les os synthétiques sont également visibles sur les os cadavériques. Pour ce faire, les variations maximales de température enregistrées sur 3000 intervalles de temps (valeur définie arbitrairement, toutes phases chirurgicales confondues) ont été extraites pour chaque échantillon de façon à relativiser les valeurs extrêmes, puis la moyenne de ces 3000 valeurs a été calculée (Figure 4-15).

Il apparaît que toutes ces valeurs maximales relevées appartiennent à la phase de squelettisation, ce qui cohérent avec les observations précédentes. On remarque que l'usage d'irrigation conduit à un résultat similaire sur les os synthétiques et cadavériques, avec l'observation d'un effet de seuil maintenant l'élévation de la température moyenne sous les 6°C, quand elle dépasse les 14°C sans irrigation.

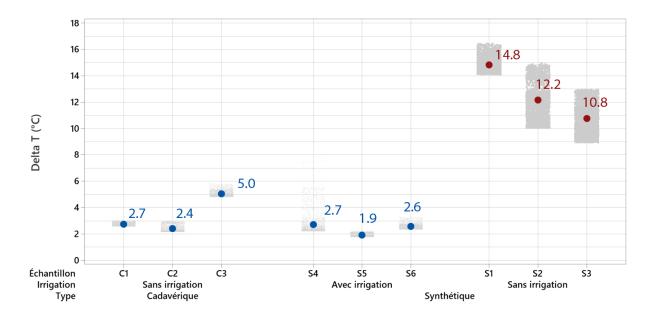


Figure 4-15 : Moyenne des 3000 valeurs maximales de variation de la température pour l'ensemble des échantillons fraisés.

II.3. Position des thermocouples

La distance normale des thermocouples au nerf facial est en moyenne plus élevée pour les échantillons cadavériques (1.24 ± 0.54 mm) que synthétiques (0.75 ± 0.56 mm). Cette différence peut partiellement résulter de la comparaison d'échantillons en nombre inégal, avec seulement trois os cadavériques pour 6 os synthétiques. La distance normale moyenne au nerf facial pour l'échantillon C3 (0.81 mm) est en effet inférieure à celle de S3 (0.94 mm) et S5 (1.35 mm), ce qui indique que cette tendance n'est peut-être pas vérifiable avec un nombre d'échantillons plus large (Figure 4-16).

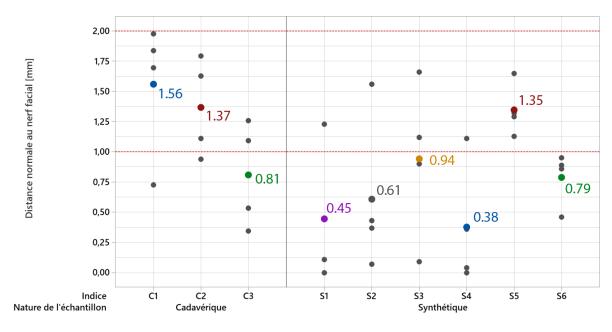


Figure 4-16 : Distance normale des jonctions chaudes au nerf facial pour l'ensemble des échantillons fraisés (moyennes indiquées en couleur, points individuels grisés).

En outre, cette différence peut également s'expliquer par la méthode de détermination des plans de référence utilisés pour le calcul des distances, pour chaque type d'échantillon utilisé. En effet, la planéité des surfaces extérieures des os cadavériques (résultant d'une découpe manuelle à la scie oscillante) étant moins bonne que pour les échantillons synthétiques (plans définis numériquement et fabriqués par impression 3D), la précision de positionnement s'en trouve affectée sur les os cadavériques.

En conclusion, malgré la difficulté supplémentaire à l'œuvre dans le protocole de positionnement des thermocouples à cause de la variabilité des os cadavériques, les distances des jonctions chaudes au nerf facial restent du même ordre de grandeur que celles des échantillons synthétiques. De plus, les valeurs de température relevées sont similaires, ce qui peut partiellement s'expliquer par l'usage d'irrigation qui limite l'élévation de température.

III.Etude approfondie du fraisage chirurgical

Au terme de l'étude expérimentale qui a été menée sur os synthétiques et cadavériques, nous souhaitons conclure sur l'impact des paramètres de coupe et des outils sur le procédé de fraisage ainsi que sur les potentiels dommages thermiques subis par le nerf facial. L'étude de ces différentes problématiques nécessite dans un premier temps une investigation de la coupe lors du fraisage chirurgical, puis dans un second temps la sélection d'indicateurs pertinents pour l'estimation de la dose thermique dans un contexte clinique.

III.1. Etude de la coupe

III.1.1. Paramètres de coupe et répétabilité

On cherche dans un premier temps à mesurer les paramètres de coupe employés lors de la chirurgie otologique, à savoir les vitesses de coupe et d'avance linéaire de l'outil. Un plan d'expérience a été défini afin de mesurer ces paramètres lors d'essais de fraisage linéaire avec différents outils et différentes directions de fraisage par rapport à l'opérateur (Tableau 4-5).

Numéro de l'essai	Matériau de l'outil	Orientation des rainures	Nombre de rainures
1	Tungstène	Horizontale	3
2	Tungstène	Verticale	5
3	Diamant	Horizontale	3
4	Diamant	Verticale	5

Tableau 4-5 : Synoptique des essais réalisés sur échantillons parallélépipédiques de Verowhite™.

Le fraisage est réalisé par le même chirurgien expert (main dominante : droite) que lors des campagnes expérimentales précédentes en utilisant les outils standard de la chirurgie otologique. Deux fraises boule chirurgicales de diamètre 4 mm ont été employées : une fraise en carbure de tungstène et une fraise diamant. Les échantillons fraisés sont des pavés de Verowhite™ (matériau utilisé pour la fabrication des tissus osseux sur les os temporaux synthétiques) de 20x20x40 mm³. Leur forme a été déterminée dans l'objectif de réduire la variabilité associée au fraisage manuel et de faciliter leur manipulation lors des essais. Les échantillons ont été maintenus sur la platine dynamométrique à l'aide d'un étau miniature (Figure 4-17) puis fraisés un par un en suivant le type d'outil et l'orientation des rainures définis dans le plan d'expérience (exemple d'échantillon fraisé Figure 4-18).

La fréquence de rotation de la broche était variable lors de la chirurgie, avec une consigne maximale définie sur le contrôleur de fraisage à 50000 tr/min. Nous avons néanmoins observé que le chirurgien maintient quasi-systématiquement la fréquence maximale (pédale de contrôle en fin de course) lors du fraisage, mais celle-ci peut momentanément chuter à 40000 tr/min avec l'application d'une pression sur la surface fraisée avec l'outil, sous l'effet du couple résistif.

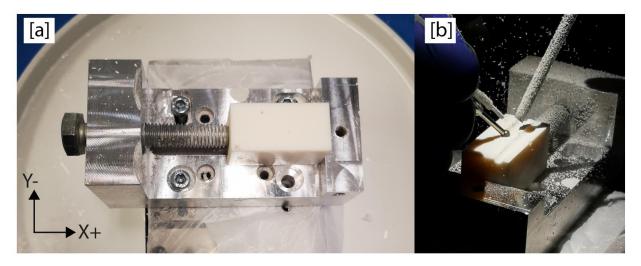


Figure 4-17 : Pavé de Verowhite [a] mis en place dans l'étau et [b] lors du fraisage de rainures horizontales.

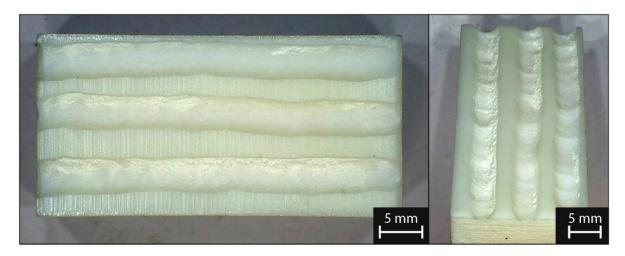


Figure 4-18: Aperçu d'un pavé fraisé avec rainures horizontales.

Les rainures fraisées sont débouchantes, ce qui permet de connaître leur longueur : 40 mm pour les rainures horizontales et 20 mm pour les verticales. En relevant les temps de début et de fin des signaux d'efforts pour chaque rainure, il est également possible de connaître la durée de fraisage de chacune d'elle. A partir de ces données, le calcul de la vitesse linéaire de fraisage moyenne et une analyse statistique correspondante sont réalisés, avec évaluation de l'écart-type et du coefficient de variation Cv (Tableau 4-6).

Il est bon de noter que la vitesse de coupe v_c est dépendante de l'angle entre l'axe de rotation de l'outil et la matière fraisée. Elle est nulle au centre de l'outil (sur l'axe de rotation,) et maximale à un angle de 90° (Figure 4-19). Lors de la chirurgie, on observe un angle entre l'axe de l'outil et la matière variable, allant de 30° à 80° selon la surface fraisée (mesures *a posteriori* sur photos). Cet angle affecte donc le taux d'enlèvement de matière, puisque lui-même dépendant de la vitesse de coupe et de la vitesse d'avance linéaire de l'outil.

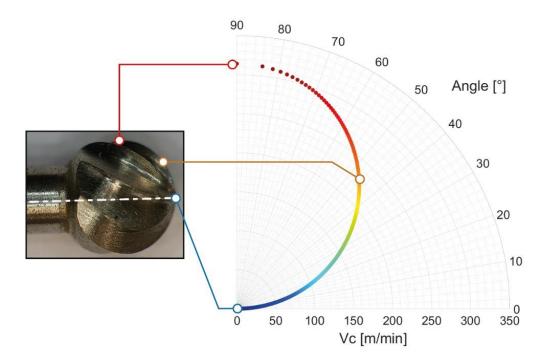


Figure 4-19 : Vitesse de coupe en fonction de l'angle entre l'axe d'une fraise boule et le point de contact avec la matière usinée (N = 50000 tr/min, diamètre 4 mm).

Essai	Rainure	Durée (s)	Distance parcourue (mm)	Vitesse moyenne (mm/min)	Vitesse moyenne par rainure ± écart-type (mm/min)	Coefficient de variation C _v (%)
	1	8.67	40	276	070 . 0	0
	2	8.95	40	270	270 ± 6	2.2
1	3	9.04	40	264		
	1	4.71	20	252		
2	2	5.94	20	204	222 . 26	11.7
	3	6.16	20	192	223 ± 26	
	4	5.47	20	222		
	5	4.86	20	246		
3	1	8.85	40	270	200 . 40	4.0
3	2	8.71	40	276	280 ± 12	4.3
	3	8.22	40	294		
	1	5.86	20	204		
1	2	5.93	20	204	222 . 20	0.0
4	3	5.53	20	216	222 ± 20	9.0
	4	4.91	20	246		
	5	5.02	20	240		

Tableau 4-6 : Calcul de la vitesse moyenne pour chaque série de rainures.

On remarque que la direction des rainures exerce une influence significative (évaluée avec test de Student à 2 échantillons après vérification de la normalité des données, P=0.000) sur la vitesse linéaire de fraisage, qui est plus importante pour les rainures horizontales (fraisées de gauche à droite) que les rainures verticales (fraisées de haut en bas).

Pour chaque direction, la moyenne μ des vitesses est similaire (270 mm/min et 280 mm/min pour les rainures horizontales et 223 ± 10 mm/min et 222 ± 22 mm/min pour les rainures verticales), avec néanmoins une dispersion des mesures plus élevée pour les rainures verticales que horizontales (Figure 4-20), ce qui est possiblement lié à la différence de population entre les orientations (6 rainures horizontales pour 10 verticales au total). Pour chaque direction de fraisage, une certaine répétabilité est mise en évidence, avec des coefficients de variation ($Cv = \sigma / \mu$) de 2.2% et 4.3% pour le fraisage horizontal et de 11.7% et 9.0% pour le fraisage vertical.

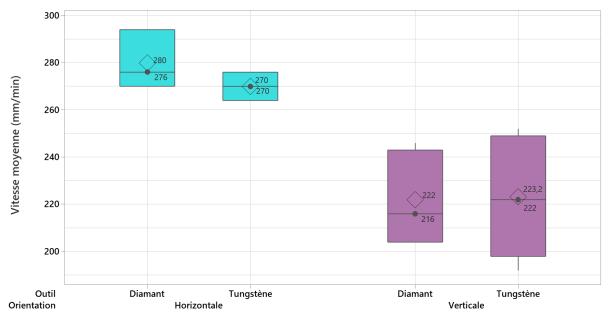


Figure 4-20 : Diagramme boite à moustaches de la vitesse moyenne pour les 4 séries de rainures, avec moyennes (losanges), médianes (points) et écarts interquartiles.

Le type d'outil ne semble en revanche pas exercer d'influence sur la vitesse d'avance (P = 0.858 > 0.05), avec une moyenne de 241 \pm 31 mm/min (Cv = 13%) pour les rainures fraisées avec la fraise en carbure de tungstène, et 244 \pm 34 mm/min (Cv = 14%) avec la fraise diamant. La similarité des moyennes et des coefficients de variation (qui par ailleurs restent contenus en deçà de 15%) permet de mettre en évidence une bonne répétabilité de la vitesse d'avance, indépendamment du type d'outil utilisé.

Nous avons également mesuré les signaux d'efforts lors du fraisage de chaque rainure et pour chaque série. Les forces moyennes ont également été calculées pour chaque « plateau », donc sur la période comprise entre les deux pics caractéristiques de la première élévation et la dernière décroissance du signal pour chaque rainure (Tableau 4-7).

On relève des niveaux d'amplitude relativement similaires pour chaque série de rainures horizontales, avec une moyenne des plateaux de 15.4 ± 0.4 N pour la $1^{\text{ère}}$ série (Figure 4-21) et 11.2 ± 1.0 pour la $3^{\text{ème}}$ (Figure 4-22). Les faibles écarts types (correspondant respectivement à des coefficients de variation de 2% et 9%) indiquent une bonne répétabilité du fraisage horizontal.

En ce qui concerne les rainures verticales, les efforts tendent à légèrement augmenter lors du fraisage des dernières rainures lors de la 2ère série, avec une moyenne des forces sur plateaux de 12.1 ± 2.8 N correspondant à un coefficient de variation de 23% (Figure 4-23). Ce phénomène se réduit néanmoins sur la 4ème série de rainures, avec une moyenne des forces sur plateaux de 9.1 ± 1.3 (Figure 4-24), donc un coefficient de variation réduit à 14%. De manière générale, on observe ainsi une meilleure répétabilité du geste lors du fraisage manuel dans une direction horizontale que verticale.

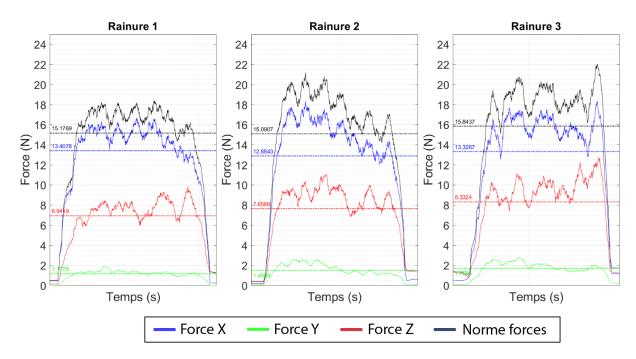


Figure 4-21 : Signaux d'efforts pour le fraisage des rainures horizontales de l'essai 1 (lissage RMS 100 points).

Série de rainures	Orientation	Outil	Norme de la force [N] (Moyenne ± SD)	Coefficient de variation [%]
1	Horizontale	Tungstène	15.4 ± 0.4	2
2	Verticale	Tungstène	12.1 ± 2.8	23
3	Horizontale	Diamant	11.2 ± 1.0	9
4	Verticale	Diamant	9.1 ± 1.3	14

Tableau 4-7 : Norme de la force et coefficient de variation pour les essais de fraisage manuel linéaire sur pavés de Verowhite™.

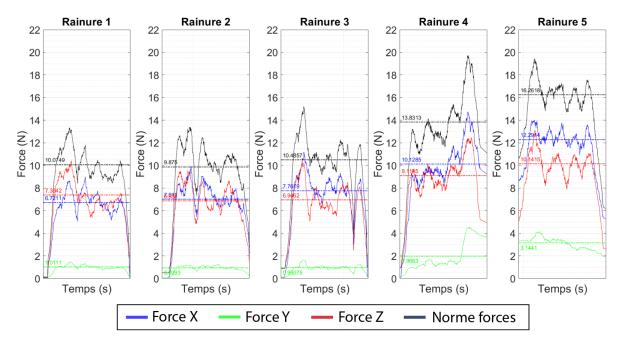


Figure 4-22 : Signaux d'efforts pour le fraisage des rainures verticales de l'essai 2 (lissage RMS 100 points)

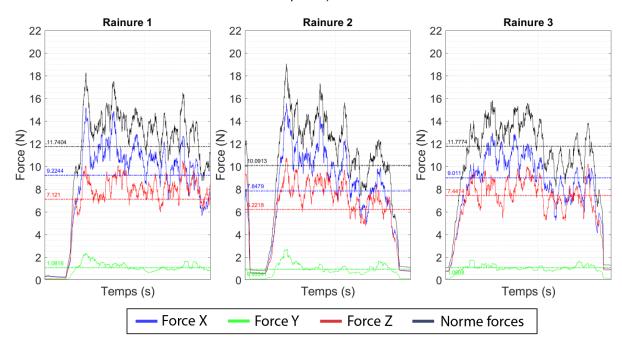


Figure 4-23 : Signaux d'efforts pour le fraisage des rainures verticales de l'essai 3 (lissage RMS 100 points)

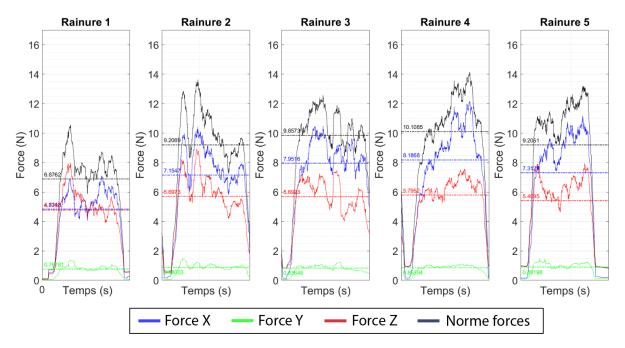


Figure 4-24 : Signaux d'efforts pour le fraisage des rainures verticales de l'essai 4 (lissage RMS 100 points)

Toujours concernant les forces de fraisage, on observe une influence significative de l'outil utilisé sur l'amplitude des efforts (Test de Student à 2 échantillons, P=0.000), avec des normes d'efforts moyennes de 1.8 ± 2.5 N avec la fraise boule diamant et de 15.6 ± 3.4 N avec la fraise en carbure de tungstène (toutes directions confondues), soit une différence entre les moyennes de 3.8 N (Figure 4-25). Ces valeurs se traduisent respectivement par des coefficients de variation de 21% et 22%, ce qui montre une dispersion des mesures similaire peu importe le type d'outil choisi.

La direction de fraisage exerce également une influence significative (P=0.000), avec des normes d'efforts moyennes de 15.2 ± 3.6 N ($C_v = 24\%$) pour les rainures horizontales et 12.2 ± 2.7 N ($C_v = 22\%$) pour les rainures verticales (soit un écart entre les moyennes de 3 N). Les coefficients de variation, proches de ceux calculés par type d'outil, montrent une faible influence de la direction de fraisage sur la dispersion des niveaux d'efforts mesurés.

Le type d'outil comme la direction de fraisage exercent donc un effet sur les niveaux d'efforts exercés lors du fraisage, avec les forces les plus faibles mesurées lors du fraisage de rainures verticales avec une fraise diamant $(10.8 \pm 2.0 \text{ N})$ et les forces les plus élevées lors de la réalisation de rainures horizontales avec une fraise tungstène $(17.6 \pm 2.8 \text{ N})$.

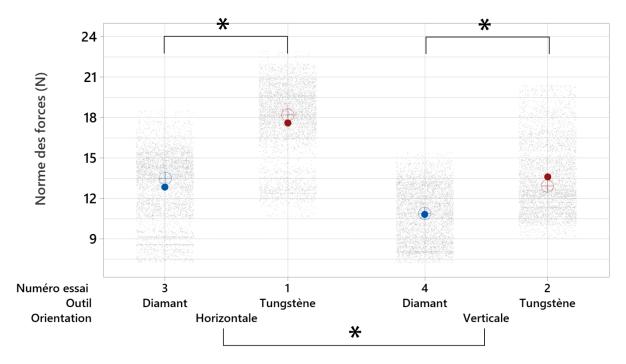


Figure 4-25 : Norme de l'effort en fonction de l'outil utilisé et de la direction de fraisage, les points colorés indiquent la moyenne, les cibles la médiane et les nuages de points grisés représentent les valeurs individuelles d'efforts sur plateaux, différences significatives entre 2 groupes de données marquées par *.

III.1.2. Etude du mode de coupe

En fraisage, le mode de coupe se réfère à la manière dont l'outil de coupe interagit avec la pièce à usiner lors de l'opération de fraisage. La régularité de l'enlèvement de matière des outils possédant des arêtes de coupe (dites *dents*) rend possible l'étude de la formation des copeaux et de leur mode de génération avec un nombre réduit d'approximations [5]–[7]. La combinaison du mouvement d'avance linéaire et de la rotation de la fraise lors du fraisage fait que l'épaisseur de copeau non déformée varie avec l'angle de rotation de l'arête de coupe, selon la formule $a_C = f_t \cdot \sin \theta$ (en mm) avec f_t l'avance par dent et θ l'angle de rotation de l'arête de coupe dans la matière, jusqu'à une épaisseur $a_{C \text{ max}} = f_t$ pour $\theta = 90^\circ$ (Figure 4-26) [8].

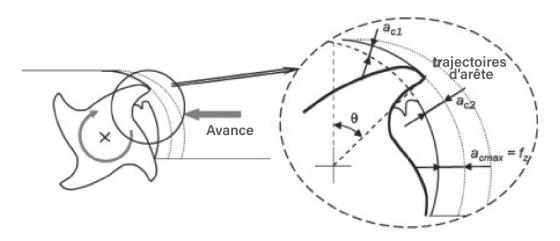


Figure 4-26 : Trajectoires de l'arête de coupe lors de la génération des copeaux, fraisage en opposition [8].

En revanche, lorsque la surface de l'outil ne possède pas d'arêtes de coupe mais une multitude de grains, comme c'est le cas pour la fraise diamant utilisée lors de nos essais en phase de squelettisation, il est plus difficile d'étudier cette interaction. Les approches existantes pour ce type d'outil sont basées sur des méthodes empiriques et impliquent des observations poussées de la surface de l'outil [9]. Étant donné les approximations à l'œuvre dans notre étude, l'étude de la coupe ne sera ici pas réalisée sur la fraise abrasive diamantée.

L'analyse de la coupe réalisée est donc centrée sur la fraise boule en carbure de tungstène à 8 dents utilisée durant la phase de mastoïdectomie. A partir des valeurs extrêmes de vitesse d'avance et de fréquence de rotation de la broche relevées sur les essais de fraisage sur pavés, nous pouvons calculer des bornes d'avance par dent f_t. Une estimation haute de f_t, correspondant à une fréquence de rotation faible avec une avance linéaire importante, et une estimation basse correspondant à une fréquence de rotation élevée combinée à une avance réduite sont calculées à partir du tableau 8 afin d'établir une plage de conditions opératoires réelles (Tableau 4-8).

	N (tr/min)	V _f (mm/min)	f (mm/tr)	f _t (mm/dent)
Estimation haute	40000	276	0,0069	0,0009
Estimation basse	50000	192	0.0038	0.0005

Tableau 4-8 : Estimations haute et basse de l'avance par dent pour l'outil tungstène.

Ces conditions de coupe nous révèlent que le fraisage chirurgical se situe dans le domaine du fraisage à haute vitesse, voire du micro-usinage. Les faibles avances par dent qui résultent de ces paramètres de coupe nous poussent à étudier le rayon d'acuité d'arête de l'outil r_ϵ . En effet, le rapport entre le rayon d'acuité et l'engagement de l'arête de coupe a_e a un impact sur le procédé de fraisage : lorsque le rayon d'arête de coupe est grand par rapport à l'engagement, les dents de l'outil ne pénètrent pas suffisamment profondément dans le matériau à chaque rotation (Figure 4-27.a). Au lieu de couper efficacement les copeaux et de générer de nouvelles surfaces, les dents de l'outil ont tendance à frotter sur la surface du matériau sans enlever de matière. A l'inverse, dans un cas de figure classique avec un engagement plus important que le rayon d'arête, un copeau est généré à chaque passage d'arête (Figure 4-27.b).

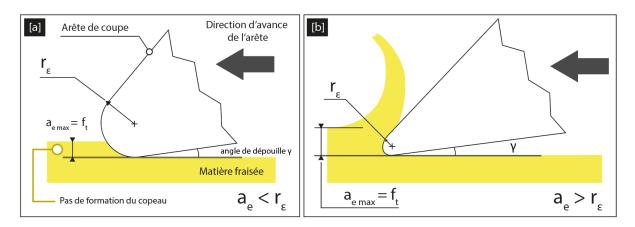


Figure 4-27 : Illustration du rapport entre l'engagement et le rayon d'acuité de l'arête de coupe avec 2 cas de figure : [a] $a_e < r_\epsilon$ et [b] $a_e > r_\epsilon$

Une observation au microscope optique a donc été réalisée, ce qui a permis de mesurer un rayon d'acuité d'arête d'environ 20µm pour les 8 dents de la fraise étudiée (Figure 4-28). Ce rayon apparait au moins 20 fois supérieur à l'épaisseur maximale $a_{c\ max}$ du copeau non déformé ($a_{c\ max}=f_{t\ min}=0.9$ µm) dans le meilleur des cas et 40 fois supérieur à a_{c} pour une estimation basse ($a_{c\ max}=f_{t\ min}=0.5$ µm).

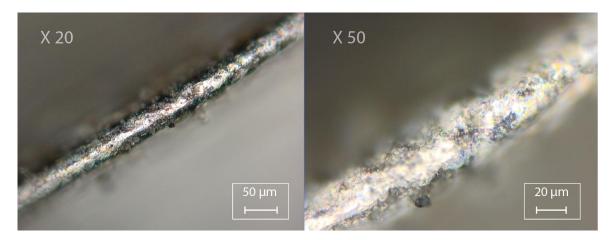


Figure 4-28 : Observation au microscope optique de l'arête de coupe de la fraise tungstène avec grossissement X20 (gauche) et X50 (droite).

Étant donné la différence d'ordre de grandeur entre r_ϵ et f_t , on suppose qu'aucun copeau n'est formé lors de la majorité si ce n'est la totalité de la rotation de l'arête de coupe au contact de la matière dans le cas d'une rotation de l'outil parfaitement régulière. Nous sommes donc en présence d'un mode de coupe de type labourage, mode durant lequel l'arête de coupe de l'outil repousse la matière à sa pointe, jusqu'à déformation plastique ou dans le cas de l'os, dont le mode d'endommagement est fragile et non pas ductile, jusqu'à rupture sous l'effet de la contrainte.

Les phénomènes de labourage lors du fraisage sont toujours au moins partiellement présents au début de l'entrée d'une dent dans la matière (fraisage en opposition), lorsque l'engagement de l'arête de coupe est insuffisant pour former un copeau [10] (Figure 4-29). Lorsque l'engagement dépasse le rayon de l'arête de coupe, il y a cisaillement de la matière et formation subséquente du copeau. La valeur d'engagement exacte de l'arête à partir de laquelle le copeau commence à se former (notée h_{min} dans la littérature) dépend entre autres de la géométrie d'outil et des conditions de coupe, mais est difficile à déterminer avec précision. De nombreuses investigations ont néanmoins été réalisées dans ce domaine, avec le développement de méthodes expérimentales permettant sa caractérisation [11], [12].

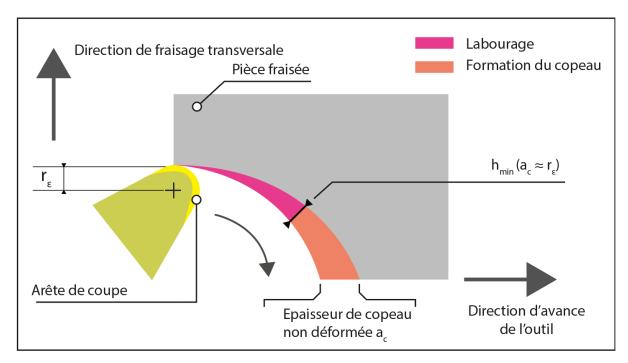


Figure 4-29 : Mécanisme de génération d'un copeau par une arête de coupe lors du fraisage avec illustration des différents modes de coupe.

Pour poursuivre notre analyse, nous avons également mesuré le faux rond de l'outil de coupe, c'est-àdire le défaut combiné de circularité de celui-ci et de coaxialité entre son axe et celui du porte-outil. En effet, l'engagement a_e de chaque arrête ne dépend théoriquement que de f_t, mais est en pratique affecté par le faux rond de l'outil, qui traduit la régularité de l'engagement à chaque prise de passe.

Pour mesurer le faux rond de l'outil, nous avons positionné la fraise chirurgicale verticalement dans un cône de fraisage de précision, permettant d'obtenir une rotation de la fraise autour de son axe, lui-même orthogonal à la table et au plan de mesure (Figure 4-30.a). Nous avons ensuite mesuré optiquement la distance entre l'axe et l'extrémité de chaque arête de coupe avec un viseur (sur banc de préréglage d'outil NT Tool®) positionné perpendiculairement à l'axe de rotation de l'outil (Figure 4-30.b). Par cette méthode, nous avons mesuré un écart radial maximal de 0.06 mm entre l'arête de coupe la plus proche et celle la plus éloignée de l'axe du cône.

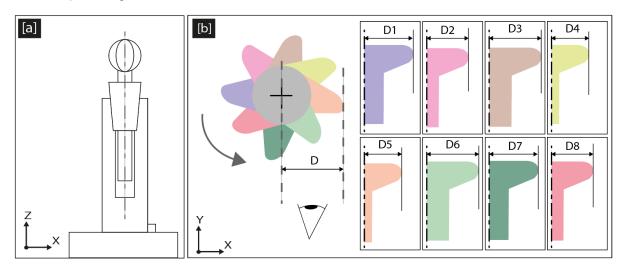


Figure 4-30 : Illustration de la méthodologie de mesure de faux-rond d'outil, [a] mise en place de l'outil pour la mesure et [b] relevé des distances axe-extrémité d'arête pour chaque dent.

On suppose donc qu'il peut y avoir une variation maximale d'engagement radial de 0.06 mm entre deux passages de dent avec cet outil, soit au moins 60 fois plus importante que la largeur d'une prise de passe par dent dans des conditions chirurgicales. Cette estimation nous indique donc que le mode de coupe est susceptible de changer d'une dent à l'autre, avec certaines arêtes de coupe travaillant uniquement dans le domaine du labourage et écrasant la matière, quand d'autres vont pouvoir former un copeau (Figure 4-31).

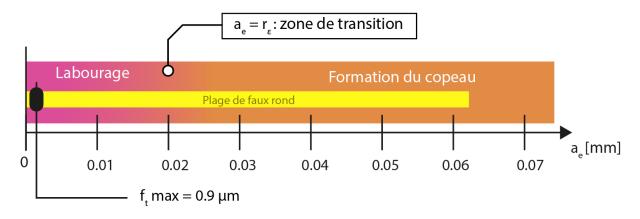


Figure 4-31 : Illustration de la plage d'engagement pour $f_{t max}$ avec impact du faux rond et mode de coupe résultant

III.1.3. Conclusion

On observe une irrégularité du mode de coupe, dont les causes sont multiples. Tout d'abord, la fréquence de rotation de l'outil coupant est fortement variable, car contrôlée manuellement par le chirurgien et affectée par le couple résistif lors de la coupe. Par ailleurs, un faux-rond important et une avance par dent très faible comparativement au rayon d'acuité d'arête ajoutent davantage de variabilité dans le procédé de coupe. Dans les conditions réelles du fraisage manuel, la vitesse d'avance et l'engagement de la fraise sont ajustées à chaque instant selon la topologie de la surface fraisée, le niveau de vibrations ressenti par le praticien ou la proximité avec des structures anatomiques, rendant l'opération de fraisage chirurgical très difficile à caractériser.

Du point de vue des efforts de coupe, l'irrégularité de la coupe s'observe par une fluctuation des signaux d'efforts, avec des vibrations importantes à des fréquences irrégulières. Dans la littérature, des phénomènes similaires sont observés dans le cas d'une usure de l'outil de coupe combinée à une faible avance par dent. L'arête de coupe devenant grossière avec l'usure, son rayon d'acuité augmente et le mode de coupe s'en retrouve affecté, menant à une augmentation de l'amplitude des forces et des vibrations mesurées, caractéristiques d'une prédominance du labourage sur la coupe [13]. Ces effets sont également amplifiés par les fréquences de rotation élevées (supérieures à 10000 tr/min) employées lors du fraisage avec des outils de faible diamètre, dont la rigidité réduite tend à accentuer le battement radial lors de la mise en rotation à de telles vitesses [14].

III.2. Estimation des dommages thermiques au nerf facial

L'objectif principal de la mesure des températures au niveau du nerf facial est de pouvoir estimer les dommages thermiques subis par le nerf lors du fraisage otologique. Nous avons pu voir au début du chapitre 1 que les dommages thermiques subis par les tissus biologiques sont liés de façon exponentielle à la température, avec un effet cumulatif dépendant de la durée d'exposition à ces températures. Afin de pouvoir se prononcer sur la cytotoxicité induite par hyperthermie au niveau du nerf facial, il faut donc pouvoir quantifier une dose thermique, c'est-à-dire trouver des indicateurs appropriés pour retracer l'historique de l'élévation de température dans le temps. Dans cette optique, les relevés de températures maximales ne sont pas suffisants pour l'estimation d'une dose thermique puisque ne prenant pas en compte la durée d'exposition.

III.2.1. Calcul du CEM43

Dans un souci d'approcher une meilleure évaluation de la dose thermique absorbée par le nerf facial, on cherche à calculer le CEM43 pour chaque os cadavérique en faisant la distinction entre les phases chirurgicales. Pour ce faire, nous avons additionné la variation de température enregistrée par chaque thermocouple de chaque échantillon à une valeur de 37.5°C (température moyenne du corps humain) dans un souci de représenter des conditions thermiques *in vivo* (contexte pour lequel le CEM43 a été formulé). Les valeurs maximales (thermocouple ayant enregistré la plus haute dose thermique pour chaque rocher) obtenues ainsi sont consignées dans le Tableau 4-9 ci-dessous pour plus de clarté.

		C	CEM43 max (minutes	5)
Irrigation	Échantillon	Mastoïdectomie	Squelettisation	Total
	C1	0.033	0.014	0.047
Avec	C2	0.024	0.014	0.061
	C3	0.061	0.357	0.418
Moyenne os cadavériques		0.039 ± 0.019	0.128 ± 0.198	0.175 ± 0.210

Tableau 4-9: CEM43 maximal par phase chirurgicale pour les 3 os temporaux cadavériques fraisés

On remarque que la dose thermique est la plus importante lors des deux phases chirurgicales pour l'échantillon C3, qui est donc celui ayant enregistré la plus grande dose thermique, suivi par C1 et C2. Toutes les valeurs de CEM43 des os cadavériques sont en deçà des valeurs seuil minimales indiquées dans la littérature (mort des cellules à partir d'un CEM43 de 1.3 min pour le système nerveux central) [15], [16], ce qui atteste de l'effet de l'irrigation dans la mitigation de la dose thermique.

Cependant, il est difficile de se prononcer sur les potentiels dommages thermiques au nerf uniquement sur la base du CEM43 pour plusieurs raisons. Tout d'abord, les seuils définis dans la littérature correspondent à la mort généralisée des cellules, mais des doses thermiques plus faibles peuvent tout de même entrainer des complications potentiellement graves, telles que le développement de tumeurs cancéreuse. Ainsi, le développement d'anomalies cellulaires est observé dans le système nerveux central à partir d'un CEM43 de 0.2 [16].

D'autre part, l'acquisition de la température n'a été réalisée que lors du fraisage, ce qui fait que les pauses longues dans l'intervention et le retour à la température ambiante ne rentrent pas dans le calcul du CEM43, ce qui aurait une tendance à la diminution de la valeur finale obtenue. De plus, il a été montré que les tissus biologiques montrent un comportement adaptatif vis-à-vis des variations de températures répétées, avec une sensibilité se réduisant progressivement. En outre, les mécanismes biologiques de thermorégulation (augmentation de la circulation sanguine, réduction du métabolisme) agissent sur des durées différentes et nécessitent parfois plusieurs minutes pour avoir un effet remarquable [17], [18]. L'efficacité de ces mécanismes thermorégulatoires dépend également des conditions environnementales (taux d'humidité de l'air, température ambiante, etc) [19], [20]. Enfin, le CEM43 est un indicateur développé dans un contexte de traitement par thermothérapie (in-vivo) à température constante sur de longues durées, ce qui interroge sur sa pertinence dans le contexte de cette étude, en particulier en prenant en compte le traitement des signaux effectué avant le calcul [21].

Ainsi, sans prise en compte des périodes de refroidissement, il est possible que l'on surestime les dommages thermiques subis par les cellules vivantes, d'autant plus que les valeurs limites minimales de CEM43 utilisées à titre comparatif concernent l'échauffement direct du système nerveux central du rat, mammifère plus petit que l'homme et donc plus sensible à l'échauffement. En effet, l'endommagement thermique de la barrière hémato-encéphalique chez les cochons est constaté audelà d'un CEM43 de 12 minutes, quand il est inférieur à 1 minute pour les lapins [22]. Si on s'intéresse uniquement au système nerveux périphérique, un endommagement est constaté à partir d'un CEM43 minimal supérieur à 40 minutes chez le chien [23].

III.2.2. Analyse complémentaire

Une analyse complémentaire a été réalisée afin de mieux rendre compte de la dynamique des signaux de température enregistrés et d'évaluer la pertinence de l'utilisation du CEM43 pour la quantification de la dose thermique. Un indicateur permettant de visualiser les variations maximales de température relativement à leur durée d'exposition cumulée a été développé dans cet objectif. En effet, comme détaillé dans le chapitre 1, la vitesse d'endommagement des tissus biologiques est exponentiellement liée à la température d'exposition, avec des effets délétères pouvant apparaitre à partir de quelques secondes d'exposition seulement à des températures très élevées, périodes pouvant ne pas apparaitre clairement à travers le CEM43.

Pour la création de cet indicateur, la variation de température entre deux mesures successives a dans un premier temps été calculée, puis la valeur maximale parmi les 4 thermocouples retenue pour chaque intervalle de temps. Ces valeurs maximales de variation de température ont ensuite été classées par ordre décroissant pour chaque échantillon fraisé. Ensuite, les 6000 valeurs maximales ont été retenues afin de représenter une durée cumulée de deux minutes (définie arbitrairement afin de visualiser la totalité des valeurs extrêmes). En effet, l'acquisition des signaux ayant été réalisée à une fréquence de 50 Hz, ceux-ci se retrouvent discrétisés en intervalles temporels de 0.02 secondes chacun (6000*0.02=120s). En traçant la représentation graphique des variations de température maximales en fonction de la durée cumulée, on peut ainsi visualiser la dose thermique maximale enregistrée au niveau du nerf facial pour chaque os fraisé (Figure 4-32). L'interprétation de la dose thermique peut donc se faire en tenant compte de la dynamique des signaux par rapport à la valeur de référence de 43°C (correspondant à une variation de 5.5 °C par rapport à la température corporelle).

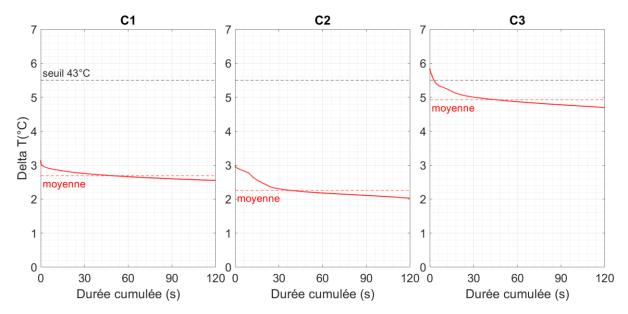


Figure 4-32 : Durées cumulées d'exposition aux températures maximales pour les 3 os cadavériques et seuil correspondant à une élévation de température à 43°C à partir de la température corporelle de 37.5°C.

Cet indicateur présente l'avantage de regrouper les variations de température les plus élevées et de permettre d'évaluer l'impact cumulé des pics de température, face auxquels les cellules vivantes ont le plus de difficulté à s'adapter.

On observe que toutes les variations de température maximales des os C1 et C2 sont situées sous le seuil de 43°C pendant toute la durée du fraisage. L'échantillon C3 présente quant à lui quelques valeurs au-dessus de 43°C mais toutes inférieures à 43.5°C et pendant une durée cumulée qui n'excède pas 3 secondes.

De plus, comme relevé précédemment, les thermocouples insérés dans C3 le sont du côté de l'approche du chirurgien, donc à une distance réduite de l'outil en comparaison avec C1 et C2 qui sont localisés de l'autre côté. Cette observation nous amène à mettre encore davantage en perspective les mesures de températures effectuées sur C3, qui surestiment probablement la température effective du nerf facial. On peut donc supposer que celui-ci ne subit pas de dommage thermique lors du fraisage de C3, et ce malgré des températures maximales plus élevées que les autres os cadavériques. A l'inverse, on suppose que les mesures de température effectuées sur C1 et C2 sont sous-estimées, avec des élévations de température réelles pouvant être plus élevées. Dans tous les cas, même avec une augmentation des doses thermiques de ces échantillons au niveau de celle mesurée pour C3, on suppose que le nerf facial n'est pas à risque, d'autant plus si l'on considère l'effet de l'irrigation et des mécanismes biologiques thermorégulatoires.

III.2.3. Conclusion

Nous avons pu constater des valeurs de CEM43 inférieures au seuil critiques énoncés dans la littérature pour l'ensemble des interventions de fraisage sur os temporaux cadavériques, ce qui laisse supposer que le nerf facial n'est pas soumis à un risque d'endommagement lors du fraisage otologique en présente d'irrigation lors de nos essais. Cependant, des disparités entre les variations de température ont été relevées entre les différents os temporaux, ce qui montre une certaine variabilité du geste chirurgical, qui s'ajoute à la variabilité biologique des os utilisés et à celle du positionnement des thermocouples. Un second indicateur, a permis de compléter l'analyse en visualisant de manière synthétique les élévations maximales de température, et ainsi de conclure sur les dommages thermiques potentiels au nerf facial dans chaque cas. L'utilisation combinée du CEM43 et de ce second indicateur nous a permis de mettre en évidence le faible risque d'endommagement thermique encouru par le nerf facial lors de cette intervention, d'autant plus si l'on considère la présence de mécanismes de thermorégulation biologiques lors du fraisage otologique sur un patient.

Bien qu'elle se veuille aussi représentative que possible du fraisage chirurgical réel, cette étude présente toutefois un certain nombre de limitations. Tout d'abord, nos mesures n'ont pas été réalisées à la température corporelle, ce qui a demandé de calculer la variation de température pour chaque thermocouple et de l'additionner à la température corporelle humaine afin d'obtenir un CEM43 représentatif des conditions réelles. De plus, les thermocouples ne sont pas parfaitement positionnés au niveau du nerf, avec certains plus proches de la trajectoire d'approche de l'outil de fraisage que d'autres, amenant à prendre du recul sur les mesures en fonction de cette position. Enfin, aucune thermorégulation biologique n'est présente dans le contexte de nos essais, ce qui peut modifier la répartition de température au sein de certaines zones anatomiques. Le nerf facial étant tout particulièrement vascularisé, on peut supposer que l'élévation de sa température lors d'une intervention chirurgicale réelle s'en trouve réduite chez un patient, la circulation sanguine permettant une évacuation plus rapide de la chaleur de la zone de fraisage [24].

Au cours de ce chapitre, nous avons détaillé la réalisation d'une étude expérimentale de fraisage en configuration chirurgicale sur os temporaux cadavériques, analogue à celle effectuée précédemment sur les os temporaux synthétiques. En s'appuyant sur cette première étude, la variabilité des efforts résultant des variations biologiques des échantillons, s'ajoutant à la variabilité du geste chirurgical, a pu être mise en lumière. Par ailleurs, la comparaison des forces de fraisage avec celles obtenues sur les os temporaux synthétiques a permis d'évaluer la justesse de la réponse des échantillons synthétiques et ainsi de valider leur utilisation pour la formation en chirurgie otologique. Une analyse approfondie de la coupe a également été menée afin de mieux comprendre les phénomènes à l'œuvre lors du fraisage chirurgical. Pour cela, les paramètres de coupe utilisés en fraisage manuel ont été estimés puis mis en relation avec la géométrie de l'outil pour définir le mode de coupe dominant.

En outre, nous avons pu répéter sur les os cadavériques le protocole d'insertion des thermocouples au niveau du nerf facial mis au point sur les échantillons synthétiques avec une précision similaire. Ainsi, la mesure des températures au niveau du nerf facial a été réalisée durant le fraisage, ce qui a permis de confirmer l'effet de l'irrigation sur la limitation de l'élévation de température du nerf facial. Une analyse de la dose thermique a également été effectuée sur les trois os cadavériques avec le calcul du CEM43 et la mise en place d'un second indicateur permettant de prendre davantage de recul sur les mesures effectuées et la dynamique des variations de température au sein de l'os temporal.

Il est cependant difficile de se prononcer avec une confiance absolue sur une absence d'endommagement thermique du nerf facial, d'autant plus que les thermocouples ayant permis la mesure ne sont pas situés exactement sur ce dernier. Dans le chapitre qui va suivre, nous nous attacherons donc à la mise en place d'un modèle thermique permettant une meilleure compréhension de l'influence de différents paramètres de fraisage sur la température, ainsi que des mécanismes de propagation de la chaleur dans les tissus vivants alentours.

IV. Références bibliographiques chapitre 4

- [1] Q. Sen Chen, L. Dai, Y. Liu, and Q. X. Shi, "A cortical bone milling force model based on orthogonal cutting distribution method," *Adv Manuf*, vol. 8, no. 2, pp. 204–215, 2020, doi: 10.1007/s40436-020-00300-7.
- [2] M. Qasemi, V. Tahmasbi, M. M. Sheikhi, and M. Zolfaghari, "An effect of osteon orientation in end milling operation of cortical bone based on FEM and experiment," *J Manuf Process*, vol. 81, pp. 141–154, Sep. 2022, doi: 10.1016/j.jmapro.2022.06.068.
- [3] V. Saraswat, "Effects of anaesthesia techniques and drugs on pulmonary function," *Indian J Anaesth*, vol. 59, no. 9, p. 557, Sep. 2015, doi: 10.4103/0019-5049.165850.
- [4] M. Varoquier, C. P. Hoffmann, C. Perrenot, N. Tran, and C. Parietti-Winkler, "Construct, Face, and Content Validation on Voxel-Man® Simulator for Otologic Surgical Training," *Int J Otolaryngol*, vol. 2017, pp. 1–8, 2017, doi: 10.1155/2017/2707690.
- [5] B. Zoltán Balázs, N. Geier, M. Takács, and & J. P. Davim, "A review on micro-milling: recent advances and future trends", doi: 10.1007/s00170-020-06445-w/Published.
- [6] M. Malekian, S. S. Park, and M. B. G. Jun, "Modeling of dynamic micro-milling cutting forces," *Int J Mach Tools Manuf*, vol. 49, no. 7–8, pp. 586–598, Jun. 2009, doi: 10.1016/J.IJMACHTOOLS.2009.02.006.
- [7] C.-J. Lin *et al.*, "Manufacturing and Materials Processing Prediction of Shearing and Ploughing Constants in Milling of Inconel 718," 2021, doi: 10.3390/jmmp5010008.
- [8] L.N. López de Lacalle, F. J. Campa, and A. Lamikiz, "Milling," in *Modern Machining Technology*, Elsevier, 2011, pp. 213–303. doi: 10.1533/9780857094940.213.
- [9] W. B. Rowe, Principles of Modern Grinding Technology. Elsevier Inc., 2009. Accessed: Aug. 29, 2023. [Online]. Available: http://www.sciencedirect.com:5070/book/9780815520184/principles-of-modern-grinding-technology
- [10] A. C. Ramos, H. Autenrieth, T. Strauß, M. Deuchert, J. Hoffmeister, and V. Schulze, "Characterization of the transition from ploughing to cutting in micro machining and evaluation of the minimum thickness of cut," *J Mater Process Technol*, vol. 212, no. 3, pp. 594–600, Mar. 2012, doi: 10.1016/J.JMATPROTEC.2011.07.007.
- [11] S. Wojciechowski, "Estimation of Minimum Uncut Chip Thickness during Precision and Micro-Machining Processes of Various Materials-A Critical Review," 2021, doi: 10.3390/ma15010059.
- [12] R. T. Coelho, A. E. Diniz, and T. M. da Silva, "An Experimental Method to Determine the Minimum Uncut Chip Thickness (h min) in Orthogonal Cutting," *Procedia Manuf*, vol. 10, pp. 194–207, 2017, doi: 10.1016/j.promfg.2017.07.047.
- [13] L. Zhou, C. Y. Wang, X. J. Wang, and Z. Qin, "Correlation between cutting forces and tool wear in high speed milling of graphite," *Adv Mat Res*, vol. 69–70, pp. 403–407, 2009, doi: 10.4028/WWW.SCIENTIFIC.NET/AMR.69-70.403.
- [14] G. Zhao, J. Song, Z. Nian, L. Xin, L. Li, and N. He, "An improved time-varying stability analysis of micro milling considering tool wear," *J Manuf Process*, vol. 84, pp. 1217–1228, Dec. 2022, doi: 10.1016/j.jmapro.2022.10.080.
- [15] H. S. Sharma, "Hyperthermia influences excitatory and inhibitory amino acid neurotransmitters in the central nervous system. An experimental study in the rat using behavioural, biochemical, pharmacological, and morphological approaches," *J Neural Transm (Vienna)*, vol. 113, no. 4, pp. 497–519, Apr. 2006, doi: 10.1007/S00702-005-0406-1.

- [16] E. A. Kiyatkin and H. S. Sharma, "Permeability of the blood-brain barrier depends on brain temperature," *Neuroscience*, vol. 161, no. 3, pp. 926–939, Jul. 2009, doi: 10.1016/J.NEUROSCIENCE.2009.04.004.
- [17] E. V. Osilla, J. L. Marsidi, K. R. Shumway, and S. Sharma, "Physiology, Temperature Regulation," *StatPearls*, Jul. 2023, Accessed: Sep. 01, 2023. [Online]. Available: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK507838/
- [18] E. A. Tansey and C. D. Johnson, "Recent advances in thermoregulation," *Adv Physiol Educ*, vol. 39, no. 1, pp. 139–148, Mar. 2015, doi: 10.1152/ADVAN.00126.2014/ASSET/IMAGES/LARGE/ZU10031529330004.JPEG.
- [19] H. Yousef, E. R. Ahangar, and M. Varacallo, "Physiology, Thermal Regulation," *StatPearls*, May 2023, Accessed: Sep. 04, 2023. [Online]. Available: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK499843/
- [20] M. N. Cramer, D. Gagnon, O. Laitano, and C. G. Crandall, "Human temperature regulation under heat stress," *Physiol Rev*, vol. 102, no. 4, pp. 1907–1989, Oct. 2022, doi: 10.1152/PHYSREV.00047.2021/ASSET/IMAGES/LARGE/PHYSREV.00047.2021_F013.JPEG.
- [21] G. C. Van Rhoon, "Is CEM43 still a relevant thermal dose parameter for hyperthermia treatment monitoring?," *Int J Hyperthermia*, vol. 32, no. 1, pp. 50–62, Jan. 2016, doi: 10.3109/02656736.2015.1114153.
- [22] G. C. Van Rhoon, T. Samaras, P. S. Yarmolenko, M. W. Dewhirst, E. Neufeld, and N. Kuster, "CEM43°C thermal dose thresholds: A potential guide for magnetic resonance radiofrequency exposure levels?," *Eur Radiol*, vol. 23, no. 8, pp. 2215–2227, Aug. 2013, doi: 10.1007/s00330-013-2825-y.
- [23] T. Minatogawa, T. Kumoi, H. Hosomi, and T. Kokan, "The blood supply of the facial nerve in the human temporal bone," *Auris Nasus Larynx*, vol. 7, no. 1, pp. 7–18, 1980, doi: 10.1016/S0385-8146(80)80009-5.

CHAPITRE 5 : VERS UNE MODELISATION THERMIQUE DU FRAISAGE OTOLOGIQUE

Les problématiques d'échauffement des tissus vivants sont au cœur des préoccupations en otologie afin de limiter les risques pour les patients subissant une intervention chirurgicale. Pour mieux maitriser ces risques, il est important pour les praticiens de connaître l'impact thermique de leurs procédures opératoires et d'identifier les changements éventuels à effectuer pour préserver l'intégrité physique des patients.

Nous avons montré dans le chapitre 1 que les risques d'endommagent par hyperthermie sont liés à la température et à la durée d'exposition, ce qui implique des mesures continues de température dans le temps pour estimer l'échauffement et la dose thermique résultante accumulée par tissus lors d'une intervention. Cependant, les études in-vivo permettant l'acquisition de températures dans l'os temporal ne sont pas envisageables étant donné l'absence de moyens de mesure de la température non-invasifs appropriés (passés en revue dans le chapitre 3). La définition et l'application d'un protocole d'étude exvivo sur trois échantillons cadavériques, dont la description est faite dans les chapitres 3 et 4, nous a permis d'effectuer des mesures conjointes d'efforts et de température lors du fraisage.

Bien que la position réelle des quatre points de mesure ait été évaluée, peu sont situés exactement sur le nerf, nécessitant une approximation de sa température. En outre, la répartition des champs de température dans l'os lors du fraisage demeure inconnue, ce qui ne permet pas de déterminer si un point du nerf facial pour lequel aucune mesure de température n'a été faite a subi un échauffement critique pour son intégrité.

Le développement d'un modèle thermique apparait par conséquent comme une approche intéressante pour apporter des éléments de réponse face à ces problématiques et mieux estimer l'impact réel de la procédure de fraisage.

I. Introduction

I.1. Approches de modélisation

Deux approches sont prédominantes dans la modélisation de phénomènes thermiques : l'approche analytique, et l'approche numérique par la méthode des éléments finis.

La méthode des éléments finis est couramment utilisée pour la simulation d'interactions outil-matière en fraisage. Elle se base sur la discrétisation de la fraise et de la pièce à usiner en unités élémentaires de petite taille (ou mailles), avec la simulation de l'enlèvement de matière pour chaque élément. Les résultats obtenus pour chaque élément sont ensuite assemblés pour former le modèle complet du problème. C'est une approche puissante, en particulier en présence de géométries complexes. Cependant, pour obtenir des résultats précis, une finesse importante du maillage est requise, ce qui nécessite une grande puissance de calcul pour la résolution numérique du problème ainsi que très fréquemment des durées de calcul très importantes. En outre, les résultats obtenus sont des approximations, avec une sensibilité relative au maillage et aux méthodes numériques utilisés [1].

La méthode analytique repose quant à elle sur des solutions mathématiques exactes, et demande une simplification des problèmes traités. Elle implique la formulation d'expressions mathématiques représentatives des relations entre différents facteurs ayant trait au problème. Bien que cette approche nécessite souvent des approximations pour obtenir une solution, elle est basée sur des principes physiques fondamentaux et nécessite peu de ressources, ce qui permet des calculs rapides

I.2. Modèles existants

Dans la suite de ce chapitre, nous nous intéresserons tout particulièrement à l'approche analytique. En effet, elle est la méthode traditionnelle de modélisation des phénomènes thermiques, et est basée sur des variables physiques, ce qui permet une compréhension des phénomènes à l'œuvre. En comparaison, la simulation numérique de phénomènes thermomécaniques s'avère très complexe, avec des temps de calculs conséquents et une difficulté à obtenir des résultats convergents lors d'études paramétriques sans simplification importante.

L'application de modèles thermomécaniques analytiques à l'usinage de l'os compte de nombreux précédents dans la littérature, avec les premières modélisations ayant été réalisées dans le cadre du perçage, suivies plus récemment par le développement de modèles plus élaborés pour le fraisage.

Les premiers modèles analytiques développés dans un objectif de prédiction de la température de l'os lors de l'usinage sont largement inspirés des approches utilisées pour les métaux. C'est le cas par exemple du modèle proposé par Davidson et al. en 2013, pionnier dans la modélisation thermomécanique du perçage de l'os. Les auteurs supposent que le comportement de l'os lors de la coupe est similaire à celui des métaux, bien qu'ils reconnaissent qu'il s'agit d'une simplification de phénomènes plus complexes. Ils estiment ainsi le flux de chaleur entrant dans l'os Q_w comme provenant de la zone de cisaillement primaire, conformément à la théorie de Merchant, avec un coefficient η déterminé expérimentalement traduisant la fraction entrant dans l'os (équation 5.1) [2]. La théorie de Merchant, référence dans le champ de la modélisation des procédés d'usinage, suppose en effet que la zone de cisaillement primaire est à l'origine des copeaux lors de la coupe orthogonale des métaux, et propose une méthode de détermination du plan de cisaillement, orienté d'un angle ϕ dépendant de la vitesse de coupe (figure 1) [3]. Bien que cette approche ait inspiré de nombreux travaux ultérieurs, le modèle ne parvient pas à prédire correctement les températures pour les vitesses de rotation élevées, avec pour cause une mauvaise modélisation de la formation des copeaux d'après les auteurs [2].

$$\frac{\partial Q_{w}}{\partial t} = \eta \frac{\partial Q}{\partial t} = \eta A_{s} \tau_{s} \nu_{s} \tag{5.1}$$

Avec $^{\partial Q}/_{\partial t}$ le flux thermique total généré lors de la coupe, A_s l'aire du plan de cisaillement, τ_s la contrainte ultime de cisaillement et ν_s la vitesse de cisaillement.

Par la prise en compte d'une seconde source de chaleur, originaire de la zone de cisaillement secondaire (*Figure 5-1*), Lee et al. proposent une amélioration du modèle initial permettant une estimation du flux thermique plus proche de la réalité, et mettent en évidence une réduction de la température maximale atteinte avec une augmentation du diamètre du foret [4]. Dans la continuité de ces modèles estimatifs de la source de chaleur au niveau de l'arête de coupe, Maani et al. ajoutent également la prise en compte des frottements des copeaux sur l'outil et la surface usinée [5].

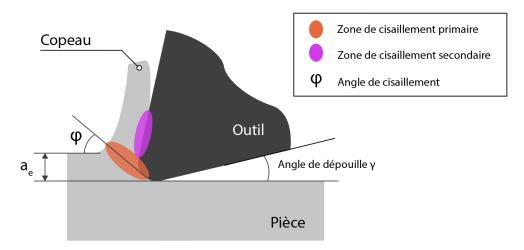


Figure 5-1 : Formation du copeau et zones de cisaillement lors de la coupe orthogonale d'après la théorie de Merchant

Malgré ces évolutions successives, ces modèles sont toujours basés sur la théorie de Merchant et font l'hypothèse d'un mécanisme de formation des copeaux analogue à celui observé lors de l'usinage des métaux avec trois zones de génération de chaleur. Cependant, l'analyse de la morphologie des copeaux formés lors d'une opération de coupe orthogonale de l'os cortical, comme réalisé par Jacobs et al. en 1974, montre une limite de la théorie de Merchant hors du contexte de la coupe des métaux, avec une discordance entre les niveaux d'efforts de coupe prédits et mesurés. Les auteurs mettent en évidence l'impact des propriétés anisotropes de l'os sur le mode de rupture des copeaux [6].

D'autres auteurs se sont également intéressés de plus près au mécanisme de formation des copeaux lors de la coupe de l'os, comme Wiggins et Malkin qui supposent la formation de copeaux par succession de fractures discrètes lors de l'usinage de l'os [7]. Krause vient appuyer cette théorie en considérant le copeau comme une structure continue composée de segments discrets [8]. Plus tard, d'autres auteurs ont pu mettre en évidence la continuité des copeaux pour de faibles profondeurs de coupe, qui lorsqu'elle est plus importante mène à une augmentation des fractures discrètes des copeaux [9], [10]. Dans une étude récente, Liao et al. définissent trois types de mécanismes de formation des copeaux selon l'épaisseur du copeau non déformé [11]. Le comportement de l'os lors de la coupe est ensuite précisé par Feldman et al. en confirmant les conclusion de Liao et al. Ils mettent en évidence l'évolution du régime de coupe, d'une coupe ductile aux petites profondeurs de coupe à une coupe fragile lorsque la profondeur de coupe augmente suffisamment [12]. Sugita et Mitsuishi proposent une valeur de la profondeur de coupe de transition de 20 microns, au-delà de laquelle on observe un régime de rupture fragile [13].

Prenant en considération les spécificités relatives à la coupe des os, certains auteurs ont développés des modèles ne reposant pas sur la théorie de Merchant, donc reposant sur une source de chaleur qui n'est plus définie à partir de zones liées à la formation du copeau. Ainsi, des modèles thermiques de la coupe de l'os basés sur une source de chaleur mobile ont été définis, approche développée initialement par Carslaw et Jaegger en 1959 [14]. Cette approche considère une source de chaleur ponctuelle se déplaçant dans la matière avec l'avance de l'outil de coupe. Feldmann et al., dont les travaux ont fait usage de cette approche, définissent la source de chaleur empiriquement en fonction de la densité de l'os traversé lors du perçage et de la vitesse ν de pénétration du foret dans l'os (Eq. 5.2) [15].

$$Q(t) = \nu A D(t)^{b}$$
(5.2)

Avec A et b les coefficients de calibration du modèle, définis empiriquement à partir de la fraction volumique d'os dans la zone percée, D(t) densité à un instant t sur une trajectoire prédéfinie.

En utilisant la fonction de Green, il est ensuite possible de résoudre l'équation de la chaleur et de déterminer l'augmentation de la température en tout point de l'espace M(x,y,z) à chaque instant t, avec une source de chaleur ponctuelle d'intensité ∂Q située au point $M_0(x_0,y_0,z_0)$.

$$\Delta T(x, y, z, t) = \frac{\partial Q}{8\rho c_p(\pi \alpha t)^{\frac{3}{2}}} e^{\frac{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2}{4\alpha t}}$$
(5.3)

Avec $\alpha = \frac{k}{\rho c_p} [m^2/s]$ la diffusivité thermique du milieu, k [W/mK] sa conductivité thermique, ρ [kg/m³] sa densité et c_p [J/kg/K] sa chaleur spécifique.

Il est ensuite possible d'améliorer le modèle en remplaçant la source de chaleur ponctuelle par une source d'une forme plus représentative du problème étudié. Ainsi, Feldmann et al. proposent d'utiliser un disque pour modéliser l'interaction os-foret lors de l'opération de perçage [15].

Cette approche de modélisation du perçage avec une source de chaleur mobile prenant la forme d'un disque se retrouve également chez Amewoui et al., avec un calcul de la puissance surfacique q_c de la source de chaleur à partir des efforts de perçage (équation 5.4) [16].

$$q_c = \frac{\eta(\overline{F}V + \overline{M}\omega)}{\pi R^2} \tag{5.4}$$

Avec $0 < \eta < 1$ la fraction d'énergie mécanique transformée en chaleur, \overline{F} et \overline{M} la force d'avance et le couple de coupe moyens estimés expérimentalement, V la vitesse d'avance, ω la fréquence de rotation et R le rayon d'outil. A la source de chaleur à la pointe du foret est également ajouté la chaleur q_f générée par les frottements sur la paroi du trou par le corps du foret, modélisé par un cylindre (équation 5.5)

$$q_f = \mu_f p V_c \tag{5.5}$$

Avec μ_f le coefficient de frottement, p la pression de contact et V_c la vitesse de coupe telle que $V_c = \omega R$.

On retrouve également cette approche de modélisation par la source mobile appliquée dans le contexte du fraisage, tel que dans les travaux de Sugita et al., avec l'hypothèse d'une source de chaleur linéaire. Cependant, cette simplification du cas complexe du fraisage donne lieu à une approximation importante, avec des prédictions de température en décalage avec les mesures expérimentales (*Figure 5-2*). L'absence de prise en compte de la direction du fraisage dans le modèle, en avalant ou en opposition, est également une limite qui apparait expérimentalement, avec une élévation de température plus importante en opposition mise en évidence par les auteurs [17].

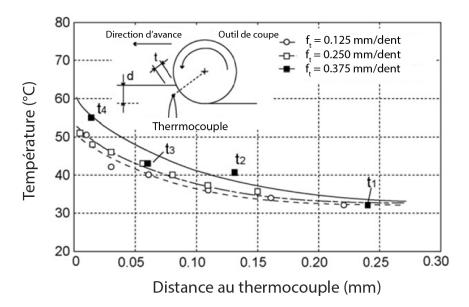


Figure 5-2 : Comparaison des résultats analytiques et expérimentaux de l'évolution de la température lors du fraisage, adapté de [17].

Cette approche du fraisage a également été employée par Liao et al. en 2019, avec une modélisation de la source de chaleur mobile par un arc de cercle, représentative de l'interface entre la matière et un outil de fraisage cylindrique ou sphérique. En prenant pour modèle les travaux de Jin et al. sur la modélisation de procédés de rectification [18], ils proposent une estimation de la source de chaleur tenant compte de la direction de coupe relativement à l'orientation des ostéons, en se basant sur la théorie de Merchant pour calculer les efforts de coupe théoriques. Leur modèle vise aussi la prise en compte du phénomène de labourage, apparaissant en présence d'arrêtes de coupes arrondies, de fréquences de rotation importantes et du comportement viscoélastique de l'os. La comparaison avec des résultats expérimentaux indique un comportement adéquat du modèle (augmentation du flux de chaleur avec la vitesse de coupe par exemple), avec toutefois un manque de justesse dans la prédiction des températures atteintes dans certaines conditions (erreur de prédiction comprise entre 6.37% et 27.25%) [19].

Une modélisation par source de chaleur mobile, inspirée des travaux en perçage de Amewoui et al. a également été mise en œuvre par M. Kiffer, avec une source prenant la forme d'une portion de cylindre, correspondant à une approximation de la surface de contact de l'outil de fraisage avec la pièce usinée. Malgré la simplification des géométries et l'absence d'étude expérimentale comparative, l'étude paramétrique réalisée dans le cadre de ce travail montre des tendances cohérentes, avec une augmentation de la température avec la profondeur de coupe axiale et radiale [20].

Pour résumer, les mécanismes à l'œuvre lors de la coupe des métaux ne permettent pas de traduire fidèlement le comportement de l'os, ce qui a conduit certains auteurs à s'éloigner des approches de modélisation thermomécanique de la coupe de l'os basées sur la théorie de Merchant. Étant donné que la formation du copeau n'est plus au cœur du modèle de génération de la chaleur, les approches alternatives sont basées sur la théorie de la source de chaleur mobile.

La forme de la source de chaleur peut varier, avec certains auteurs optant pour une source ponctuelle quand d'autres choisissent des formes plus représentatives de l'opération de fraisage, comme un arc de cercle. La méthode d'estimation de l'intensité de la source de chaleur varie selon les modèles présentés, mais reste toujours basée sur un calibrage impliquant des mesures expérimentales.

I.3. Propriétés thermiques des matériaux

Dans la perspective de mieux comprendre le comportement thermique des échantillons fraisés et de mettre en place un modèle, il est nécessaire de connaître les différentes propriétés thermiques des matériaux étudiés. Alors que celles de l'os humain ont été étudiées dans la littérature, le Verowhite™ utilisé pour la fabrication des maquettes imprimées en 3D n'a pas subi de telle caractérisation.

Dans le cadre d'une collaboration avec Vincent Schick, maitre de conférences au laboratoire LEMTA à Nancy, nous avons pu procéder à la mesure de ses différentes propriétés. Pour cela, des pastilles de 5 mm d'épaisseur ont été spécifiquement imprimées en 3D et le parallélisme des deux faces vérifié par balayage à l'aide d'un comparateur. Les échantillons ont ensuite été revêtus par une fine couche de graphite afin de maximiser leur absorption lors des tests de caractérisation et augmenter la fiabilité des résultats.

La diffusivité thermique α , qui caractérise l'aptitude d'un matériau à diffuser de la chaleur, a dans un premier temps été mesurée en utilisant la méthode flash (*Figure 5-3*). Elle consiste à soumettre la face d'un échantillon à une impulsion de chaleur (flux de très courte durée) et à observer l'évolution de la température dans le temps sur la face opposée, avec la réalisation d'un thermogramme [21]. Dans notre cas, l'échantillon étant de faible épaisseur, l'analyse du thermogramme a été réalisée selon le critère du temps d'impulsion (P-Time en anglais), basé sur la mesure du temps caractéristique de croissance de la température après l'impulsion de chaleur pour atteindre la valeur maximale de température. Nous avons donc pu estimer la diffusivité par ce critère à $2.6049.10^{-7}$ m²/s pour le Verowhite TM .





Figure 5-3 : [a] Echantillon de résine Verowhite™ revêtu en place sur son support pour la mesure de la diffusivité thermique et [b] flashmètre en cours de mesure.

La capacité thermique, ou chaleur spécifique c_p , c'est-à-dire l'énergie thermique requise par unité de masse par un matériau pour augmenter sa température d'un Kelvin, a ensuite été étudiée. Une analyse par calorimétrie a été réalisée, consistant à quantifier le flux de chaleur échangé par l'échantillon lors d'une évolution contrôlée de la température. Sa capacité thermique c_p à 25°C a ainsi été évaluée à 1397 $J.kg^{-1}.K^{-1}$

De ces deux valeurs et à l'aide de la masse volumique ρ (mesurée précédemment à 1170 kg/m³), on peut ensuite déduire la conductivité thermique λ à l'aide de la relation suivante (équation 5.6).

$$\alpha = \frac{\lambda}{\rho c_p} \tag{5.6}$$

D'où
$$\lambda = \alpha \rho c_p = 0.426 \ W.m^{-1} K^{-1}$$

Ces propriétés thermiques sont semblables à celles de polymères mieux connus présentant une densité élevée, comme le Polyéthylène réticulé ($\lambda_{PER}=0.4~W.m^{-1}K^{-1}$).

Les propriétés thermiques du Verowhite™ mesurées et de l'os trabéculaire humain (tirées de la littérature) ont regroupées dans le *Tableau 5-1* pour comparaison. Afin d'identifier les propriétés thermiques les plus proches de la mastoïde, une évaluation du taux de porosité a été effectuée, révélant des valeurs de BV/TV (*Bone Volume / Total Volume*) comprises entre 42.7% et 55.8%, pour une moyenne de 49.2% (*Figure 5-4*).

En effet, le taux de porosité affecte les propriétés thermiques d'un matériau (*Figure 5-5*) [22]. On constate que la conductivité thermique et la densité du Verowhite et de l'os trabéculaire sont similaires, mais avec une différence importante de leur chaleur spécifique.

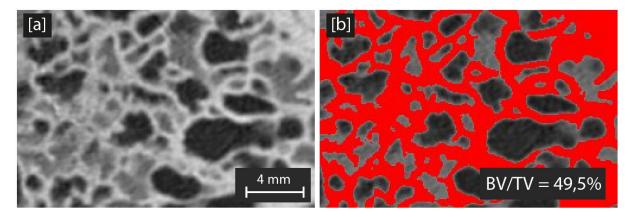


Figure 5-4 : [a] Coupe tomodensitométrique de mastoïde cadavérique (échantillon C1) et [b] évaluation de la fraction volumique d'os BV/TV de la mastoïde.

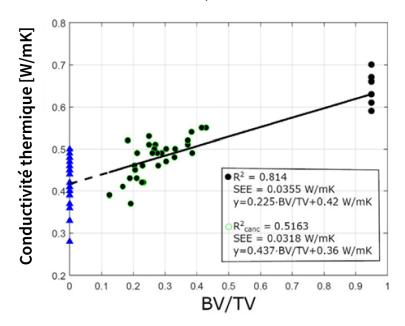


Figure 5-5 : Relation entre la fraction volumique d'os (BV/TV) et sa conductivité thermique de l'os, tiré de [22].

Matériau	Verowhite™	Os trabéculaire humain (BV/TV = 49.2 ± 3.3)
Conductivité thermique λ [W.m ⁻¹ .K ⁻¹]	0.426	0.435 [22]–[24]
Chaleur spécifique c _p [J.kg ⁻¹ .K ⁻¹]	1397	2600 [24]–[26]
Diffusivité α [mm²/s]	0.260	0.17 (calculée)
Densité ρ [kg/m³]	1170	990 [24], [27], [28]

Tableau 5-1 : Propriétés thermiques du Verowhite™ et de l'os trabéculaire humain (moyenne des valeurs de la littérature sauf pour la diffusivité, calculée à partir des autres propriétés)

II. Mise en place d'un modèle thermique

Le modèle présenté dans la suite de ce chapitre a fait l'objet d'un premier développement dans le cadre du master de M. Kiffer [20]. Le travail présenté dans la suite de ce chapitre a pour objectif de le mettre en œuvre en effectuant dans un premier temps des essais permettant la détermination de constantes de calibration. Après la réalisation d'essais expérimentaux pour valider la capacité prédictive du modèle, une étude paramétrique par simulation est réalisée afin de tester l'influence des conditions de coupe et des propriétés thermiques des matériaux sur la réponse thermique de ces derniers. Enfin, une comparaison entre le comportement thermique de la résine de l'os synthétique et l'os réel dans les conditions chirurgicales est effectuée par la réalisation de simulations adéquates pour mieux comprendre le fraisage manuel.

II.1. Formalisation du problème

II.1.1. Hypothèses de linéarité et d'adiabaticité

Nous supposons des propriétés thermiques constantes, c'est-à-dire que les propriétés thermophysiques du matériau fraisé sont considérées indépendantes des variations de température. Nous supposons également des conditions de coupe constantes pour chaque opération de fraisage, c'est-à-dire une absence de variation de la vitesse de coupe (donc de la fréquence de rotation) et avance de la fraise, ainsi que de la prise de passe axiale a_p et radiale a_e.

Nous considérons en outre les échanges thermiques entre la pièce fraisée et l'air ambiant comme négligeables en comparaison avec la chaleur générée lors de la coupe (hypothèse d'un milieu semi-infini). En effet, les vitesses de coupe élevées et la faible conductivité thermique de l'os nous pousse à adopter cette hypothèse dans un but de réduction de la complexité du modèle.

II.1.2. Source de chaleur

Étant donné les limites de la théorie de Merchant vis-à-vis de la modélisation de la coupe de l'os, nous choisissons d'opter pour l'approche de la source de chaleur mobile [29]. La complexité inhérente à cette approche réside dans la définition de la forme que prend cette source de chaleur et de son déplacement dans le temps.

Afin de représenter une opération de fraisage chirurgical, nous nous intéresserons tout particulièrement au cas du fraisage périphérique, c'est-à-dire avec un engagement radial a_e de l'outil de coupe dans la matière inférieur ou égal à son rayon R_0 . Pour traiter le problème, nous choisissons d'effectuer une discrétisation des arêtes de coupe de la fraise engagées sur la hauteur a_p en une multitude d'éléments de hauteur d_z (*Figure 5-6*), se trouvant à la position angulaire φ comprise entre un angle φ_{in} d'entrée et φ_{out} de sortie de la matière.

Dans cette configuration, la chaleur lors du fraisage est produite à l'interface entre chaque dent de la fraise et l'os, c'est-à-dire le long d'un arc compris entre φ_{in} et φ_{out} (Figure 5-7, équation 5.7).

$$\begin{cases} \varphi_{in} = \frac{\pi}{2} + \sin^{-1}(\frac{R_0 - a_e}{R_0}) \\ \varphi_{out} = \pi \end{cases}$$
 (5.7)

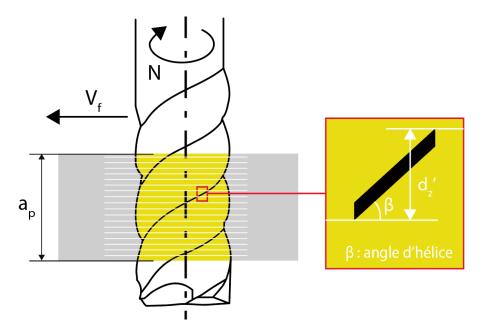


Figure 5-6 : Discrétisation de l'arrête de coupe en éléments de hauteur d_z ', avec un angle d'hélice de la fraise β , pour une fraise engagée sur une hauteur a_p , se déplaçant suivant une trajectoire linéaire à une vitesse V_f et mise en rotation à une fréquence N.

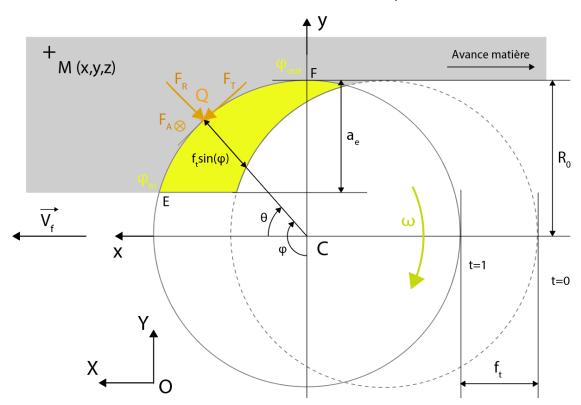


Figure 5-7 : Formation d'un copeau lors du passage d'une arête de coupe, avec ω la fréquence de rotation en rad/s, f_t l'avance par dent, F_A la force axiale, F_R la force radiale et F_T la force tangentielle s'appliquant au point Q.

II.2. Estimation de la source de chaleur

Traditionnellement, dans le cas de la coupe des métaux, l'estimation de la source de chaleur s'effectue par l'utilisation de la loi de comportement du matériau usiné et du processus thermomécanique de formation du copeau. Dans le cas du fraisage chirurgical de l'os, il est difficile d'identifier une loi de comportement adaptée aux phénomènes thermomécaniques en présence, d'autant plus si l'on considère le caractère anisotropique et hétérogène de l'os. A cela s'ajoute le fait que le processus d'enlèvement de matière dans l'os ne correspond pas aux mécanismes de formation du copeau lors de l'usinage des métaux.

L'approche utilisée pour contourner cette difficulté consiste à définir la chaleur générée à chaque passage d'arrête de coupe. Dans le cas du fraisage en avalant, on sait que l'épaisseur de copeau non déformé varie à chaque passage d'arête dans la matière d'une épaisseur maximale (correspondant à l'avance par dent f_t) à une épaisseur nulle. La force de coupe étant proportionnelle à l'épaisseur du copeau non déformé, on considère par conséquent une variation de la chaleur générée au cours de chaque passage d'arête de coupe dans la matière.

Le flux de chaleur généré à l'interface entre l'arrête de coupe et la matière fraisée par chaque dent élémentaire est donc déterminé à partir de la force tangentielle dF_{T} exercée par chacune (équation 5.8)

$$dF_T = K_t f_t \sin(\varphi) dz' \tag{5.8}$$

Avec $f_t \sin(\phi)$ l'épaisseur du copeau non déformé à une position angulaire ϕ et k_t [N/m2] la pression spécifique de coupe correspondant à la force tangentielle requise pour l'enlèvement d'un copeau de section transversale de 1 mm2.

L'effort tangentiel dû aux N_t dents élémentaires dz' à la même position axiale sur a_p est donné par :

$$\Delta F_T = N_T dF_T = N_T K_T f_t \sin(\varphi) dz'$$

$$\Delta F_T = N_T f \sin(\varphi) dz'$$
(5.9)

Avec $f = N_t f_t$ correspondant à l'avance par tour

En effet, les N_t dents sont décalées dans le temps d'une durée $T_t = \frac{T}{N_t}$, a $vecN_t$ le nombre de dents de l'outil et $T = \frac{2\pi}{\omega}$ la durée d'un tour, ω étant la vitesse angulaire de la fraise en rad/.

Étant donné que la durée d'un tour T est très petite de par la fréquence de rotation de l'outil importante, on choisit de négliger ce décalage temporel. L'interaction fraise-matière est donc modélisée par la source de chaleur uniforme constante le long de l'arc \widehat{EF} de hauteur a_p qui avance selon la direction x avec une vitesse $V_f = \frac{f}{T}$.

Avec le changement de variable $\theta = \varphi - \frac{\pi}{2}$ on obtient donc le travail $\det \Delta F_T$, noté ΔU [J]le long de $\widehat{\mathrm{EF}}$:

$$\Delta U[J] = \int_{\varphi_{in}} \Delta F_T R_0 d\varphi = \int_{\varphi_{in} - \frac{\pi}{2}} k_f \sin(\theta + \frac{\pi}{2}) R_0 dz' d\theta$$

$$\varphi_{out} - \frac{\pi}{2}$$

$$= R_0 k_f dz' \int_{\varphi_{in} - \frac{\pi}{2}} \sin(\theta + \frac{\pi}{2}) d\theta = \left[-\cos(\theta + \frac{\pi}{2})\right]_{\varphi_{in} - \frac{\pi}{2}}^{\varphi_{out} - \frac{\pi}{2}}$$

$$(5.10)$$

D'où:

$$\Delta U = R_0 k f dz' \{ \cos(\varphi_{in}) - \cos(\varphi_{out}) \}$$
 (5.11)

On peut ensuite exprimer la puissance par unité de surface découlant de ΔF_T le long de l'arc $\stackrel{\frown}{EF}$:

$$\Delta P[W/m^2] = \frac{\Delta U/T_{EF}}{S'} \tag{5.12}$$

Avec T_{EF} durée nécessaire pour parcourir $\stackrel{\frown}{EF}$: $T_{EF} = \frac{\varphi_{out} - \varphi_{in}}{\omega}$ et $S' = R_0 (\varphi_{out} - \varphi_{in}) dz'$

Ce qui nous donne :

$$\Delta P = \frac{k_t \omega \left\{ \cos(\varphi_{in}) - \cos(\varphi_{out}) \right\}}{(\varphi_{out} - \varphi_{in})^2}$$
 (5.13)

Seule une fraction η de la puissance de coupe ΔP contribue à l'échauffement du matériau fraisé, ce qui fait qu'en chaque point Q de la surface élémentaire $ds = R_0 d\theta dz'$ on a une source élémentaire dq:

$$dq = \eta \Delta P \tag{5.14}$$

II.3. Résolution analytique

A partir du modèle analytique de la source de chaleur mobile de Carslaw et Jaeger, on peut exprimer l'élévation de la température en un point M(x,y,z) de l'espace due à la source surfacique dq positionnée au point Q(x',y',z') et répartie sur une surface $S=R_0d\theta d_z$ ' activée à l'instant t'.

Avant de déterminer l'élévation de la température en un point à un instant t, on commence par déterminer la distance r du point de mesure M(x,y,z) dans le référentiel $O(\vec{x},\vec{y},\vec{z})$ à la source élémentaire Q(x',y',z') (équation 5.14).

$$\overrightarrow{OQ} = \overrightarrow{OC} + \overrightarrow{CQ}$$
 avec
$$\begin{cases} O: \text{Origine du repère} \\ C: \text{Centre de la fraise} \\ Q: \text{Centre de la source élémentaire} \end{cases}$$

$$\left\{ \begin{aligned} \overrightarrow{OC}(\ t') &= V_f t' \overrightarrow{x} \\ \overrightarrow{CQ}(\ \theta) &= R_0 \text{cos}(\ \theta) \ \overrightarrow{x} + R_0 \text{sin}(\ \theta) \ \overrightarrow{y} \end{aligned} \right.$$

D'où
$$\overrightarrow{OQ} = (V_f t' + R_0 \cos(\theta)) \overrightarrow{x} + R_0 \sin(\theta) \overrightarrow{y} + z' \overrightarrow{z}$$

Donc :

$$\|\overrightarrow{QM^2}\| = r^2 = (x - x')^2 + (y - y')^2 + (z - z')^2$$

$$\Leftrightarrow r = \sqrt{(x - x')^2 + (y - y')^2 + (z - z')^2}$$

$$\Leftrightarrow r = \sqrt{(x - V_f t' - R_0 \cos(\theta)^2 + (y - R_0 \sin(\theta))^2 + (z - z')^2}$$
(5.15)

L'élévation de température au point M s'écrit ensuite pour une durée infiniment petite dt': (équation 5.16).

$$\partial T(M,t) = \partial T(x,y,z,t) = \frac{dqR_0 d\theta dz'}{8\rho c_p(\pi\alpha)^{\frac{3}{2}}} \frac{e^{-\left(\frac{r^2}{4\alpha(t-t')}\right)}}{(t-t')^{\frac{3}{2}}} dt'$$
 (5.16)

Si dq est activée pour une durée $0 \le t' \le t$, alors l'incrément de température au point M(x, y, z) à l'instant t dû à dq est donnée par :

$$\Delta T(x, y, z, t) = \frac{dqR_0 d\theta dz'}{8\rho c_n(\pi \alpha)^{\frac{3}{2}}} \int_0^t \frac{e^{-\left(\frac{r^2}{4\alpha(t-t')}\right)}}{(t-t')^{\frac{3}{2}}} dt'$$
 (5.17)

On effectue le changement de variable $\tau = t - t'$, ce qui se traduit dans l'expression de r:

$$x - V_f t' - R_0 \cos(\theta)$$

$$= x - V_f (t - \tau) - R_0 \cos(\theta)$$

$$= X - R_0 \cos(\theta) + V_f \tau$$
(5.18)

 $Avec X = (x - V_f t) = \overrightarrow{CM} . \overrightarrow{x}$

L'équation (5.17) devient alors :

$$\Delta T(x,y,z,t) = \frac{dqR_0 d\theta dz'}{8\rho c_p(\pi\alpha)^{\frac{3}{2}}} \int_0^t \frac{e^{-\left(\frac{(X-R_0 \cos(\theta)+V_f \tau)^2+(y-R_0 \sin(\theta))^2+(z-z')^2}{4\alpha\tau}\right)}}{\tau^{\frac{3}{2}}}$$

$$= \frac{dqR_0 d\theta dz'}{8\rho c_p(\pi\alpha)^{\frac{3}{2}}} e^{-\left(\frac{V_f(X-R_0 \cos\theta)}{2\alpha}\right)} \widetilde{I}_t$$
(5.19)

Avec
$$\tilde{I}_t = \int_0^t \frac{1}{\tau^{\frac{3}{2}}} e^{\left[\frac{-R^2}{4\alpha\tau} - \frac{V_f^2 \tau}{4\alpha}\right]} d\tau$$

$$\frac{\sqrt{\pi\alpha}}{R} \left\{ e^{\frac{V_a}{2\alpha}} \operatorname{erf} c \left\{ \frac{1}{2} \frac{R}{\sqrt{\alpha t}} + \frac{V_f \sqrt{\alpha t}}{2\alpha} \right\} + e^{-\frac{V_f}{2\alpha}} \operatorname{erf} c \left\{ \frac{1}{2} \frac{R}{\sqrt{\alpha t}} - \frac{V_f \sqrt{\alpha t}}{2\alpha} \right\} \right\}$$
(5.20)

Et $R^2 = (X - R_0 cos\theta)^2 + (y - R_0 sin(\theta))^2 + (z - z')^2$

On note que $e^{-(\frac{V_f (X-R_0 cos\theta)}{2\alpha})} \widetilde{I}_t = f (\theta,z')$ pour X, y, z et t données.

Finalement, on somme sur l'ensemble des sources élémentaires :

$$\Delta T(x, y, z, t) = \frac{R_0}{8\rho c_p(\pi\alpha)^{\frac{3}{2}}} \int_{\varphi_{in} - \frac{\pi}{2}}^{\varphi_{out} - \frac{\pi}{2}} \left(\int_{0}^{a_p} dq f(\theta, z') dz' \right) d\theta$$
 (5.21)

On utilise ensuite la méthode de Gauss pour calculer numériquement l'élévation de température au point M(x, y, z) à un instant t [30].

III.Mise en œuvre du modèle

III.1. Essais de calibration

Afin de pouvoir définir l'intensité de la source de chaleur du modèle d_q , des essais de calibration sont nécessaires afin d'estimer la pression spécifique de coupe K_t , dépendant du couple outil-matière. On rappelle que K_t dépend de la force tangentielle et de la surface du copeau non déformé, avec :

$$\Delta F_T = k_t f_t \sin(\varphi) dz'$$

$$\Leftrightarrow k_t = \frac{\Delta F_T}{f_t \sin(\varphi) dz'}$$
(5.22)

III.1.1. Coupe orthogonale

Dans un premier temps, des essais de coupe orthogonale sont réalisés afin de pouvoir effectuer des mesures de la force tangentielle et identifier les conditions de coupe les plus appropriées pour obtenir des signaux clairs.

Elle est cependant difficile à déterminer en fraisage car la direction de l'effort tangentiel de coupe varie avec la position angulaire de l'arrête de coupe. L'outil étant mis en rotation lors du fraisage à des fréquences importantes, une méthode alternative a été employée, consistant à réaliser une opération d'usinage analogue au tournage sur une fraiseuse à commande numérique (Roeders RP600™). Un cylindre évidé de Verowhite™ a été mis en rotation dans la broche de la fraiseuse (N=6000 tr/min), avec une fraise droite 2 tailles en carbure de tungstène de diamètre 4 mm fixée sur une platine dynamométrique Kistler Minidyn 9119AA2™ (précision de 0.1 N) alignée avec les axes machine (*Figure 5-8*).

La pièce est ensuite « tournée » en une opération pouvant être assimilée à un dressage de la surface inférieure du cylindre, avec une vitesse d'avance linéaire (donc de l'outil dans la direction Z) constante. L'acquisition des forces est réalisée en continu à une fréquence de 1000 Hz, avec la force tangentielle traduite par la composante Y. L'épaisseur de la paroi du cylindre étant constante, il est possible de connaître la surface du copeau non déformé à partir de l'avance par tour f (qui donne son épaisseur). Celle-ci est ici égale à l'avance par dent puisque la coupe n'est réalisée que par une seule dent, avec

un diamètre d'outil équivalent
$$D_{eq} = \frac{D_{ext} + D_{int}}{2} = 5.3 \text{ mm}.$$

A partir de la surface du copeau non déformé, il est ensuite possible de calculer le coefficient de pression spécifique k_t pour ce matériau.

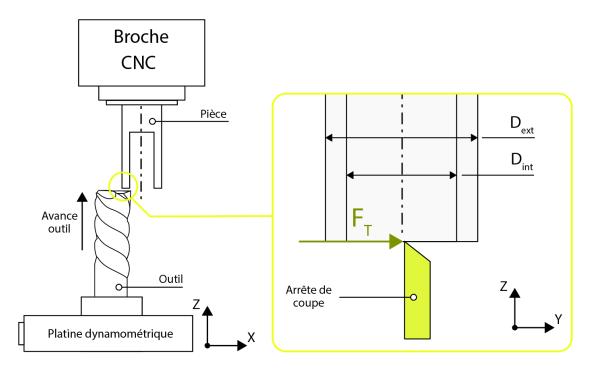


Figure 5-8: Configuration des essais de coupe orthogonale.

Des essais préalables à vitesse d'avance constante (f = $10 \, \mu m/tr$, définie empiriquement à partir d'essais précédents) ont permis d'établir que la vitesse de coupe n'exerce pas d'influence significative sur les efforts de coupe pour une gamme de vitesses de coupe allant de 30 à 170 m/min (*Figure 5-9*, lissage RMS léger effectué pour une meilleure lisibilité des signaux). On identifie toutefois un régime de coupe plus stable avec $V_c = 100$ m/min, ce qui nous incite à opter pour cette vitesse de coupe pour améliorer la lisibilité des signaux.

Plusieurs essais ont ensuite été réalisés avec une variation de l'avance, avec $f = [1; 5; 10; 20; 50] \mu m/tr$ permettant de mettre en évidence l'évolution de l'effort tangentiel avec l'avance (*Figure 5-10*). On remarque que le régime de coupe est davantage stabilisé pour une avance inférieure ou égale à 10 $\mu m/tr$, avec les signaux les plus stables obtenus pour $f = 10 \mu m/tr$).

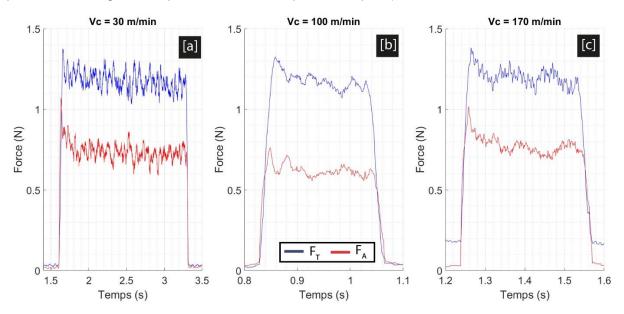


Figure 5-9 : Evolution des efforts d'avance et tangentiel lors d'essais de coupe orthogonale pour diférentes vitesses de coupe, [a] $V_c = 30$ m/min, [b] $V_c = 100$ m/min et [c] $V_c = 170$ m/min, f = 10 μ m/tr, lissage RMS (fenêtre glissante de 20 points).

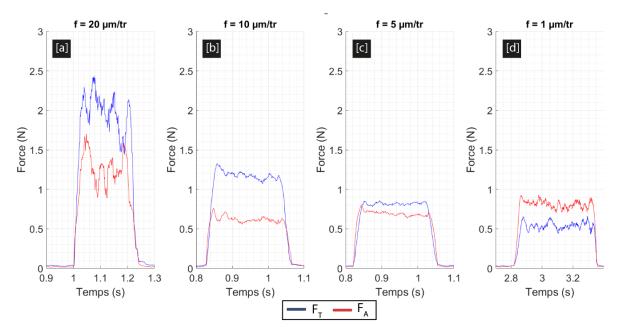


Figure 5-10 : Evolution des efforts d'avance et tangentiel lors d'essais de coupe orthogonale avec variation de l'avance, [a] $f = 20 \mu m/tr$, [b] $f = 10 \mu m/tr$, [c] $f = 5 \mu m/tr$, [a] $f = 1 \mu m/tr$, $V_c = 100 mm/min$, lissage RMS (fenêtre glissante de 20 points).

Cependant, puisque l'on se situe dans un cas de coupe orthogonale, la force tangentielle mesurée ici ne tient pas compte de l'angle d'hélice de la fraise (notée β sur la Figure 5-6), qui change la direction des efforts de coupe. Il convient donc d'effectuer des essais de coupe oblique pour déterminer la fore tangentielle dans ce cas de figure.

III.1.2. Coupe oblique

Ces essais sont effectués dans la même configuration que pour la coupe orthogonale, à la différence que la position de l'outil change dans le plan XY, avec un positionnement du point milieu de l'arête \mathcal{C}_{obli} à un angle de β = 30° par rapport à l'axe X en gardant la même orientation de l'outil (*Figure 5-11*). Dans cette configuration, la force tangentielle mesurée $F_{T\ obli}$ est répartie en deux composantes X et Y dans le plan de coupe, et correspond donc dans la norme de ces composantes.

Pour la mesure de la coupe oblique, les conditions de coupe les plus stables identifiées en coupe orthogonale sont employées, avec une vitesse de coupe $V_c = 100$ m/min et deux avance testées (5 μ m/tr et 10 μ m/tr).

A l'instar de la coupe orthogonale, on relève des efforts de coupe oblique augmentant avec l'avance. La force d'avance quant à elle varie peu en fonction de l'avance, comme lors des essais de coupe orthogonale (voir *Figure 5-12*). On note la présence de « plateaux d'efforts » qu'on identifie avec un lissage des signaux effectué à l'aide d'un filtre Butteworth d'ordre 2, n'altérant pas leur signe. Pour une avance de 5 μ m/tr, la norme de la force tangentielle s'élève à 0.93 N sur une période de 0.57-0.18 = 0.39s (figure 14.a), tandis que pour f = 10 μ m/tr, la norme de F_T est de 2.49 N sur une période de 0.35-0.17 = 0.18s.

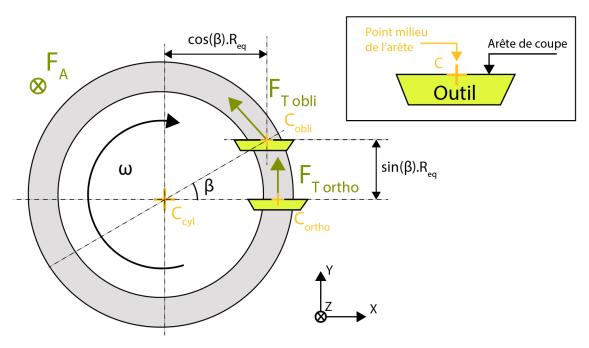


Figure 5-11 : Configuration des essais de coupe oblique avec direction des forces d'avance F_A et tangentielle F_T .

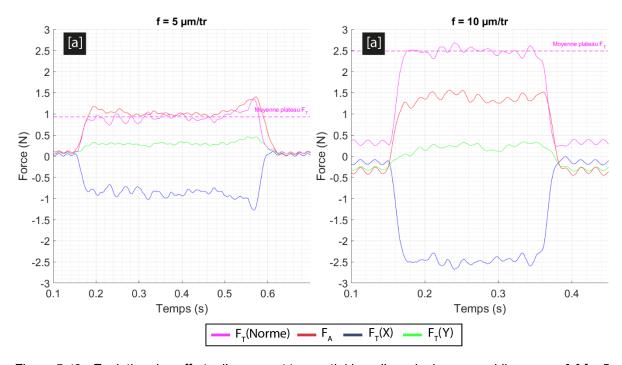


Figure 5-12 : Evolution des efforts d'avance et tangentiel lors d'essais de coupe oblique avec [a] f = 5 $\mu m/tr$ et [b] $f = 10 \ \mu m/tr$, $V_c = 100 \ m/min$, lissage par filtre Butterworth d'ordre 2.

La surface de coupe S_c (surface du copeau non déformé) est ici donnée par :

$$S_c = f * \frac{D_{ext} - D_{in}}{2}$$
 (5.23)

Étant donné que la durée du plateau d'efforts est plus importante pour une avance de 5 µm/tr et que les signaux lors de cet essai apparaissent stables, nous choisissons les valeurs d'effort tangentiel de cet essai pour définir le coefficient de pression spécifique k_t à partir de la section du copeau non déformé $S_C = 0.005 * 0.6 = 0.003 \ mm^2$

$$k_t = \frac{F_T}{S_c} = \frac{0.93}{0.003} = 310 \, \text{N/mm}^2 \tag{5.24}$$

III.2. Comparaison avec essais expérimentaux

III.2.1. Conditions expérimentales

Nous cherchons à présent à effectuer une première mise en œuvre du modèle et à valider sa réponse dans un cas simple. Pour cela, nous souhaitons comparer des valeurs obtenues expérimentalement avec les résultats de simulation. Pour faciliter la mise en œuvre et augmenter la répétabilité des essais, nous choisissons d'effectuer des opérations successives de fraisage suivant une trajectoire linéaire sur une machine-outil industrielle Huron™. L'outil utilisé est une fraise 2 tailles de diamètre 4, possédant 2 dents, avec un angle d'hélice de 30°.

L'échantillon, un pavé de Verowhite[™] de $20x40x20 \text{ mm}^3$, est tout d'abord préparé pour ne laisser qu'une langue de $6x40x20 \text{ mm}^3$. Cette langue est fraisée sur toute sa hauteur (donc $a_p = 6 \text{ mm}$) en une succession de passes linéaires de la fraise en avalant avec un engagement radial $a_e = 1 \text{ mm}$. Un temps de refroidissement est laissé entre chaque passe, permettant le retour de la pièce à la température ambiante (contrôlé avec les thermocouples). La vitesse de coupe choisie est 38 m/min (résultant en une fréquence de rotation N=3000 tr/min), et l'avance est fixée à 0.016 mm/dt.

L'échantillon est instrumenté par 4 thermocouples de Type K (diamètre de la jonction chaude : 0.5 mm) espacés de 5 mm chacun et situés sur une ligne à 15 mm du bord extérieur sur Y à une profondeur de 3 mm, soit ap / 2 (*Figure 5-13*). La dernière passe, à 1 mm de la ligne des thermocouples, sera donc effectuée avec le centre de la fraise à une distance de 8 mm du bord extérieur opposé au bord fraisé du pavé. Par l'intermédiaire d'un porte échantillon (étau miniature), il est maintenu en position sur une platine dynamométrique Kistler Minidyn 9119AA2™ permettant l'acquisition des forces de fraisage, afin d'identifier le moment d'entrée en matière.

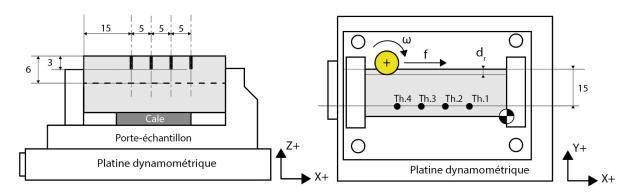


Figure 5-13 : Position des thermocouples et configuration des essais de fraisage linéaire sur machineoutil.

III.2.2. Résultats et discussion

III.2.2.1. Évaluation de la position des thermocouples

Au terme des essais, une mesure de la position réelle des thermocouples par rapport aux surfaces non fraisées a été réalisé par microscopie optique (Olympus BX61) afin d'ajuster les paramètres du modèle en fonction des conditions réelles d'essai (l'échantillon a pour cela été coupé dans le plan des thermocouples). On remarque entre autres un défaut d'alignement du porte-échantillon avec les axes de la machine, ayant pour incidence une inclinaison de la ligne de positionnement des thermocouples et donc un décalage de chacun d'entre eux. La distance entre chaque thermocouple demeure en revanche identique. On remarque aussi un décalage constant sur l'axe Z, potentiellement dû à l'utilisation de cales pour le positionnement de l'échantillon. Ce décalage a été quantifié (*Tableau 5-2*), permettant de corriger la position de chaque point de mesure dans le modèle.

	Décalage (mm)		
	Х	Y	Z
Th. 1	-0.03	0.35	0.41
Th. 2	-0.05	0.25	0.41
Th. 3	-0.07	0.15	0.41
Th. 4	-0.1	0.05	0.41

Tableau 5-2 : Décalage relatif au point cible mesuré sur chaque axe pour chaque jonction chaude de thermocouple inséré.

III.2.2.2. Réponse du modèle

Afin de comparer les résultats expérimentaux et les données de simulation, on choisit de se concentrer sur les 4 dernières passes, sur lesquelles les élévations de température sont les plus visibles. Les courbes expérimentales (après soustraction de la température initiale pour obtenir la variation de température) sont superposées aux résultats de simulation, en utilisant les signaux d'efforts pour situer l'instant de début du fraisage par rapport aux mesures de température. Le coefficient de détermination R^2 (équation 5.21) est également calculé (Tableau 5-3). Ce coefficient sert à exprimer le pourcentage de la variance exprimée par le modèle relativement à la variance totale des données expérimentales.

$$R^{2} = 1 - \frac{RSS}{TSS}$$

$$\begin{cases}
RSS = \sum_{i=1}^{n} (y_{i} - f(x_{i}))^{2} \\
TSS = \sum_{i=1}^{n} (y_{i} - \bar{y})^{2}
\end{cases}$$
(5.25)

Avec RSS la somme des carrés des résidus TSS la somme totale des carrés y_i la valeur expérimentale du point i $f(x_i)$ la valeur prédite par le modèle.

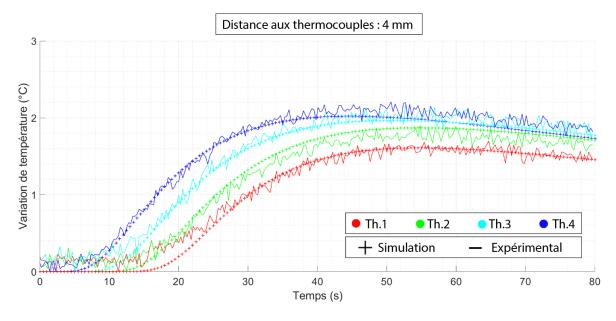


Figure 5-14 : Comparaison de l'élévation de température mesurée expérimentalement et simulée à 4 mm de la ligne théorique des thermocouples.

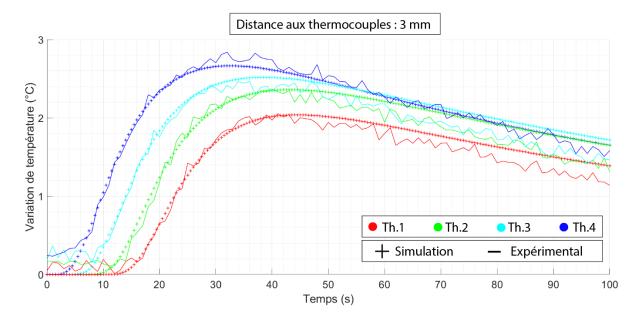


Figure 5-15 : Comparaison de l'élévation de température mesurée expérimentalement et simulée à 3 mm de la ligne théorique des thermocouples.

Pour les passes à 3 et 4 mm de la ligne des thermocouples tout d'abord, on remarque une bonne prédictivité du modèle avec un comportement adéquat, en particulier sur la phase de montée en température. Les élévations de température plus importantes pour les thermocouples les plus proches de la fraise sont prédites avec justesse par le modèle. En revanche, des imprécisions subsistent sur le retour à la température ambiante, par exemple pour le thermocouple 4 à 4 mm (Figure 5-14) ou le thermocouple 1 à 3 mm (Figure 5-15). Le coefficient R^2 traduit ces imprécisions, avec une valeur moyenne de 0.62 ± 0.14 et 0.63 ± 0.06 pour ces deux passes respectivement.

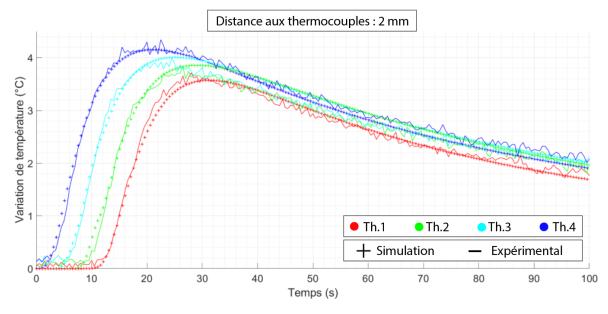


Figure 5-16 : Comparaison de l'élévation de température mesurée expérimentalement et simulée à 2 mm de la ligne théorique des thermocouples.

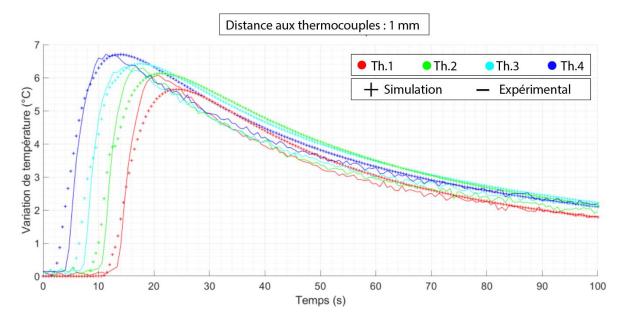


Figure 5-17 : Comparaison de l'élévation de température mesurée expérimentalement et simulée à 1 mm de la ligne théorique des thermocouples.

Pour les deux passes les plus proches des thermocouples, à 2 et 1 mm, le modèle montre une meilleure adéquation avec les données expérimentales que pour les passes plus éloignées. En effet, les coefficients R^2 moyens sont de 0.88 ± 0.04 et 0.74 ± 0.06 respectivement pour les passes à 2 et 1 mm. Les phases de montée comme de descente en température sont généralement bien prédits, en particulier pour l'avant dernière passe.

			Thermocouples			
	Distance théorique aux thermocouples (mm)	Th. 1	Th. 2	Th. 3	Th. 4	Moyenne
	1	0.812	0.706	0.764	0.680	0.74 ± 0.06
Coefficient	2	0.943	0.863	0.886	0.845	0.88 ± 0.04
R ²	3	0.706	0.652	0.615	0.557	0.63 ± 0.06
	4	0.782	0.713	0.509	0.506	0.62 ± 0.14

Tableau 5-3 : Coefficient de détermination R² entre courbes expérimentales et simulées pour chaque thermocouple

Lorsque le bord de la fraise se trouve à 2 mm de la ligne des thermocouples, la distance les séparant de la surface supérieure (mesurée à 2.59 mm, soit 3 – 0.41 mm), de l'échantillon est alors supérieure à cette valeur de 2 mm. L'influence des échanges avec l'extérieur est donc réduite relativement à celle de la source chaude. Le modèle considérant l'échantillon fraisé comme un milieu semi-infini, ces échanges avec le milieu extérieur n'y sont pas pris en compte, ce qui peut être à l'origine de la différence avec les courbes expérimentales observées lors des passes à une distance supérieure ou égale à 3 mm.

En outre, on constate qu'à 2 mm, les signaux de température de chaque thermocouple apparaissent plus stables qu'à 1 mm. Au plus près des jonctions chaudes, les nombreuses variations locales limitent la précision de la prédictivité du modèle, se traduisant par un coefficient de détermination plus faible malgré la proximité avec la trajectoire de la fraise. A une distance plus importante de la fraise, ces variations captées par les jonctions chaudes apparaissent plus progressives, donnant ainsi des profils d'élévation de température plus proches de ceux du modèle.

Celui-ci reposant en effet sur un certain nombre d'hypothèses simplificatrices, comme celle d'une source mobile d'intensité constante, il est donc moins à même de modéliser les variations subtiles de température avec précision. Ces variations, dues pour certaines à des phénomènes comme le passage de chaque arrête de coupe dans la matière, gagnent en importance avec une réduction de la distance entre le point de mesure et l'outil de coupe.

De manière générale, on constate un comportement adéquat du modèle pour l'ensemble des passes de fraisage, avec une précision satisfaisante de la prédiction de la montée en température. De plus, les élévations de température maximales prédites sont très proches (différences inférieures à 0.5°C dans tous les cas) de celles mesurées expérimentalement.

III.3. Étude paramétrique

III.3.1. Mise en place

A présent que le modèle a été validé expérimentalement, nous souhaitons réaliser une étude paramétrique afin d'explorer l'influence de différents paramètres sur l'élévation de température résultante. On commence par définir la géométrie de la fraise utilisée : on choisit une fraise droite à deux dents de diamètre D=4 mm avec un angle d'hélice $\beta=30^\circ$. L'engagement axial a_p est défini à 4 mm et $a_e=R_0=2$ mm.

La position du point de mesure M est fixée à X=10 mm du bord de la pièce fraisée, à $Y=R_0+0.1=4.1$ mmm et à $a_p/2=2$ mm de la fraise sur Z (*Figure 5-18*). Les propriétés thermiques utilisées pour les simulations sont celles du VerowhiteTM décrites plus tôt dans ce chapitre (*Tableau 5-1*).

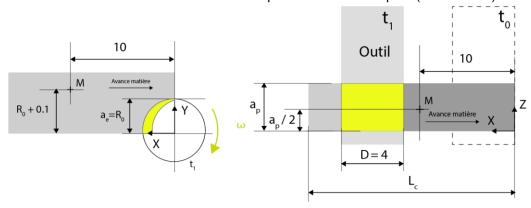


Figure 5-18 : Paramètres fixes de l'étude paramétrique et position de point de mesure M.

III.3.2. Paramètres de coupe

III.3.2.1. Influence de la vitesse de coupe

On commence dans un premier temps par faire varier la vitesse de coupe V_C en fixant dans un premier temps l'avance par dent à $f_t=0.015\,mm/tr$. On fixe également l'engagement radial axial $a_p=D=4$ mm et radial $a_e=R_0=2$ mm ainsi que la longueur fraisée $L_C=20$ mm. On choisit de tester des vitesses de coupe de 2, 5, 10 et 30 m/min.

On constate que la vitesse de montée en température ainsi que la valeur maximale atteinte sont directement liées à la vitesse de coupe, avec une augmentation de température pouvant aller jusqu'à 65° C avec une vitesse de coupe de 30 m/min, alors qu'elle ne dépasse pas les 10° C avec $V_c = 2$ m/min (*Figure 5-19*). Cette augmentation de la température maximale avec la vitesse de coupe n'est toutefois pas linéaire, avec une tendance asymptotique apparaissant pour des vitesses élevées.

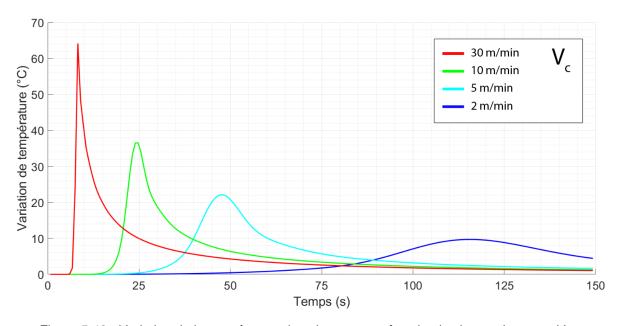


Figure 5-19 : Variation de la température dans le temps en fonction la vitesse de coupe Vc.

Plus la vitesse de coupe est importante et plus la chaleur générée lors de la coupe l'est aussi. Cependant, la vitesse d'avance par dent f_t étant fixée, l'augmentation de la vitesse de coupe engendre également une augmentation de la vitesse d'avance linéaire de la fraise qui peut être exprimée comme :

$$v_f = f_t * N_t * \frac{V_C}{R_0}$$
 (5.26)

On observe ainsi une compétition entre l'augmentation de chaleur générée à chaque instant et la diminution de la durée du fraisage associée. Ceci conduit à la forme des courbes de température observées, avec la pente la plus importante (croissante comme décroissante) associée aux vitesses de coupe les plus élevées. On retrouve cet équilibre entre augmentation de la chaleur générée à l'interface outil-pièce à chaque instant et réduction du temps d'échange avec l'augmentation de $V_{\rm c}$ dans la littérature, se manifestant sur la

Figure 5-20 par la pente décroissante avec l'augmentation de la vitesse de coupe [31].

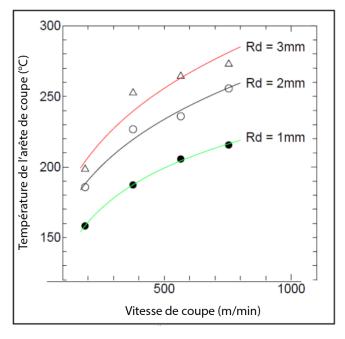


Figure 5-20 : Influence de la vitesse de coupe sur la température de l'arête de coupe avec Rd la distance du bord de l'outil au thermocouple effectuant la mesure, tiré de [31].

III.3.2.2. Influence de l'avance par dent

On étudie à présent l'influence de l'avance par dent f_t en la faisant varier de 0.01 mm/dt à 0.06 mm/dt. On conserve les valeurs d'engagement et de longueur fraisée définies pour l'étude de la vitesse de coupe et on fixe dans un premier temps la vitesse de coupe à 2 m/min. On observe des courbes d'allures similaires à celles obtenues en faisant varier la vitesse de coupe, avec l'élévation de température maximale et la vitesse pour atteindre ce pic augmentant avec l'avance par dent (*Figure 5-21*). Cette tendance à l'augmentation de la température avec l'avance par dent se retrouve largement dans la littérature, que ce soit lors de la coupe des métaux ou de l'os [17].

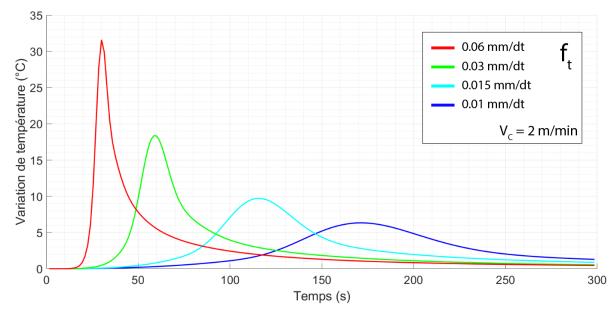


Figure 5-21: Variation de la température dans le temps en fonction de l'avance par dent f_t avec $V_c = 2$ m/min

L'avance par dent affecte également la vitesse d'avance linéaire V_f de la fraise (équation 5.20), avec donc les mêmes phénomènes d'augmentation de la chaleur générée à chaque prise de passe et de réduction de la durée totale de fraisage entrant en compétition.

On peut mettre en évidence la relation entre ces phénomènes en ajustant les conditions de coupe pour trouver une plage ou ils sont proches de l'équilibre. En définissant une vitesse de coupe V_c = 30 m/min tout en faisant varier l'avance par dent avec les mêmes valeurs, on observe une élévation de température plus faible pour f_t = 0.06 mm/dt qu'avec une avance par dent deux fois et même 4 fois plus faible (*Figure 5-22*). On peut donc observer une inversion des tendances inverses pour certaines plages de conditions de coupe, avec une augmentation de l'avance par dent menant à une réduction de la température maximale atteinte pour $f_t \ge 0.06$ mm/dt avec $V_c = 30$ m/min.

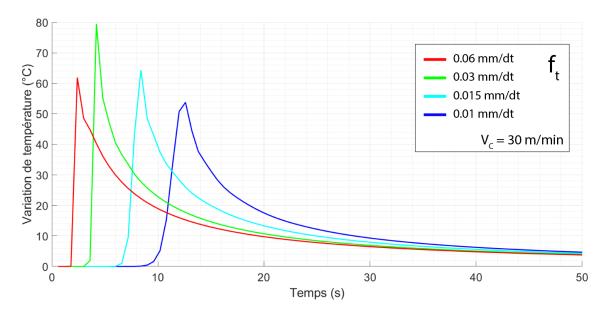


Figure 5-22 : Variation de la température dans le temps en fonction de l'avance par dent ft avec $V_c = 30 \text{ m/min}$.

III.3.2.3. Influence de l'engagement

On teste ensuite l'influence de l'engagement de la fraise en faisant varier tour à tour l'engagement axial a_p (1, 2, 4 et 6 mm) et radial a_e (0.5, 1, 2 et 3 mm) en fixant la vitesse de coupe à 30 m/min et l'avance à 0.015 mm/dt. L'engagement radial a été fixé à 2 mm lors du test de l'influence de l'engagement axial. De même, lors de la variation de l'engagement radial, a_p était fixé à 4 mm comme lors des essais précédents. Sans surprise, on observe un effet important d'augmentation de la température avec l'engagement, qu'il soit axial ou radial, puisque celui-ci affecte directement la surface de contact entre l'outil coupant et la pièce et donc la génération de chaleur.

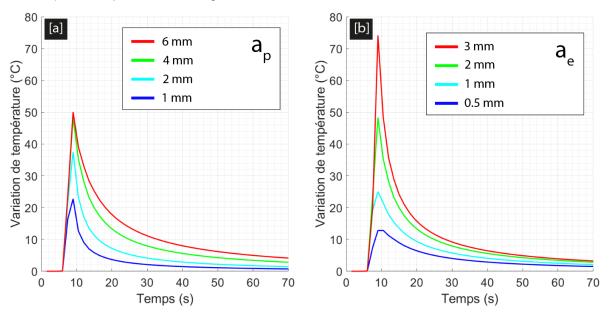


Figure 5-23 : Variation de la température dans le temps en fonction de l'engagement [a] axial et [b] radial, $V_c = 30 \text{ m/min et } f_t = 0.015 \text{ mm/dt.}$

III.3.3. Propriétés thermiques

III.3.3.1. Influence de la conductivité thermique

On cherche également à voir l'influence des propriétés thermiques sur l'élévation de la température. On choisit de faire varier la conductivité thermique λ de 0.2 à 0.8 W.m⁻¹.K⁻¹ afin de rester proche des valeurs mesurées pour l'os. La capacité calorifique c_p est maintenue a 1397 J.kg⁻¹.K⁻¹, la diffusivité α à 0.26 mm²/s et la densité ρ à 1170 kg/m³.

Les conditions de coupe utilisées pour la simulation sont identiques à celles utilisées précédemment, avec $f_t = 0.015$ mm/dt et $v_c = 30$ m/min. L'engagement, la position du point de mesure et les géométries d'outil sont également les mêmes.

On observe que l'élévation de température maximale dans la matière est plus importante avec une conductivité thermique plus faible (*Figure 5-24*). En effet, la chaleur s'évacuant plus lentement avec une faible conductivité thermique s'accumule dans la matière plus longtemps, ce qui mène à une augmentation de la température. On peut également observer que la vitesse de montée en température et de stabilisation à une température minimale après refroidissement est directement liée à la valeur de la conductivité thermique.

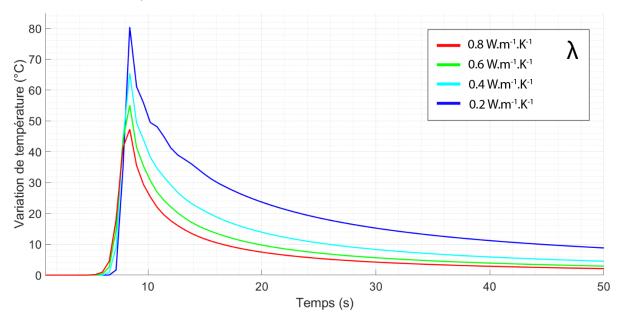


Figure 5-24: Variation de la température dans le temps en fonction de la conductivité thermique du matériau fraisé (résine VerowhiteTM), $f_t = 0.015$ mm/dt, $v_c = 30$ m/min, $c_p = 1397$ J.kg⁻¹.K⁻¹, $\alpha = 0.26$ mm²/s.

III.3.3.2. Influence de la capacité calorifique

On teste également l'influence de la capacité calorifique C_p en la faisant varier de 500 à 2000 J.kg⁻¹.K⁻¹ sans changer les conditions de coupe. Les autres propriétés thermiques demeurent fixes avec une valeur de λ définie à 0.426 W.m⁻¹.K⁻¹ comme initialement.

On constate que plus la valeur de C_p augmente, et plus l'augmentation de la température diminue, autant en vitesse qu'en intensité maximale *Figure 5-25*. Cet effet est logique étant donné que la capacité calorifique traduit la quantité d'énergie requise à un matériau pour augmenter sa température d'un degré. Une capacité calorifique plus importante augmente donc de fait l'inertie thermique du matériau et la quantité de chaleur nécessaire pour élever sa température.

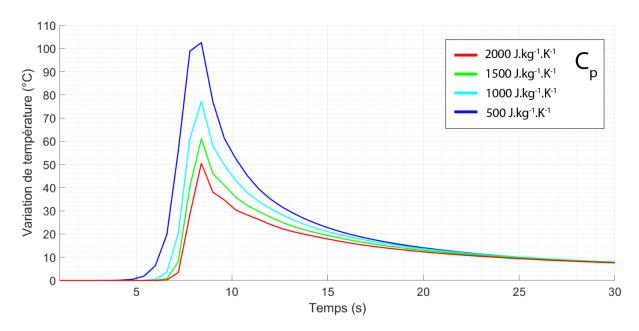


Figure 5-25 : Variation de la température dans le temps en fonction de la capacité calorifique du matériau fraisé, $f_t = 0.015$ mm/dt, $V_C = 30$ m/min, $\lambda = 0.426$ W.m⁻¹.K⁻¹, $\alpha = 0.26$ mm² / s.

III.4. Extrapolation à l'os temporal

A présent que nous avons pu valider expérimentalement le modèle et nous en servir pour mieux comprendre l'influence de différents paramètres, nous souhaitons le mettre en œuvre pour comparer les élévations de température entre l'os et le Verowhite™ en faisant varier les propriétés thermiques. Nous faisons également varier la distance de la fraise au point de mesure dans une direction afin de mettre en relation le comportement thermique du matériau avec cette distance.

III.4.1. Paramètres de l'étude

On choisit de simuler le fraisage d'un échantillon parallélépipédique de dimensions identiques à celles des pavés utilisés dans l'étude expérimentale de validation, c'est-à-dire $6x40x20 \text{ mm}^3$. On choisit un point de mesure situé à X = 20 mm et Z = 3 mm du bord de la pièce (*Figure 5-26*), avec une distance à la fraise dy dans la direction de l'axe Y que l'on fait varier. L'engagement radial a_e est fixé à 1 mm et l'engagement axial a_p se fait sur toute la hauteur de la pièce, c'est-à-dire 6 mm. Les propriétés thermiques du Verowhite et de l'os (trabéculaire) utilisées sont celles répertoriées dans le *Tableau 5-1*.

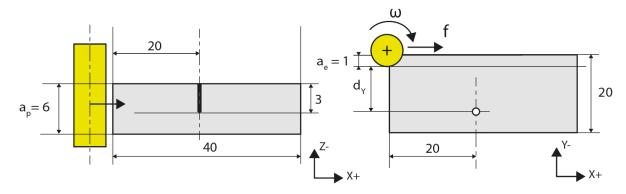


Figure 5-26 : Schéma de la configuration du pavé pour la simulation de l'os et du Verowhite.

On choisit d'effectuer 2 séries de simulations avec chacune des paramètres de coupe différents : une première série dans des conditions dites standard, proches de celles utilisées pour les essais expérimentaux, et une seconde série dans les conditions chirurgicales, relevées dans le chapitre précédent.

III.4.2. Conditions de coupe standard

Cette première série de simulations a pour objectif d'étudier la différence de comportement thermique entre l'os et le Verowhite $^{\text{TM}}$ avec des paramètres de coupe pour lesquelles le modèle a été validé expérimentalement. On reprend donc les paramètres de coupe de l'étude précédente, c'est-à-dire $v_c = 38 \text{ m/min}$ et $f_t = 0.016 \text{ mm/dent}$ avec un outil de coupe identique (fraise de diamètre 4 mm avec 4 dents et un angle d'hélice de 30°).

Pour chaque matériau, on fait varier la position de la fraise au thermocouple sur l'axe Y d_Y dans une plage de 0.5 à 2 mm, afin de représenter des distances du même ordre de grandeur que celles des thermocouples au nerf facial lors des campagnes expérimentales sur os temporaux synthétiques et cadavériques.

On remarque une élévation de la température plus importante avec une réduction de la distance d_Y , indiquant un bon comportement du modèle (tendance vérifiée expérimentalement, *Figure 5-27*). L'élévation maximale de la température atteinte par l'os (+5.4°C) apparait inférieure à celles obtenue lors de la simulation de la même opération sur le Verowhite $^{\text{TM}}$ (+8.3°C), ce qui apparait cohérent au vu de la différence de propriétés thermiques entre ces deux matériaux (chaleur spécifique presque 2 fois plus élevée pour l'os trabéculaire pour une conductivité thermique et une densité très proches).

On calcule également à la dose thermique correspondant à chacune de ces élévations de température, que l'on consigne dans le *Tableau 5-4* ci-dessous (méthode de calcul identique à celle présentée dans le chapitre 4, c'est-à-dire ajout de 37.5 à la valeur d'élévation de température calculée en chaque instant). On constate que la dose thermique est ici systématiquement plus importante lors du fraisage du Verowhite™ à distance égale du point de mesure à la fraise.

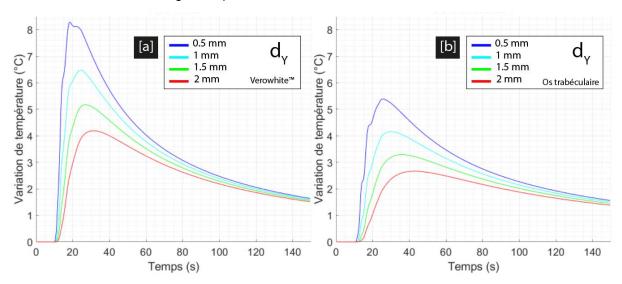


Figure 5-27 : Élévation de la température en fonction de la distance d_Y entre la fraise et le thermocouple pour [a] le Verowhite™ et [b] l'os trabéculaire.

Distance fraise - point de mesure (mm)	CEM43 Verowhite™ (min)	CEM43 Os (min)
0.5	1.805	0.273
1	0.666	0.083
1.5	0.235	0.037
2	0.089	0.021

Tableau 5-4 : CEM43 pour chaque thermocouple et matériau fraisé dans les conditions de coupe dites standard ($v_{_{c}}$ = 38 m/min, $f_{_{f}}$ = 0.016 mm/dt)

On cherche à présent à se rapprocher de l'estimation réelle des variations de température induites au nerf facial dans un contexte chirurgical en fonction de la distance de fraise, avec une mise en perspective de l'influence du matériau, que ce soit l'os ou le Verowhite™.

Pour cela, on effectue des simulations de l'élévation de la température pour un fraisage à 0.5 mm, 1 mm, 1.5 mm et 2 mm du thermocouple comme précédemment, avec une comparaison entre le Verowhite $^{\text{TM}}$ et l'os trabéculaire. Étant donné la variabilité des conditions opératoires en chirurgie otologique, on effectue cette comparaison pour les estimations haute et basse effectuées dans le chapitre précédent, c'est-à-dire des vitesses de coupe de 630 m/min et 500 m/min, associées à des avances de 0.9 µm/dent et 0.5 µm/dent respectivement. L'outil simulé est une fraise droite de diamètre 4 mm possédant 8 dents, avec un engagement axial et radial de 1 mm.

III.4.2.1. Estimation basse

On commence par effectuer une simulation avec une estimation basse des conditions de coupe. On observe que les élévations de température obtenues sont légèrement moins importantes qu'avec les conditions dites standard, malgré la vitesse de coupe bien plus élevée (*Figure 5-28*). L'effet de la très faible vitesse d'avance par dent est responsable de la mitigation de l'élévation de la température, qui n'atteint que 8.1°C pour le Verowhite™ et 5.1°C pour l'os trabéculaire.

On remarque également un effet important de la distance entre la fraise et le point de mesure, avec une diminution de la température maximale atteinte de 3°C en s'éloignant à 2 mm au lieu de 0.5 mm.

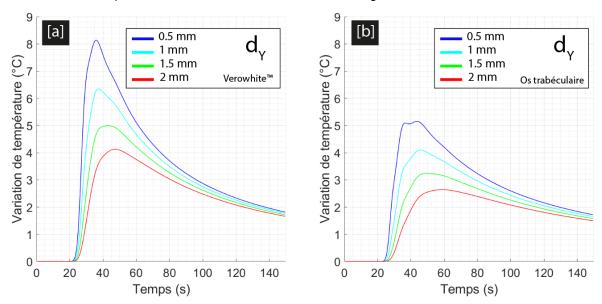


Figure 5-28 : Élévation de la température en fonction de la distance d_Y entre la fraise et le thermocouple pour [a] le VerowhiteTM et [b] l'os trabéculaire dans des conditions opératoires (estimation basse), $V_C = 38 \text{ m/min}, f_{-\tau} = 0.016 \text{ mm/dt}.$

III.4.2.2. Estimation haute

On remarque que pour l'estimation haute des conditions de coupe, la valeur maximale atteinte pour le Verowhite est légèrement supérieure à celle de l'estimation basse (augmentation de 8.4°C), mais reste toutefois contenue et de courte durée, tout comme pour l'estimation haute (*Figure 5-29*). Pour l'os trabéculaire, l'élévation de température maximale atteinte est quasiment identique à celle observée avec l'estimation basse (+5.4°C), ce qui indique que la forte capacité calorifique de l'os trabéculaire contribue à absorber les augmentations de température brutales et de courte durée, et donc à lisser les pics de température dans le temps (amplitude plus faible).

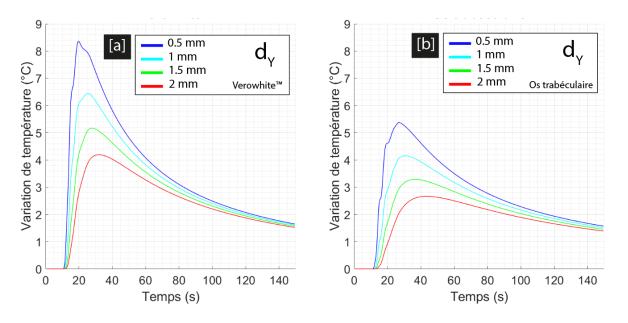


Figure 5-29 : Élévation de la température en fonction de la distance d_Y entre la fraise et le thermocouple pour [a] le VerowhiteTM et [b] l'os trabéculaire dans des conditions de coupe opératoires (estimation haute).

L'engagement simulé ici est également bien plus important que lors de la chirurgie, avec $a_p = 6$ mm et $a_e = 1$ mm. A titre de comparaison, la surface de contact entre un outil (cylindrique) de 4 mm de diamètre pour 4 mm de hauteur et la matière est de 16.76 mm² (passant à 25.13 mm² pour un outil de hauteur 6 mm) quand l'utilisation d'un outil chirurgical sphérique avec le même diamètre et les mêmes conditions d'engagement ne conduirait plus qu'à une surface de contact de 12.57 mm² (*Figure 5-30*). On constate que l'engagement axial comme radial lors de la chirurgie otologique est généralement inférieur à 1 mm, en particulier aux abords du nerf facial (déduit d'observations a posteriori de traces laissées par la fraise), ce qui nous indique que les élévations de température prédites ici sont surestimées par rapport à la chirurgie otologique.

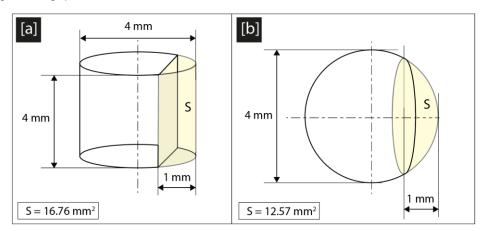


Figure 5-30 : Comparaison de la surface de contact entre l'outil et la matière entre [a] fraise cylindre et [b] fraise boule (sphérique) pour un même engagement radial de 1 mm.

Par ailleurs, la prédiction du profil de diminution de la température après passage de la fraise montre des imprécisions, ce qui peut être entre autres dû à l'absence de prise en compte du régime de coupe transitoire, c'est-à-dire de la diminution de la longueur fraisée par l'arête de coupe au moment de la sortie en matière (*Figure 5-31*).

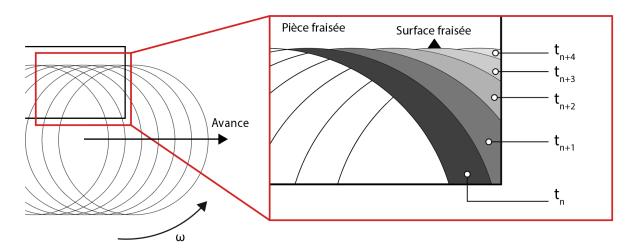


Figure 5-31 : Variation de la longueur fraisée sur les dernières passes de la pièce

De plus, nous avons mis en évidence dans le chapitre 4 la variation de la vitesse de coupe avec l'angle de fraisage lors de l'utilisation d'un outil sphérique, ce qui ajoute une variabilité supplémentaire dont on ne tient ici pas compte. La vitesse de coupe étant réduite lorsque la normale à la surface fraisée n'est pas à un angle de 90° par rapport à l'axe de rotation de l'outil, c'est-à-dire pendant la quasi-totalité de l'intervention (des mesures effectuées sur photos nous indiquent des angles de fraisage entre l'axe de l'outil et la normale à la surface fraisée compris entre 20° et 70°, illustration *Figure 5-32*). Les vitesses de coupe utilisées ici pour la simulation sont donc également probablement surestimées par rapport aux conditions chirurgicales réelles. De plus, l'opération de fraisage simulée, qui s'effectue de façon linéaire, à une vitesse d'avance constante et de manière continue, diffère d'une intervention de fraisage chirurgical, réalisée par intermittence.

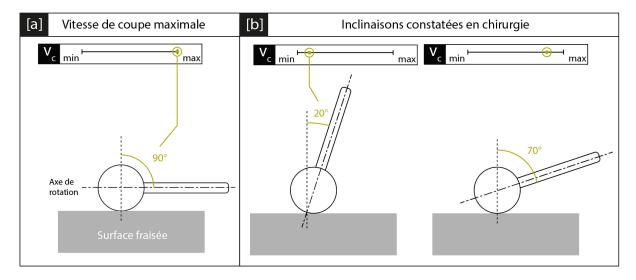


Figure 5-32 : Illustration schématique de la relation entre inclinaison de l'outil par rapport à la normale à la surface et vitesse de coupe pour [a] vitesse de coupe maximale et [b] inclinaisons constatées lors de la chirurgie.

Les élévations de température prédites pour l'os sont de l'ordre de grandeur de celles observées lors du fraisage de l'os temporal cadavérique C3 (*Figure 5-33*). De plus, il a été montré dans le chapitre 4 que les thermocouples positionnés dans cet os le sont au plus proche du nerf facial (0.81 mm en moyenne). Par conséquent, ce modèle pourrait permettre d'extrapoler une estimation des élévations de température dans le nerf facial en fonction de la distance à l'outil. Dans un contexte de formation, il pourrait donc aider à une meilleure anticipation des dommages thermiques potentiels au nerf facial par les apprenants.

Dans un contexte de recherche, on peut également imaginer utiliser le modèle pour remonter à posteriori à la position de l'outil à chaque instant à partir des évolutions de température dans le temps (et de la position exacte des thermocouples). Ceci ne serait néanmoins possible qu'avec une estimation précise des conditions de coupe chirurgicales, des géométries d'outil et des propriétés thermiques locales de l'os lors de la chirurgie.

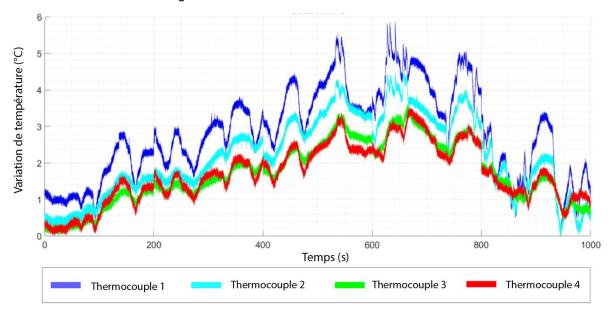


Figure 5-33 : Élévation de température dans le rocher cadavérique C3 lors du fraisage

IV. Conclusion

Au cours de cette étude, nous avons pu dans un premier temps mesurer la capacité du modèle de fraisage développé à prédire la variation réelle de la température dans le Verowhite™ causée par une opération de fraisage linéaire en comparant les résultats de simulation avec des essais expérimentaux. Il s'est avéré particulièrement apte à prédire le profil de montée en température ainsi que son élévation maximale. Toutefois, le modèle fait état de certaines imprécisions liées aux hypothèses faites pour sa mise en œuvre, avec une sensibilité de sa justesse à la distance entre l'outil et le point de mesure.

Suite à cette validation, une étude paramétrique a permis d'expliciter l'influence de divers paramètres sur l'élévation de la température en fraisage, tels que l'impact des conditions de coupe (vitesse de coupe, avance), des propriétés thermiques des matériaux fraisés (conductivité thermique, capacité calorifique) ou encore de la distance aux thermocouples.

Enfin, l'intérêt du modèle a été montré dans la simulation d'opérations de fraisage similaires sur le Verowhite™ et l'os trabéculaire, permettant d'établir les différences de réponse thermique entre ces deux matériaux (en supposant le même k₁). Nous avons pu constater une montée en température plus lente et des élévations de température plus réduites pour l'os trabéculaire, que l'on attribue à sa capacité calorifique élevée comparée à celle du Verowhite™. Par ailleurs, l'influence de la distance de l'outil au point de mesure a pu être quantifiée pour chaque matériau dans les conditions de coupe chirurgicales, permettant d'étendre les conclusions tirées de ce modèle à un contexte clinique, dans un objectif d'estimation de la température au niveau du nerf facial. Toutefois, l'estimation précise des températures au niveau du nerf requiert de connaître la position exacte de l'outil de coupe à chaque instant, ainsi que les propriétés thermiques locales du matériau. En effet, ces dernières sont dépendantes de la fraction volumique d'os sur le volume total BV/TV, qui varie selon la position dans l'os, mais aussi de l'hydratation des tissus ou du taux de minéralisation.

V. Références bibliographiques chapitre 5

- [1] T.-R. Hsu, "The Finite Element Method in Thermomechanics," *The Finite Element Method in Thermomechanics*, 1986, doi: 10.1007/978-94-011-5998-2.
- [2] S. R. H. Davidson and D. F. James, "Drilling in bone: modeling heat generation and temperature distribution," *J Biomech Eng*, vol. 125, no. 3, pp. 305–314, Jun. 2003, doi: 10.1115/1.1535190.
- [3] M. E. Merchant, "Mechanics of the Metal Cutting Process. I. Orthogonal Cutting and a Type 2 Chip," *J Appl Phys*, vol. 16, no. 5, pp. 267–275, May 1945, doi: 10.1063/1.1707586.
- [4] J. E. Lee, Y. Rabin, and O. B. Ozdoganlar, "A new thermal model for bone drilling with applications to orthopaedic surgery," *Med Eng Phys*, vol. 33, no. 10, pp. 1234–1244, Dec. 2011, doi: 10.1016/J.MEDENGPHY.2011.05.014.
- [5] N. Maani, K. Farhang, and M. Hodaei, "A model for the prediction of thermal response of bone in surgical drilling," *J Therm Sci Eng Appl*, vol. 6, no. 4, Dec. 2014, doi: 10.1115/1.4026625/379832.
- [6] C. H. Jacobs, M. H. Pope, J. T. Berry, and F. Hoaglund, "A study of the bone machining process-orthogonal cutting," *J Biomech*, vol. 7, no. 2, 1974, doi: 10.1016/0021-9290(74)90051-7.
- [7] K. L. Wiggins and S. Malkin, "Orthogonal Machining of Bone," *J Biomech Eng*, vol. 100, no. 3, pp. 122–130, Aug. 1978, doi: 10.1115/1.3426202.
- [8] W. R. Krause, "Orthogonal Bone Cutting: Saw Design and Operating Characteristics," *J Biomech Eng*, vol. 109, no. 3, pp. 263–271, Aug. 1987, doi: 10.1115/1.3138679.
- [9] C. Plaskos, A. J. Hodgson, and P. Cinquin, "Modelling and optimization of bone-cutting forces in orthopaedic surgery," *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, vol. 2878, pp. 254–261, 2003, doi: 10.1007/978-3-540-39899-8_32/COVER.
- [10] N. Sugita, K. Ishii, J. Sui, and M. Terashima, "Multi-grooved cutting tool to reduce cutting force and temperature during bone machining," *CIRP Annals*, vol. 63, no. 1, pp. 101–104, Jan. 2014, doi: 10.1016/J.CIRP.2014.03.069.
- [11] Z. Liao and D. A. Axinte, "On chip formation mechanism in orthogonal cutting of bone," *Int J Mach Tools Manuf*, vol. 102, pp. 41–55, Mar. 2016, doi: 10.1016/j.ijmachtools.2015.12.004.
- [12] A. Feldmann, P. Ganser, L. Nolte, and P. Zysset, "Orthogonal cutting of cortical bone: Temperature elevation and fracture toughness," *Int J Mach Tools Manuf*, vol. 118–119, pp. 1–11, Aug. 2017, doi: 10.1016/J.IJMACHTOOLS.2017.03.009.
- [13] N. Sugita and M. Mitsuishi, "Specifications for machining the bovine cortical bone in relation to its microstructure," *J Biomech*, vol. 42, no. 16, pp. 2826–2829, Dec. 2009, doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2009.08.017.
- [14] F. Amewoui *et al.*, "Bone drilling: a thermal model for bone temperature prediction," *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 22, 2019, doi: 10.1080/10255842.2020.1714922ï.
- [15] A. Feldmann *et al.*, "Temperature Prediction Model for Bone Drilling Based on Density Distribution and In Vivo Experiments for Minimally Invasive Robotic Cochlear Implantation," *Ann Biomed Eng*, vol. 44, no. 5, pp. 1576–1586, 2016, doi: 10.1007/s10439-015-1450-0.
- [16] F. Amewoui, G. Le Coz, A. S. Bonnet, and A. Moufki, "An analytical modeling with experimental validation of bone temperature rise in drilling process," *Med Eng Phys*, vol. 84, pp. 151–160, Oct. 2020, doi: 10.1016/J.MEDENGPHY.2020.07.007.
- [17] N. Sugita, T. Osa, and M. Mitsuishi, "Analysis and estimation of cutting-temperature distribution during end milling in relation to orthopedic surgery," *Med Eng Phys*, vol. 31, no. 1, pp. 101–107, 2009, doi: 10.1016/j.medengphy.2008.05.001.

- [18] T. Jin, W. B. Rowe, and D. McCormack, "Temperatures in deep grinding of finite workpieces," *Int J Mach Tools Manuf*, vol. 42, no. 1, pp. 53–59, Jan. 2002, doi: 10.1016/S0890-6955(01)00094-3.
- [19] Z. Liao, D. Axinte, and D. Gao, "On modelling of cutting force and temperature in bone milling," *J Mater Process Technol*, vol. 266, no. July 2018, pp. 627–638, 2019, doi: 10.1016/j.jmatprotec.2018.11.039.
- [20] M. Kiffer, A.-S. Bonnet, and A. Moufki, "Master thesis report Analytical modeling for milling of bone tissues for ENT surgery," Université de Lorraine, 2023.
- [21] "Mesure de la diffusivité thermique par la méthode flash | Enhanced Reader."
- [22] A. Feldmann, P. Wili, G. Maquer, and P. Zysset, "The thermal conductivity of cortical and cancellous bone," *Eur Cell Mater*, vol. 35, pp. 25–33, Jan. 2018, doi: 10.22203/ECM.V035A03.
- [23] J. E. Fajardo, C. M. Carlevaro, F. Vericat, E. Berjano, and R. M. Irastorza, "Effect of the trabecular bone microstructure on measuring its thermal conductivity: A computer modeling-based study," *J Therm Biol*, vol. 77, pp. 131–136, Oct. 2018, doi: 10.1016/J.JTHERBIO.2018.08.009.
- [24] Hasgall PA *et al.*, "IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues," Feb. 2022.
- [25] J. Lundskog, "Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury.," *Scand J Plast Reconstr Surg*, vol. 9, pp. 1–80, Jan. 1972, Accessed: Mar. 13, 2023. [Online]. Available: https://europepmc.org/article/med/4661159
- [26] R. Calttenburg, J. Cohen, S. Conner, and N. Cook, "Thermal properties of cancellous bone," *J Biomed Mater Res*, vol. 9, no. 2, pp. 169–182, 1975, doi: 10.1002/JBM.820090206.
- [27] S. Biyikli, M. F. Modest, and R. Tarr, "Measurements of thermal properties for human femora," *J Biomed Mater Res*, vol. 20, no. 9, pp. 1335–1345, 1986, doi: 10.1002/JBM.820200908.
- [28] J. D. Currey, "The structure and mechanics of bone," *J Mater Sci*, vol. 47, no. 1, pp. 41–54, Jan. 2012, doi: 10.1007/S10853-011-5914-9.
- [29] H. Carslaw and J. Jaeger, "Conduction of Heat in Solids. 2nd Edition, Oxford University Press, Oxford, 273-281. References Scientific Research Publishing." Accessed: Sep. 14, 2023. [Online]. Available: https://www.scirp.org/(S(Iz5mqp453ed%20snp55rrgjct55))/reference/referencespapers.aspx?referenceid=2108078
- [30] J.-P. Demailly, *Analyse numérique et équations différentielles*. Presses universitaires de Grenoble, 1991.
- [31] M. A. Kiprawi *et al.*, "Study Of Cutting Edge Temperature And Cutting Force Of End Mill Tool In High Speed Machining".

CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES

Le travail de thèse présenté dans ce manuscrit s'est attaché à répondre à un ensemble de problématiques liées à la chirurgie de l'os temporal et plus particulièrement au fraisage de celui-ci durant les interventions, dans une optique d'accéder à une meilleure compréhension des mécanismes mis en œuvre et d'apporter une aide à la formation des cliniciens par le biais du développement d'outils pédagogiques adaptés.

Après une première revue de littérature permettant la familiarisation avec les spécificités anatomiques de l'os temporal et les dommages potentiels auquel il est soumis lors d'une intervention chirurgicale, nous avons déterminé que les difficultés de la chirurgie otologique sont liées de façon intrinsèque à la complexité de l'anatomie de l'oreille. De ce fait, la formation en otologie apparait comme fondamentale pour mieux appréhender les particularités anatomiques en tenant compte des contraintes opératoires. L'acquisition du savoir-faire particulier nécessaire à la réalisation d'une intervention chirurgicale repose sur deux piliers fondamentaux : des modalités d'entrainement adaptées, ainsi qu'un large socle de connaissances de la zone anatomique concernée et des procédures opératoires.

Concernant ce premier point, un état de l'art des modes de formation disponibles pour les praticiens a permis de soulever une insuffisance de la précision et de la validation associée des simulateurs physiques existants, bien qu'il s'agisse d'un mode d'entrainement alternatif à l'usage de pièces cadavériques prometteur, en particulier à la lumière des avancées technologiques récentes dans le domaine de la fabrication additive. En partant de ce constat, nous avons choisi de contribuer au développement d'une nouvelle gamme de simulateurs physiques destinés à l'entrainement des chirurgiens otologiques et de les soumettre à validation. Un premier simulateur adulte, dont le réalisme anatomique a été quantifié, a constitué une base solide au développement d'une seconde version proposant un semble d'améliorations permettant d'approcher encore plus précisément l'anatomie de la zone d'intérêt. Un second simulateur physique, cette fois d'un os temporal pédiatrique, a également été conçu selon la même démarche afin d'étoffer les possibilités d'entrainement.

Afin d'adresser le deuxième pilier de la formation des chirurgiens otologiques, nous nous sommes concentrés sur une problématique clinique bien identifiée par les praticiens et aux conséquences lourdes pour les patients : les dommages au nerf facial. Les dommages directs par contact accidentel avec l'outil de fraisage peuvent être évités par une bonne connaissance de l'anatomie combinée aux dernières innovations de suivi de la localisation du nerf (radiologie interventionnelle, surveillance par stimulation manuelle). En revanche, les dommages thermiques sont eux méconnus et difficiles à évaluer. Pour adresser cette problématique, un protocole permettant le positionnement de thermocouples au niveau du nerf facial pour étudier la variation de sa température a été développé, avec une évaluation de sa précision théorique.

Une première campagne expérimentale de fraisage manuel du simulateur adulte développé a ensuite été mise en œuvre dans la double visée d'évaluer la réponse en fraisage du simulateur physique développé et de mettre en application le protocole d'étude de la température du nerf facial dans un contexte chirurgical. Cette série d'essais sur échantillons identiques a permis de quantifier la répétabilité du geste chirurgical et d'identifier l'influence de la phase chirurgicale et de l'irrigation, que ce soit sur les forces de fraisage comme sur la température au niveau du nerf facial. Les mesures de température se sont avérées fiables et nous avons pu attester de la répétabilité du protocole en identifiant précisément la position de chaque thermocouple inséré pour l'ensemble des échantillons.

Une seconde campagne expérimentale a ensuite été menée sur os temporaux cadavériques, afin de comparer leur réponse en fraisage avec celle du simulateur, ainsi que de réaliser des mesures de température au niveau du nerf facial plus proches du contexte clinique. Cette étude a permis de quantifier la justesse de la réponse au fraisage des os temporaux synthétiques et ainsi de compléter la démarche de validation de leur utilisation en chirurgie otologique. Nous avons également pu reproduire le protocole de mesure de la température mis au point sur os synthétiques sur les échantillons cadavériques, ce qui a permis de confirmer l'importance de l'usage d'irrigation dans la réduction de la température du nerf facial. L'analyse de la dose thermique a également pu être réalisée, avec pour conclusion une absence de dommages thermiques au nerf facial en présence d'irrigation.

Une étude approfondie de la coupe lors du fraisage a également été réalisée, et a permis de réaliser une estimation des conditions de coupe chirurgicales et du mode de formation des copeaux associés. Nous en avons déduit que le faux-rond de l'outil joue un rôle prépondérant dans l'engagement de chaque arête de coupe étant donné les fréquences de rotation importantes associées aux faibles vitesses d'avance par dent mesurées.

Ce phénomène, associé à la variabilité de la vitesse de coupe en fonction de l'inclinaison de l'outil ou encore à l'avance variable lors du fraisage manuel rend la caractérisation de la coupe chirurgicale complexe et difficile à prévoir.

Dans l'objectif d'améliorer notre compréhension de la propagation de la chaleur dans le matériau lors du fraisage, un modèle thermique a été proposé. Étant donné le caractère imprévisible du mode de coupe en chirurgie otologique, nous avons opté pour une modélisation par source de chaleur mobile, dont l'intensité a été calibrée par une série d'essais sur machine-outil. Après une validation expérimentale consistant à comparer les résultats de simulation avec les températures mesurées en plusieurs points lors d'opérations de fraisage linéaire, l'aptitude du modèle à reproduire les variations de température a pu être attestée. Une étude paramétrique a été menée pour étudier l'influence individuelle de différents paramètres, ce qui a permis de montrer qu'une augmentation de la vitesse de coupe et/ou de l'avance par dent engendre une augmentation de la température plus importante par unité de temps, mais réduit de fait le temps nécessaire pour fraiser la longueur déterminée, ce qui limite la durée de génération de chaleur. Nous avons également pu mettre en lumière l'effet de l'engagement, dont l'augmentation est directement liée à une génération de chaleur plus importante.

Différentes valeurs de conductivité thermique et de capacité calorifique ont également été testées dans une configuration simplifiée afin de pouvoir identifier leur effet sur les variations de température mesurées. Le modèle a ensuite été mis en œuvre pour simuler l'effet d'opérations de fraisage identiques sur le Verowhite™ et l'os trabéculaire afin d'identifier les différences de comportement thermiques entre ces matériaux constitutifs des échantillons d'os temporaux fraisés. Ainsi, nous avons pu mettre en évidence un échauffement de l'os trabéculaire moins important que pour le Verowhite™, y compris dans des conditions chirurgicales.

Au terme de ce travail, plusieurs perspectives peuvent être envisagées afin d'une part de continuer à accroître l'offre de formation proposée aux chirurgiens ORL, et d'autre part de poursuivre les analyses et étendre davantage notre compréhension du fraisage chirurgical.

En effet, d'autres simulateurs physiques représentatifs de pathologies fréquemment rencontrées en otologie pourraient être développés, à partir des procédures établies pour les autres versions.

Concernant les aspects expérimentaux liés au fraisage, il serait intéressant de faire réaliser des essais de fraisage manuel d'os synthétiques et cadavériques par d'autres chirurgiens, permettant ainsi d'élargir la représentativité des données et de mettre en évidence d'autres caractéristiques du fraisage otologique, telle que la répétabilité inter-opérateur d'une même intervention. L'étude de l'influence du niveau d'expérience de différents opérateurs sur le geste chirurgical semble également pertinente dans un objectif d'amélioration de la formation en chirurgie otologique.

L'exploration de méthodes permettant la mise en relation des phénomènes thermiques mesurés avec la position de l'outil à chaque instant présente également un intérêt conséquent dans la meilleure estimation des dommages thermiques potentiels au sein de l'os temporal. On peut ainsi imaginer un système mécanique semblable à un bras robot fixé à l'outil chirurgical et permettant de calculer sa position par cinématique inverse à partir des valeurs angulaires entre ses différents segments. Dans la perspective d'étudier plus en profondeur le geste chirurgical, on peut également se figurer un dispositif permettant de contraindre le geste du chirurgien afin de supprimer un degré de liberté (ou plus) lors du fraisage. Par mesure des forces lors d'une telle opération contrainte, par exemple, à un déplacement biaxial, il serait possible de distinguer les efforts d'avance des forces de stabilisation (ou efforts compensatoires) appliqués par le praticien, et donc d'approfondir notre étude de la coupe chirurgicale.

La réalisation d'opérations de fraisage sur échantillons d'os (à l'aide d'une machine-outil portative telle que celle développée pour effectuer les essais en milieu hospitalier) est également envisageable pour obtenir des valeurs d'efforts de coupe à conditions de coupe stabilisées. Par tomographie préalable des échantillons fraisés, on peut aussi imaginer les imprimer en 3D afin de fraiser une réplique exacte dans les mêmes conditions, et ainsi comparer les variations de réponse au fraisage induites par la nature des échantillons (microstructure, propriétés mécaniques, etc.)

Il serait également intéressant de poursuivre le développement du modèle thermique en fraisage afin de parfaire la simulation d'opérations de fraisage en tenant compte de davantage de paramètres. La simulation de nouvelles géométries d'outil serait dans un premier temps souhaitable pour approcher au plus près les conditions chirurgicales réelles. La possibilité de modélisation de l'usage d'irrigation serait également un ajout pertinent au modèle, permettant une meilleure estimation du refroidissement en fraisage. La prise en compte du taux de porosité dans le milieu fraisé serait également intéressante pour gagner en précision dans l'estimation de la propagation de la chaleur. Dans ce même but, une mesure des propriétés thermiques de l'os temporal, et en particulier de la mastoïde, serait souhaitable afin de prendre du recul par rapport aux valeurs de la littérature, plus généralistes.

Dans une visée plus large d'estimation des dommages thermiques au nerf, le développement de nouveaux indicateurs de dose thermique plus adaptés à un contexte chirurgical que le CEM43 constituerait également un apport notable pour des études futures dans cette thématique.

TABLE DES FIGURES

Figure 1-1 : Os du crâne, [a] vue latérale et [b] vue antérieure [1]
Figure 1-2 : Axes et positions anatomiques de référence [2]14
Figure 1-3 : Parties osseuses de l'os temporal [3]
Figure 1-4 : Anatomie interne de l'oreille [7]16
Figure 1-5 : Structure de l'os cortical et trabéculaire, adapté de [19]17
Figure 1-6 : Coupe de l'os temporal avec mise en évidence de la pneumatisation de la mastoïde, adapté de [24]18
Figure 1-7 : [a] Epaisseur de la paroi externe relativement à la densité de différents os du crâne et [b] ocalisation de la zone testée (formes pleines : présence d'attachements musculaires sur l'os ; formes évidées : absence d'attachements musculaire), adapté de [25]
Figure 1-8 : Mise en évidence de l'anisotropie de différents os du crâne, avec relation entre l'anisotropie E2/E3 (E2 : module d'Young dans la direction de rigidité minimale ; E3 : module d'Young dans la direction de rigidité maximale ; symboles pleins : présence d'attachements musculaires ; symboles vides : absence d'attachements), adapté de [25]
Figure 1-9 : voies en chirurgie otologique [33]
Figure 1-10 : outils de coupe : [a] fraise boule chirurgicale, [b] fraise classique 2 tailles en acier, [c] forei
Figure 1-11 : Évolution du nombre d'études scientifiques publiées dans les domaines de l'usinage conventionnel et laser de l'os de 1940 à 2016, tiré de [36]23
Figure 1-12 : Zones de génération et transfert de chaleur lors de la coupe, tiré de [55]
Figure 1-13 : Ruptures successives lors du fraisage de l'os dans la direction orthogonale par rapport à orientation des ostéons, tiré de [57]26
Figure 1-14 : Taux de survie de cellules ovariennes de hamster chinois en fonction de la durée d'exposition à différentes températures [59]
Figure 1-15 : Dose thermique (exprimée en CEM43) minimale à laquelle surviennent des dommages hermiques pour différents tissus chez certains mammifères et l'humain, adapté de [68]
Figure 1-16 : [a] Multiplication des anomalies cellulaires [71] et [b] pourcentage de dommages du système nerveux central en fonction de la dose thermique [70], adapté de [73]
Figure 1-17 : Probabilité de lésion cérébrale et de la barrière hémato-encéphalique suite à une exposition thermique chez [a] les lapins et singes rhésus et [b] les cochons, <i>adapté de</i> [73]
Figure 1-18 : Questionnaire destiné à évaluer la validité apparente d'un simulateur virtuel, traduit de [105]35
Figure 1-19 : Questionnaire d'évaluation de la validité de contenu d'un simulateur virtuel, traduit de [105]
Figure 1-20: Simulateur Visible Ear® (crédits photo : Lasse Bruun Jonassen)
Figure 1-21 : vue au microscope de surfaces imprimées avec différents procédés de fabrication : SLA (stéréolithographie), SLS (frittage sélectif par laser), FDM (dépôt de fil fondu), et PJ (projection de matière). Tiré de Eliasova et al. [135]

Figure 1-22 : Simulateurs physiques d'os temporal [a] Phacon™, [b] Pettigrew™, [c] Temp'os™, [d] Otobone™, [e] Temporalogix™, [f] Kezlex™ et [g] Nuoassa™40
Figure 1-23 : Extrait du questionnaire d'évaluation d'un simulateur physique d'os temporal, traduit de [153]41
Figure 1-24 : Comparaison des [a] efforts et [b] couples de perçage mesurés sur composite développé avec ceux obtenus pour des tibias humain et bovin, tiré de [155]
Figure 1-25 : Réponse vibratoire lors du fraisage de différents simulateurs physiques et d'os temporal de mouton, adapté de [156]
Figure 2-1 : Etapes clés de la conception d'un modèle anatomique 3D
Figure 2-2 : Évaluation quantitative de la variation de la géométrie du nerf facial induite par les procédés de segmentation et lissage du maillage du modèle, Chauvelot et al. [5]
Figure 2-3 : Quantification de la variabilité induite par le procédé d'impression 3D pour tissus mous (gauche) et tissus osseux (droite), Chauvelot et al. [5]
Figure 2-4 : Chaîne des osselets et liaisons interstitielles sur le premier modèle d'os temporal adulte.
Figure 2-5 : Vue d'une coupe de l'os temporal dans le plan frontal
Figure 2-6 : Exemple de segmentation avec outil de seuillage : les différents osselets de la chaîne ossiculaire ainsi que l'os temporal sont segmentés d'un bloc sans distinction entre eux
Figure 2-7 : [a] Coupe axiale de l'os temporal avec étrier (stapes en latin) annoté et [b] photo d'un étrier humain [18], [19]
Figure 2-8 : [a] Localisation de la membrane tympanique sur une coupe axiale TDM et [b] tympan humain [18]
Figure 2-9 : [a] Forme du labyrinthe non segmentée dans l'os, [b] segmentation du labyrinthe plein et [c] évidemment par fonction coque
Figure 2-10 : [a] Segmentation des tissus et [b] aperçu en vue externe en 3 dimensions du canal auditif et de la membrane du tympan dans Slicer3D™
Figure 2-11 : Diagramme du processus de raffinement du maillage des fichiers 3D 63
Figure 2-12 : Visualisation 3D après lissage [a] du nerf facial, de la corde du tympan et de la membrane tympanique, et [b] de la chaine des osselets avec tissu interstitiel
Figure 2-13 : modules d'Young les plus élevés de différents matériaux disponibles en fabrication additive [31], [32]
Figure 2-14 : Vue [a] supérieure et [b] médiale de l'os découpé selon le premier trait de coupe permettant l'évacuation du matériau support
Figure 2-15 : Illustration du simulateur physique d'os temporal avec vue des structures internes (fausses couleurs).
Figure 2-16 : Structures sensibles imprimées séparément avec modèles 3D correspondants ([a] nerf facial et corde du tympan, [b] conduit auditif et membrane du tympan, [c] étrier)
Figure 2-17 : Vue rapprochée du nerf facial (gauche) et de la corde du tympan (droite) avec mesure de leur épaisseur respective finale
Figure 2-18 : Rocher pédiatrique finalisé (droite), présenté côte à côte avec le modèle adulte (gauche).
71

Figure 3-1 : Principe de fonctionnement d'un thermocouple
Figure 3-2 : Exemple de mesure de température par thermocouples lors du fraisage de l'os, adapté de [6]78
Figure 3-3 : [a] Conditions expérimentales et [b] mesures par thermographie infrarouge de la température pour dix points de mesure, adapté de [7]
Figure 3-4 : Étapes-clés du protocole expérimental sur maquettes OTOtwin®
Figure 3-5 : Exemple de plan ajusté sur une surface réelle pour la construction d'un plan de référence
Figure 3-6 : Repère formé par les 3 normales aux plans ajustés
Figure 3-7 : Définition de la coordonnée d'un point cible par rapport à un des plans de référence 81
Figure 3-8 : Zones délimitées dans l'os temporal pour la définition des trajectoires
Figure 3-9 : [a] Points cibles au niveau du nerf facial avec rocher en position de fraisage chirurgical, et [b] trajectoires de perçage permettant d'atteindre ces points cibles
Figure 3-10 : [a] Référentiels utilisés et [b] support de positionnement de l'os permettant le perçage des trous de thermocouple
Figure 3-11 : [a] Géométries d'intérêt importées dans SolidWorks™, et [b] conception du support d'orientation de l'os à partir des références importées
Figure 3-12 : Outils utilisés et dimensions utiles : [a] fraise pour préparation de la surface et [b] foret pour perçage des trous d'insertion des thermocouples
Figure 3-13 : vue schématique du perçage d'un trou d'insertion de thermocouples après opération de fraisage préparatoire
Figure 3-14 : représentation schématique d'un thermocouple inséré dans l'os temporal aux abords du nerf facial
Figure 3-15 : Machine-outil portative avec groupe air comprimé, contrôleur de broche et ordinateur de commande
Figure 3-16 : [a] Vue de la mise en plan de l'étau et de ses cales et [b] rendu 3D avant réalisation 86
Figure 3-17 : Profilomètre Alicona Infinite Focus™ avec échantillon analysé
Figure 3-18 : Ecarts à la cible mesurés entre 2 centres de cercles consécutifs pour l'ensemble des perçages réalisés classés par série
Figure 3-19 : [a] Mise en position du pavé de Verowhite™ dans le référentiel machine avec [b] position des points cibles dans le référentiel échantillon
Figure 3-20 : Ecarts entre les géométries réelles et idéales du pavé testé
Figure 3-21 : [a] Points sur la 3ème portion du nerf facial et [b] plans de référence construits sur les surfaces planes extérieures de l'échantillon
Figure 3-22 : [a] [b] Aperçu d'un rocher synthétique adulte sur son support personnalisé et [c] support réalisé et monté sur banc d'essai
Figure 3-23 : [a] Tomographe EasyTom Nano™ et [b] os temporal synthétique percé mis en place pour la tomographie
Figure 3-24 : Position des perçages relativement au nerf facial, avec [a] vue dans le plan de perçage et [b] vue en perspective

Figure 3-25 : position des fonds de perçage par rapport au nerf facial
Figure 3-26 : Représentation schématique de l'appareillage expérimental mis en œuvre lors du fraisage des rochers synthétiques
Figure 3-27 : Configuration de fraisage avec axes de mesure de la platine dynamométrique 93
Figure 3-28 : Échantillon instrumenté et fixé sur la platine dynamométrique en cours de fraisage 93
Figure 3-29 : outils utilisés lors du fraisage chirurgical : [a] fraise carbure de tungstène avec grossissement d'une arête de coupe et [b] fraise diamantée avec grossissement de la surface, toutes deux de diamètre 4 mm (microscope optique Olympus BX61)
Figure 3-30 : Composantes d'efforts de l'os synthétique 5 avec distinction entre les phases chirurgicales. A droite : vue schématique du positionnement de l'échantillon par rapport au chirurgien et aux axes de la platine dynamométrique lors du fraisage
Figure 3-31 : Comparaison de différentes tailles de fenêtres mobiles pour l'algorithme de lissage RMS : [a] 100 points de données, [b] 300 points et [c] 500 points
Figure 3-32 : Visualisation d'un extrait des composantes d'efforts continues et lissées de l'os synthétique 5 pour les deux phases chirurgicales (notées masto. et squelet., lissage sur fenêtre mobile de 500 valeurs)
Figure 3-33 : Variation de température et composantes d'efforts mesurées pour l'os synthétique 3 avec distinction entre les phases chirurgicales
Figure 3-34 : Elévation de température mesurée pour les six os temporaux synthétiques fraisés, [a] sans irrigation (S1, S2 et S3) et [b] avec irrigation (S4, S5 et S6)
Figure 3-35 : Capture d'écran du logiciel Gom Inspect™ montrant les mesures individuelles de coordonnées des jonctions chaudes dans le repère de référence (découpe numérique d'une cavité au niveau des points d'intérêt à des fins de visualisation)
Figure 3-36 : Aperçu du positionnement des jonctions chaudes de thermocouples au nerf facial 101
Figure 3-37 : Calcul de la distance normale d'un point au nerf facial (schéma simplifié en deux dimensions)
Figure 3-38 : Illustration des positionnements possibles des jonctions chaudes par rapport au nerf facial avec L1 = L2
Figure 3-39 : Identification du côté des jonctions chaudes relatives au nerf facial et à l'approche du chirurgien avec marquage de la zone de fraisage ciblée lors d'une intervention
Figure 4-1 : Étapes-clés du protocole expérimental sur échantillons cadavériques
Figure 4-2 : [a] Machine-outil portative servant au perçage des canaux d'insertion de thermocouples. [b] os cadavérique 1 mis en place sur la machine dans son support personnalisé et [c] foret utilisé pour le perçage
Figure 4-3: [a] Perçages effectués dans l'os cadavérique 1, [b] injection de pâte thermique, et [c] thermocouples insérés dans leur logements
Figure 4-4 : [a] DAC protégé pendant le fraisage, [b] os cadavérique 1 monté sur la platine dynamométrique avec son support sur mesure et [c] fraisage de l'os lors des essais
Figure 4-5 : Orientation des échantillons synthétiques S et cadavériques C1, C2 et C3 par rapport à la position du praticien lors de l'intervention et des axes de la platine dynamométrique. Les flèches jaunes indiquent la direction dans laquelle pointe le processus zygomatique. Les indications en bas à droite de chaque case font référence au côté de l'os temporal utilisé

Figure 4-6 : Signaux bruts des forces mesurées lors du fraisage des trois os cadavériques avec discrimination entre les phases chirurgicales
Figure 4-7 : [a] Coupe tomographique de l'os temporal laissant apparaître la microstructure et [b] l'emplacement du plan de coupe
Figure 4-8 : [a] Signaux de température et [b] efforts correspondants obtenus lors du fraisage de C1, avec distinction entre les phases chirurgicales
Figure 4-9 : Variations de température lors du fraisage des 3 os cadavériques
Figure 4-10 : Aperçu de la position des jonctions chaudes des 4 thermocouples insérés dans [a] C1, [b] C2 et [c] C3, avec direction générale de fraisage (outil et flèche) lors des essais et grossissement du nerf facial.
Figure 4-11 : Forces de fraisage (lissage RMS sur signaux continus) de l'ensemble des échantillons fraisés lors des phases de [a] mastoïdectomie et [b] squelettisation exprimées dans le même référentiel. 115
Figure 4-12 : Zone et forme de la poche formée lors de la mastoïdectomie et axes de la platine dynamométrique relativement aux repères anatomiques
Figure 4-13 : Diagramme en boite à moustaches des normes d'efforts pour chaque phase chirurgicale des échantillons fraisés avec irrigation (signaux lissés)
Figure 4-14 : Illustration de la topographie de surface [a] des os synthétiques, [b] de C1, [c] de C2 et [d] C3. Les flèches orange indiquent les directions majeures des forces mesurées lors de la mastoïdectomie
Figure 4-15 : Moyenne des 3000 valeurs maximales de variation de la température pour l'ensemble des échantillons fraisés
Figure 4-16 : Distance normale des jonctions chaudes au nerf facial pour l'ensemble des échantillons fraisés (moyennes indiquées en couleur, points individuels grisés)
Figure 4-17 : Pavé de Verowhite [a] mis en place dans l'étau et [b] lors du fraisage de rainures horizontales
Figure 4-18 : Aperçu d'un pavé fraisé avec rainures horizontales
Figure 4-19 : Vitesse de coupe en fonction de l'angle entre l'axe d'une fraise boule et le point de contact avec la matière usinée (N = 50000 tr/min, diamètre 4 mm)
Figure 4-20 : Diagramme boite à moustaches de la vitesse moyenne pour les 4 séries de rainures, avec moyennes (losanges), médianes (points) et écarts interquartiles
Figure 4-21 : Signaux d'efforts pour le fraisage des rainures horizontales de l'essai 1 (lissage RMS 100 points)
Figure 4-22 : Signaux d'efforts pour le fraisage des rainures verticales de l'essai 2 (lissage RMS 100 points)
Figure 4-23 : Signaux d'efforts pour le fraisage des rainures verticales de l'essai 3 (lissage RMS 100 points)
Figure 4-24 : Signaux d'efforts pour le fraisage des rainures verticales de l'essai 4 (lissage RMS 100 points)
Figure 4-25 : Norme de l'effort en fonction de l'outil utilisé et de la direction de fraisage, les points colorés indiquent la moyenne, les cibles la médiane et les nuages de points grisés représentent les valeurs individuelles d'efforts sur plateaux, différences significatives entre 2 groupes de données marquées par *

Figure 4-26 : Trajectoires de l'arête de coupe lors de la génération des copeaux, fraisage en opposition [8]
Figure 4-27 : Illustration du rapport entre l'engagement et le rayon d'acuité de l'arête de coupe avec 2 cas de figure : [a] $a_e < r_\epsilon$ et [b] $a_e > r_\epsilon$
Figure 4-28 : Observation au microscope optique de l'arête de coupe de la fraise tungstène avec grossissement X20 (gauche) et X50 (droite)
Figure 4-29 : Mécanisme de génération d'un copeau par une arête de coupe lors du fraisage avec illustration des différents modes de coupe
Figure 4-30 : Illustration de la méthodologie de mesure de faux-rond d'outil, [a] mise en place de l'outil pour la mesure et [b] relevé des distances axe-extrémité d'arête pour chaque dent
Figure 4-31 : Illustration de la plage d'engagement pour f _{t max} avec impact du faux rond et mode de coupe résultant
Figure 4-32 : Durées cumulées d'exposition aux températures maximales pour les 3 os cadavériques et seuil correspondant à une élévation de température à 43°C à partir de la température corporelle de 37.5°C
Figure 5-1 : Formation du copeau et zones de cisaillement lors de la coupe orthogonale d'après la théorie de Merchant
Figure 5-2 : Comparaison des résultats analytiques et expérimentaux de l'évolution de la température lors du fraisage, adapté de [17]
Figure 5-3 : [a] Echantillon de résine Verowhite™ revêtu en place sur son support pour la mesure de la diffusivité thermique et [b] flashmètre en cours de mesure
Figure 5-4 : [a] Coupe tomodensitométrique de mastoïde cadavérique (échantillon C1) et [b] évaluation de la fraction volumique d'os BV/TV de la mastoïde
Figure 5-5 : Relation entre la fraction volumique d'os (BV/TV) et sa conductivité thermique de l'os, tiré de [22]
Figure 5-6 : Discrétisation de l'arrête de coupe en éléments de hauteur d_z ', avec un angle d'hélice de la fraise β , pour une fraise engagée sur une hauteur a_p , se déplaçant suivant une trajectoire linéaire à une vitesse V_f et mise en rotation à une fréquence N
Figure 5-7: Formation d'un copeau lors du passage d'une arête de coupe, avec ω la fréquence de rotation en rad/s, f_t l'avance par dent, F_A la force axiale, F_R la force radiale et F_T la force tangentielle s'appliquant au point Q
Figure 5-8 : Configuration des essais de coupe orthogonale
Figure 5-9: Evolution des efforts d'avance et tangentiel lors d'essais de coupe orthogonale pour diférentes vitesses de coupe, [a] $V_c = 30$ m/min, [b] $V_c = 100$ m/min et [c] $V_c = 170$ m/min, $f = 10$ μ m/tr, lissage RMS (fenêtre glissante de 20 points)
Figure 5-10 : Evolution des efforts d'avance et tangentiel lors d'essais de coupe orthogonale avec variation de l'avance, [a] $f=20~\mu\text{m/tr}$, [b] $f=10~\mu\text{m/tr}$, [c] $f=5~\mu\text{m/tr}$, [a] $f=1~\mu\text{m/tr}$, $V_c=100~\text{mm/min}$, lissage RMS (fenêtre glissante de 20 points)
Figure 5-11 : Configuration des essais de coupe oblique avec direction des forces d'avance F_A et tangentielle F_T
Figure 5-12 : Evolution des efforts d'avance et tangentiel lors d'essais de coupe oblique avec [a] $f = 5$ μ m/tr et [b] $f = 10$ μ m/tr, $V_c = 100$ m/min, lissage par filtre Butterworth d'ordre 2

Figure 5-13 : Position des thermocouples et configuration des essais de fraisage linéaire sur machine- outil
Figure 5-14 : Comparaison de l'élévation de température mesurée expérimentalement et simulée à 4 mm de la ligne théorique des thermocouple
Figure 5-15 : Comparaison de l'élévation de température mesurée expérimentalement et simulée à 3 mm de la ligne théorique des thermocouple
Figure 5-16 : Comparaison de l'élévation de température mesurée expérimentalement et simulée à 2 mm de la ligne théorique des thermocouple
Figure 5-17 : Comparaison de l'élévation de température mesurée expérimentalement et simulée à 1 mm de la ligne théorique des thermocouple
Figure 5-18 : Paramètres fixes de l'étude paramétrique et position de point de mesure M
Figure 5-19 : Variation de la température dans le temps en fonction la vitesse de coupe V _c
Figure 5-20 : Influence de la vitesse de coupe sur la température de l'arête de coupe avec Rd la distance du bord de l'outil au thermocouple effectuant la mesure, tiré de [31]
Figure 5-21 : Variation de la température dans le temps en fonction de l'avance par dent f_t avec $V_c = 2$ m/min_c
Figure 5-22 : Variation de la température dans le temps en fonction de l'avance par dent ft avec $V_c = 30$ m/min
Figure 5-23 : Variation de la température dans le temps en fonction de l'engagement [a] axial et [b] radial, $V_c = 30$ m/min et $f_t = 0.015$ mm/dt
Figure 5-24 : Variation de la température dans le temps en fonction de la conductivité thermique du matériau fraisé (résine Verowhite TM), $f_t = 0.015$ mm/dt, $v_c = 30$ m/min, $c_p = 1397$ J.kg ⁻¹ .K ⁻¹ , $\alpha = 0.26$ mm ² /s
Figure 5-25 : Variation de la température dans le temps en fonction de la capacité calorifique du matériau fraisé, $ft=0.015$ mm/dt, $VC=30$ m/min, $\lambda=0.426$ W.m ⁻¹ .K ⁻¹ , $\alpha=0.26$ mm ² / s
Figure 5-26 : Schéma de la configuration du pavé pour la simulation de l'os et du Verowhite 163
Figure 5-27 : Élévation de la température en fonction de la distance d _Y entre la fraise et le thermocouple pour [a] le Verowhite™ et [b] l'os trabéculaire164
Figure 5-28 : Élévation de la température en fonction de la distance d_Y entre la fraise et le thermocouple pour [a] le Verowhite TM et [b] l'os trabéculaire dans des conditions opératoires (estimation basse), $v_c = 38 \text{ m/min}, f_t = 0.016 \text{ mm/dt}.$
Figure 5-29 : Élévation de la température en fonction de la distance d _Y entre la fraise et le thermocouple pour [a] le Verowhite™ et [b] l'os trabéculaire dans des conditions de coupe opératoires (estimation haute)
Figure 5-30 : Comparaison de la surface de contact entre l'outil et la matière entre [a] fraise cylindre et [b] fraise boule (sphérique) pour un même engagement radial de 1 mm
Figure 5-31 : Variation de la longueur fraisée sur les dernières passes de la pièce
Figure 5-32 : Illustration schématique de la relation entre inclinaison de l'outil par rapport à la normale à la surface et vitesse de coupe pour [a] vitesse de coupe maximale et [b] inclinaisons constatées lors de la chirurgie
Figure 5-33 : Élévation de température dans le rocher cadavérique C3 lors du fraisage 168

TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1-1 : Températures moyennes du nerf facial mesurées pour les différentes combinaisons de paramètres testées lors du fraisage avec fraise boule diamant de 2.1 mm, reproduit de [83] 30
Tableau 2-1 : Propriétés mécaniques principales des matériaux utilisés pour la fabrication du prototype d'os temporal synthétique
Tableau 2-2 : Critères à considérer pour la conception des simulateurs physiques classés par ordre de priorité
Tableau 2-3 : Résumé des propriétés mécaniques sélectionnées des os du crâne chez l'humain 64
Tableau 2-4 : comparaison des propriétés mécaniques sélectionnées du VeroPureWhite™ et de l'os temporal (certaines propriétés varient selon le degré de polymérisation)
Tableau 3-1 : conditions de coupe expérimentales pour les tests de la précision en perçage su échantillons plans
Tableau 3-2 : Distance des fonds de perçage à la surface du nerf facial91
Tableau 3-3 : Moyenne, écart-type et coefficient de variation des normes d'efforts sur échantillons synthétiques fraisés
Tableau 3-4 : Masse des tissus osseux pour chaque échantillon mesurée après fraisage (masse des tissus mous déduite), et calcul de la masse, du volume et de la fraction du volume total d'os fraisé correspondants
Tableau 3-5 : Statistiques descriptives des variations de températures mesurées sur les échantillons synthétiques (valeur maximale et moyenne)
Tableau 3-6 : Distance des jonctions chaudes au nerf facial et à la position ciblée initialement 102
Tableau 4-1 : Moyenne, écart-type et coefficient de variation des normes de forces des échantillons cadavériques fraisés
Tableau 4-2 : Variations de température maximales et moyenne maximale parmi les 4 thermocouples mesurés lors du fraisage des os cadavériques
Tableau 4-3 : Distances normales des jonctions chaudes de thermocouples au nerf facial et aux points cibles pour les os cadavériques
Tableau 4-4 : Moyenne, écart-type et coefficient de variation des amplitudes de forces de l'ensemble des échantillons fraisés
Tableau 4-5 : Synoptique des essais réalisés sur échantillons parallélépipédiques de Verowhite™. 121
Tableau 4-6 : Calcul de la vitesse moyenne pour chaque série de rainures
Tableau 4-7 : Norme de la force et coefficient de variation pour les essais de fraisage manuel linéaire sur pavés de Verowhite™124
Tableau 4-8 : Estimations haute et basse de l'avance par dent pour l'outil tungstène
Tableau 4-9 : CEM43 maximal par phase chirurgicale pour les 3 os temporaux cadavériques fraisés132
Tableau 5-1 : Propriétés thermiques du Verowhite™ et de l'os trabéculaire humain (moyenne des valeurs de la littérature sauf pour la diffusivité, calculée à partir des autres propriétés)

Tableau 5-2 : Décalage relatif au point cible mesuré sur chaque axe pour chaque thermocouple inséré	•
Tableau 5-3 : Coefficient de détermination R² entre courbes expérimentales et sin	'
Tableau 5-4 : CEM43 pour chaque thermocouple et matériau fraisé dans les condites $(v_c=38\ m/min,f_t=0.016\ mm/dt)$,