

UNIVERSITÉ DE LILLE
FACULTÉ DE MÉDECINE HENRI WAREMBOURG
Année 2022

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT
DE DOCTEUR EN MÉDECINE

**Comparaison des longueurs d'onde 980nm et 1470nm du laser diode dans
la stapédotomie : analyse histologique de pièces anatomiques et mesure
des effets thermiques sur un modèle en impression 3D**

Présentée et soutenue publiquement le 21/11/2022 à 18h
au Pôle Recherche
par **Emma VERRIELE**

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Christophe VINCENT

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Pierre FAYOUX

Monsieur le Professeur Geoffrey MORTUAIRE

Monsieur le Docteur Cyril BECK

Directeur de thèse :

Monsieur le Professeur Christophe VINCENT

AVERTISSEMENT

La faculté n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les thèses : celles-ci sont propres à leurs auteurs.

Table des matières

Liste abrégations	5
Introduction	7
I. Rationnel de la thèse.....	7
II. Otospongiose.....	7
A. Histoire.....	7
B. Histologie et Physiopathologie.....	8
C. Epidémiologie	9
D. Description clinique et explorations cochléaires	10
E. Bilan d'imagerie	11
F. Prise en charge.....	14
III. Stapédotomie.....	14
A. Histoire.....	14
B. Technique chirurgicale.....	14
C. Complications	16
IV. Laser	17
A. Généralités	17
B. Grandeurs physiques.....	19
C. Propriétés physiques de l'onde laser	19
D. Absorbance.....	20
E. Mécanismes d'interaction entre les tissus et le laser	21

V.	Stapédotomie au laser	26
A.	Propriétés idéales	26
B.	Résultats de la stapédotomie au laser	27
C.	980 et 1470nm : Différentes propriétés physiques.....	28
VI.	Modèles d'étude.....	30
A.	Modèle animaux vivants	30
B.	Modèle cadavre humain.....	30
C.	Modèle synthétique.....	31
VII.	Fabrication additive et conception assistée par ordinateur	33
Objectifs		35
Matériel et Méthode.....		36
I.	Pièces anatomiques	36
A.	Technique de dissection pour le modèle anatomique	36
B.	Technique de dissection pour le modèle 3D	38
II.	Elaboration du modèle 3D.....	39
A.	Réalisation du fichier de conception assistée par ordinateur (CAO).....	39
B.	Impression du modèle.....	41
C.	Système de mesures thermiques.....	42
III.	Laser	44
IV.	Manipulations	45
A.	Platinotomies sur le modèle anatomique	45

B.	Platinotomies sur le modèle 3D	46
V.	Analyse histologique	47
Résultats	49
I.	Manipulations sur modèle anatomique.....	49
II.	Manipulations sur modèle 3D.....	50
A.	Platinotomies des étriers sur le modèle 3D.....	50
B.	Impulsions laser sur modèle 3D sans platine.....	54
III.	Analyse histologique	56
Discussion	58
I.	Choix des modèles.....	58
II.	Carbonisation de la fibre à 980nm	59
III.	Nombre de pulses nécessaire à la platinotomie.....	60
IV.	Mesures de température	61
V.	Elévation de pression.....	63
VI.	Analyse histologique	64
VII.	Limites du travail	65
Conclusion	66
ANNEXES	68
RÉFÉRENCES	70

Liste abrégées

3D : trois dimensions

CAO : Conception Assistée par Ordinateur

CO₂ : dioxyde de carbone

CHU : Centre Hospitalier Universitaire

DICOM : Digital Imaging and COmmunication in Medicine

Er:YAG : Erbium : YAG (laser)

Er,Cr:YSSG : Erbium, Chrome : Yttrium-Scandium-Gallium-Grenat (laser)

HES : Hématoxyline Eosine Safran (coloration)

Ho:YAG : Holmium : YAG (laser)

HSV : Herpes Simplex Virus

IR : infra rouge

J : Joule

KTP : Phosphate de Titanyle et de Potassium (laser)

Nd :YAG : Neodymium : YAG

STL : fichier StéréoLithographie

TC : Thermocouple

TDM : TomoDensitoMétrie

Ti:Sapphire : Titanium:Sapphire (laser)

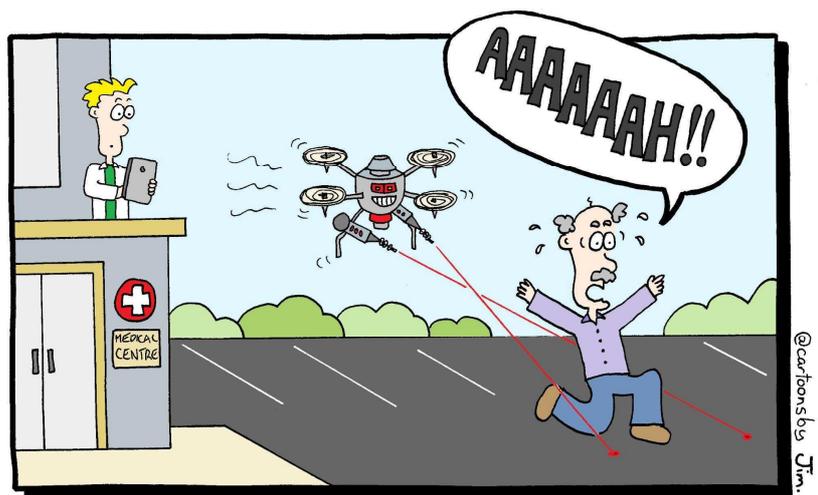
UV : ultra violet

VZV : Varicelle Zona Virus

W : Watt

XeCl : Monochlorure de Xenon (laser)

YAG : Grenat d'Yttrium Aluminium (laser)



Cartoon is copyright to Cartoons by Jim and reproduced with permission from HiNZ.

Introduction

I. Rationnel de la thèse

Les premières stapédotomies au laser ont été décrites par Perkins en 1980 (1). Après une étude préalable sur 12 pièces anatomiques pour définir les réglages à utiliser avec le laser Argon, il publie une première série de 11 stapédotomies au laser avec des résultats encourageants. Par la suite, la réalisation de ce geste à l'aide du laser s'est démocratisée, et différentes longueurs d'onde laser ont pu être utilisées à cet effet.

Dans le service d'Otologie et Otoneurologie du Centre Hospitalier Universitaire (CHU) de Lille, le laser diode de longueur d'onde 980 nanomètres (nm) est utilisé dans la chirurgie de l'otospongiose depuis de nombreuses années pour la vaporisation du tendon du muscle de l'étrier et de la branche postérieure de l'étrier ainsi que la réalisation de la platinotomie. Le service a récemment acquis le laser diode dual Leonardo 45 ® de Biolitec, permettant l'utilisation des longueurs d'onde 980 nm et 1470 nm de façon isolée ou en association.

La longueur d'onde 1470nm semble avoir des propriétés physiques intéressantes dans cette application, mais il existe très peu d'articles dans la littérature évaluant son utilisation dans la stapédotomie (2).

II. Otospongiose

A. Histoire

L'anglais Toynbee est le premier à décrire l'ankylose de l'étrier dans la fenêtre ovale sur le plan anatomopathologique. En 1841, il publie une première série de dissection de 41 oreilles, parmi lesquelles celles d'un homme sourd chez qui il retrouve

des étriers bloqués dans leur fenêtre ovale (4). En 1860, il publie sa série de 1659 oreilles, parmi lesquelles il retrouve 136 cas d'ankylose stapédienne.

C'est à l'hongrois Politzer que l'on doit la première description histologique de la pathologie, et l'introduction en 1893, du terme otosclérose (qui est resté, *otosclerosis* en anglais) (3).

Le terme otospongiose, qui n'a pas été adopté par les anglo-saxons, a été introduit par Siebenmann après avoir décrit la dystrophie osseuse avec la transformation en os spongieux.

B. Histologie et Physiopathologie

L'otospongiose est une dysplasie osseuse limitée à la capsule otique. Cette dysplasie se développe au niveau de foyers lésionnels correspondant à des reliquats embryonnaires cartilagineux : fissula ante fenestram, fissula post fenestram, couche moyenne (ou enchondrale) de la capsule otique, fenêtre ronde, canaux semi-circulaires, suture pétrosquameuse, et base de l'apophyse styloïde (5).

L'analyse histologique post mortem des oreilles atteintes par l'otospongiose retrouve des foyers au niveau de la fenêtre ovale dans 80 à 95% des cas. Les foyers au niveau de la fenêtre ronde sont présents dans 20 à 40% des cas, au niveau péri cochléaire dans 20 à 35% des cas, dans le conduit auditif interne dans 10 à 30% des cas et dans la capsule des canaux semi circulaires dans 2 à 15% des cas (6–8).

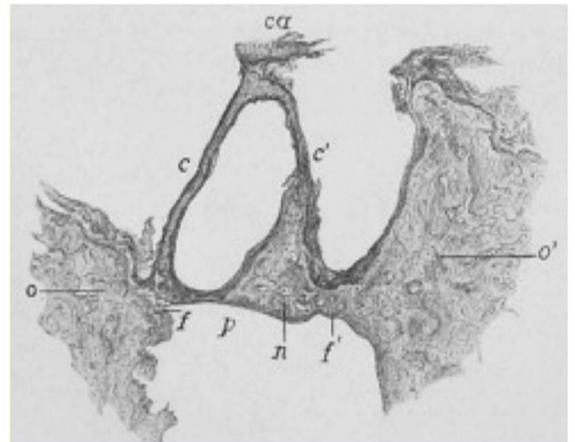


Figure 1 : Coupe histologique d'un foyer otospongieux Politzer (3)
Néoprolifération osseuse de la capsule labyrinthique avec extension vers la platine de l'étrier

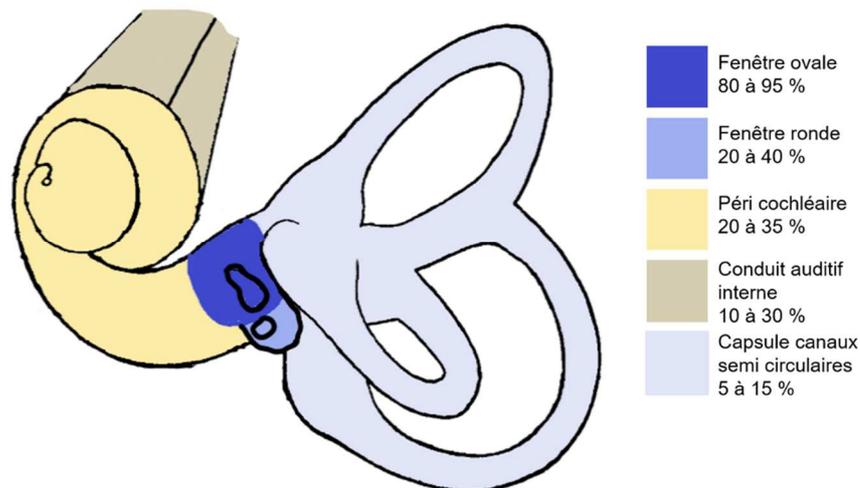


Figure 2 : Localisation des foyers otospongieux sur les analyses histologiques

Le processus pathologique commence par des phénomènes inflammatoires, à l'origine d'une activation de la résorption osseuse par les ostéoclastes. Ces phénomènes sont à l'origine du remplacement d'os lamellaire en un os avec une cellularité et une vascularisation importante, évocateur d'os spongieux. Le terme d'otospongiose est donc plus adapté pour décrire la phase active de la maladie. A terme, il existe un stade cicatriciel avec une sclérose, qui correspond à la description histologique initiale de la pathologie (à l'origine du terme d'otosclérose) (7). Les manifestations cliniques sont fonction du nombre et de la localisation des foyers d'otospongiose.

C. Epidémiologie

La prévalence de l'atteinte histologique, notamment sur les séries de dissection, est estimée entre 3,4 et 12% (6,9,10). Parmi ces atteintes, l'ankylose stapédienne est retrouvée seulement dans environ 1% des cas.

L'otospongiose au sens clinique a une prévalence bien moins importante que l'atteinte histologique, celle-ci est estimée à 0.1 à 0.6% dans la population caucasienne (5,11). L'otospongiose est une pathologie plus fréquente dans cette population (12). Elle touche principalement les femmes avec un ratio de 2/1 (13). Il existe des formes

familiales à transmission autosomique dominante de pénétrance incomplète et des formes sporadiques (dans 50% des cas) (12).

D. Description clinique et explorations cochléaires

La manifestation la plus typique et la plus fréquente est une surdité de transmission à tympan normal (5), bilatérale mais en générale asymétrique.

Peuvent également être rapportés des acouphènes et une symptomatologie vestibulaire.

L'otoscopie est en règle générale normale. Le signe de Schwartz est exceptionnel, il s'agit d'une tâche rosacée rétrotympanique en regard du promontoire correspondant à un foyer otospongieux évolutif à ce niveau.

L'acoumétrie retrouve un Rinne ouvert, avec un Weber latéralisé du côté le plus atteint. Le test de Bonnier est positif (meilleure perception des vibrations sonores sur la rotule ou le poignet du côté le plus atteint).

L'audiométrie tonale retrouve une surdité le plus souvent de transmission, parfois mixte lors d'une atteinte cochléaire ou lors de l'évolution de la pathologie avec apparition d'une labyrinthisation. Initialement, l'atteinte concerne la conduction aérienne et est plus importante sur les fréquences graves. Il peut également exister une atteinte "artificielle" de la conduction osseuse, le plus souvent sur la fréquence de 2000 Hz, appelée encoche de Carhart (14). L'ankylose stapédo-vestibulaire retentit sur la conduction osseuse en bloquant les phénomènes de résonances qui sont maximaux entre 750 et 2000 Hz. Cette atteinte n'est donc pas liée à une atteinte perceptionnelle mais à une diminution de l'énergie transmise à la cochlée sur ces fréquences et est donc réversible avec la chirurgie.

L'audiométrie vocale retrouve une surdité concordante avec l'audiométrie tonale.

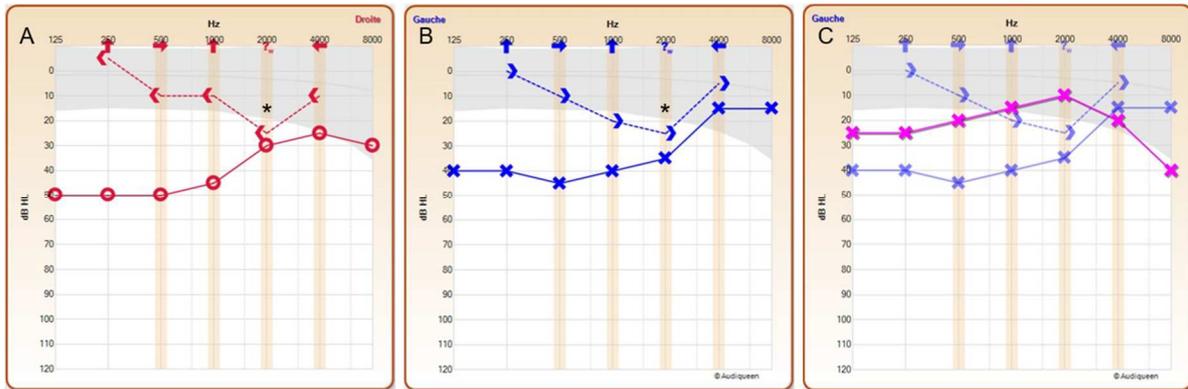


Figure 3 : Audiométrie tonale d'un patient avec une otospongiose – signe de Carhart
 A, B : Audiométrie pré opératoire retrouvant une surdité de transmission avec une encoche de Carhart (*) à 2000Hz de façon bilatérale ; C : Audiométrie post opératoire fermeture du Rinne, amélioration supérieure à la conduction osseuse pré opératoire à 2000Hz

Le tympanogramme est normal, on retrouve donc une courbe de type A.

L'étude des réflexes stapédiens peut retrouver leur abolition quand l'ankylose est complète. Lorsque l'étrier est partiellement ankylosé, il peut être observé un effet on/off (déflexion négative en début et fin de stimulus sonore) qui témoigne d'une brusque augmentation de compliance du système tympano-ossiculaire lié à un "dégrippage" brutal de la platine.



Figure 4 : tympanogramme normal et reflexes stapédiens abolis

E. Bilan d'imagerie

L'examen d'imagerie de référence est la tomodensitométrie (TDM) qui permet de confirmer le diagnostic, éliminer les diagnostics différentiels (fixation ossiculaire,

déhiscence du labyrinthe vers les parties molles, malformation labyrinthique ...) et identifier les contre-indications ou difficultés opératoires prévisibles.

On peut classer l'aspect tomodensitométrique des foyers otospongieux en type I à IV selon la classification de Veillon (15) :

- Type Ia : atteinte isolée de la platine épaisse (supérieure à 0,6mm en TDM) et hypodense
- Type Ib : hypodensité préstapédienne inférieure ou égale à 1mm, sans extension à la couche labyrinthique moyenne antérieure
- Type II : hypodensité préstapédienne de diamètre supérieur au millimètre, sans contact avec la lumière cochléaire
- Type III : hypodensité préstapédienne supramillimétrique en contact avec la lumière cochléaire
- Type IVa : hypodensité située en avant, en dedans ou en dessous de la cochlée, dans la couche moyenne de la capsule labyrinthique
- Type IVb : hypodensité labyrinthique, postérieure autour de la lumière des canaux semi-circulaires ou du vestibule.

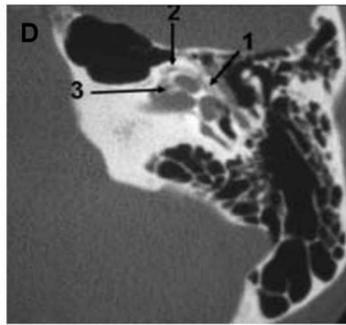
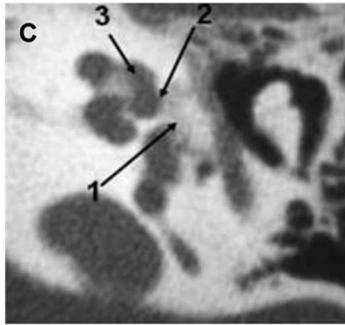
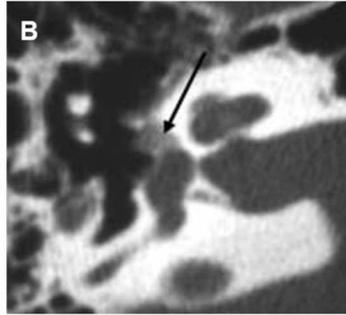
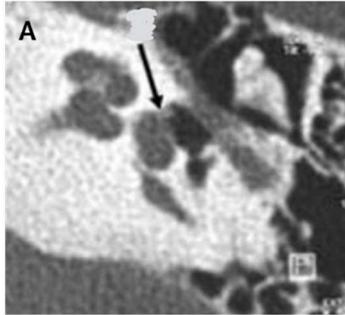


Figure 5 : Classification de Veillon (15)

A : type IA, irrégularité de la platine (flèche)

B : type II, hypodensité préstapédienne et pré vestibulaire, sans atteinte en périphérie de la lumière cochléaire

C : type III, hypodensités pré et latéro vestibulaire (1), au contact de la lumière cochléaire (2), avec une cochlée d'aspect normal (3)

D : type IVA, foyer capsule pré vestibulaire (1) avec hypodensités dans la couche labyrinthique moyenne antérieure (2) et en avant du méat acoustique interne (3)

L'examen tomodensitométrique doit également rechercher d'autres localisations : fenêtre ronde, péricochléaire, labyrinthe postérieur et préméatique interne.

L'atteinte de la fenêtré ronde est retrouvée dans environ 7% des cas (en association avec l'atteinte de la fenêtré ovale, l'atteinte isolée de la fenêtré ronde est exceptionnelle). Celle-ci peut être classée selon les grades de Fraysse :

- Grade I : fenêtré ronde normale
- Grade II : atteinte berge externe ou interne de la fenêtré ronde
- Grade III : obstruction complète de la fenêtré ronde
- Grade IV : calcification de la rampe tympanique.

Il existe une corrélation entre la sévérité de l'atteinte scanographique et la sévérité de l'atteinte audiométrique (16–18), mais également avec les résultats audiométriques post opératoires, ils sont moins bons en cas d'atteinte étendue par rapport à un foyer isolé, et ce d'autant plus s'il y a une atteinte de la fenêtré ronde (16,19,20).

F. Prise en charge

La prise en charge de l'otospongiose passe par plusieurs modalités qui sont principalement représentées par l'appareillage auditif et la prise en charge chirurgicale par stapélectomie ou par stapédotomie avec remplacement de l'étrier par un piston.

III. Stapédotomie

A. Histoire

L'une des possibilités de prise en charge de l'otospongiose est chirurgicale : la stapélectomie a été décrite pour la première fois par Shea en 1956 (21). Après avoir retiré l'étrier, il place un greffon veineux au niveau de la fenêtre ovale puis vient mettre en place une prothèse en téflon qui rétablit l'effet columellaire.

C'est en 1980 que Perkins décrit la première stapédotomie au laser (1), il utilise un laser Argon (longueur d'onde = 514nm) pour vaporiser le tendon de l'étrier et sa branche postérieure ainsi que pour réaliser la platinotomie.

B. Technique chirurgicale

Cette intervention peut être réalisée sous anesthésie locale ou générale.

- Incision cutanée pour décollement du lambeau tympano-méatal, permettant d'arriver dans la caisse du tympan.
- Réalisation d'une encoche de Rosen, qui permet d'élargir le cadre de travail et d'exposer la platine de l'étrier (figure 7.A).
- Test de la mobilité de l'étrier (figure 7.B), permettant de confirmer l'ankylose et désarticulation incudo-stapédienne (figure 7.C).
- Section du tendon de l'étrier et de sa branche postérieure (aux instruments froids ou au laser) puis section ou fracture de la branche antérieure de l'étrier, permettant l'exérèse de la suprastructure de l'étrier (figure 7.D).

- Mesure de la distance entre la platine et la longue apophyse de l'enclume pour le choix de la longueur de la prothèse.
- Réalisation de la platinotomie aux instruments froids (moteur) ou au laser (figure 7.E). Même en cas de réalisation de la platinotomie au laser, certaines équipes (c'est le cas dans notre service) calibrent celle-ci au moteur.

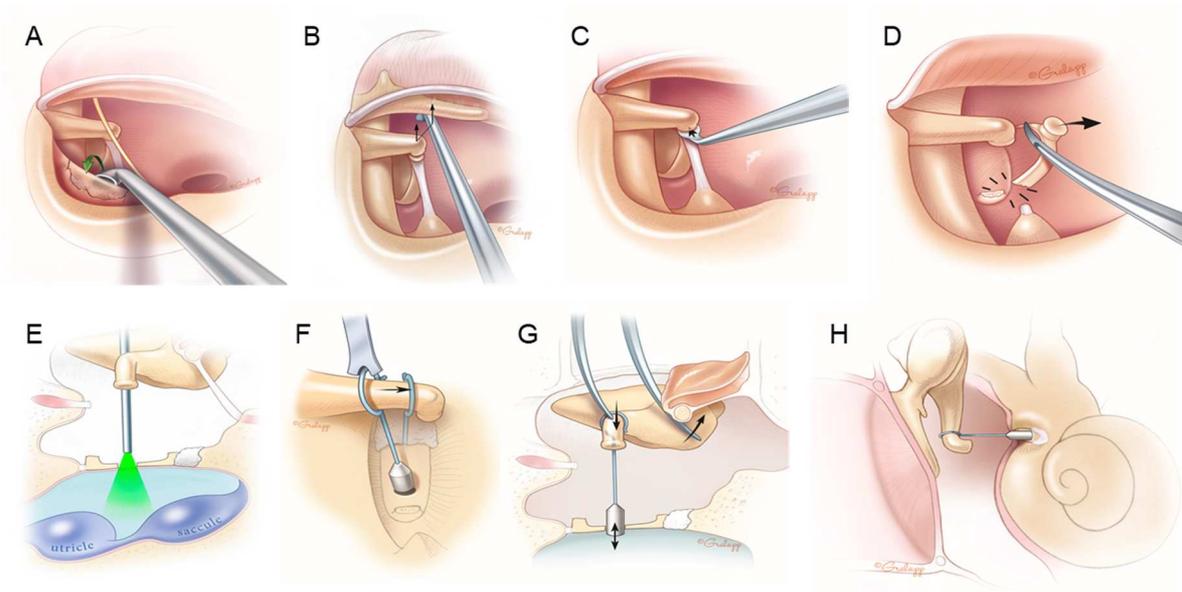


Figure 6 : Technique chirurgicale stapédotomie au laser (22)

A : réalisation d'une encoche de Rosen, B : test de la mobilité de la chaîne ossiculaire, C : désarticulation incudo-stapédienne, D : retrait de la suprastructure de l'étrier, E : platinotomie au laser, F : mise en place du piston, G : test de la mobilité de la nouvelle chaîne

- Mise en place de la prothèse, la partie inférieure est placée dans la platinotomie, la partie supérieure en forme de crochet est ajustée au niveau de la longue apophyse de l'enclume (figure 7.F). Vérification prudente du rétablissement de l'effet columellaire (figure 7.G).
- Remise en place du lambeau cutané, stabilisation avec matériel résorbable de type curaspon.

C. Complications

Comme dans toute chirurgie, il existe un risque théorique de saignement (qui reste néanmoins très peu abondant, qui peut gêner le geste mais n'a pas de retentissement pour le patient), ainsi que d'infection du site opératoire (otite externe, otite moyenne aiguë, rarement labyrinthite suppurée).

Durant l'abord pour atteindre la platine, il peut se produire une perforation tympanique, une lésion de la corde du tympan (à l'origine d'une dysgueusie, le plus souvent transitoire) (23) ou une subluxation de l'enclume (qui sera à l'origine de la persistance d'une surdité de transmission) (24).

La fenêtre ovale fait le lien entre la chaîne ossiculaire (oreille moyenne) et le labyrinthe (oreille interne). La chirurgie au niveau de platine est donc fréquemment à l'origine d'une réaction inflammatoire limitée au niveau du labyrinthe (labyrinthite), qui va s'exprimer par un nystagmus et des vertiges, ressentis chez 12 à 40% des patients en postopératoire (immédiat ou dans les jours qui suivent) (25). L'ouverture de la platine peut également être à l'origine de l'issue d'air dans le labyrinthe (pneumolabyrinthe) pouvant expliquer une symptomatologie vestibulaire. Une imagerie post opératoire précoce met quasi systématiquement en évidence un pneumolabyrinthe (26,27).

L'objectif de cette chirurgie est l'amélioration de l'audition, mais comme pour toute chirurgie de l'oreille il existe un risque de dégradation de celle-ci. Il est fréquent de retrouver une perte d'allure perceptionnelle sur les fréquences aiguës en postopératoire immédiat, qui a tendance à s'améliorer, mais il peut persister une perte de l'ordre de 5 dB, d'autant plus en cas d'association à une pathologie de l'oreille interne (28). En cas de persistance d'une surdité de transmission en postopératoire, il faut se poser la question d'un diagnostic différentiel (fixation ossiculaire, 3ème

fenêtre...), d'une subluxation de l'enclume durant le geste ou d'un mauvais positionnement du piston.

La surdit e peut également apparaître à distance de la chirurgie. Quand elle est d'allure perceptionnelle et survient dans un contexte de barotraumatisme, il faut évoquer une fistule périlymphatique et envisager une exploration chirurgicale. Si elle est transmissionnelle, elle est le plus souvent en rapport avec une mobilisation secondaire du piston, il peut également être retrouvée une lyse au niveau de la longue apophyse de l'enclume ou l'évolution d'un foyer otospongieux (29).

La proximit e avec la seconde portion du nerf facial durant cette chirurgie est à l'origine d'un risque, heureusement exceptionnel, de lésion de celui-ci en per opératoire, pouvant donner une paralysie faciale périphérique immédiate et définitive, essentiellement lors de variations anatomiques tels qu'une déhiscence ou un prolapsus du nerf (30). Plus fréquemment, chez 0,4 à 1,2% des patients, il est constatée l'apparition d'une paralysie faciale périphérique transitoire (95% de récupération), dans un délai de quelques jours postopératoires (31). Celle-ci est en rapport avec une réactivation des virus Herpès Simplex Virus (HSV) et Varicelle Zona Virus (VZV) ou un œdème du nerf facial secondaire à la chirurgie.

IV. Laser

A. Généralités

LASER est l'anagramme de Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (lumiere amplifiée par émission stimulée de radiation).

Il est constituée :

- D'un matériau actif (solide, liquide, gaz) qui le définit et qui va transformer l'énergie qu'il reçoit en une onde électromagnétique cohérente, correspondant au faisceau laser

- D'un dispositif d'excitation ou de pompage, permettant d'amener l'énergie à ce matériau
- D'une cavité composée d'un ou plusieurs miroirs permettant de sélectionner et orienter l'énergie lumineuse (faisceau laser) dans une direction précise.

Le système de pompage optique permet via un photon de faire passer les particules du matériau actif dans un état excité. En repassant dans un état désexcité les particules du matériau émettent des photons de fréquence et d'énergie définies. Tous les atomes du matériau étant de même nature, les photons émis ont tous la même fréquence et la même énergie, le système de miroir permet de les émettre tous dans la même direction (figure 8).

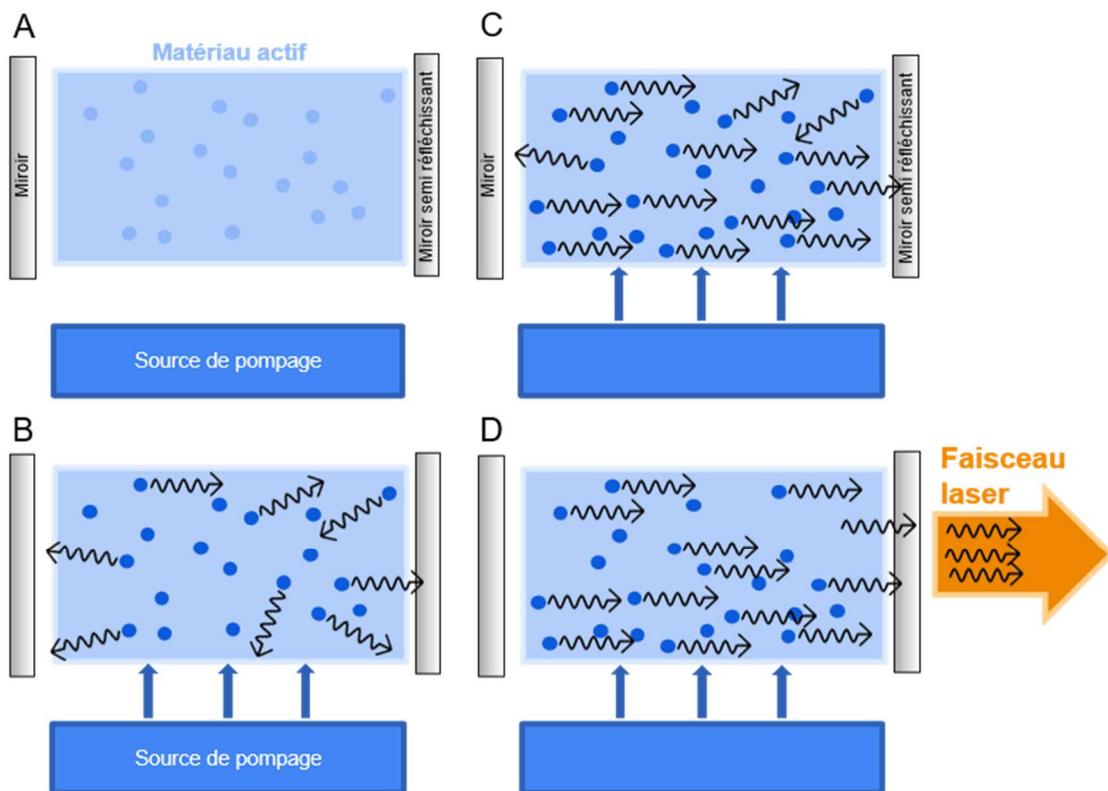


Figure 7 : Production d'un faisceau laser

A : Système avec matériau actif, dans la cavité contenant des miroirs et un système de pompage, B : Excitation des particules du milieu par le système de pompage, émission stimulée de photons de même longueur d'onde dans diverses directions, C : Système de miroir permettant d'amplifier l'émission et d'émettre des photons dans une direction unique, D : Emission d'un faisceau laser composé de photons de même longueur d'onde, dans une direction unique

Le laser est une source d'énergie lumineuse :

- Directive : elle ne se propage que dans une direction privilégiée
- Monochromatique : elle émet une radiation composée d'une seule longueur d'onde
- Avec une concentration énergétique spatiale et temporelle (émission d'un faisceau sur un laps de temps très court, avec une puissance instantanée pouvant être très grande)

B. Grandeurs physiques

La **longueur d'onde** est exprimée en mètre (m), c'est la grandeur qui caractérise une onde monochromatique dans un milieu homogène, elle correspond à la distance séparant deux maxima consécutifs de l'amplitude.

L'**énergie** est exprimée en Joule (J), c'est une grandeur qui mesure la capacité d'un système à modifier son état, à produire un travail entraînant un mouvement, de la chaleur ou, ici, un rayonnement électromagnétique.

La **puissance** est exprimée en Watt (W) ou $J.s^{-1}$, elle correspond à une quantité d'énergie par unité de temps, c'est donc un débit d'énergie.

L'**intensité**, exprimée en $W.m^{-2}$, correspond à la puissance par unité de surface, ce qui est équivalent au ratio de densité énergétique par la durée.

C. Propriétés physiques de l'onde laser

Une onde laser peut être définie par 4 caractéristiques (32) :

- Le caractère **continu ou pulsé** de l'onde (définie par la durée du pulse).
- Sa **longueur d'onde**, qui va définir l'interaction de l'onde laser avec les tissus et notamment la profondeur de pénétration de celle-ci, son absorption et sa diffusion dans les tissus selon leur composition.

- Sa **densité surfacique d'énergie**, qui dépend du choix de la puissance et de la taille de la fibre ou du spot laser utilisé (au plus la fibre utilisée a un diamètre important / au moins le spot est focalisé, au plus la densité surfacique d'énergie sera faible pour un même choix de puissance).
- Son **intensité**, qui correspond au ratio de la densité surfacique d'énergie et de la durée de pulse.

Type de laser	Longueur d'onde (nm)	Durée typique de pulse
Argon	488 / 514	Continu
He-Ne	531 / 568 / 647	Continu
CO2	10600	Continu ou pulsé
Diode laser	670 - 1500	Continu ou pulsé
Nd:YAG	1064	100ns-250µs
Ho :YAG	2120	100ns-250µs
Er :YAG	2940	100ns-250µs
XeCl	308nm	20-300ns
Ti :Sapphire	700-1000nm	10fs-100ps

Tableau 1 : Liste (non exhaustive) de laser à usage médical

D. Absorbance

Chaque milieu (ou tissu biologique) est défini par son absorbance, qui correspond au ratio entre l'énergie absorbée et l'énergie incidente. Un milieu "transparent" permet le passage de la lumière sans aucune absorption, l'énergie incidente et l'énergie émergente du milieu sont équivalentes. Au contraire, dans un milieu parfaitement "opaque" toute l'énergie incidente est absorbée dans le milieu et l'énergie émergente est proche de zéro. Les termes "transparent" et "opaques" sont relatifs pour caractériser un milieu car ils dépendent de la longueur d'onde et donc du laser utilisé. Les milieux "transparent" au sens commun, qui sont essentiellement composés d'eau tels que la cornée par exemple, ont un coefficient d'absorbance très faible pour les longueurs d'onde du domaine du visible. Ces mêmes milieux ont un coefficient d'absorbance très important pour les longueurs d'onde du domaine de l'infrarouge et seront donc considérés comme "opaque" pour ce spectre de longueur

d'onde. Ainsi, chaque milieu va être défini par une courbe d'absorbance en fonction des longueurs d'onde (figure 9).

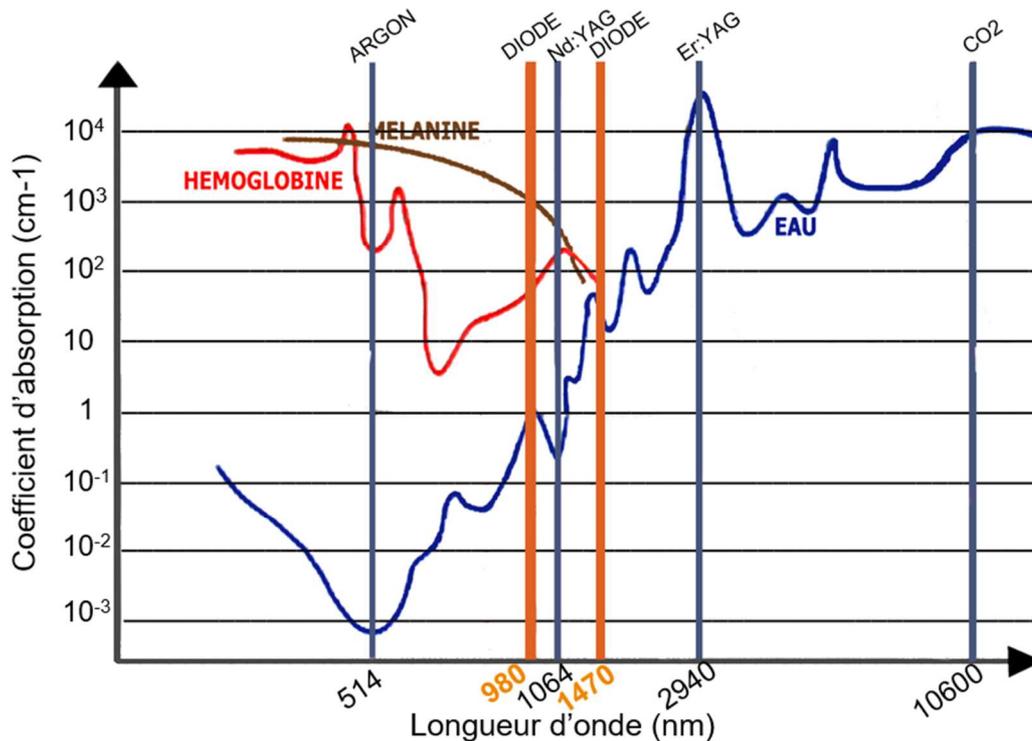


Figure 8 : Absorption des rayonnements lasers dans les tissus cibles

Connaître le coefficient d'absorbance d'un tissu, à une certaine longueur d'onde permet de calculer la distance parcourue dans ce tissu par l'onde laser avant d'être complètement absorbée, selon la formule : **Longueur d'absorption** L (cm) = $1 /$ coefficient d'absorption α (cm^{-1}) (32).

E. Mécanismes d'interaction entre les tissus et le laser

Les interactions entre les ondes laser et les tissus cibles peuvent être classées en 5 catégories, tous ces effets sont retrouvés pour des densités surfaciques d'énergie comprises entre $1\text{J}/\text{cm}^2$ et $1000\text{J}/\text{cm}^2$ (32). Ces interactions vont être observées pour des durées d'expositions différentes à l'onde laser (figure 10).

Les **interactions photochimiques** sont observées pour des durées d'exposition longues, supérieures à 1 seconde (en pratique utilisation en mode

continu) à faible intensité. Cet effet est utilisé dans les thérapies photodynamiques. Dans ces thérapies, un photosensibilisant est injecté ou appliqué sur la zone à traiter, l'illumination par une longueur d'onde préférentiellement absorbée par celui-ci permet ensuite d'activer son effet cytotoxique.

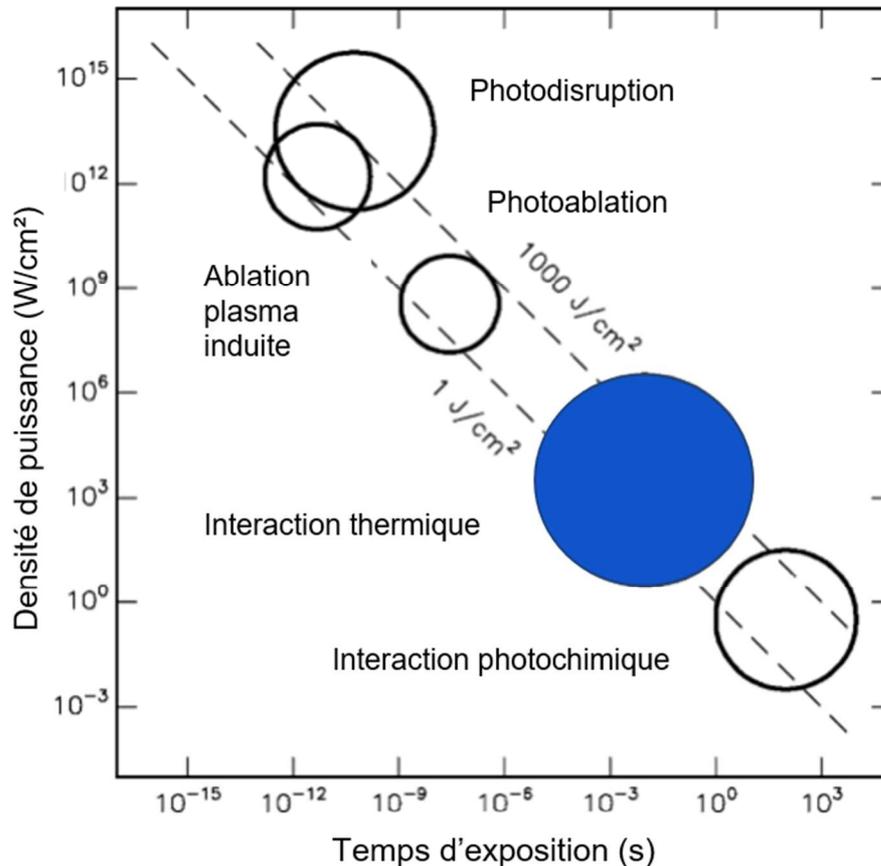


Figure 9 : Carte des interactions entre le laser et les tissus, en fonction de la densité de puissance et du temps d'exposition (32)

Les **interactions thermiques** sont observées pour des durées d'exposition comprises entre 1 μ s et 1 min, il en existe 4 types selon les températures atteintes : la **coagulation**, la **vaporisation**, la **carbonisation** et la **fusion**.

Ces effets dépendent du pic de température et de la durée d'exposition à celle-ci.

La coagulation est un effet atteint à une température d'environ 60°, il s'agit d'une nécrose irréversible sans destruction tissulaire immédiate, par dénaturation des protéines et du collagène.

La vaporisation correspond à un effet thermomécanique. L'onde laser est absorbée par les molécules d'eau contenues dans les tissus, qui vont de ce fait s'expandre, ce phénomène entraîne une augmentation de pression dans les tissus qui va engendrer une décomposition thermique et donc un effet ablatif (cet effet est à distinguer de la photoablation).

La carbonisation est observée pour une augmentation importante de température, c'est un processus de transformation d'une substance organique en charbon (riche en carbone) sous l'effet de la chaleur. Les tissus carbonisés deviennent noirs et perdent leurs propriétés.

Enfin, pour des températures encore plus importantes, il peut être constaté une fusion des tissus (destruction tissulaire).

Il existe un rôle prépondérant de l'absorption des molécules d'eau présentes dans la plupart des tissus dans les interactions thermiques. Ces effets dépendent de la température atteinte, qui est elle-même liée à l'interaction entre l'onde laser et les tissus. Une certaine chaleur est générée, déterminée par les paramètres du laser et les propriétés optiques du tissu cible (puissance, temps d'exposition et coefficient d'absorption du tissu à la longueur d'onde délivrée). La chaleur transportée n'est dépendante que des propriétés du tissu, telles que sa conductivité et sa capacité thermique. Enfin, les effets thermiques observés dépendent du type de tissu et de la température atteinte dans ceux-ci (figure 11).

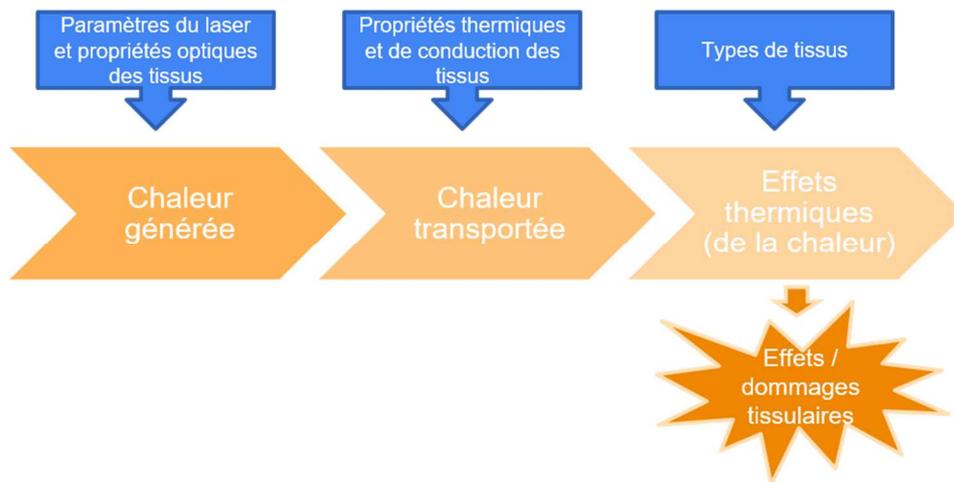


Figure 10 : Interactions entre le laser et les tissus pour la production de chaleur

Température Effets biologiques

37 °C	Normal
45 °C	Hyperthermie
50 °C	Réduction de l'activité enzymatique, immobilité cellulaire
60 °C	Dénaturation des protéines et du collagène, coagulation
80 °C	Perméabilisation des membranes
100 °C	Vaporisation
> 100 °C	Carbonisation
> 300 °C	Fusion

Tableau 2 : Effets thermiques du laser (32)

Le plus souvent, il n'y a pas un seul effet thermique observé au niveau tissulaire mais l'association de plusieurs d'entre eux. Selon les applications, les interactions thermiques peuvent correspondre à l'effet recherché ou à des dommages tissulaires collatéraux.

Selon le laser utilisé des effets vont être prédominants par rapports aux autres :

- Nd : YAG, diode : coagulation
- CO2 : vaporisation

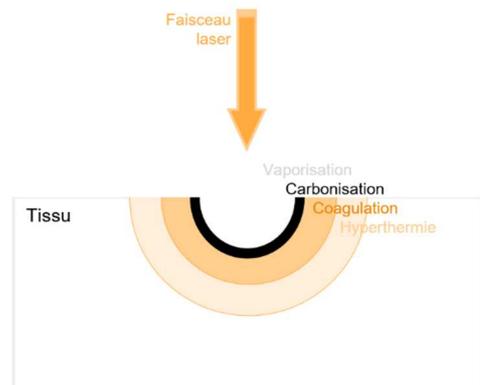


Figure 11 : effets thermiques sur les tissus biologiques

Pour tout type de laser, à une puissance et un temps d'exposition suffisants, des effets de carbonisation et de fusion sont observés.

Il faut distinguer au niveau tissulaire les effets réversibles (hyperthermie), des effets irréversibles (carbonisation, vaporisation, coagulation). La température critique à l'origine d'une nécrose tissulaire est dépendante du temps d'exposition à celle-ci.

La **photoablation** est un effet de décomposition des matériaux et des tissus exposés à une certaine irradiation laser ultra-violette (UV) intense : 10^7 - 10^8 W/cm² avec des pulses de l'ordre de la nanoseconde. Cette irradiation va interagir avec certaines molécules qui vont passer dans un état excité, cet état est à l'origine d'un changement de volume qui va ensuite engendrer la rupture de certaines liaisons moléculaires et donc l'éjection d'un fragment de tissu, ce qui correspond à l'effet ablatif.

Pour des intensités très élevées, avec des durées de pulses faibles (de l'ordre de la femto à la nanoseconde), il va se produire des phénomènes de claquage optique, à l'origine de 2 autres types d'interactions avec les tissus, apparaissant dans des proportions différentes selon le niveau d'énergie.

L'**ablation plasma induite** est un mécanisme possible par la formation d'un micro plasma via des phénomènes d'ionisation. Ce plasma est chargé en particules à hautes énergie (électrons libres et ions) et va détruire les molécules présentes dans les tissus par un processus chimique.

La **photodisruption** est le second effet, mécanique cette fois, du claquage optique. Elle est retrouvée pour des niveaux d'énergie plus importants que l'énergie nécessaire à la formation du microplasma. Lors du claquage optique il peut se former une onde de choc, ainsi que des bulles de cavitation qui vont également entraîner l'ablation des tissus.

V. Stapédotomie au laser

L'utilisation du laser pour la réalisation de la stapédotomie (plus précisément la section du muscle tenseur de l'étrier, de sa branche postérieure et la réalisation de la platinotomie) fait appel aux **interactions thermiques**.

Différents lasers avec des longueurs d'onde très variées (du spectre du visible aux infra rouges) sont utilisés dans la chirurgie de l'otospongiose, chacun ayant des avantages et des inconvénients.

A. Propriétés idéales

L'énergie laser idéale dans la chirurgie de l'otospongiose et en particulier pour la réalisation de la platinotomie, est une énergie qui serait complètement absorbée par la platine de l'étrier, sans chauffer les liquides de l'oreille interne (périlymphe), ni endommager les cellules de l'oreilles internes (neuroépithélium du vestibule) (33). Cette énergie doit ensuite être délivrée de façon précise et contrôlée (via une fibre optique ou un micromanipulateur).

L'énergie délivrée par les lasers du spectre du visible (Argon 512nm, KTP 523nm), n'est pas bien absorbée par la platine du fait de son caractère incolore. De plus ils ont un faible coefficient d'absorption dans la périlymphe avec un risque important d'énergie résiduelle arrivant au niveau des cellules pigmentées et vaisseaux sanguins du neuroépithélium du vestibule, plutôt de couleur rouge, qui absorbent donc bien cette énergie.

Au contraire, le laser CO2 (10600nm) a une grande longueur d'onde qui est très bien absorbée dans l'os et dans la périlymphe. Il a une pénétration très limitée dans les tissus, toute l'énergie est absorbée au niveau de la platine et très en surface de la périlymphe sans risque de diffusion jusqu'au saccule et à l'utricule. Il existe par contre un risque de faire "bouillir" la périlymphe de façon focalisée en surface, ce qui

peut entraîner une augmentation de pression par la formation de bulle. L'utilisation du laser CO2 sur un mode pulsé, adapté au temps de relaxation de l'eau permet de limiter l'augmentation de température.

B. Résultats de la stapédotomie au laser

La première stapédotomie au laser fut décrite en 1980 par Perkins (1). Il utilise un laser Argon (514nm) pour vaporiser le tendon de l'étrier et la branche postérieure de l'étrier. Pour réaliser la stapédotomie il réalise une rosette au niveau de la platine, le disque de platine "pré-découpé" est ensuite retiré avec une pointe. Cette technique permet de limiter les impulsions données directement au niveau de la périlymphe. Dans sa première série de 12 patients, il retrouve de bons résultats auditifs avec une fermeture du Rinne, sans altération de la courbe en conduction osseuse et sans symptomatologie vestibulaire retrouvée à distance.

L'équipe de Wegner (34) a réalisé en 2014 une revue de la littérature comparant les stapédotomies réalisées au laser à celles réalisées avec les techniques conventionnelles (moteur). Les résultats s'appuient sur 8 études (999 procédures), utilisant les lasers CO2, Argon et Thulium. Ils retrouvent de meilleurs résultats dans le groupe laser en termes de fermeture du Rinne. Concernant les effets secondaires :

- Surdité de perception : risque plus élevé dans le groupe conventionnel
- Vertiges en post opératoire : résultats différents selon les études
- Fracture de platine : risque plus élevé dans le groupe conventionnel

L'équipe de Nguyen a publié une étude rétrospective comparant des stapédotomies réalisées au laser diode 940nm (119 patients entre 2001 et 2004)   des stapédotomie réalisées avec la technique "conventionnelle" (instruments froids et moteur) (35). Cette équipe calibre la platinotomie grâce au moteur skeeter après

l'avoir perforée avec le laser. Les résultats sur le plan de l'audition étaient équivalents dans les 2 groupes. A noter un taux plus important de conversion en stapédecotomie dans le groupe conventionnel (30 cas, soit 21,3%) par rapport au groupe laser diode (5 cas, 4,5%).

L'équipe de Parida a mené un essai randomisé en double aveugle comparant les résultats de stapédotomies réalisées à l'aide d'un laser diode (980 nm) par rapport à la technique conventionnelle (36). Dans leur étude ils montraient une fermeture du Rinne dans les 2 groupes, mais il n'y avait pas de différence significative concernant l'amélioration de l'audition. Ils n'ont pas non plus mis en évidence de différence significative concernant la fréquence de survenue d'effets secondaires (saignement peropératoire, vomissement, vertige ou nystagmus postopératoire, paralysie faciale périphérique) ou la durée d'hospitalisation.

C. 980 et 1470nm : Différentes propriétés physiques

La différence de longueur d'onde a un impact sur l'interaction avec les tissus via l'absorption. Les spectres d'absorption de l'os (platine) et de l'eau (perilymphe) sont assez proches.

Le spectre d'absorption d'un échantillon d'os retrouve un écart d'environ un ordre de grandeur entre 980 et 1470nm (et il en est de même pour l'eau). La longueur d'onde 1470nm est mieux absorbée dans l'os et l'eau que le 980nm.

Par conséquence directe, une différence de profondeur de pénétration de la lumière est retrouvée à ces différentes longueurs d'onde. A 1470nm l'énergie est absorbée en surface et est donc peu transmise par rapport à 980nm (figure 13).

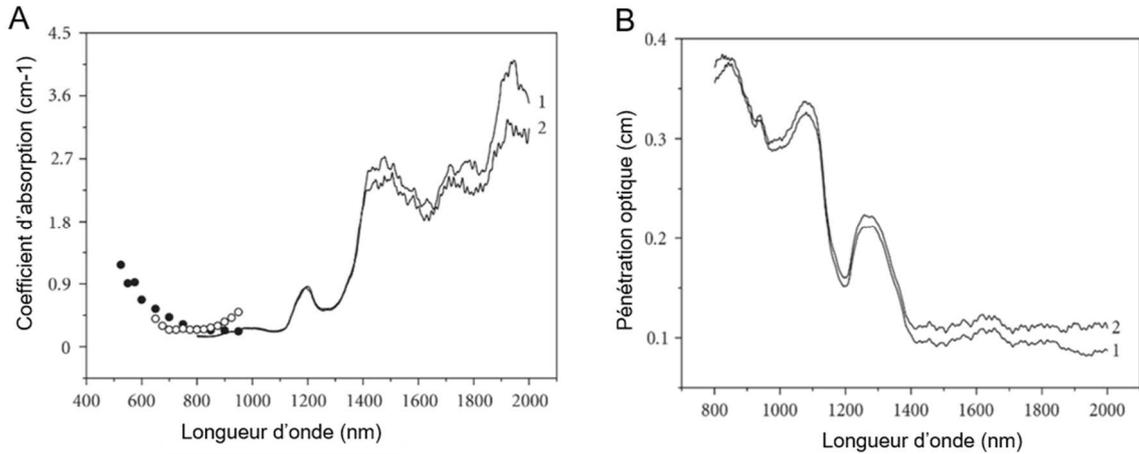


Figure 12 : Propriétés optique de l'os

A : Coefficient d'absorption de l'os en fonction de la longueur d'onde

B : Profondeur de pénétration optique en fonction de la longueur d'onde

Issu du travail de l'équipe de Genina comparant les propriétés optiques de l'os avant (1) et après (2) administration de Glycérol (37)

Enfin, il existe également une différence concernant l'absorption par l'hémoglobine. A 980nm, on retrouve une absorbance de l'hémoglobine qui est plus importante que celle de l'eau pour cette même longueur d'onde. Au contraire, à 1470nm l'absorbance de l'hémoglobine est quasiment nulle (figure 14).

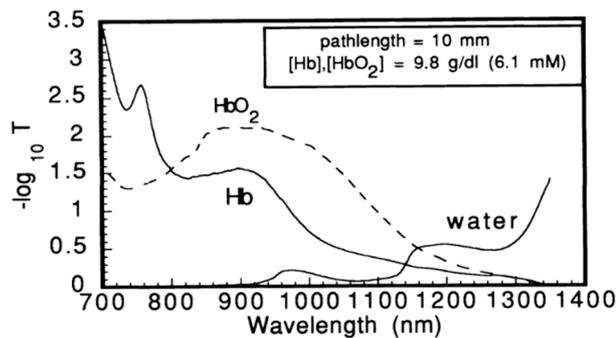


Figure 13 : Spectre d'absorption de l'hémoglobine (38)

VI. Modèles d'étude

Avant d'être utilisé en pratique courante, chez des patients présentant une otospongiose, les lasers sont testés sur différents modèles, ayant chacun leurs contraintes.

A. Modèle animaux vivants

L'équipe de Volrath (39) a testé le laser Argon sur des cochons de Guinée, ils avaient mis en place des thermistances au niveau de l'oreille interne (2eme rampe de la cochlée, fenêtre ronde), pour mesurer l'échauffement des liquides endocochléaires pendant la platinotomie.

L'équipe de Gardner (40) a réalisé des stapédotomies au laser CO2 avec mise en place de pistons chez des chats, les animaux étaient ensuite sacrifiés pour réaliser des analyses histologiques des platines et des vestibules.

L'utilisation de modèles animaux permet de réaliser les manipulations sur des tissus vivants, sans craindre une modification de leurs propriétés optiques (absorbance notamment). Néanmoins, au vu de la petite taille des structures concernées et des ordres de grandeur millimétriques pour les profondeurs de pénétration optique, les différences anatomiques par rapport à l'humain peuvent avoir une incidence sur les résultats et les rendre difficilement transposables.

B. Modèle cadavre humain

L'équipe de Gardner (40) a également réalisé une partie de ses stapédotomies au laser CO2 sur des rochers de cadavres conservés dans du formol, dans lesquels ils avaient inséré un thermocouple au sein du vestibule pour mesurer l'échauffement au niveau des liquides durant la stapédotomie.

L'équipe de Kautzky (41) a testé le laser Ho:YAG (1980nm) sur des rochers de cadavres frais, un thermocouple était positionné au niveau de la platine, à 0,3mm de

la zone de la platinotomie pour mesurer l'échauffement à ce niveau. Les étrières étaient ensuite envoyés pour analyse histologique.

L'équipe d'Armstrong (42) a testé un laser Ti:Sapphire (1053nm) à impulsions ultra courtes sur des osselets formolés de cadavre, ils ont ensuite analysé les platines en microscopie électronique.

L'équipe de Petersen (43) a comparé la réalisation de platinotomies avec un laser picoseconde à infrarouge ou un laser Er:YAG (2940nm) sur des rochers de cadavres conservés dans du formol. Les platines étaient ensuite analysées en microscopie optique et électronique.

L'intérêt majeur de la réalisation des manipulations sur des rochers de cadavre est de pouvoir réaliser une analyse histologique de ceux-ci après la manipulation. Certaines équipes ont également réalisé des mesures de températures, néanmoins il peut se poser la question de la reproductibilité des mesures avec la difficulté de positionner les capteurs de façon précise dans les cavités de l'oreille interne à l'anatomie complexe. Il se pose également la question de la réintroduction de liquides dans les cavités de l'oreille interne afin de reproduire au mieux les conditions du vivant.

C. Modèle synthétique

L'équipe de Pratisto (44) a testé un laser Er:Cr:YSGG (2780nm) sur un modèle synthétique, constitué d'une cavité en polyméthacrylate remplie d'eau distillée, sur lequel était mis en place une platine congelée (ou une reproduction de platine dans de la corticale de fémur congelé). Un capteur de pression était mis en place pour mesurer les fluctuations de celle-ci, une caméra permettait également de visualiser les mouvements de fluides, enfin les platines étaient analysées en microscopie optique et électronique après les manipulations.

L'équipe de Jovanovic (45) a également développé une modélisation d'oreille interne dans une cavité en verre acrylique (polyméthacrylate) dans laquelle avait été introduit du sérum salé isotonique à la température de 37°C et sur laquelle une reproduction de platine en corticale osseuse de fémur de 90 µm d'épaisseur était installée. Différents capteurs thermiques (thermocouples) étaient positionnés à 1, 2 et 3mm de la platine pour mesurer les fluctuations de températures, une caméra à haute vitesse était également utilisée pour visualiser les mouvements de fluides et la formation de bulles. Ce modèle leur a permis de tester plusieurs laser : Excimer (308nm), Ho:YAG (2100nm), Er:Cr :YSGG (2780nm) et Er:YAG (2940nm).

Leur modèle a par la suite été réutilisé par l'équipe de Schwab (46) qui a ajouté un capteur thermique au capteur de pression pour comparer un laser Ti:Sapphire (780nm) à impulsion ultra courte (femtoseconde) aux lasers Er:YAG (2940 nm) et CO2 (10640nm).

L'équipe de Kamalski (2,47–49) a développé un modèle synthétique de vestibule creusé dans du gel de polyacrylamide transparent compris entre 2 plaques de verres, le vestibule était une cavité de 3mm de profondeur remplie de sérum salé isotonique, sur laquelle une fine membrane avec un trou central était positionnée pour soutenir des platines de cadavres congelées. Selon les études, ils ont utilisé des caméras à haute vitesse pour visualiser les mouvements de fluides, des caméras thermiques (utilisant la technique de Schlieren) et des hydrophones pour enregistrer les effets des lasers KTP, Thulium, CO2 et Diode à 980 et 1470nm.

L'intérêt des modèles synthétiques est l'intégration de façon standardisée de différents capteurs (thermiques, pression, microphones ...), permettant une bonne reproductibilité des mesures. L'utilisation de matériaux transparents permet la visualisation de mouvements de liquides. Néanmoins, le choix des matériaux pour le

concevoir, dont les propriétés optiques peuvent différer des tissus vivants, pourrait donner des différences entre les mesures relevées in vitro et le comportement des tissus in vivo.

VII. Fabrication additive et conception assistée par ordinateur

Les techniques de fabrication additive ou impression en trois dimensions (3D) permettent de produire des objets ayant des géométries complexes par un processus de superposition de couches de matériaux.

Ces techniques ont émergé dans l'industrie en 1987, le procédé initial consistait à solidifier de fines couches de polymère sensible à la lumière UV à l'aide d'un laser (50). Par la suite, ces processus ont évolué, les impressions en 3D peuvent maintenant se faire dans divers matériaux (plastiques, métaux, céramiques, biomatériaux ...) et le coût des imprimantes 3D a beaucoup diminué, les rendant plus accessibles au grand public.

Selon les matériaux utilisés, les techniques d'impressions diffèrent avec des contraintes différentes en termes de complexité des formes pouvant être imprimées.

Le processus de fabrication additive commence par la production d'un fichier de stéréolithographie (STL) via des logiciels de conception assistée par ordinateur (CAO). Dans le domaine biomédical, les fichiers provenant des examens d'imagerie et notamment de la TDM, au format DICOM, peuvent servir de base à la production de fichier STL pour la réalisation d'impression en 3D (51).

Le développement des impressions en céramique, a permis l'avènement de biomatériaux tels que l'hydroxyapatite et les phosphates de calcium dont les propriétés sont proches de celles de l'os (52).

Ces différentes technologies retrouvent des applications en otologie, en effet elles permettent de reproduire la géométrie complexe de l'anatomie de l'oreille.

Certaines équipes ont développé des modèles de mastoïdes en résine transparente permettant de visualiser les structures de l'oreille interne ainsi que les structures anatomiques d'intérêt de cette région à visée pédagogique (53), d'autres modèles ont été développés pour permettre des séances de simulations de mastoïdectomie (54). La CAO peut aller plus loin que la simple reproduction de formes et permettre le développement de modèles fonctionnels. Un modèle d'oreille moyenne (membrane tympanique et osselet) reproduisant les propriétés biomécaniques et acoustiques de cette région a été développé (55), il est possible de réaliser une tympanométrie sur ce modèle, qui retrouve des résultats similaires à ceux retrouvés sur une oreille humaine. Une autre équipe a créé un modèle de cochlée dans un matériau avec des propriétés de conductivité électrique proches de celles de l'os afin de tester des implants cochléaires (56).

Objectifs

Le laser Leonardo ® Dual 45 de Biolitech est un laser diode permettant l'utilisation de 2 longueurs d'onde : 980 nm et 1470 nm, séparément ou associées entre elles.

Du fait d'un coefficient d'absorption de l'eau (et donc pour les liquides périlymphatiques) et de l'os plus important à 1470 nm, cette longueur d'onde semble avoir un intérêt dans la chirurgie de l'otospongiose.

L'objectif de ce travail était de comparer la réalisation de platinotomies aux lasers avec ces 2 longueurs d'onde, en ce qui concerne :

- L'élévation de température
- La carbonisation et la nécrose des tissus au pourtour de la platinotomie
- Le nombre de pulse nécessaire / l'énergie délivrée pour réaliser la platinotomie

Pour cela 2 modèles ont été utilisés :

- **Vestibules de cadavre** : platinotomie puis analyse histologique des pièces pour comparaison de la carbonisation et de la nécrose tissulaire au niveau de la platine et des structures adjacentes.
- **Platine de cadavre intégrée dans un modèle de vestibule en impression 3D** : intégration de capteurs thermiques dans le modèle pour mesure de l'élévation de température au niveau des liquides périlymphatiques du fond et du milieu du vestibule, ainsi qu'au niveau de la seconde portion du nerf facial.

Matériel et Méthode

I. Pièces anatomiques

Les manipulations ont été réalisées sur 2 modèles avec du matériel humain issu de cadavres provenant des dons de corps à la science, du laboratoire d'anatomie de l'université de Lille dirigé par le Professeur Antoine Drizenko et le Professeur Xavier Demondion.

Les cadavres sont conservés au laboratoire d'anatomie dans une solution contenant 0,8% de formol et 1,5% d'éthanol.

Une partie des pièces a été disséquée pour en extraire l'oreille interne dans son intégralité afin d'établir le premier modèle : « *modèle anatomique* ». Sur l'autre partie l'extraction n'a concerné que les osselets et notamment l'étrier afin d'établir le second modèle, un modèle mixte (synthétique + étrier de cadavre) : « *modèle 3D* ».

La plupart des pièces anatomiques utilisées avaient servi à une session pédagogique de dissection de rocher pour des internes du DES d'ORL et chirurgie cervicofaciale, d'autres pièces avaient déjà servies pour des dissections au niveau temporal ou mandibulaire.

A. Technique de dissection pour le modèle anatomique

Plusieurs techniques d'extraction d'os temporal sur pièce anatomique sont décrites par voie intracrânienne (57,58), après excérébration. Dans le cadre de ce travail, les pièces anatomiques ont été abordées par voie extracrânienne après adaptation de la technique décrite par Nadol (59).

Durant la session de dissection préalable, il avait été réalisé une mastoïdectomie avec antrotomie puis une tympanotomie postérieure (figure 15.A).

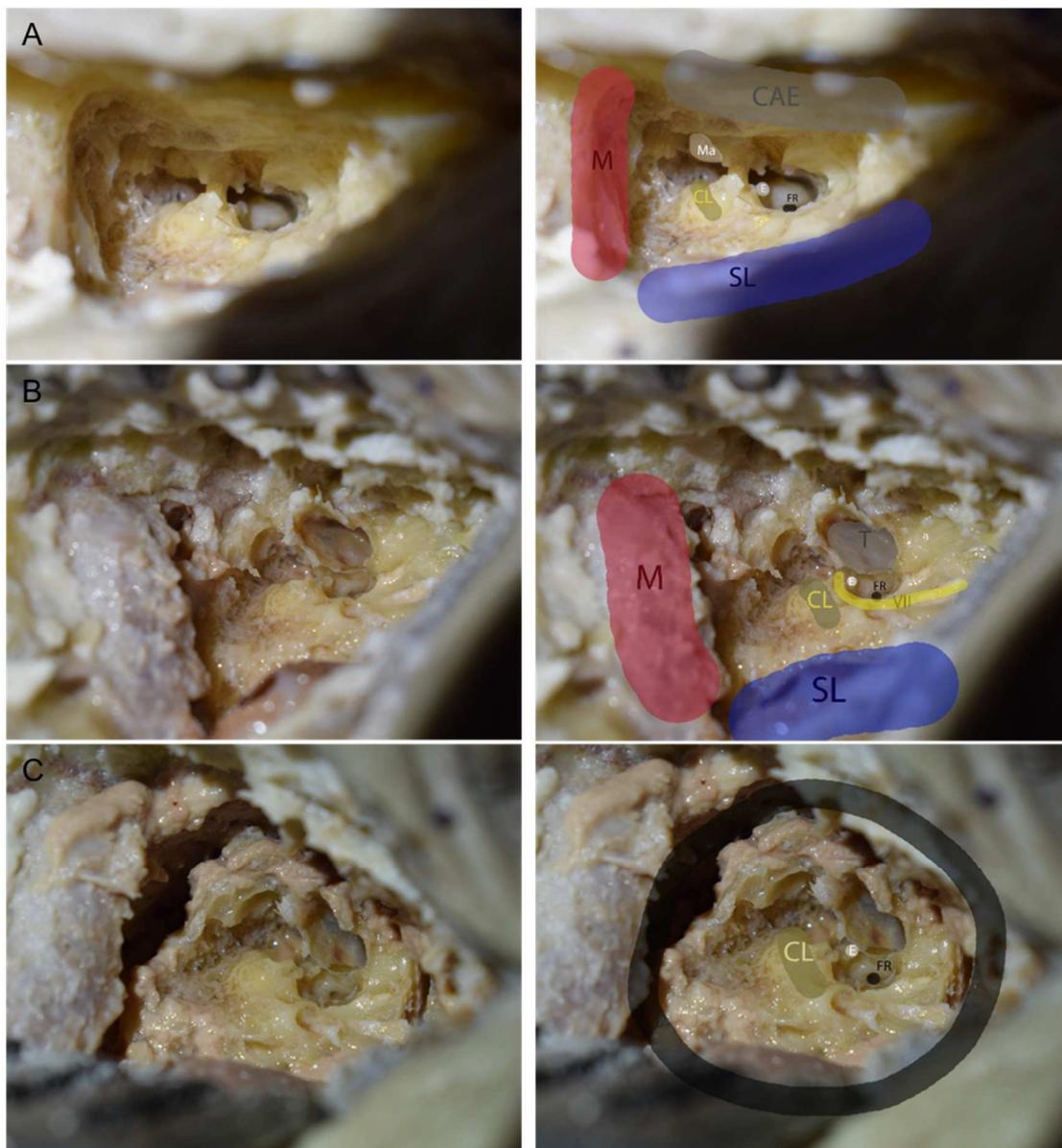


Figure 14 : Photos au cours de la dissection

A : pièce après mastoïdectomie, B : fraisage large de la corticale de la méninge, du sinus sigmoïde, de la pointe de la mastoïde, C : circonscription de la pièce à la scie cloche
 CAE : conduit auditif externe, CL : canal latéral, E : bouton de l'étrier, FR : fenêtré ronde,
 M : méninge, Ma : marteau, SL : sinus latéral, VII : nerf facial

Etape 1 : au moteur (bien air, 40000 tr/min, fraise coupante) (figure 15.B)

- Abaissement du conduit osseux jusqu'à hauteur du plan tympanique.
- Retrait du marteau et du tympan.
- Fraisage complet de la corticale en supérieur jusqu'à exposer complètement la méninge, jusqu'à hauteur du canal latéral en profondeur. Décollement au-dessus du canal semi circulaire supérieur.

- Fraisage de la corticale en regard du sinus sigmoïde, de l'angle sino-dural de Citelli et au niveau de la pointe de la mastoïde, jusque dans le plan de la 3eme portion du nerf facial (ouverture complète du canal).

Etape 2 : à la scie cloche diamantée 27 mm de diamètre (figure 15.C)

- Circonscription de la pièce à extraire à la scie cloche, en centrant sur la zone de la fenêtre ovale et de la fenêtre ronde.

En supérieur passage dans les tissus mous pour garder l'intégrité du canal semi-circulaire supérieur.

Etape 3 : au ciseau à frapper

- Libération de la pièce qui a été individualisée avec l'apex pétreux de ses attaches au ciseau à frapper.

Les pièces extraites ont été conservées dans du Formol 4%, avec identification du numéro d'anonymisation et de la latéralité du corps (XXXD pour les oreilles droites et XXXG pour les oreilles gauches).

B. Technique de dissection pour le modèle 3D

- Incision rétroauriculaire.
- Incision du conduit et décollement de la peau du conduit auditif externe puis soulèvement du tympan.
- Désarticulation incudo-stapédienne, retrait du marteau et de l'enclume.
- Abaissement du mur postérieur du conduit auditif externe à la fraise coupante pour permettre une exposition large.
- Retrait de l'enclume et du marteau.
- Section du tendon de l'étrier
- Exposition de la platine puis à la pointe désinsertion du ligament platinaire, pour retirer l'étrier.

Les étriers, ainsi que les marteaux et enclumes ont été conservés dans du Formol 4% avec identification via le numéro d'anonymisation et la latéralité.

II. Elaboration du modèle 3D

Le modèle 3D est un modèle mixte synthétique avec intégration d'un étrier de cadavre. Son intérêt est l'intégration dans le modèle de capteurs de façon reproductible.

A. Réalisation du fichier de conception assistée par ordinateur (CAO)

Les données DICOM d'un scanner de rocher en coupes fines ont été anonymisées puis extraites pour pouvoir être importées sur un logiciel de segmentation : 3D Slicer.

Sur ce logiciel, les différentes structures de l'oreilles internes ont été identifiées et segmentées :

- Les "fluides" de l'oreille interne : vestibules, cochlées, canaux semi circulaires
- La capsule otique
- Le nerf facial

Ces données ont ensuite été exportées en fichier STL.

En partenariat avec les équipes de recherche de Centrale Lille Institut, les fichiers STL ont été importés sur le logiciel CATIA, pour préparer un fichier STL prêt à être imprimé. Il a été décidé de créer une forme simplifiée qui correspondrait à la capsule otique, dans laquelle il a été soustré le fichier STL correspondant aux fluides de l'oreille interne. Le fichier STL de la capsule otique a été utilisé et retravaillé sur la zone de la fenêtre ovale pour l'intégrer à la forme simplifiée.

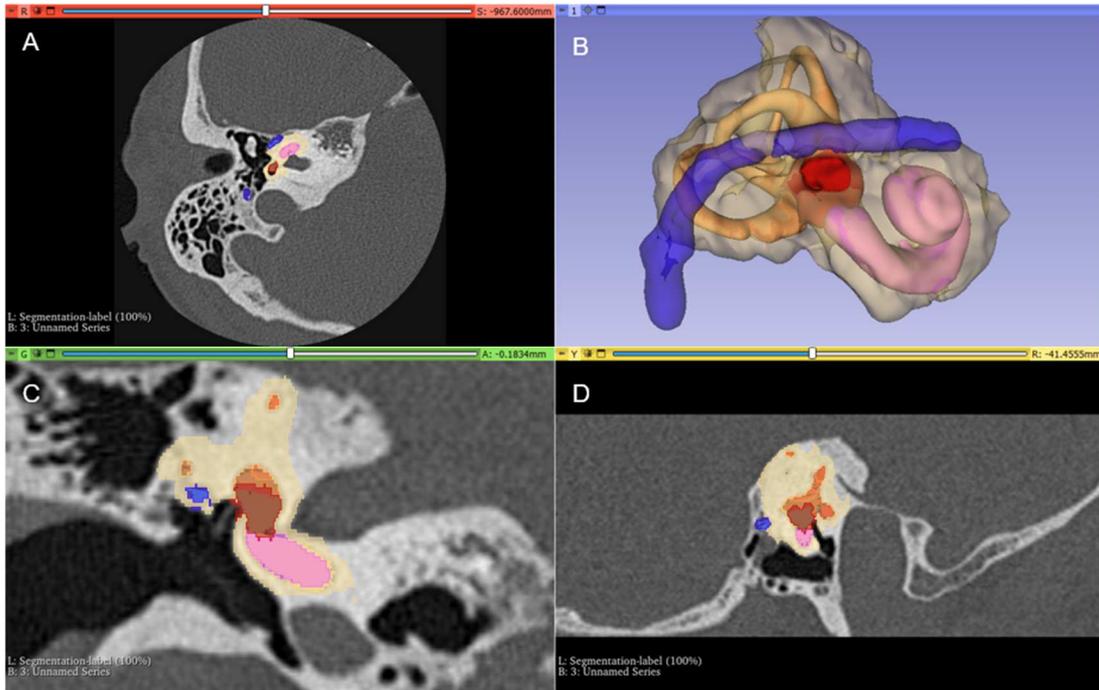


Figure 15 : Fenêtre de travail de segmentation sur 3D slicer

A : coupe axiale scanner de rocher, B : vue 3D des segments (capsule otique en beige, vestibule en rouge, cochlée en rose, canaux semi circulaires en orange, nerf facial en bleu), C : coupe coronale, D : coupe sagittale

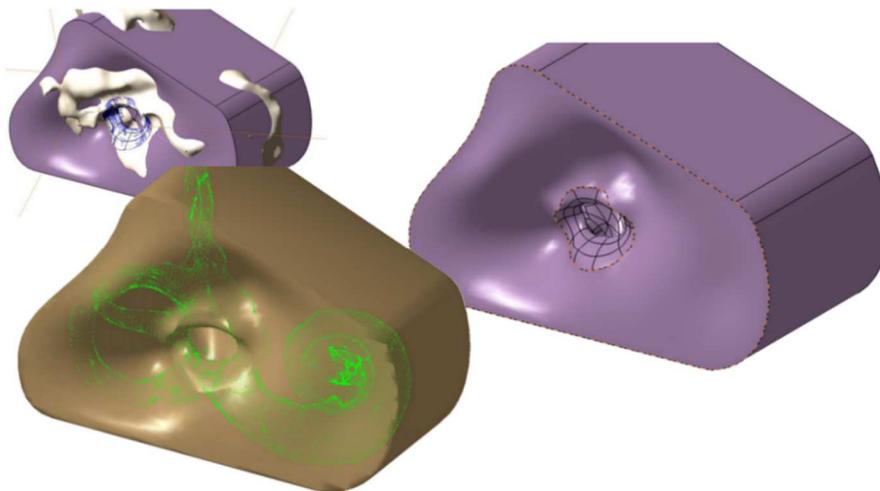


Figure 16 : Modélisation en CAO d'un premier prototype sur CATIA

Une fois validé, ce premier fichier a ensuite été amélioré par l'ajout d'un épaulement pour poser l'étrier de cadavre au niveau de l'ouverture de la fenêtre ovale. Deux canaux (cylindres de 600 μ m de diamètre) ont été ajoutés pour l'intégration des capteurs thermiques dans le vestibule, une empreinte a également été réalisée en surface pour positionner le troisième capteur au niveau du nerf facial.

Ce fichier STL a enfin été exporté pour l'impression 3D.

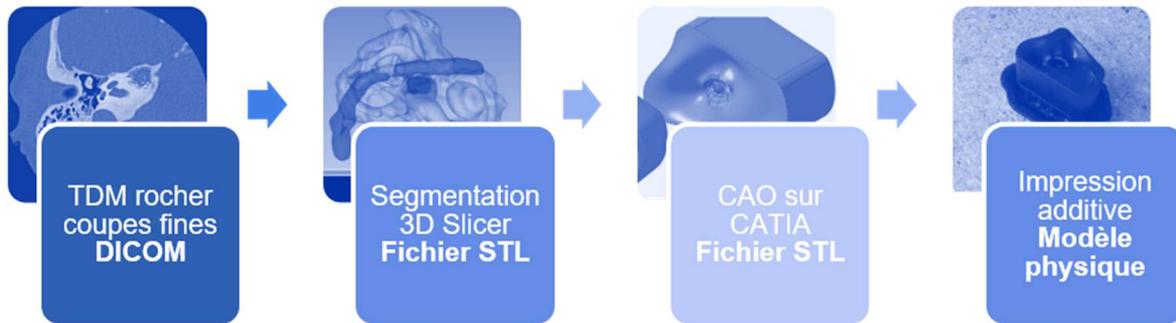


Figure 17 : Etapes pour l'élaboration du modèle 3D

B. Impression du modèle

Un premier modèle test (sans l'épaulement pour l'étrier, ni les canaux pour les capteurs) a été imprimé afin de valider la forme.

Le modèle définitif a ensuite été imprimé en résine (Figure 4 PRO-BLK 10).

La résolution de l'impression n'a pas permis d'obtenir l'épaulement qui était prévu dans le modèle définitif. La fenêtre ovale a donc été refermée avec une membrane en feuilles stratifiées époxy renforcées de fibre de verre de 250 μ m d'épaisseur qui a été collée, puis cette membrane a été percée (diamètre 1mm) sur la zone de platinotomie. L'étrier de cadavre pouvait ainsi être posé sur cette membrane.

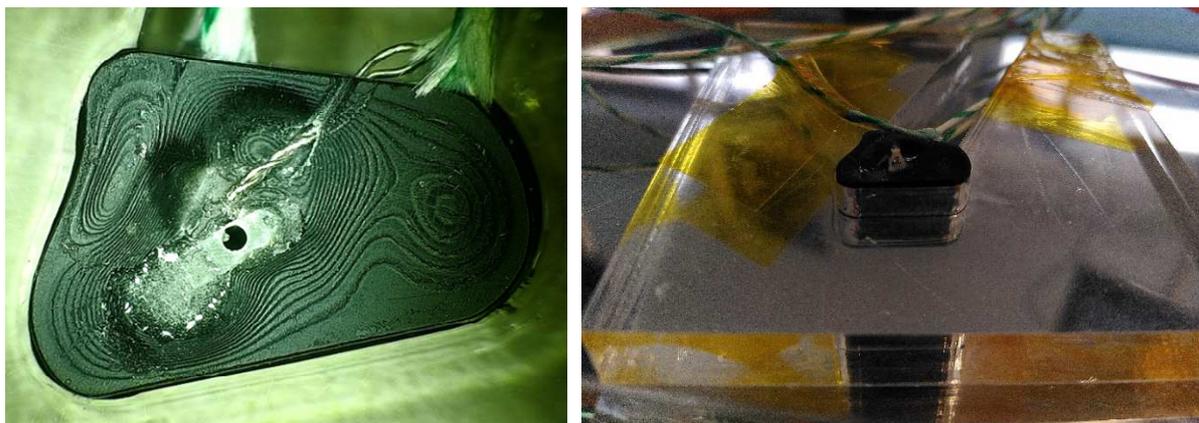


Figure 18 : modèle 3D avec capteurs thermiques

A gauche : vue supérieure du modèle avec la zone de platinotomie dans la membrane en epoxy et le capteur thermique superficiel

A droite : modèle intégré dans son support en plexiglass et étrier de cadavre posé au niveau de la fenêtre ovale

Un support en plexiglass a également été ajouté afin de caler le modèle et de fixer les capteurs thermiques pour qu'ils ne bougent pas lors des manipulations.

Les cavités de l'oreille interne ont été remplies avec de la périlymphe artificielle, fournie par l'équipe du laboratoire du Professeur Jurgen Siepmann (60,61).

Recette de la périlymphe artificielle, solution aqueuse contenant :

- 1,2 mmol de chlorure de calcium dihydrate
- 2 mmol de sulfate de magnésium tetrahydrate
- 2,7 mmol de chlorure de potassium
- 145 mmol de chlorure de sodium
- 5mmol/l d'HEPES

C. Système de mesures thermiques

Élaboration par l'équipe Acoustique Impulsionnelle et Magnéto-Acoustique Nonlinéaire (AIMAN) de Centrale Lille Institut, d'un système d'acquisition, d'enregistrement et de visualisation en temps réel comprenant 3 thermocouples (TC) de type K (l'un est positionné au niveau de la seconde portion du nerf facial (TC3, AI2), les 2 autres dans le vestibule, le premier juste sous la platine (TC2, AI1), le second au fond (TCAI0)) ainsi que d'un switch (interrupteur) permettant d'enregistrer manuellement le début des impulsions laser, la synchronisation avec celui-ci n'étant pas directement possible. L'acquisition des données à la fréquence d'échantillonnage de 1kHz était réalisée par un module d'acquisition de marque Measurement Computing (USB-1208-FS-Plus) relié au PC. L'interface utilisateur d'acquisition était gérée par le logiciel DAQami qui permet l'enregistrement et l'export des données en fichier .csv consultable par Excel.



Figure 19 : Boîtier du système d'acquisition et d'enregistrement

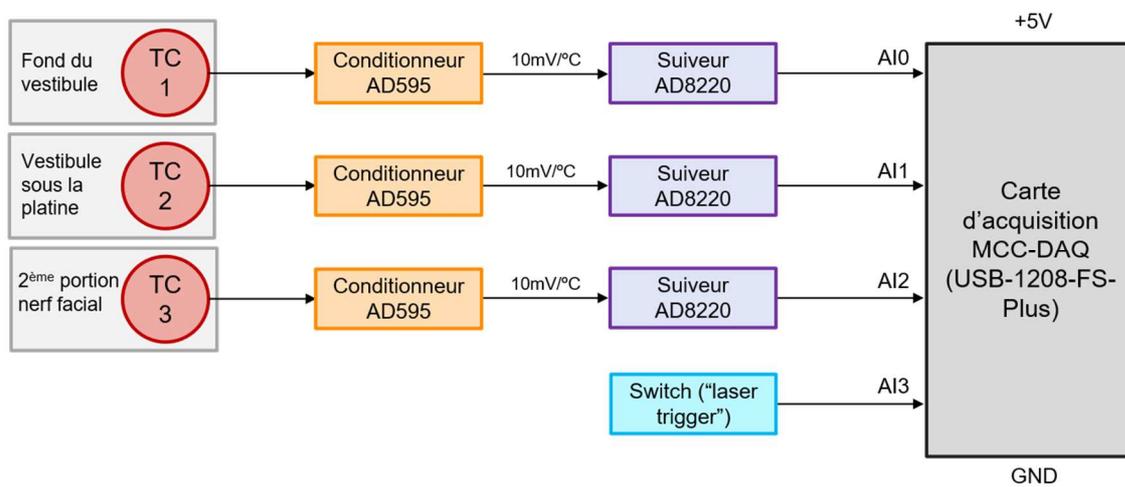


Figure 20 : Montage du système d'acquisition



Figure 21 : Fenêtre de travail DAQami

III. Laser

Les manipulations ont été réalisées avec le laser diode Léonardo ® Dual 45 de Biolitech.



Figure 22 : Laser diode Léonardo ® Dual 45

L'objectif étant de comparer les résultats avec les différentes longueurs d'onde (980nm, 1470nm), les autres réglages étaient maintenus constants :

- Diamètre de fibre : 200µm
- Puissance : 2,5 (ou 5 Watts).
- Durée de pulse : 100ms
- Temps de relaxation : 200ms
- Salves de 5 pulses puis relaxation

IV. Manipulations

Toutes les manipulations ont été réalisées au laboratoire d'anatomie.

A. Platinotomies sur le modèle anatomique

Les pièces conservées dans le formol étaient rincées au sérum salé isotonique. Une ouverture était ensuite réalisée dans le canal semi circulaire latéral afin d'introduire de la périlymphe artificielle dans le vestibule.

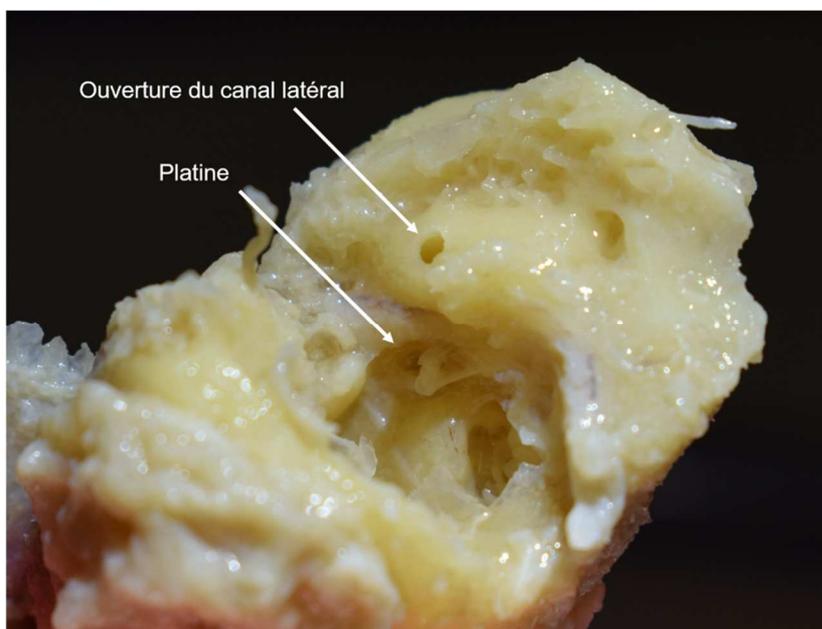


Figure 23 : pièce anatomique utilisée pour la manipulation

La platinotomie a été réalisée avec le laser diode Léonardo Dual 45 de Biolitec. Les impulsions laser étaient stoppées dès qu'une perforation était réalisée dans la platine.

Pour les manipulations avec la longueur d'onde 980nm, la fibre était amorcée dans du sang juste avant de réaliser la platinotomie.

B. Platinotomies sur le modèle 3D

Les capteurs thermiques du modèle étaient branchés au boîtier d'acquisition, lui-même branché à l'ordinateur sur lequel était ouvert DAQami.

La périlymphe artificielle a été introduite par l'orifice dans la fenêtre ovale. Après rinçage les étriers ont été posés sur la fenêtre ovale du modèle.

Tout comme pour le premier modèle les manipulations ont été réalisées avec le laser diode, les impulsions étaient stoppées dès ouverture de la platine et la fibre était amorcée dans du sang pour la longueur d'onde 980nm.

Lors du lancement des impulsions laser (à la pédale), une impulsion était donnée manuellement au niveau de l'interrupteur du boîtier pour que le début des impulsions soit enregistré sur DAQami.

Des manipulations complémentaires ont été réalisées sur le modèle sans étrier, en réalisant des impulsions laser directement en surface de la périlymphe artificielle dans la zone de platinotomie.

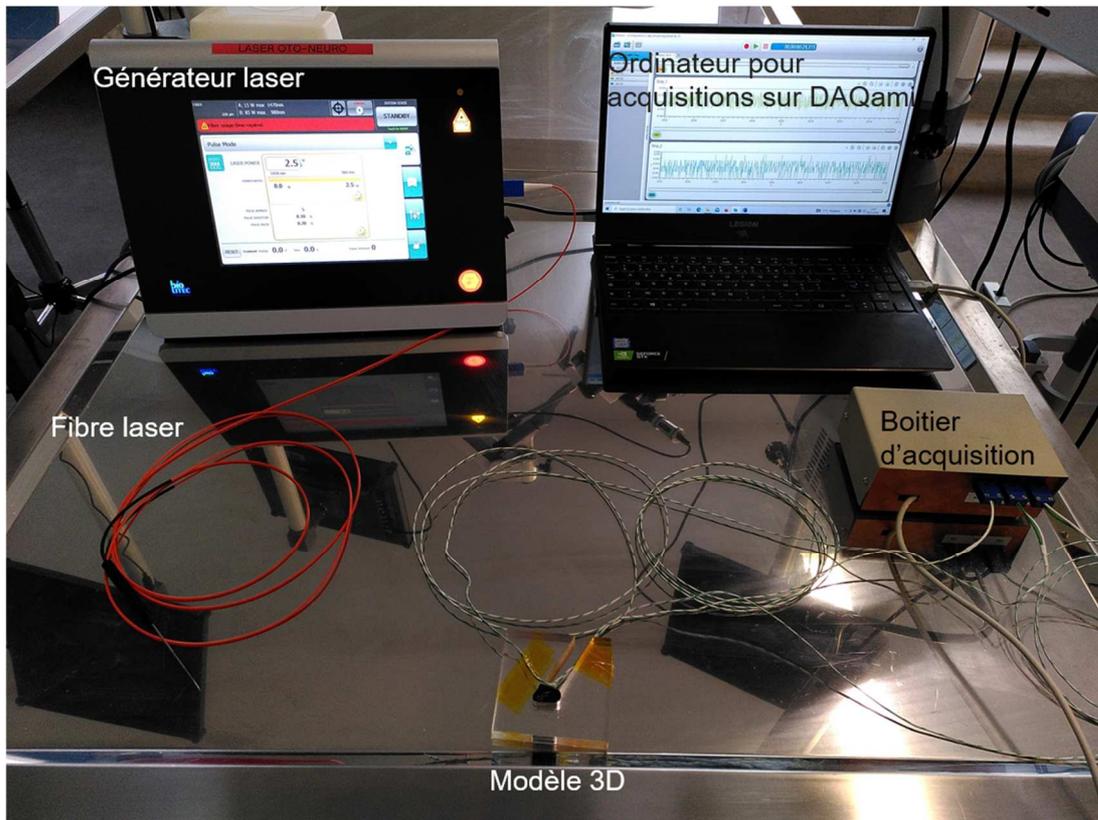


Figure 24 : installation pour les platinotomies sur le modèle 3D

V. Analyse histologique

Après réalisation de la stapédotomie sur le modèle anatomique, les pièces ont été fraisées pour envoi en histologie d'une pièce d' 1 cm^3 environ, centrée sur la platine et le vestibule.

Au laboratoire d'anatomopathologie, les pièces ont été marquées pour l'orientation puis plongées dans un bain de décalcifiant à base d'acide formique (Eprexia Shandon TBD-2).

Une fois les pièces décalcifiées, elles ont été incluses en paraffine.

Les pièces ont ensuite été découpées dans un plan perpendiculaire à la platine pour analyse de la platine et du vestibule, centrée sur la zone de platinotomie.

Les lames ont été colorées par HES et trichrome de Mallory, des lames blanches ont également été conservées pour pouvoir réaliser des colorations ou analyses complémentaires si nécessaires.

Analyse histologique par le Professeur Claude Alain Maurage, en aveugle.

Les étriers utilisés sur le modèle 3D seront également envoyés ultérieurement pour analyse histologique.

Résultats

I. Manipulations sur modèle anatomique

6 modèles anatomiques ont été utilisés, 3 pour chaque longueur d'onde, le nombre de pulses nécessaires (et l'énergie délivrée) ainsi que les réglages choisis ont été répertoriés dans le tableau 3.

A 980nm, une première manipulation a été tentée sans amorcer la fibre dans le sang, cette platinotomie a été un échec malgré 30 pulses délivrés. Par la suite, la fibre était amorcée dans le sang juste avant la réalisation de la platinotomie.

Platine	Longueur d'onde (nm)	Puissance (W)	Nbre de pulse	Energie délivrée (J)	S ⁽¹⁾
194D	1470	2,5	12	2,5	Non
196G	1470	2,5	4	0,8	Non
001G	1470	2,5	2	0,5	Non
160D ⁽²⁾ ⁽³⁾	980	2,5	30	6,6	Non
160D ⁽³⁾	980	2,5	3	0,6	Oui
197D	980	2,5	3	0,6	Oui
180G	980	5	3	1,5	Oui

Tableau 3 : Conditions de réalisation des platinotomies sur le modèle anatomique

(1) : fibre amorcée dans le sang avant manipulation

(2) : échec de la platinotomie à 980nm sans amorcer préalablement la fibre dans le sang malgré 30pulses

(3) : réutilisation de la même platine après échec

II. Manipulations sur modèle 3D

Du fait d'un dysfonctionnement du TC1 lors des manipulations, les mesures de température n'ont pu être relevées qu'au niveau du milieu du vestibule (TC2) et du nerf facial (TC3).

A. **Platinotomies des étriers sur le modèle 3D**

6 étriers étaient disponibles pour réaliser les platinotomies sur le modèle, 3 platinotomies ont été réalisées avec la longueur d'onde 1470nm, les 3 autres avec la longueur d'onde 980nm. Les impulsions laser étaient stoppées dès la perforation de la platine.

Les mesures de température durant les platinotomies réalisées à 1470nm ont été reprises dans la figure 25. Le nombre de pulses nécessaires pour réaliser la platinotomie était variable avec 3, 7 ou 12 pulses nécessaire, il en a découlé une énergie délivrée croissante et des variations importantes d'élévation de température. L'élévation de température était plus importante au niveau du capteur du nerf facial en surface, qu'au niveau du capteur dans le vestibule.

Pour la réalisation des platinotomies avec la longueur d'onde 980nm, la fibre était amorcée dans du sang juste avant la manipulation. La platinotomie a été réalisée sans difficulté sur deux étriers, avec 3 et 4 pulses nécessaires (figure 26). Le troisième étrier présentait un trait de fracture au niveau de la platine préalablement à la manipulation, la tentative de platinotomie a été un échec malgré 35 pulses délivrés. Même s'il n'y a pas eu de perforation au niveau de la platine, il a été enregistré une élévation importante de la température, au niveau des deux capteurs (figure 27).

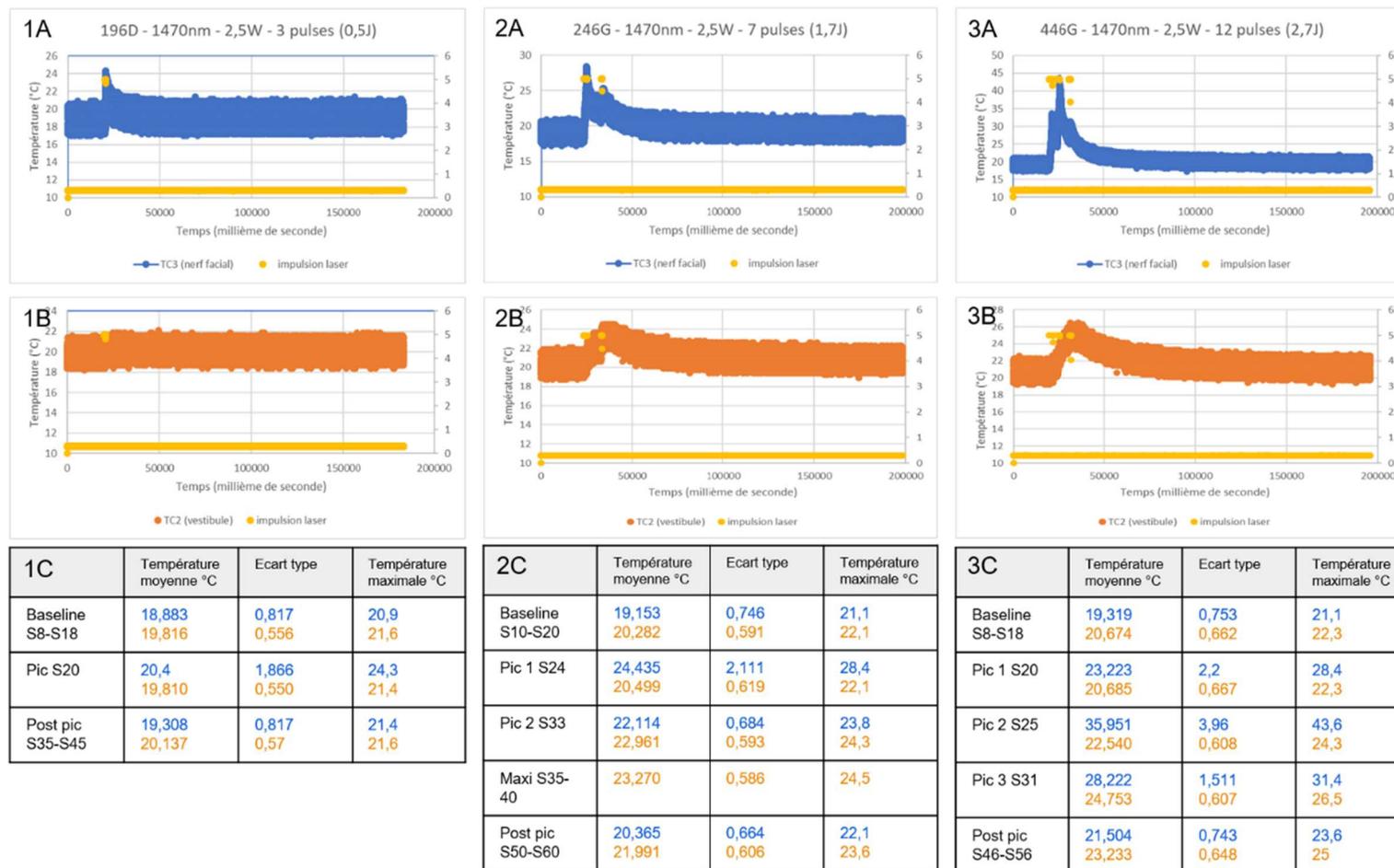


Figure 25 : Mesures de température dans le modèle 3D lors des platinotomies réalisées à 1470nm (puissance 2.5W, durée pulse 100ms par slave de 5)

A : Température en fonction du temps au niveau du TC3 (nerf facial) , B : Température en fonction du temps au niveau du TC2 (vestibule), C : Valeurs des températures moyennes et maximales (au niveau du TC3 et du TC2) aux différents temps de la manipulation, 1 : Platine 196D, 3 pulses nécessaires (soit 0.5J délivré), 2 : Platine 246G, 7 pulses nécessaires (soit 1.7J délivrés), 3 : Platine 446G, 12 pulses nécessaires (soit 2.7J)

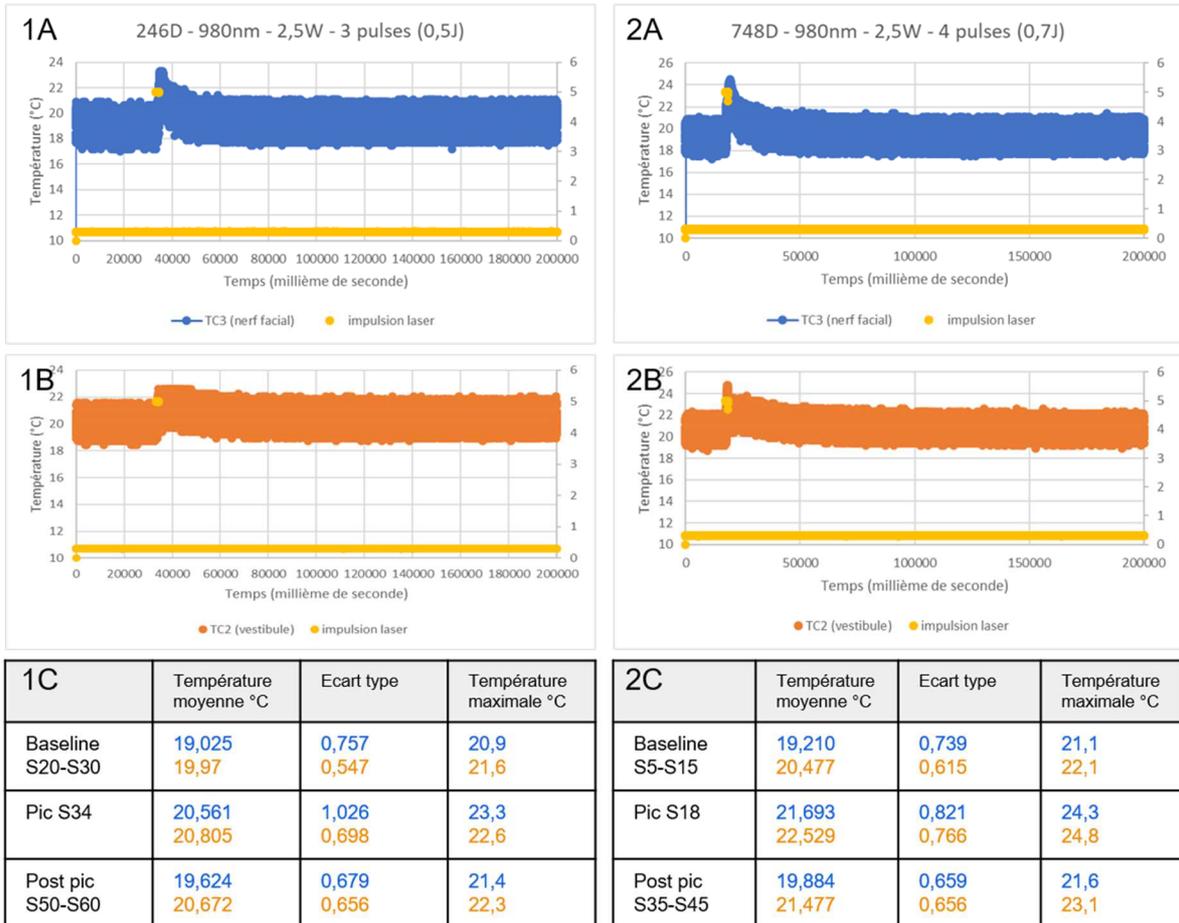


Figure 26 : Mesures de température dans le modèle 3D lors des platinotomies réalisées à 980nm (puissance 2.5W, durée pulse 100ms)

A : Température en fonction du temps au niveau du TC3 (nerf facial)

B : Température en fonction du temps au niveau du TC2 (vestibule)

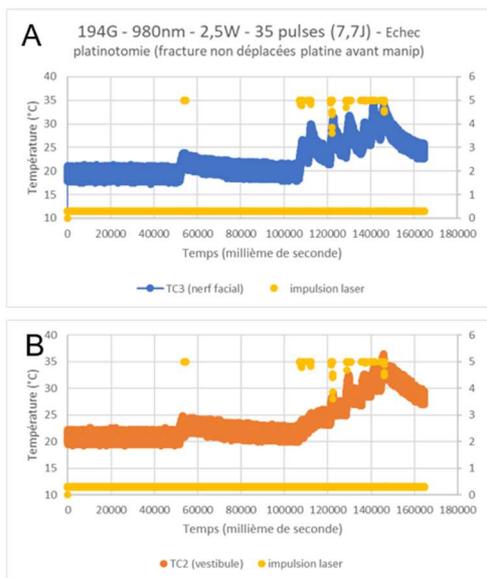
C : Valeurs des températures moyennes et maximales (au niveau du TC3 et du TC2) aux différents temps de la manipulation

1 : Platine 246D, 3 pulses nécessaires (soit 0.5J délivré)

2 : Platine 748D, 4 pulses nécessaires (soit 0.7J délivré)

A partir des valeurs de températures moyennes et maximales, des différentiels de températures ($\Delta T^{\circ}\text{C}$) ont été calculés pour quantifier les variations de température :

- Différence entre la température maximale enregistrée au pic et la température maximale basale ($\Delta T^{\circ}\text{C max}$)
- Différence entre la température moyenne enregistrée au pic et la température moyenne basale ($\Delta T^{\circ}\text{C moyen pic}$)
- Différence entre la température moyenne enregistrée à distance (entre 15 et 25 secondes après le pic) et la température moyenne basale ($\Delta T^{\circ}\text{C moyen post}$)



C	Température moyenne °C	Ecart type	Température maximale °C
Baseline S40-S50	19,395 20,789	0,743 0,667	21,1 21,1
Pic 1 S54	22,16 22,636	0,689 0,582	23,8 24,1
Pic 2 S108	24,771 22,594	0,834 0,578	26,7 24,1
Pic 3 S111	25,391 23,779	1,3 0,626	29,2 25,3
Pic 4 S121	26,49 26,505	1,066 0,76	29,4 28,4
Pic 5 S130	29,442 28,682	0,927 0,587	31,6 29,9
Pic 6 S140	31,088 31,808	1,718 0,788	34,3 34,1
Pic 7 S145	30,999 34,074	1,285 0,887	34,1 36,5
post pic S155-S165	24,988 29,321	0,913 0,975	27,7 32,4

Figure 27 : Mesures de température dans le modèle lors de la tentative de platinotomie réalisées à 980nm (puissance 2.5W, durée pulse 100ms par salve de 5) sur la platine fracturée (194G)

35 pulses soit 7.7J délivrés avant arrêt de la manipulation devant l'échec

A : Température en fonction du temps au niveau du TC3 (nerf facial)

B : Température en fonction du temps au niveau du TC2 (vestibule)

C : Valeurs des températures moyennes et maximales (au niveau du TC3 et du TC2) aux différents temps de la manipulation

A 1470nm, au niveau du nerf facial, le $\Delta T^{\circ}C$ max variait entre 3.4°C et 22.5°C selon le nombre de pulses délivrés, avec un $\Delta T^{\circ}C$ moyen post plus limité, entre 0.43°C et 2.19°C. Au niveau du vestibule le $\Delta T^{\circ}C$ max était moins important entre 0 et 4,2°C, mais avec un $\Delta T^{\circ}C$ moyen à distance plus élevé compris entre 0.32 et 2.56 °C.

Platine	Longueur d'onde (nm)	Nbre de pulse	Energie délivrée (J)	TC3 (nerf facial)			TC2 (vestibule)		
				$\Delta T^{\circ}C$ max	$\Delta T^{\circ}C$ moyen pic	$\Delta T^{\circ}C$ moyen post	$\Delta T^{\circ}C$ max	$\Delta T^{\circ}C$ moyen pic	$\Delta T^{\circ}C$ moyen post
196D	1470	3	0,5	3,40	1,52	0,43	0,00	-0,01	0,32
246G	1470	7	1,7	7,30	5,28	1,21	2,40	2,99	1,71
446G	1470	12	2,7	22,50	16,63	2,19	4,20	4,08	2,56
246D	980	3	0,5	2,40	1,78	1,54	1,00	2,05	1,00
748D	980	4	0,7	3,20	2,48	0,67	2,70	2,05	1,00
194G	980	35	7,7	13,20	11,69	5,59	15,40	13,29	8,53

Tableau 4 : Différentiels de température ($\Delta T^{\circ}C$) durant la platinotomie

A 980nm, lorsque la platinotomie avait été réalisée, les variations de températures étaient similaires au niveau des deux capteurs avec un $\Delta T^{\circ}\text{C}$ max à 2.4 et 3.2 $^{\circ}\text{C}$ au niveau du nerf facial et à 1 et 2.7 $^{\circ}\text{C}$ au niveau du vestibule. Il en était de même pour les $\Delta T^{\circ}\text{C}$ moyen post, qui étaient à 0.67 et 1.54 $^{\circ}\text{C}$ au niveau du facial et 1 $^{\circ}\text{C}$ au niveau du vestibule.

Lors de la manipulation infructueuse à 980nm où 35 pulses avaient été délivrés, une élévation importante de température avait été relevée en surface au niveau du capteur du nerf facial ($\Delta T^{\circ}\text{C}$ max à 13.2 et $\Delta T^{\circ}\text{C}$ moyen post à 5.59 $^{\circ}\text{C}$), mais également dans le vestibule, même sans ouverture de la platine la chaleur avait été transmise ($\Delta T^{\circ}\text{C}$ max à 15.4 et $\Delta T^{\circ}\text{C}$ moyen post à 8.53 $^{\circ}\text{C}$).

B. Impulsions laser sur modèle 3D sans platine

Des manipulations complémentaires ont été réalisées en donnant des impulsions laser directement dans la zone de platinotomie du vestibule (sans mettre en place d'étrier). 6 conditions ont été testées, à 3 reprises :

- 5 pulses (durée de pulse 100ms, durée de pause 200ms) à 2.5W, à 980nm
- 1 pulse (durée de pulse 100ms) à 2.5W, à 980nm
- 1 pulse (durée de pulse 100ms) à 5W, à 980nm
- 5 pulses (durée de pulse 100ms, durée de pause 200ms) à 2.5W, à 1470nm
- 1 pulse (durée de pulse 100ms) à 2.5W, à 1470nm
- 1 pulse (durée de pulse 100ms) à 5W, à 1470nm

Les résultats de ces manipulations sont répertoriés dans les figures 28, 29 et le tableau 5.

La principale élévation de température était retrouvée au niveau du thermocouple de surface à la condition 5 pulses de 2.5W à 1470nm.

A 1470nm, puissance réglée à 5W, une réaction d'ébullition de la périlymphe artificielle en surface était visualisée, témoin d'une élévation de température bien plus importante à la surface de la périlymphe que celle mesurée par les capteurs.

Longueur d'onde (nm)	Nbre de pulse	Energie délivrée (J)	TC3 (nerf facial)			TC2 (vestibule)			
			$\Delta T^{\circ}C$ max	$\Delta T^{\circ}C$ moyen pic	$\Delta T^{\circ}C$ moyen post	$\Delta T^{\circ}C$ max	$\Delta T^{\circ}C$ moyen pic	$\Delta T^{\circ}C$ moyen post	
1470	5	2,5	1,2	4,70	3,24	1,32	1,50	1,55	0,89
1470	5	2,5	1,2	2,50	2,34	1,37	1,00	0,72	0,90
1470	5	2,5	1,2	5,60	4,29	1,32	1,70	1,59	0,97
1470	1	2,5	0,2	0,00	0,21	0,09	0,20	0,25	0,16
1470	1	2,5	0,2	0,80	0,40	0,23	0,40	0,38	0,15
1470	1	2,5	0,2	0,80	0,40	0,23	0,40	0,38	0,15
1470	1	5	0,5	0,50	0,39	0,32	1,50	0,94	0,33
1470	1	5	0,5	0,70	0,88	0,51	0,70	0,86	0,43
1470	1	5	0,5	0,70	0,84	0,84	1,00	0,84	0,37
980	5	2,5	1,1	1,40	1,27	0,56	1,30	1,33	0,72
980	5	2,5	1,1	0,50	0,73	0,42	0,70	0,54	0,49
980	5	2,5	1,1	0,40	0,72	0,47	0,50	0,54	0,52
980	1	2,5	1,1	0,30	0,41	0,07	0,30	0,17	0,15
980	1	2,5	1,1	0,00	-0,05	0,00	0,00	-0,06	0,04
980	1	2,5	1,1	0,00	0,18	0,15	1,00	0,56	0,17
980	1	5	0,5	0,30	0,32	0,25	0,50	0,24	0,27
980	1	5	0,5	0,00	0,04	0,12	0,30	0,17	0,15
980	1	5	0,5	0,00	0,25	0,13	1,00	0,51	0,22

Tableau 5 : Différentiels de température ($\Delta T^{\circ}C$) lors impulsions laser au niveau orifice platinotomie

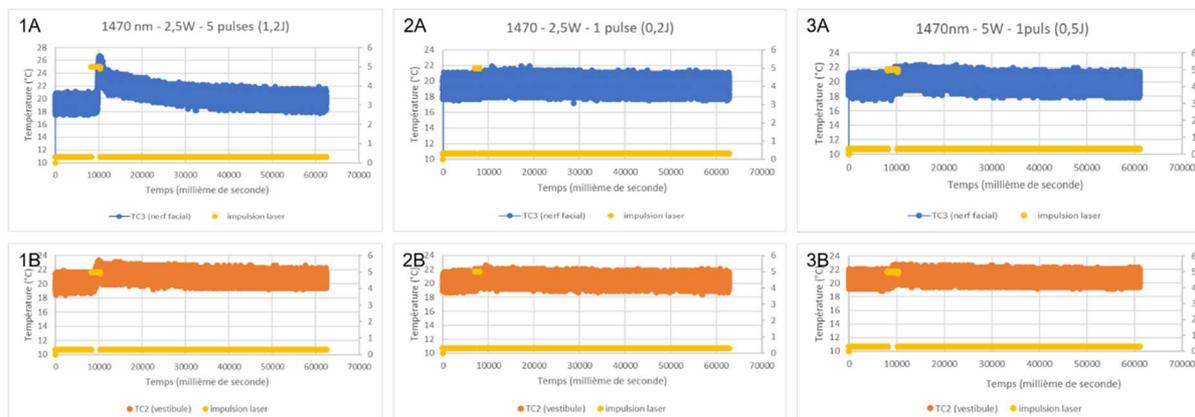


Figure 28 : Mesures de température dans le modèle (sans platine) lors des impulsions laser réalisées à 1470nm

A : Température en fonction du temps au niveau du TC3 (nerf facial)

B : Température en fonction du temps au niveau du TC2 (vestibule)

1 : 5 pulses à 2.5W (soit 1.2J), 2 : 1 pulse à 2.5W (soit 0.2J), 3 : 1 pulse à 5W (soit 0.5J)

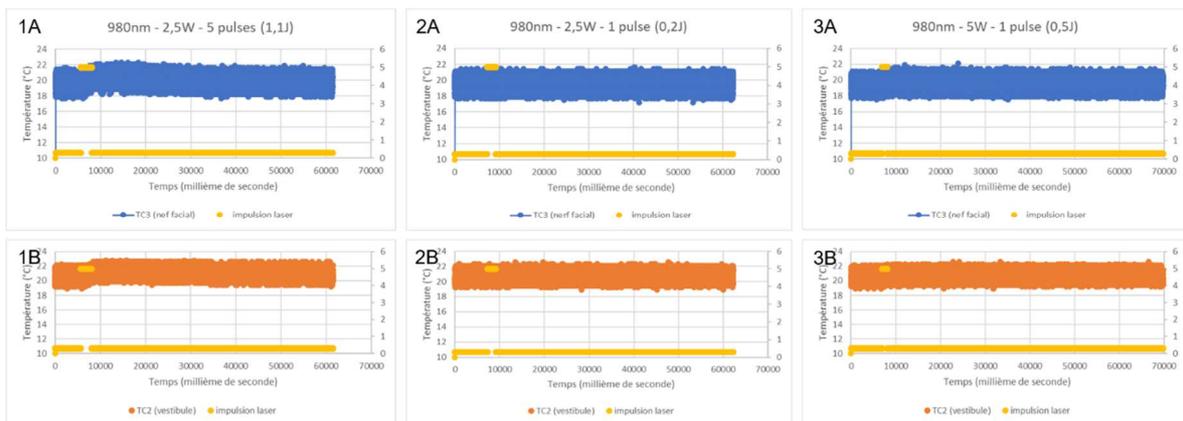


Figure 29 : Mesures de température dans le modèle (sans platine) lors des impulsions laser réalisées à 980nm

A : Température en fonction du temps au niveau du TC3 (nerf facial)

B : Température en fonction du temps au niveau du TC2 (vestibule)

1 : 5 pulses à 2.5W (soit 1.2J)

2 : 1 pulse à 2.5W (soit 0.2J)

3 : 1 pulse à 5W (soit 0.5J)

III. Analyse histologique

Il était prévu une analyse histologique des pièces anatomiques pour mesure de la taille de la perforation, ainsi que de l'épaisseur de tissu carbonisé et nécrosé au pourtour de la platinotomie. Néanmoins pour des raisons de délais allongés de décalcification les pièces n'ont pas pu être analysées au moment de l'impression de ce manuscrit.

Une pièce anatomique (001D) avait été envoyée préalablement au laboratoire d'anatomopathologie pour régler la procédure de traitement des pièces. Une platinotomie avait été réalisée (à 980nm, fibre de diamètre 600µm, puissance 15W). Les coupes réalisées (figure 30) étaient de qualité suffisante pour réaliser l'analyse, la procédure avait donc été validée.

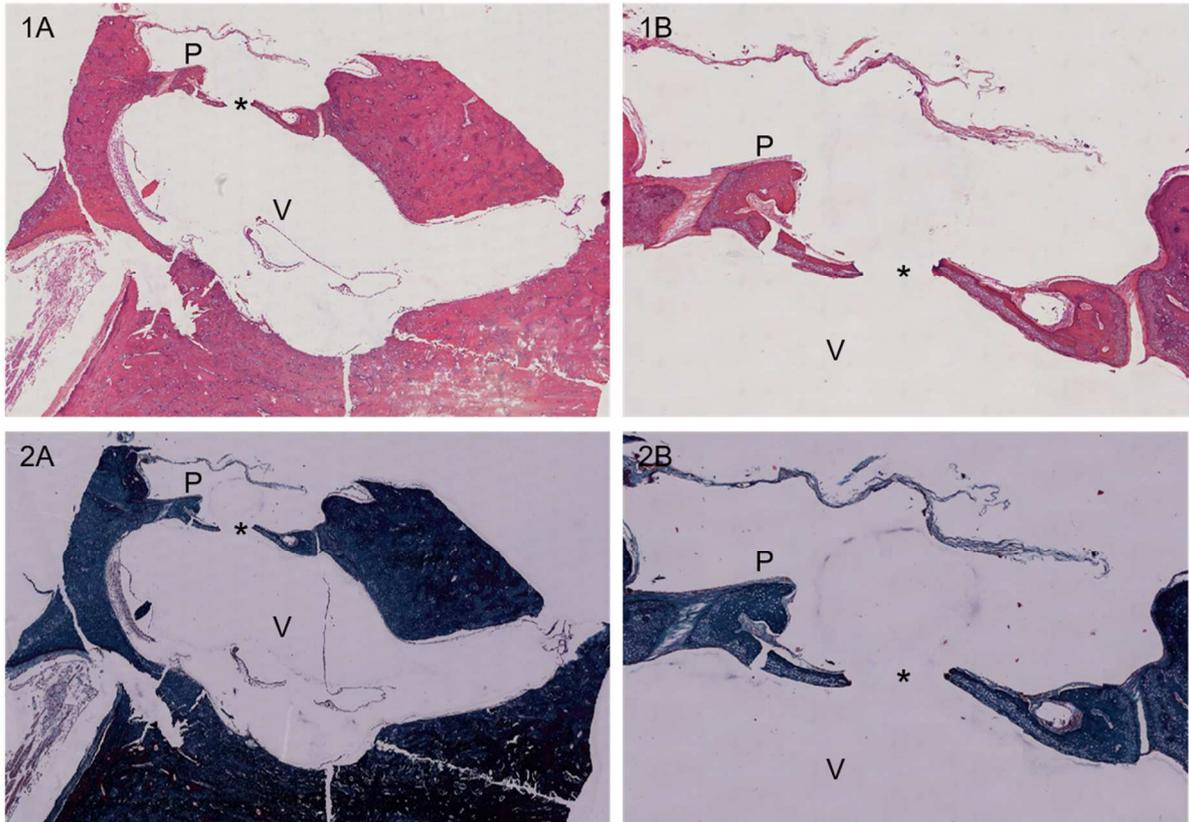


Figure 30 : Coupes histologiques de la platine test (001D)

1 : coloration HES, 2 : coloration par trichrome de Mallory

A : coupes centrées sur le vestibule, B : coupes centrées sur la platine

P : platine, V : vestibule, * : platinotomie

Discussion

I. Choix des modèles

Pour ce travail nous avons choisi d'utiliser 2 modèles utilisant des platines de cadavres conservées dans du formol. C'est également ce qui avait été réalisé par les équipes de Gardner, Armstrong et Petersen (40,42,43), néanmoins il n'y a pas de données sur les propriétés optiques de l'os formolé par rapport à l'os frais. La question peut donc se poser concernant la transposition des données que nous avons obtenues à de l'os frais in vivo.

Le premier modèle, un rocher de cadavre conservé dans du formol permet une analyse histologique de la platine et du vestibule après la réalisation de la platinotomie. Certaines équipes ont intégré des capteurs thermiques dans les vestibules de cadavres (40) ou sur les platines (41). Dans ce travail, il a été choisi de ne pas mettre de capteurs sur ces pièces afin d'éviter la fluctuation de la position de ceux-ci qui aurait pu être à l'origine d'un biais de mesure de température. En effet lors de manipulations préliminaires, une fluctuation importante de température avait été mise en évidence lors d'un changement de position de 1 mm du capteur thermique par rapport à la zone d'impulsion laser (annexe 1).

Le second modèle est une modélisation synthétique d'oreille interne en impression 3D permettant l'intégration de différents capteurs thermiques, l'emplacement des capteurs a été prédéfini dans l'impression, et un support en plexiglass a été réalisé pour fixer les capteurs sans tension, afin de garantir une position constante lors des différentes manipulations et donc des mesures comparables. Il avait été initialement envisagé l'impression du modèle définitif en hydroxyapatite pour obtenir un matériau aux propriétés de conductivités thermiques proches de celles de l'os. Néanmoins, au vu du coût, ainsi que de la complexité de l'impression dans cette matière (tant sur la

CAO, le procédé d'impression, que sur la recette du matériel pour l'impression), cela n'a pas été réalisable dans le cadre de ce travail. L'impression a donc été réalisée dans une résine qui a des propriétés thermiques probablement différentes de celles de l'os, ce qui peut être à l'origine de biais de mesure (conductivité thermique et capacité thermique non fournies par le fournisseur). Néanmoins, les modèles développés par les autres équipes étaient également dans des matières synthétiques telles que le polyméthacrylate (conductivité thermique $k = 0.184 \text{ W/mK}$, capacité thermique $C = 1440 \text{ J/kgK}$) (44–46) ou le gel de polyacrylamide gel (2,47,48) (conductivité thermique $k = 0.74 \text{ à } 0.94 \text{ W/mK}$, capacité thermique $C = 5780 \text{ à } 7160 \text{ J/kgK}$ (62)). La conductivité thermique (k) de l'os cortical est comprise entre 0.26 et 0.34 W/mK et sa capacité thermique massique (C) entre 1500 et 2370 J/kgK (63).

II. Carbonisation de la fibre à 980nm

Lors de la première manipulation (sur la pièce 160D) avec une fibre neuve, à 980nm, puissance réglée à 2,5W, il n'y a eu aucune réaction même après 30 pulses (6J). Après carbonisation de la fibre (impulsion sur tissus adjacent en augmentant la puissance de façon importante), en conservant les mêmes réglages, sur la même pièce une platinotomie a été réalisée en 3 pulses (0.6J). Ce constat a été confirmé lors de la réalisation d'impulsions laser sur des enclumes et des marteaux, il est nécessaire de carboniser la fibre ou de l'amorcer dans du sang afin de réussir à avoir une réaction de vaporisation sur l'os (essai d'interface de colorant bleu ou rouge, sans succès).

L'équipe de Poe (63) avait réalisé des manipulations avec un laser diode (812nm) sur des os temporaux de cadavres formolés. Ils ne retrouvaient pas d'effet du laser sur l'os "clair", par contre sur os "sombre" ou taché de sang il existait une meilleure absorption de l'énergie avec apparition d'une réaction de vaporisation. La

répétition d'impulsions laser sur une zone peu absorbante (claire) pouvait produire une petite réaction de carbonisation, la zone carbonisée absorbait alors immédiatement l'énergie permettant la vaporisation de la zone. Cette nécessité de brûler la fibre dans du sang avant utilisation est également retrouvée dans d'autres articles (35,64), et cela correspond finalement à notre pratique dans le service.

Les propriétés optiques de la longueur d'onde 980nm ne semblent donc pas forcément idéales sur l'os (coefficient d'absorption faible).

III. Nombre de pulses nécessaire à la platinotomie

En dehors des situations d'échec, le nombre de pulses nécessaires à la réalisation de la platinotomie à 980nm et 2.5W est stable (3 à 4 pulses). Cette valeur correspond globalement au nombre de pulses nécessaires dans notre pratique avec ces réglages. Il est difficile de comparer ces données avec celles de la littérature du fait de variabilité de choix des réglages en termes de puissance et de durée de pulse. Néanmoins, ils semblent concordants avec ceux rapportés par l'équipe de Nguyen, qui sur leurs 119 procédures au laser retrouvaient une moyenne de 2.6 +/- 0.3 pulses de 200ms nécessaire pour une puissance de 3.4 +/- 0.1W (35).

Concernant la longueur d'onde 1470nm, le nombre de pulses nécessaires est plus variable d'une manipulation à une autre, compris entre 2 et 12, sans qu'il n'y ait de réelle explication. Pour l'une des manipulations où 12 pulses étaient nécessaires la fibre utilisée était neuve, la question peut alors se poser sur la nécessité d'une petite réaction de carbonisation au niveau de la fibre pour engendrer la réaction de vaporisation au niveau de l'os, même si pour les autres manipulations il n'y avait pas zone carbonisée macroscopiquement visible au niveau de la fibre.

IV. Mesures de température

L'équipe de Gardner avait placé des thermocouples au milieu de 2 vestibules d'os temporaux humains conservés dans du formol, ils mesuraient l'élévation de température lors de la réalisation de platinotomies au laser CO₂ (10600nm). Ils retrouvaient une élévation de température de 10 et 12 °C (40).

L'équipe de Kautzky avait placé un thermocouple au niveau de 17 platines d'étriers humains conservés par congélation, l'élévation maximale de température moyenne mesurée à ce niveau durant les platinotomies au laser Ho:YAG (1980nm) était de 15°C (41).

L'équipe de Vollrath qui avait positionné une thermistance au niveau de la seconde spire de la cochlée de cochons de Guinée durant les platinotomies au laser Argon (488nm) retrouvait une élévation de température de 26°C (39).

L'équipe de Jovanovic avait réalisé une modélisation d'oreille interne dans laquelle elle avait intégré des thermocouples à 1, 2 et 3mm de la platinotomie. Ils avaient mesuré l'élévation maximale de température lors des pics et l'élévation moyenne cumulée dans les vestibules. Pour le laser Er:Cr:YSGG (2780nm), ils avaient mesuré des pics maximums à 19.6°C et 3.6°C respectivement à 1 et 2mm de la platine ; l'élévation moyenne de la température durant la procédure était de 5°C à 1mm et 2°C à 2mm. Pour le laser Er :YAG (2940 nm), ils avaient mesuré des pics maximums à 9°C et 5.5°C respectivement à 1 et 2mm de la platine ; l'élévation moyenne de la température durant la procédure était de 4.2°C à 1mm et 1.8°C à 2mm. C'est pour le laser Ho:YAG qu'ils avaient enregistré l'élévation de température la plus importante avec des pics maximums à 23°C et 26.1°C respectivement à 1 et 2mm de la platine ; l'élévation moyenne de la température durant la procédure était de 17.5°C à 1mm et 14.6°C à 2mm (45).

Enfin, l'équipe de Schwab avait également utilisé une modélisation de vestibule pour comparer l'élévation de température durant les platinectomies réalisées avec différents lasers grâce à des thermocouples. Selon la puissance, ils mesuraient une élévation de 5.5 à 11 °C avec le laser CO2 (10600nm) ; de 1.8 à 6.7 °C avec le laser Er:YAG (2940 nm) et une augmentation de température comprise entre 1.6 et 5.4°C avec le laser à impulsion ultra courte au Ti:Sapphire (780nm) (46).

Nos mesures d'élévation de la température, comprises entre 0°C et 22.5°C pour le $\Delta T^{\circ}\text{C}$ max et 0.32°C et 8.53 pour le $\Delta T^{\circ}\text{C}$ moyen post, sont du même ordre de grandeur que les valeurs retrouvées dans la littérature pour les autres laser utilisés pour les stapédotomies.

Il semble ressortir une tendance à une élévation de la température essentiellement en surface et de façon moins importante dans le vestibule avec la longueur d'onde 1470nm. Ceci est concordant avec le spectre d'absorption pour l'os et la périlymphe à cette longueur d'onde, l'énergie est absorbée de façon importante en surface, avec une faible transmission à distance.

Si l'on compare les platinotomies réalisées en 3 et 4 pulses à 980nm et celle réalisée en 3 pulses à 1470nm, même s'il est difficile d'en tirer des conclusion du fait du faible effectif, il semble y avoir une élévation des différentiels de températures similaire au niveau du capteur de surface, au niveau du nerf facial ($\Delta T^{\circ}\text{C}$ max 2.4 et 3.2°C, contre 3.4°C, avec $\Delta T^{\circ}\text{C}$ moyen post 1.54 et 0.67°C contre 0.43°C), par contre au niveau du vestibule il semble y avoir une élévation plus importante de température à 980nm ($\Delta T^{\circ}\text{C}$ max 1,0 et 2,70 °C contre 0°C et $\Delta T^{\circ}\text{C}$ moyen post 1,0°C contre 0.32°C). Ceci est cohérent avec notre hypothèse initiale, émise à partir des coefficients d'absorbances des tissus à ces 2 longueurs d'onde. L'énergie est moins bien absorbée par la périlymphe à 980nm et va donc diffuser plus loin dans le vestibule

avec un échauffement à distance, alors qu'à 1470nm l'énergie est absorbée en surface, avec une élévation de température localisée au point d'impulsion mais une faible transmission de la chaleur à distance.

Cette élévation de température plus importante dans le vestibule avec le 980nm n'est pas retrouvée dans les manipulations complémentaires sans étrier. Néanmoins, lors de ces manipulations complémentaires, la fibre n'avait pas été amorcée dans le sang préalablement aux impulsions laser, ce qui peut peut-être expliquer une variation de température moins importante.

V. Elévation de pression

Notre modèle a permis de mesurer l'élévation de température dans le vestibule durant la stapédotomie mais il n'intègre pas de moyen de mesure de l'élévation de pression. Or, dans l'étude in vitro réalisée par l'équipe de Koenraads (2), qui évaluait les platinotomies au laser diode à 1470nm, ils avaient mis en évidence la formation de bulle d'air et de mouvements de fluides importants. Cela était expliqué par l'absorption importante de l'énergie en surface de la périlymphe avec une montée en température très élevée de façon localisée et un phénomène d'ébullition à ce niveau (phénomène qui a également été visualisé durant les manipulations sur le modèle 3D sans étrier, lors de la délivrance d'un pulse unique de 5W).

Cela rappelle l'effet du laser Er:YAG qui a également un coefficient d'absorption élevé dans l'os et la périlymphe avec un effet ablatif important intéressant pour la réalisation de la stapédotomie, sans transmission de chaleur dans le vestibule mais pouvant entraîner une vague responsable d'une augmentation de pression dans le vestibule (44). Le laser Er:YAG a été utilisé pour la réalisation de stapédotomies sous anesthésie locale, chez 15 patients par l'équipe de Häusler (65). Ces patients ont rapporté avoir entendu un bruit important à type de "coup de feu" lors de la

platinotomie, de plus chez certains patients il a été observé l'apparition transitoire ou prolongée d'une hypoacousie perceptionnelle, probablement en rapport avec un traumatisme sonore dû à ces mouvements de fluide.

VI. Analyse histologique

L'équipe de Kautzky avait analysé en microscopie optique (coloration trichrome Goldner modifié) des étriers dans lesquels des platinotomies avaient été réalisées au laser Ho:YAG (1980 nm) sur 17 rochers congelés. Ils retrouvaient une perforation d'un diamètre de 400 à 420 μm , correspondant au diamètre de la fibre utilisée (400 μm), avec une zone carbonisée de 20 à 65 μm au contact d'une zone coagulé avec une nécrose sur une épaisseur de 35 à 72 μm (41).

L'équipe de Petersen avait analysé en microscopie optique (coloration HES) et électronique des étriers après réalisation de platinotomies au laser Er:YAG (2940nm) ou avec un laser picoseconde infrarouge. Dans la première condition avec le laser Er :Yag réglé sur 30mJ, 15 à 20 pulses (450 à 600 mJ) étaient nécessaires pour réaliser la platinotomie. L'analyse histologique retrouvait une zone d'ablation de 600 à 900 μm de diamètre (fibre 600 μm) mais une perforation centrale de seulement 260 à 450 μm avec une coupe irrégulière. Avec le laser Er:YAG réglé à 60 mJ, seuls 3 à 4 pulses (195 à 260 mJ) étaient nécessaires, avec un diamètre de perforation de 480 à 650 μm , une coupe irrégulière avec un fine épaisseur de carbonisation. La microscopie électronique n'apportait pas plus d'information que celles obtenues en microscopie optique (43).

Les analyses histologiques de nos pièces sont toujours en cours.

VII. Limites du travail

Le nombre de manipulations est faible rendant difficile la comparaison entre les différentes conditions. Mais celui-ci est lié au nombre limité de pièces anatomiques disponibles.

Il existe des données manquantes dans ce travail, à savoir l'analyse histologique des pièces qui est en cours mais également les mesures au niveau du troisième thermocouple dans le fond du vestibule. Néanmoins au vu de la distance par rapport à la zone de platinotomie il est probable qu'il n'y ait pas de variation de température détectable à ce niveau. Afin de confirmer cette hypothèse il pourrait être intéressant de réaliser de nouvelles mesures (impulsions laser sur le modèle 3D sans étrier) après résolution du problème technique.

La réalisation de manipulations in vitro est à l'origine de nombreux biais de mesure. L'oreille interne étant sorti de la boîte crânienne et n'étant plus à 37°C, il existe inévitablement une perte de chaleur importante. De plus les matériaux utilisés pour le modèle 3D ont très probablement des propriétés différentes de celles de l'os en termes de conduction et de capacité thermiques. Enfin les propriétés de l'os formolé sont probablement différentes de celles de l'os frais, même s'il n'y a pas d'étude analysant ces données.

Enfin se pose la question de la transposition de ces résultats dans notre pratique courante. Quelles élévations de température et de pression sont acceptables ?

Conclusion

La réalisation de la platinotomie au laser diode à 1470nm semble diminuer l'échauffement des liquides dans le vestibule par rapport au 980nm mais au prix d'un échauffement plus important en surface pouvant être à l'origine d'une réaction d'ébullition entraînant une augmentation de pression dans le vestibule.

La stapédotomie au laser diode à 980nm est une procédure fiable réalisée dans plusieurs centres et dont plusieurs études ont déjà montré les bons résultats auditifs sans augmentation des risques par rapport aux techniques conventionnelles.

Même si les propriétés optiques de la longueur d'onde 1470nm semblent intéressantes de prime abord, les résultats de ce travail et les doutes concernant son innocuité du fait d'une probable augmentation de pression dans le vestibule pouvant être à l'origine d'un traumatisme sonore ne permettent pas de la recommander pour la réalisation de stapédotomies.

Néanmoins le laser Leonardo 45 Dual, permet de combiner les 2 longueurs d'onde à des pourcentages différents, il pourrait, peut-être, être intéressant d'utiliser un faible pourcentage de 1470nm permettant d'amorcer la platinotomie sans nécessiter de carboniser la fibre (ce qui est nécessaire à 980nm).

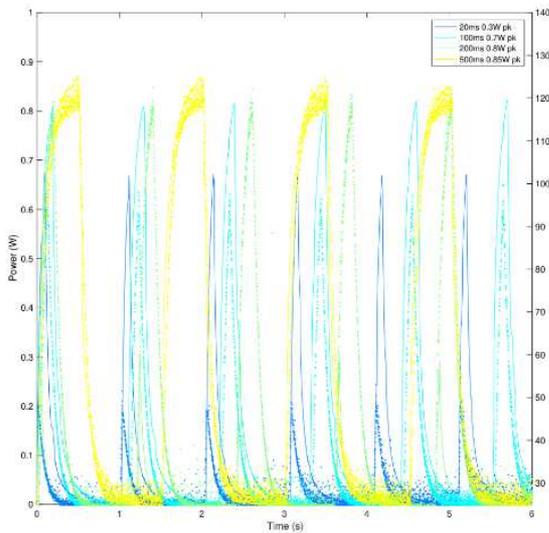
Les progrès techniques avec l'impression 3D permettent d'établir des modèles reprenant la complexité de l'anatomie dans lesquels peuvent être intégrés différents capteurs (thermiques, de pression ...), nous avons élaboré ici un modèle permettant de simuler une platinotomie, d'autres modèles pourraient être développés pour tester in vitro d'autres procédures en otologie.

ANNEXES

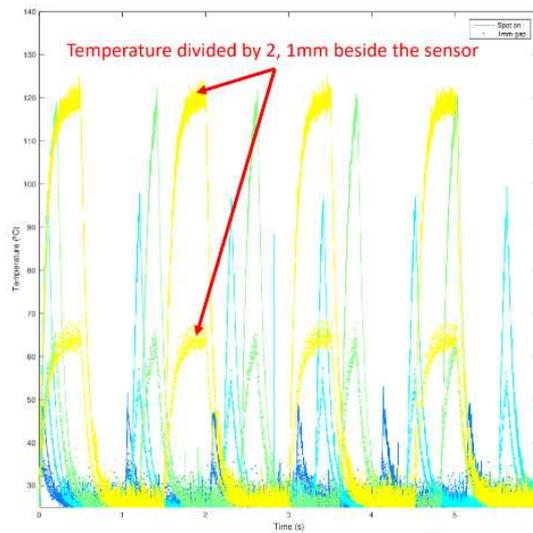
Annexe 1

In air

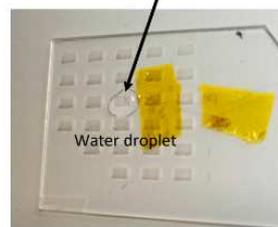
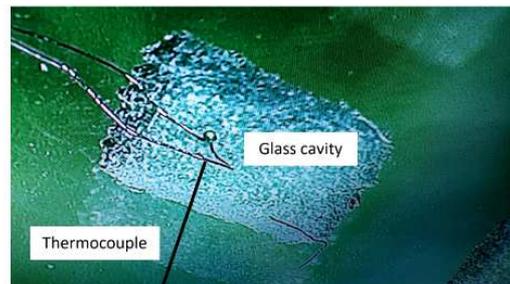
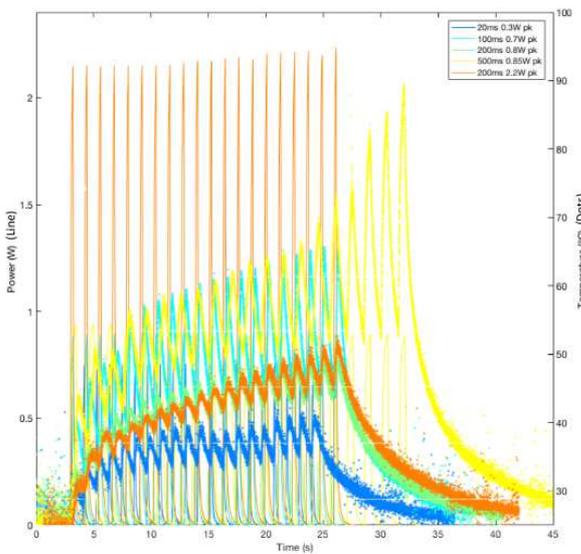
Comparison power / temperature (right on spot)



Comparison right on spot / 1mm beside



In water



- Heat accumulated in water droplet
- Laser pulses are still clearly visible
- Temperature rise smaller in water than in air



Test de la sensibilité d'un thermocouple pour les mesures de variations de températures lors impulsion laser (ici laser CO2) - Expériences réalisées par Aurélien Mazzamurro (Equipe AIMA - Centrale Lille Institut)

Annexe 2

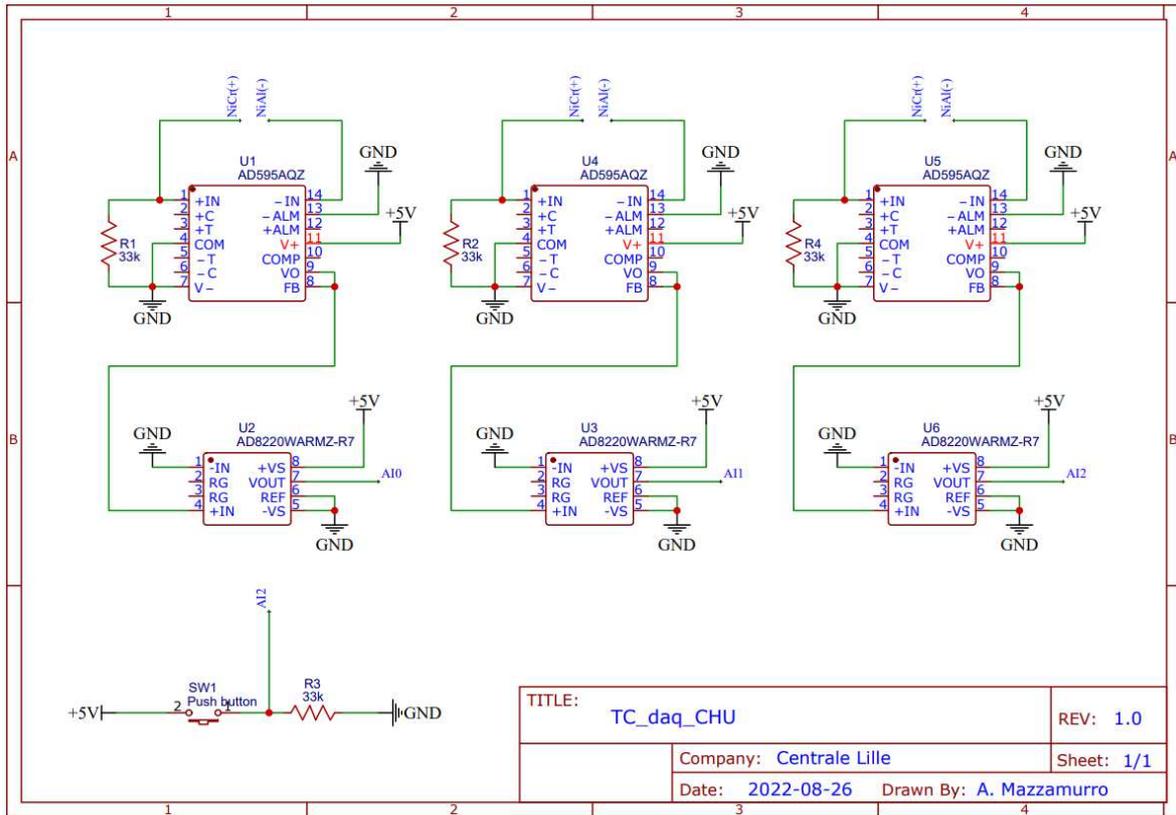


Schéma électronique du système d'acquisition comprenant 3 thermocouples de type K, un switch et un module d'acquisition de marque Measurement Computing – Montage et schéma réalisés Aurélien Mazzamurro (Equipe AIMAN - Centrale Lille Institut)

RÉFÉRENCES

1. Perkins RC. Laser stapedotomy for otosclerosis. *The Laryngoscope*. févr 1980;90(2):228-41.
2. Koenraads SPC, de Boorder T, Grolman W, Kamalski DMA. A 1,470 nm diode laser in stapedotomy: Mechanical, thermal, and acoustic effects: A 1,470 nm DIODE LASER IN STAPEDOTOMY. *Lasers Surg Med*. août 2017;49(6):619-24.
3. Mudry A. Adam Politzer (1835-1920) and the Description of Otosclerosis: *Otol Neurotol*. févr 2006;27(2):276-81.
4. Toynbee J. Pathological and Surgical Observations on the Diseases of the ear. *Medico-Chir Trans*. 1841;24:190-211.
5. Rubin F, Lacan A, Halimi P, Bonfils P. Otospongiose. *EMC - Oto-Rhino-Laryngol*. 2017;12(1):1-17.
6. Nylén B. Histopathological Investigations on the Localization, Number, Activity and Extent of Otosclerotic Foci. *J Laryngol Otol*. juin 1949;63(6):321-7.
7. Arnold W. Some Remarks on the Histopathology of Otosclerosis. In: Arnold W, Häusler R, éditeurs. *Advances in Oto-Rhino-Laryngology*. Basel: KARGER; 2007. p. 25-30.
8. Schuknecht HF, Barber W. Histologic Variants in Otosclerosis. *The Laryngoscope*. nov 1985;95(11):1307-17.
9. Guild SR. Incidence, Location and Extent of Otosclrotic Lesions. *Arch Otolaryngol - Head Neck Surg*. 1 déc 1950;52(6):848-52.
10. Altmann F, Glasgold A, Macduff JP. The Incidence of Otosclerosis as Related to Race and Sex. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. juin 1967;76(2):377-92.
11. Declau F, Spaendonck M van, Timmermans JP, Michaels L, Liang J, Qiu JP, et al. Prevalence of Histologic Otosclerosis: An Unbiased Temporal Bone Study in Caucasians. *Adv Otorhinolaryngol*. 2007;65:6-16.
12. Morrison AW. Genetic factors in otosclerosis. *Ann R Coll Surg Engl*. août 1967;41(2):202-37.
13. Cawthorne T. Otosclerosis: The Dalby Memorial Lecture. *J Laryngol Otol*. juill 1955;69(7):437-56.
14. Danesh AA, Shahnaz N, Hall JW. The Audiology of Otosclerosis. *Otolaryngol Clin North Am*. avr 2018;51(2):327-42.
15. Veillon F, Stierle JL, Dussaix J, Ramos-Taboada L, Riehm S. Imagerie de l'otospongiose: confrontation clinique et imagerie. *J Radiol*. nov 2006;87(11):1756-64.

16. Marx M, Lagleyre S, Escudé B, Demeslay J, Elhadi T, Deguine O, et al. Correlations between CT scan findings and hearing thresholds in otosclerosis. *Acta Otolaryngol (Stockh)*. avr 2011;131(4):351-7.
17. Dudau C, Salim F, Jiang D, Connor SEJ. Diagnostic efficacy and therapeutic impact of computed tomography in the evaluation of clinically suspected otosclerosis. *Eur Radiol*. mars 2017;27(3):1195-201.
18. Meranger A, David A, Beigner BM, Charpiot A, Tavernier L. Audiometric Results of Stapedotomy Surgery for Otosclerosis: Influence of the Radiological Stage. *Otol Neurotol*. févr 2019;40(2):e75-81.
19. Mansour S, Nicolas K, Ahmad HH. Round Window Otosclerosis: Radiologic Classification and Clinical Correlations. *Otol Neurotol*. avr 2011;32(3):384-92.
20. Young Je Shin, Bernard Fraysse, Oli. Sensorineural Hearing Loss and Otosclerosis: A Clinical and Radiologic Survey of 437 Cases. *Acta Otolaryngol (Stockh)*. janv 2001;121(2):200-4.
21. Shea JJ. LXVIII Fenestration of the Oval Window. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. déc 1958;67(4):932-51.
22. Robert K. Jackler, Christine Gralapp. *Ear Surgery Illustrated : A Comprehensive Atlas of Otologic Microsurgical Technique*. 1st éd. Thieme, éditeur. 2019.
23. Guder E, Böttcher A, Pau HW, Just T. Taste function after stapes surgery. *Auris Nasus Larynx*. déc 2012;39(6):562-6.
24. Szymański M, Gołabek W, Morshed K, Siwiec H. The Influence of the Sequence of Surgical Steps on Complications Rate in Stapedotomy. *Otol Neurotol*. févr 2007;28(2):152-6.
25. Hirvonen TP, Aalto H. Immediate postoperative nystagmus and vestibular symptoms after stapes surgery. *Acta Otolaryngol (Stockh)*. août 2013;133(8):842-5.
26. Bajin MD, Mocan BÖ, Saraç S, Sennaroğlu L. Early Computed Tomography Findings of the Inner Ear After Stapes Surgery and Its Clinical Correlations. *Otol Neurotol*. juin 2013;34(4):639-43.
27. Naggara O, Williams MT, Ayache D, Heran F, Piekarski JD. Imagerie des échecs et complications post-opératoires de la chirurgie de l'otospongiose. *J Radiol*. déc 2005;86(12):1749-61.
28. Bauchet St. Martin M, Rubinstein EN, Hirsch BE. High-Frequency Sensorineural Hearing Loss After Stapedectomy. *Otol Neurotol*. juin 2008;29(4):447-52.
29. Lesinski SG. Causes of Conductive Hearing Loss after Stapedectomy or Stapedotomy: A Prospective Study of 279 Consecutive Surgical Revisions. *Otol Neurotol*. mai 2002;23(3):281-8.

30. Neff BA, Lippy WH, Schuring AG, Rizer FM. Stapedectomy in Patients with a Prolapsed Facial Nerve. *Otolaryngol Neck Surg.* mai 2004;130(5):597-603.
31. Eckermann J, Meyer JE, Guenzel T. Etiology and therapy of delayed facial paralysis after middle ear surgery. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* avr 2020;277(4):965-74.
32. Markolf H. Niemz. *Laser-Tissue Interactions Fundamentals and Applications.* 3rd éd. Springer; 2007.
33. Lesinski SG. Lasers for otosclerosis—which one if any and why. *Lasers Surg Med.* 1990;10(5):448-57.
34. Wegner I, Kamalski DMA, Tange RA, Vincent R, Stegeman I, van der Heijden GJM, et al. Laser versus conventional fenestration in stapedotomy for otosclerosis: A systematic review: Laser vs. Conventional Stapedotomy. *The Laryngoscope.* juill 2014;124(7):1687-93.
35. Nguyen Y, Grayeli AB, Belazzougui R, Rodriguez M, Bouccara D, Smail M, et al. Diode Laser in Otosclerosis Surgery: First Clinical Results. *Otol Neurotol.* juin 2008;29(4):441-6.
36. Parida PK, Kalaiarasi R, Gopalakrishnan S. Diode Laser Stapedotomy vs Conventional Stapedotomy in Otosclerosis: A Double-Blinded Randomized Clinical Trial. *Otolaryngol Neck Surg.* juin 2016;154(6):1099-105.
37. Genina EA, Bashkatov AN, Tuchin VV. Optical Clearing of Cranial Bone. *Adv Opt Technol.* 19 mai 2008;2008:1-8.
38. Schmitt JM, Zhou GX, Miller J. Measurement of blood hematocrit by dual-wavelength near-IR photoplethysmography. *Mang TS, éditeur.* 6 mai 1992;150-61.
39. Vollrath M, Schreiner C. The Effects of the Argon Laser on Temperature Within the Cochlea. *Acta Otolaryngol (Stockh).* janv 1982;93(1-6):341-8.
40. Gardner G, Robertson JH, Tomoda K, Clark WC. CO2 laser stapedotomy: Is it practical? *Am J Otolaryngol.* mars 1984;5(2):108-17.
41. Kautzky M, Trödhan A, Susani M, Schenk P. Infrared laser stapedotomy. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 1991;248(8):449-51.
42. Armstrong WB, Neev JA, Da Silva LB, Rubenchik AM, C. Stuart B. Ultrashort pulse laser ossicular ablation and stapedotomy in cadaveric bone. *Lasers Surg Med.* mars 2002;30(3):216-20.
43. Petersen H, Gliese A, Stober Y, Maier S, Hansen NO, Kruber S, et al. Picosecond Infrared Laser (PIRL) Application in Stapes Surgery—First Experience in Human Temporal Bones. *Otol Neurotol.* avr 2018;39(4):e224-30.
44. Pratisto H, Frenz M, Ith M, Romano V, Felix D, Grossenbacher R, et al. Temperature and pressure effects during erbium laser stapedotomy. *Lasers Surg Med.* 1996;18(1):100-8.

45. Jovanovic S, Schönfeld U, Fischer R, Döring M, Prapavat V, Müller G, et al. Thermic effects in the “vestibule” during laser stapedotomy with pulsed laser systems. *Lasers Surg Med.* 1998;23(1):7-17.
46. Schwab B, Kontorinis G. Pressure and Temperature Changes in *In Vitro* Applications with the Laser and Their Implications for Middle Ear Surgery. *Int J Otolaryngol.* 2010;2010:1-6.
47. Kamalski DMA, Verdaasdonk RM, de Boorder T, Vincent R, Trabelzini F, Grolman W. Comparison of KTP, Thulium, and CO2 laser in stapedotomy using specialized visualization techniques: thermal effects. *Eur Arch Oto-Rhino-Laryngol Off J Eur Fed Oto-Rhino-Laryngol Soc EUFOS Affil Ger Soc Oto-Rhino-Laryngol - Head Neck Surg.* juin 2014;271(6):1477-83.
48. Kamalski DMA, de Boorder T, Bittermann AJN, Wegner I, Vincent R, Grolman W. Capturing Thermal, Mechanical, and Acoustic Effects of the Diode (980 nm) Laser in Stapedotomy. *Otol Neurotol.* juill 2014;35(6):1070-6.
49. Kamalski DMA, Verdaasdonk RM, de Boorder T, Vincent R, Versnel H, Grolman W. Comparing Mechanical Effects and Sound Production of KTP, Thulium, and CO2 Laser in Stapedotomy. *Otol Neurotol.* août 2014;35(7):1156-62.
50. Wohlers T, Gornet T. History of additive manufacturing. 2016;38.
51. Christensen A. Medical imaging and processing software. 2016;3.
52. Travitzky N, Bonet A, Dermeik B, Fey T, Filbert-Demut I, Schlier L, et al. Additive Manufacturing of Ceramic-Based Materials. *Adv Eng Mater.* 2014;16(6):729-54.
53. Suzuki R, Taniguchi N, Uchida F, Ishizawa A, Kanatsu Y, Zhou M, et al. Transparent model of temporal bone and vestibulocochlear organ made by 3D printing. *Anat Sci Int.* janv 2018;93(1):154-9.
54. Frithioff A, Friendø M, Weiss K, Foghsgaard S, Pedersen DB, Sørensen MS, et al. Effect of 3D-Printed Models on Cadaveric Dissection in Temporal Bone Training. *OTO Open.* 13 déc 2021;5(4):2473974X211065012.
55. Kuru I, Maier H, Müller M, Lenarz T, Lueth TC. A 3D-printed functioning anatomical human middle ear model. *Hear Res.* oct 2016;340:204-13.
56. Lei IM, Jiang C, Lei CL, de Rijk SR, Tam YC, Swords C, et al. 3D printed biomimetic cochleae and machine learning co-modelling provides clinical informatics for cochlear implant patients. *Nat Commun.* 29 oct 2021;12:6260.
57. Schuknecht H. Temporal Bone Removal at Autopsy: Preparation and Uses. *Arch Otolaryngol - Head Neck Surg.* 1 févr 1968;87(2):129-37.
58. Walvekar RR, Harless LD, Loehn BC, William Swartz. Block method of human temporal bone removal: A technical modification to permit rapid removal. *The Laryngoscope.* 9 sept 2010;120(10):1998-2001.

59. Nadol JB. Extracranial Technique for Temporal Bone Removal. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* mai 1980;89(3):251-2.
60. Krenzlin S, Vincent C, Munzke L, Gnansia D, Siepmann J, Siepmann F. Predictability of drug release from cochlear implants. *J Controlled Release.* avr 2012;159(1):60-8.
61. Gehrke M, Verin J, Gnansia D, Tourrel G, Risoud M, Vincent C, et al. Hybrid Ear Cubes for local controlled dexamethasone delivery to the inner ear. *Eur J Pharm Sci.* janv 2019;126:23-32.
62. Prokop AF, Vaezy S, Noble ML, Kaczkowski PJ, Martin RW, Crum LA. Polyacrylamide gel as an acoustic coupling medium for focused ultrasound therapy. *Ultrasound Med Biol.* sept 2003;29(9):1351-8.
63. Biyikli S, Modest MF, Tarr R. Measurements of thermal properties for human femora. *J Biomed Mater Res.* nov 1986;20(9):1335-45.
64. Poe DS. Laser-Assisted Endoscopic Stapedectomy: A Prospective Study: Laser-Assisted Endoscopic Stapedectomy: A Prospective Study. *The Laryngoscope.* mai 2000;110(S95):1-30.
65. R. Häusler, P. J. Schär, H. Pratist. Advantages and Dangers of Erbium Laser Application in Stapedotomy. *Acta Otolaryngol (Stockh).* janv 1999;119(2):207-13.

AUTEURE : Nom : VERRIELE

Prénom : Emma

Date de soutenance : 21/11/2022

Titre de la thèse : Comparaison des longueurs d'onde 980nm et 1470nm du laser diode dans la stapédotomie : analyse histologique de pièces anatomiques et mesure des effets thermiques sur un modèle en impression 3D

Thèse - Médecine - Lille 2022

Cadre de classement : Otologie et Otoneurologie

DES : Oto-rhino-laryngologie et chirurgie cervico faciale

Mots-clés : Stapédotomie ; Laser Diode ; Otospongiose ; Modélisation 3D

Introduction : Les premières stapédotomies au laser pour la prise en charge de l'otospongiose ont été décrites avec un laser Argon en 1980. Depuis, selon les équipes, différents lasers (avec différentes longueurs d'onde) sont utilisés dans cette chirurgie. La longueur d'onde 1470nm du laser diode semble avoir des propriétés physiques plus intéressantes pour la réalisation de la platinotomie que la longueur d'onde 980nm utilisée habituellement dans notre service. En effet, sa meilleure absorption dans l'os et les liquides permettrait une absorption complète de l'énergie en surface sans transmission de chaleur aux structures plus profondes du vestibule. L'objectif de ce travail était de comparer ces 2 longueurs d'onde pour la réalisation de la platinotomie.

Matériel et Méthode : Des platinotomies au laser diode (à 980 et 1470nm) ont été réalisées sur des vestibules de cadavres qui ont ensuite été analysés sur le plan histologique et sur des platines de cadavres posées sur un modèle de vestibule en impression 3D dans lequel des capteurs thermiques avaient été intégrés. Cette seconde manipulation permettait la mesure de l'élévation de la température à différents niveaux lors de l'impulsion laser.

Résultats : Les températures relevées montraient une élévation de température au niveau des différents capteurs durant la platinotomie avec une augmentation plus importante en cas d'augmentation du nombre de pulses. Pour la longueur d'onde 1470nm, l'échauffement était plus important en surface qu'au niveau des fluides du vestibule. A 980nm, l'élévation de température mesurée en surface semblait similaire à celle mesurée à 1470nm mais avec une élévation plus importante dans le vestibule.

Conclusion : Il semble y avoir une élévation moins importante de la température dans le vestibule avec la longueur d'onde 1470nm. Néanmoins il existe probablement une augmentation de température très importante au niveau de la zone d'impulsion laser pouvant être à l'origine de la formation de bulles et donc d'une élévation de pression, qui pourrait être délétère pour les structures de l'oreille interne, mais qui n'a pas été mesurée ici. Dans ces conditions, il ne semble pas raisonnable de proposer la réalisation de la platinotomie avec la longueur d'onde 1470nm du laser diode pour le moment.

Composition du Jury :

Président et Directeur de thèse :

Monsieur le Professeur Christophe VINCENT

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Pierre FAYOUX

Monsieur le Professeur Geoffrey MORTUAIRE

Monsieur le Docteur Cyril BECK