



AVERTISSEMENT

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

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

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

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

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

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

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

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

THÈSE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement
dans le cadre du troisième cycle de Médecine Spécialisée

Par

Jordan CHAUVELOT

Le 24/05/2019

DEVELOPPEMENT ET VALIDATION D'UNE MAQUETTE ARTIFICIELLE D'OS TEMPORAL EN IMPRESSION 3D- MULTIMATERIAUX POUR LA FORMATION INITIALE A LA CHIRURGIE DE L'OREILLE MOYENNE PAR SIMULATION

Membres du jury :

Président : Madame le Professeur C.Parietti-Winkler

Juges : Monsieur le Professeur L. Bresler
Monsieur le Docteur C. Perrenot
Monsieur le Docteur N. Tran
Madame le Docteur A-S. Bonnet
Madame le Docteur M. Roch



**UNIVERSITÉ
DE LORRAINE**



**Président de l'Université de Lorraine :
Professeur Pierre MUTZENHARDT**

**Doyen de la Faculté de Médecine :
Professeur Marc BRAUN**

**Vice-doyenne
Pr Laure JOLY**

Assesseurs :

Premier cycle : Dr Julien SCALA-BERTOLA

Deuxième cycle : Pr Marie-Reine LOSSER

Troisième cycle : Pr Laure JOLY

SIDES : Dr Julien BROSEUS

Formation à la recherche : Pr Nelly AGRINIER

Relations Grande Région : Pr Thomas FUCHS-BUDER

CUESIM : Pr Stéphane ZUILY

Chargés de mission

Bureau de docimologie : Dr Guillaume VOGIN

Orthophonie : Pr Cécile PARIETTI-WINKLER

PACES : Dr Mathias POUSSEL

International : Pr Jacques HUBERT

Vie Facultaire : Dr Philippe GUERCI

Président de Conseil Pédagogique : Pr Louise TYVAERT

Président du Conseil Scientifique : Pr Jean-Michel HASCOET

=====

DOYENS HONORAIRES

Professeur Jean-Bernard DUREUX - Professeur Jacques ROLAND - Professeur Patrick NETTER - Professeur Henry COUDANE

=====

PROFESSEURS HONORAIRES

Etienne ALIOT - Jean-Marie ANDRE - Alain AUBREGE - Gérard BARROCHE - Alain BERTRAND - Pierre BEY
Marc-André BIGARD - Patrick BOISSEL – Pierre BORDIGONI - Jacques BORRELLY - Michel BOULANGE
Jean-Louis BOUTROY – Serge BRIANÇON - Jean-Claude BURDIN - Claude BURLET - Daniel BURNEL -
Claude CHARDOT Jean-François CHASSAGNE - François CHERRIER – Henry COUDANE –
Jean-Pierre CRANCE - Emile de LAVERGNE - Jean-Pierre DESCHAMPS - Jean-Bernard DUREUX –
Gilbert FAURE - Gérard FIEVE - Bernard FOLIGUET - Jean FLOQUET - Robert FRISCH - Alain GAUCHER -
Pierre GAUCHER - Jean-Luc GEORGE - Alain GERARD - Hubert GERARD - Jean-Marie GILGENKRANTZ -
Simone GILGENKRANTZ - Gilles GROSDIDIER - Philippe HARTEMANN - Gérard HUBERT - Claude HURIET -
Michèle KESSLER - François KOHLER - Henri LAMBERT - Pierre LANDES - Marie-Claire LAXENAIRE
Michel LAXENAIRE - Alain LE FAOU - Jacques LECLERE - Pierre LEDERLIN - Bernard LEGRAS –
Jean-Pierre MALLIÉ - Philippe MANGIN – François MARCHAL - Jean-Claude MARCHAL – Yves MARTINET -
Pierre MATHIEU Michel MERLE - Daniel MOLÉ - Pierre MONIN - Pierre NABET – Patrick NETTER –
Jean-Pierre NICOLAS - Francis PENIN - Claude PERRIN - Luc PICARD - François PLENAT - Jean-Marie POLU
- Jacques POUREL - Francis RAPHAEL - Antoine RASPILLER - Denis REGENT - Jacques ROLAND –
Daniel SCHMITT - Michel SCHMITT - Michel SCHWEITZER - Daniel SIBERTIN-BLANC
Claude SIMON - Danièle SOMMELET - Jean-François STOLTZ - Michel STRICKER - Gilbert THIBAUT –
Paul VERT - Hervé VESPIGNANI - Colette VIDAILHET - Michel VIDAILHET - Jean-Pierre VILLEMOT –
Michel WEBER – Denis ZMIROU

=====

PROFESSEURS ÉMÉRITES

Etienne ALIOT - Pierre BEY - Henry COUDANE - Serge BRIANÇON - Jean-Pierre CRANCE - Gilbert FAURE
Bernard FOLIGUET - Jean-Marie GILGENKRANTZ - Simone GILGENKRANTZ - Michèle KESSLER –
François KOHLER - Alain LE FAOU - Jacques LECLERE - Yves MARTINET - Patrick NETTER –
Jean-Pierre NICOLAS – Luc PICARD - François PLENAT - Jean-Pierre VILLEMOT

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

(Disciplines du Conseil National des Universités)

42^e Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1^{re} sous-section : (Anatomie)

Professeuse Marc BRAUN – Professeuse Manuela PEREZ

2^e sous-section : (Histologie, embryologie et cytogénétique)

Professeur Christo CHRISTOV

3^e sous-section : (Anatomie et cytologie pathologiques)

Professeur Jean-Michel VIGNAUD – Professeur Guillaume GAUCHOTTE

43^e Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

1^{re} sous-section : (Biophysique et médecine nucléaire)

Professeur Gilles KARCHER – Professeur Pierre-Yves MARIE – Professeur Pierre OLIVIER

2^e sous-section : (Radiologie et imagerie médicale)

Professeur René ANXIONNAT - Professeur Alain BLUM - Professeur Serge BRACARD –

Professeuse Valérie CROISÉ - Professeur Jacques FELBLINGER – Professeur Damien MANDRY –

Professeur Pedro GONDIM TEIXEIRA

44^e Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION

1^{re} sous-section : (Biochimie et biologie moléculaire)

Professeur Jean-Louis GUEANT - Professeur Bernard NAMOUR - Professeur Jean-Luc OLIVIER

2^e sous-section : (Physiologie)

Professeur Christian BEYAERT - Professeur Bruno CHENUÉL

3^e sous-section (Biologie cellulaire)

Professeuse Véronique DECOT-MAILLERET

4^e sous-section : (Nutrition)

Professeur Didier QUILLIOT - Professeuse Rosa-Maria RODRIGUEZ-GUEANT - Professeur Olivier ZIEGLER

45^e Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1^{re} sous-section : (Bactériologie – virologie ; hygiène hospitalière)

Professeur Alain LOZNIÉWSKI – Professeuse Evelyne SCHVOERER

2^e sous-section : (Parasitologie et Mycologie)

Professeuse Marie MACHOUART

3^e sous-section : (Maladies infectieuses ; maladies tropicales)

Professeur Bruno HOEN - Professeur Thierry MAY - Professeuse Céline PULCINI –

Professeur Christian RABAUD

46^e Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

1^{re} sous-section : (Épidémiologie, économie de la santé et prévention)

Professeuse Nelly AGRINIER - Professeur Francis GUILLEMIN

4^e sous-section : (Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication)

Professeuse Eliane ALBUISSON - Professeur Nicolas JAY

47^e Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

1^{re} sous-section : (Hématologie ; transfusion)

Professeur Pierre FEUGIER

2^e sous-section : (Cancérologie ; radiothérapie)

Professeur Thierry CONROY - Professeur François GUILLEMIN - Professeur Didier PEIFFERT –

Professeur Frédéric MARCHAL

3° sous-section : (Immunologie)

Professeur Marcelo DE CARVALHO-BITTENCOURT - Professeure Marie-Thérèse RUBIO

4° sous-section : (Génétique)

Professeur Philippe JONVEAUX - Professeur Bruno LEHEUP

48° Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE, PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE

1^{re} sous-section : (Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire)

Professeur Gérard AUDIBERT - Professeur Hervé BOUAZIZ - Professeur Thomas FUCHS-BUDER
Professeure Marie-Reine LOSSER - Professeur Claude MEISTELMAN

2° sous-section : (Médecine intensive-réanimation)

Professeur Pierre-Édouard BOLLAERT - Professeur Sébastien GIBOT - Professeur Bruno LÉVY

3° sous-section : (Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie)

Professeur Pierre GILLET - Professeur Jean-Yves JOUZEAU

4° sous-section : (Thérapeutique-médecine de la douleur ; addictologie)

Professeur Nicolas GIRERD - Professeur François PAILLE - Professeur Patrick ROSSIGNOL –
Professeur Faiez ZANNAD

49° Section : PATHOLOGIE NERVEUSE ET MUSCULAIRE, PATHOLOGIE MENTALE, HANDICAP ET RÉÉDUCATION

1^{re} sous-section : (Neurologie)

Professeur Marc DEBOUVERIE - Professeur Louis MAILLARD - Professeur Sébastien RICHARD –
Professeur Luc TAILLANDIER Professeure Louise TYVAERT

2° sous-section : (Neurochirurgie)

Professeur Jean AUQUE - Professeur Thierry CIVIT - Professeure Sophie COLNAT-COULBOIS –
Professeur Olivier KLEIN

3° sous-section : (Psychiatrie d'adultes ; addictologie)

Professeur Jean-Pierre KAHN – Professeur Vincent LAPREVOTE - Professeur Raymund SCHWAN

4° sous-section : (Pédopsychiatrie ; addictologie)

Professeur Bernard KABUTH

5° sous-section : (Médecine physique et de réadaptation)

Professeur Jean PAYSANT

50° Section : PATHOLOGIE OSTÉO-ARTICULAIRE, DERMATOLOGIE ET CHIRURGIE PLASTIQUE

1^{re} sous-section : (Rhumatologie)

Professeure Isabelle CHARY-VALCKENAERE - Professeur Damien LOEUILLE

2° sous-section : (Chirurgie orthopédique et traumatologique)

Professeur Laurent GALOIS - Professeur Didier MAINARD - Professeur François SIRVEAUX

3° sous-section : (Dermato-vénérologie)

Professeure Anne-Claire BURSZTEJN - Professeur Jean-Luc SCHMUTZ

4° sous-section : (Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique ; brûlologie)

Professeur François DAP - Professeur Gilles DAUTEL - Professeur Etienne SIMON

51° Section : PATHOLOGIE CARDIO-RESPIRATOIRE ET VASCULAIRE

1^{re} sous-section : (Pneumologie ; addictologie)

Professeur Jean-François CHABOT - Professeur Ari CHAOUAT

2° sous-section : (Cardiologie)

Professeur Edoardo CAMENZIND - Professeur Christian de CHILLOU DE CHURET –

Professeur Yves JUILLIERE

Professeur Nicolas SADOUL

3° sous-section : (Chirurgie thoracique et cardiovasculaire)

Professeur Juan-Pablo MAUREIRA

4° sous-section : (Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire)

Professeur Sergueï MALIKOV - Professeur Denis WAHL – Professeur Stéphane ZUILY

52e Section : MALADIES DES APPAREILS DIGESTIF ET URINAIRE

1^{re} sous-section : (Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie)

Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI - Professeur Laurent PEYRIN-BIROULET

2° sous-section : (Chirurgie viscérale et digestive)

Professeur Ahmet AYAV - Professeur Laurent BRESLER - Professeur Laurent BRUNAUD –

Professeure Adeline GERMAIN

3^e sous-section : (Néphrologie)

Professeur Luc FRIMAT - Professeure Dominique HESTIN

4^e sous-section : (Urologie)

Professeur Pascal ESCHWEGE - Professeur Jacques HUBERT

53^e Section : MÉDECINE INTERNE, GÉRIATRIE ET MÉDECINE GÉNÉRALE

1^{re} sous-section : (Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; addictologie)

Professeur Athanase BENETOS - Professeur Jean-Dominique DE KORWIN - Professeure Gisèle KANNY

Professeure Christine PERRET-GUILLAUME – Professeur Roland JAUSSAUD – Professeure Laure JOLY

3^e sous-section : (Médecine générale)

Professeur Jean-Marc BOIVIN – Professeur Paolo DI PATRIZIO

54^e Section : DÉVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNÉCOLOGIE-OBSTÉTRIQUE, ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION

1^{re} sous-section : (Pédiatrie)

Professeur Pascal CHASTAGNER - Professeur François FEILLET - Professeur Jean-Michel HASCOET

Professeur Emmanuel RAFFO - Professeur Cyril SCHWEITZER

2^e sous-section : (Chirurgie infantile)

Professeur Pierre JOURNEAU - Professeur Jean-Louis LEMELLE

3^e sous-section : (Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale)

Professeur Philippe JUDLIN - Professeur Olivier MOREL

4^e sous-section : (Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques ; gynécologie médicale)

Professeur Bruno GUERCI - Professeur Marc KLEIN - Professeur Georges WERYHA

55^e Section : PATHOLOGIE DE LA TÊTE ET DU COU

1^{re} sous-section : (Oto-rhino-laryngologie)

Professeur Roger JANKOWSKI - Professeure Cécile PARIETTI-WINKLER

2^e sous-section : (Ophtalmologie)

Professeure Karine ANGIOI - Professeur Jean-Paul BERROD

3^e sous-section : (Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie)

Professeure Muriel BRIX

=====

61^e Section : GÉNIE INFORMATIQUE, AUTOMATIQUE ET TRAITEMENT DU SIGNAL

Professeur Walter BLONDEL

64^e Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Professeure Sandrine BOSCHI-MULLER - Professeur Pascal REBOUL

65^e Section : BIOLOGIE CELLULAIRE

Professeure Céline HUSELSTEIN

=====

PROFESSEUR ASSOCIÉ DE MÉDECINE GÉNÉRALE

Professeure associée Sophie SIEGRIST

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

42^e Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1^{re} sous-section : (Anatomie)

Docteur Bruno GRIGNON

43^e Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

1^{re} sous-section : (Biophysique et médecine nucléaire)

Docteur Antoine VERGER

44^e Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION

1^{re} sous-section : (Biochimie et biologie moléculaire)

Docteure Shyue-Fang BATTAGLIA - Docteure Sophie FREMONT - Docteure Catherine MALAPLATE – Docteur Marc MERTEN - Docteur Abderrahim OUSSALAH

2^e sous-section : (Physiologie)

Docteure Silvia DEMOULIN-ALEXIKOVA - Docteur Mathias POUSSEL – Docteur Jacques JONAS

45^e Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1^{re} sous-section : (Bactériologie – Virologie ; hygiène hospitalière)

Docteure Corentine ALAUZET - Docteure Hélène JEULIN - Docteure Véronique VENARD

2^e sous-section : (Parasitologie et mycologie)

Docteure Anne DEBOURGOGNE

46^e Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

1^{re} sous-section : (Epidémiologie, économie de la santé et prévention)

Docteur Cédric BAUMANN - Docteure Frédérique CLAUDOT - Docteur Alexis HAUTEMANIÈRE

2^e sous-section (Médecine et Santé au Travail)

Docteure Isabelle THAON

3^e sous-section (Médecine légale et droit de la santé)

Docteur Laurent MARTRILLE

47^e Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

1^{re} sous-section : (Hématologie ; transfusion)

Docteure Aurore PERROT – Docteur Julien BROSEUS – Docteure Maud D’AVENI (stagiaire)

2^e sous-section : (Cancérologie ; radiothérapie)

Docteure Lina BOLOTINE – Docteur Guillaume VOGIN

4^e sous-section : (Génétique)

Docteure Céline BONNET

48^e Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D’URGENCE, PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE

1^e sous-section : (Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire)

Docteur Philippe GUERCI (stagiaire)

2^e sous-section : (Médecine intensive-réanimation)

Docteur Antoine KIMMOUN

3^e sous-section : (Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie)

Docteur Nicolas GAMBIER - Docteure Françoise LAPICQUE - Docteur Julien SCALA-BERTOLA

50^e Section : PATHOLOGIE OSTÉO-ARTICULAIRE, DERMATOLOGIE ET CHIRURGIE PLASTIQUE

1^{re} sous-section : (Rhumatologie)

Docteure Anne-Christine RAT

4^e sous-section : (Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique ; brûlologie)

Docteure Laetitia GOFFINET-PLEUTRET

51^e Section : PATHOLOGIE CARDIO-RESPIRATOIRE ET VASCULAIRE

3^e sous-section : (Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire)

Docteur Fabrice VANHUYSE

4^e sous-section : (Chirurgie vasculaire ; Médecine vasculaire)

Docteure Nicla SETTEMBRE (stagiaire)

52^e Section : MALADIES DES APPAREILS DIGESTIF ET URINAIRE

1^{re} sous-section : (Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie)

Docteur Jean-Baptiste CHEVAUX – Docteur Anthony LOPEZ

2^e sous-section : (Chirurgie viscérale et digestive)

Docteur Cyril PERRENOT

54° Section : DEVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNECOLOGIE-OBSTETRIQUE, ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION

4° sous-section : (Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques ; Gynécologie médicale)

Docteure Eva FEIGERLOVA (stagiaire)

5° sous-section : (Biologie et médecine du développement et de la reproduction ; gynécologie médicale)

Docteure Isabelle KOSCINSKI

55° Section : PATHOLOGIE DE LA TÊTE ET DU COU

1° sous-section : (Oto-Rhino-Laryngologie)

Docteur Patrice GALLET

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES

5° Section : SCIENCES ÉCONOMIQUES

Monsieur Vincent LHUILLIER

7° Section : SCIENCES DU LANGAGE : LINGUISTIQUE ET PHONETIQUE GENERALES

Madame Christine DA SILVA-GENEST

19° Section : SOCIOLOGIE, DÉMOGRAPHIE

Madame Joëlle KIVITS

64° Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Madame Marie-Claire LANHERS - Monsieur Nick RAMALANJAONA

65° Section : BIOLOGIE CELLULAIRE

Madame Nathalie AUCHET - Madame Natalia DE ISLA-MARTINEZ - Madame Ketsia HESS –
Monsieur Christophe NEMOS

66° Section : PHYSIOLOGIE

Monsieur Nguyen TRAN

69° Section : NEUROSCIENCES

Madame Sylvie MULTON

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES ASSOCIÉS DE MÉDECINE GÉNÉRALE

Docteur Cédric BERBE - Docteur Olivier BOUCHY - Docteur Jean-Michel MARTY

=====

DOCTEURS HONORIS CAUSA

Professeur Charles A. BERRY (1982)
Centre de Médecine Préventive, Houston (U.S.A)
Professeur Pierre-Marie GALETTI (1982)
Brown University, Providence (U.S.A)
Professeure Mildred T. STAHLMAN (1982)
Vanderbilt University, Nashville (U.S.A)
Professeur Théodore H. SCHIEBLER (1989)
Institut d'Anatomie de Würzburg (R.F.A)
Professeur Mashaki KASHIWARA (1996)
*Research Institute for Mathematical Sciences de
Kyoto (JAPON)*

Professeure Maria DELIVORIA-
PAPADOPOULOS (1996) *Université de
Pennsylvanie (U.S.A)*
Professeur Ralph GRÄSBECK (1996)
Université d'Helsinki (FINLANDE)
Professeur Duong Quang TRUNG (1997)
Université d'Hô Chi Minh-Ville (VIËTNAM)
Professeur Daniel G. BICHET (2001)
Université de Montréal (Canada)
Professeur Marc LEVENSTON (2005)
Institute of Technology, Atlanta (USA)

Professeur Brian BURCHELL (2007)
Université de Dundee (Royaume-Uni)
Professeur Yunfeng ZHOU (2009)
Université de Wuhan (CHINE)
Professeur David ALPERS (2011)
Université de Washington (U.S.A)
Professeur Martin EXNER (2012)
Université de Bonn (ALLEMAGNE)

REMERCIEMENTS

A notre Maître, Président du jury et Directeur de Thèse,

Madame le Professeur Cécile Parietti-Winkler,

Professeur d'Oto-Rhino-Laryngologie et Chirurgie Cervico-Faciale

Directrice du Master d'Orthophonie

Co-Directrice de l'Ecole d'Audioprothèse de Lorraine

Membre du Conseil de Formation et du Conseil de Gestion de l'Université de Lorraine

Vous m'avez fait l'honneur de me confier ce travail et d'en accepter la présidence ; je vous en remercie et espère qu'il sera à la hauteur de vos attentes. Veuillez trouver dans ce travail toute ma reconnaissance et l'expression de mon plus profond respect.

Votre enseignement en Otologie a été passionnant et vous avez réussi à me transmettre le goût de cette chirurgie grâce à votre compagnonnage, et ce depuis le premier fraisage de rocher. Votre dévouement pour la pédagogie a permis de beaux projets comme celui présenté aujourd'hui. Vos conseils me serviront tout au long de ma carrière : mes check-lists et ma posture opératoires sont de plus en plus précises, cela retardera probablement mon arthrose. Pour toutes ces raisons, je vous remercie

A notre Maître et Juge,

Monsieur le Professeur Laurent Bresler,

Professeur de Chirurgie Digestive, Hépatobiliaire, Endocrinienne et Cancérologique
Chef de Service de Chirurgie Digestive, Hépatobiliaire et Cancérologique du CHRU
de Nancy

Directeur de Formation de l'Ecole de Chirurgie de Nancy

Vous me faites l'honneur de juger ce travail et je vous en remercie.

Votre aura, votre qualité de directeur de l'Ecole de Chirurgie et votre implication dans la simulation et la pédagogie chirurgicale sont très honorables. Veuillez trouver ici l'expression de mon profond respect et ma gratitude.

A notre Maître et Juge,

Monsieur le Docteur Cyril Perrenot,

Maître de Conférences Universitaire et Praticien Hospitalier en Chirurgie Viscérale et Digestive au CHRU de Nancy

Tu me fais l'honneur de juger ce travail et je t'en remercie.

Ton implication dans la pédagogie n'est plus à débattre, je me souviens encore de ta disponibilité quand je fus ton externe au CAV, tu m'avais gracieusement donné un exemplaire d'un livre d'HGE et Chirurgie digestive que tu avais co-écrit. Il est encore dans ma bibliothèque !

Ta carrière sera à la hauteur de ta gentillesse.

A notre Maître, Juge et Ami,

Monsieur le Docteur Nguyen Tran,

Enseignant-Chercheur à la Faculté de Médecine de Nancy

Fondateur et Directeur opérationnel de l'Ecole de Chirurgie de Nancy

Tu me fais l'honneur de juger ce travail et je t'en remercie.

Tu m'as apporté un support moral quand j'en ai eu besoin lors de ma première année. L'Ecole de Chirurgie était alors à ses balbutiements. Ta grande sagesse, ta soif de transmettre et tes ambitions l'ont transformée en ce qu'elle est aujourd'hui : un établissement mondialement reconnu qui nous profite à tous. Ce travail de thèse n'aurait pas été possible sans ça. Vois ici ma plus grande admiration et mon plus profond respect.

A notre Maître et Juge,

Madame le Docteur Anne-Sophie Bonnet,

Maître de Conférences de l'Université de Lorraine, au LEM3 (Laboratoire d'Etude des Microstructures et des Mécaniques des Matériaux)

Tu me fais l'honneur de juger ce travail et je t'en remercie.

Tu as su nous aider à redynamiser ce projet en y apportant tes idées et tes connaissances.

Cette collaboration Ingénierie/Médecine reflète les possibilités de l'Université qui feront les points forts de demain. Ta gentillesse est à la hauteur de ta compétence.

Vois ici mon plus profond respect.

A notre Maître, Juge et Amie,

Madame le Docteur Médarine Roch,

Assistant Spécialiste en ORL et Chirurgie Cervico-Faciale au CHR de Colmar

Tu me fais l'honneur de juger ce travail et je t'en remercie.

Il est aussi un peu le tien, car tu étais à ses fondations. Ton caractère, ton humilité et ton talent font de toi une belle personne, un très bon médecin et une amie sincère. Garde ce sourire ! Je suis heureux d'avoir partagé une partie de mon internat (quel semestre !) avec toi et espère te revoir sous le ciel lorrain à l'avenir.

A notre Maître,

Monsieur le Professeur Roger Jankowski,

Professeur d'Oto-Rhino-Laryngologie et Chirurgie Cervico-Faciale

Chef du service d'Oto-Rhino-Laryngologie et Chirurgie Cervico-Faciale

Votre passion et votre soif de faire avancer la Rhinologie sont admirables. Merci pour votre enseignement qui a été riche tout au long de mon internat. Votre service est une deuxième famille. Je vous suis également reconnaissant pour votre soutien dans l'obtention de mon post-internat. Voyez ici toute ma gratitude et mon plus profond respect.

Au Service d'ORL et Chirurgie Cervico-Faciale de Nancy,

Au Docteur Bruno Toussaint, alias « papa Toussaint » : votre générosité et votre sagesse sont à la hauteur de votre talent et de votre amour pour l'ASNL : énorme, comme dirait la jeune mariée. Vous êtes un modèle de personne (je ne parle pas de votre talent d'acteur) et je serai heureux de poursuivre ma formation à vos côtés.

Au Docteur Duc Trung NGuyen, notre grand frère : toujours disponible et de grande confiance. L'auto-école à tes côtés a été un plaisir et tes précieux conseils me seront encore nécessaires pour les années à venir. Tu devras me supporter encore un peu, mais pour faire passer la pilule, tu sais ce qu'il t'attend au pot ? du « champaaaagne ».

Au Docteur Patrice Gallet, tes heures passées à faire en sorte que les internes de l'interrégion Est aient une formation décente aspirent au plus profond respect. Tu m'as appris les rudiments de la cancérologie par ton savoir et ton exigence. Tu as ma plus grande confiance malgré ce moignon d'amygdale :) Je serai heureux de parfaire mon apprentissage avec toi.

Au Docteur Cécile Rumeau, une des premières personnes que j'ai rencontrées quand je suis venu voir ce qu'il se tramait en ORL à Nancy avant de faire mon choix : un petit bout de femme, talentueuse, qui est destinée à une grande carrière. Tes capacités chirurgicales et tes connaissances sont admirables, tout comme le temps que tu donnes à l'enseignement. Continuer à apprendre à tes côtés sera un privilège.

Au Docteur Laurent Coffinet, une culture générale aussi impressionnante que son amour pour les enfants. Une grande technicité et une personne très attachante. Je suis heureux d'avoir pu faire un saut dans votre service. Merci de tout ce que vous m'avez appris et merci d'avoir accepté un boiteux parmi vous ! Gardez cette joie de vivre et continuez à la transmettre aux pioupious qui passeront chez vous. Au plaisir de retravailler avec vous.

Au Docteur Bettina Montaut-Verient, merci de ta patience pour faire en sorte que mes courriers d'audiophonologie deviennent potables ! Tu es une belle personne, dévouée pour les autres (pas que pour les patients) et je suis ravi d'avoir appris à tes côtés.

Au Docteur Guillaume Koch, toujours de bonne humeur (normal on te voit surtout les vendredis). Une sacrée patte chirurgicale qui n'est pas le dernier à nous laisser un peu jardiner !

Au Docteur Daniel Batta, une personne très attachante, gentille et sincère. C'est toujours un plaisir de travailler avec vous.

A Russel, mon ch'père ! Mon premier chef au CHU et moi ton premier interne, je souhaite à tous les internes d'avoir une telle relation avec leur chef ! Un mec à la cool, toujours dispo, surtout pour boire une binouze. N'oublie jamais que la Lorraine est rouge et blanche, pour toujours et à jamais.

A Ayoub Bey (prononcez « Beille », enfin comme vous voulez), le mec qui sait tout et qui sait tout faire, avec un phlegme qui rend fou ! Merci pour tout mister sushi.

A Sophie Botti, avec qui j'ai partagé quelques astreintes ! Je retiendrai que dans l'idée tu as toujours voulu me laisser dormir le dimanche matin, mais que ça n'a jamais été possible ! L'intention était là. Belle vie à toi là où il fait chaud et beau (contrepèterie belge).

A Joucelyn Chagrin, alias Troupihle, alias Théophile Bonheur Chaleur de Saint-Hilaire, sacré compère, en tant que co-interne ou pilier de bar des soirées DES, toujours présent ;) . Mon semestre au CHU avec toi a été un des meilleurs, ça va être dur de finir mon internat sous tes ordres !

A mes co-internes d'ORL :

A Zazan abdul Shamane, mon double, tellement de fou-rires et de moments à se serrer les coudes. On s'est suivi de A à Z (énorme ce semestre à Schuschu) et l'aventure va continuer avec un réel plaisir.

A mon Barron, mon bro, mon wingman, on aura passé de belles années ensemble, et j'espère très sincèrement que ton avenir ne sera pas trop éloigné du mien rouyaa. Un ami plus qu'un collègue, toujours en train d'essayer de m'inculquer ses expressions. J'espère que ma thèse ce sera le Brésil.

A Lulu, dernier maillon du meilleur semestre au CHU, une très belle rencontre, tu es une personne impliquée, douée et sincère. Tu seras un grand médecin j'en suis sûr. N'oublie pas la Lorraine (qui est rouge est blanche) !

A Bolzeeeeeeeer, le métalleux au cœur tendre.

A Bensim, premier et dernier semestres ensemble, la boucle est bouclée. Je te souhaite tout le meilleur pour ta vie future en Allemagne :p

A Faron, le mec qui ne bade jamais, qui redonnerait le sourire à une BPTM. Continue bien mon boulot :p

Au Dr Touche, à Ratthiduahh et à Rebois,

A Mathis, la nouvelle référente. Bon chance !

A Jing

A Sam, Axel, Manon, les petits pioupious qui ont déjà bien grandi.

A MHS, Marion, Marylisa, les mamans internes toutes reparties dans leur patrie ! bonne route à vous les girls ! vous êtes grave cools !

A l'Equipe inf de secteur : Adeline, Jochum Beuvelot (ne pas lire Jordan Chauvelot), Hélène, Jocelyn (ne pas confondre avec Joucelyn), Céline, Audrey, Marine, Emilie, Erica, Pascale and co

Merci d'adoucir et d'égayer notre quotidien.

A l'Equipe inf de bloc : A Nath, Marie-Cath, Cindy, Blandine, Emilie, Marina, Cristina, Armelle, Stéphane, Sophie

A l'Equipe inf de consult: A Rachel, Sylvie, Marilyne, Aicha, Corinne, Cathy and co

A l'équipe d'Audiophonologie de central : Laurence, Marie, Catherine C, Marie-Madeleine, Rachel, Geoffrey, Romain, Catherine R, Mylène

Aux secrétaires : Ludivine (ma première secrétaire perso), Olivia (ma deuxième secrétaire perso), Yvette, Nina, Elodie, Mme la chef Pinho et Juju

Aux AS et surtout Nadine, Coco et Kiki

Aux ASH

A mes autres co-internes :

A Lisa, « t'aurais pas 2€ à me dépanner ? » voilà la raison qui nous a fait nous rencontrer il y a maintenant 11 ans quand ton estomac ne pouvait envisager notre première journée de prépa sans un hamburger du Quick. Premiers pas à la Fac et premiers pas d'internes (que c'était dur ^^) ensemble. Je suis heureux de pouvoir encore te compter parmi mes amis et que l'homme de ta vie ait son propre paragraphe un peu plus loin. <3

A Micka, Guigs et Mathilde, Baptême du feu avec vous, ce semestre en CGU nous a forgés et si on ne s'en est pas si mal sorti c'est parce qu'entre nous c'était vraiment top ! A jamais les premiers ;)

A François, le mec qui a appris l'ORL en même temps que moi sauf qu'il est ophtalmo ! Ce stage à Mercy était super et c'est en grande partie grâce à toi et ta bonne humeur.

A Julianne, merci de m'avoir pris sous ton aile quand je ne connaissais rien en ORL.

A Julien, d'abord co-interne, je pensais que tes 10 doigts te servaient plus à jouer sur l'Ipad qu'à opérer, puis mon chef un peu plus tard : l'Ipad avait disparu mais le mec en or était toujours là. Ce sera toujours un plaisir mon Juju !

A Louis, Fred et Anne-Laure, quel semestre d'escrocs ! De belles tranches de rigolades et de belles photos qui sont encore, je l'espère, accrochées dans la salle de pause.

A Quentin et Mika, Tic et Tac de CMF, quel super semestre. Je ne sais pas si je reposerai un jour un arc dentaire, mais ce qui est sûr c'est que je ne peux plus jouer au baby-foot sans penser à vous. Quentin, il reste quelques insectes chez moi !

A Laetitia et Manon, la touche girly de ce même semestre en CMF.

A Clément et Lise, ps3 power.

Au Service de Chirurgie Générale d'Urgences et Thoracique :

Aux Professeurs Gilles Grosdidier et Manuella Perez, au Docteur Nicolas Reibel, à mes premiers chefs : Clairette, Mymy et Alex, aux équipes paramédicales et surtout ma Fafa

Au Service d'ORL de Mercy :

Au Docteur Robert Stringini, « un petit café ? »

Au Docteur Rémy Grosjean, ma couille en or, le plus gros débit de paroles que je connaisse. Merci pour ma première thyroïde.

Aux Docteurs Christian Stirbu, Sophie Kasha, Jean-Claude Debra et Betty Gaugain, à Laure, Sylvie et Anna (nos mamans de consult), à Martine, Dodo et Audrey, aux équipes inf et AS

Au Service de Chirurgie de l'ICL :

Aux Professeurs Frédéric Marchal et Jean-Luc Verhaeghe

Aux Docteurs Gilles Dolivet, Sophie Cortese, Emilie Beulque, Philippe Rauch, Julie Buhler, Fabienne Abel-Decollogne, Thierry Routiot

Au Docteur Romina Mastronicola, encore merci pour le match !

Aux Equipes paramédicales

Au Service de Chirurgie Plastique, Esthétique et Maxillo-Faciale :

Aux Professeurs Etienne Simon et Muriel Brix,

Aux Docteurs Jean-Charles Rochefort, heureusement que je t'ai recroisé en tant que chef sinon je n'aurais jamais su ta spécialité :p et **Corinne Matusiak**

Aux équipes paramédicales

Au Service d'ORL de Robert Schuman de Metz :

Au Docteur Pierre Lindas, merci pour votre confiance et pour ce super stage, si j'ai appris ce qu'était le 89 petit côté dans les 22, j'y ai aussi appris plein de choses grâce à vous. Ces 6 mois en Allemagne sont passés trop vite !

Au Docteur/Colonel Jean-Paul Barberot, un doux mélange entre sagesse et déconne. Ces 6 mois à vos côtés ont été un réel plaisir, autant d'un point de vue humain que professionnel, merci pour tout.

Au Docteur Renaud Beurton, un apprentissage « step by step » qui aura grandement contribué à mon évolution chirurgicale ; merci de m'avoir transmis une partie de votre grand savoir.

Aux Equipes paramédicales et surtout Morgane, Antho, Adrien, Mégane, Kiki, la p'tite Claire et les autres, au top du top, l'ambiance au cours de ce stage aura été vraiment super et en grande partie de votre fait, ne changez pas ! Vous allez me manquer, vraiment.

A toute l'équipe de L'Ecole de Chirurgie de Nancy, merci pour votre disponibilité et votre bonne humeur.

Aux équipes du LEMTA, Gaël et Cédric, merci de votre patience, de votre disponibilité et de votre savoir-faire pour nous avoir permis de réaliser ce travail.

A ma famille :

D'abord, je vous aime.

A ma mère, Romain Gary disait dans la Promesse de l'Aube : « Il n'est pas bon d'être tellement aimé, si jeune, si tôt. Ça vous donne de mauvaises habitudes. » Mais ces mauvaises habitudes ont été mon moteur tout au long de ma vie. Si je peux te rendre en fierté et en amour la moitié de ce que tu m'as apporté alors je serai heureux. Ma réussite je te la dois en grande partie, tu as toujours fait en sorte de tirer le meilleur de moi-même, sur le plan humain et professionnel, et ce sans pression. Si tu me répètes souvent que tu es fière de moi, alors je te réponds aujourd'hui que tu peux surtout être fière de toi. Tu es une femme sacrément forte qui a réussi à mener de front une brillante carrière et l'éducation d'un fils génial (muahah) !

A mon père, tu m'as toujours poussé à me surpasser, tu as toujours cru en moi, depuis les premiers entraînements de foot, mes premiers pas au volant, jusqu'à la fin de ces études difficiles, tu as été présent à tous les moments clés de ma vie. Si je suis où j'en suis aujourd'hui c'est aussi grâce à toi. Tes prises de risque et ta persévérance t'ont mené où tu es aujourd'hui et font de toi un homme et un père remarquable.

A Lolo, ma deuxième mère, tu es là depuis tellement longtemps que je me rappelle à peine ma vie sans toi. Je peux le dire, tu es un peu une deuxième mère, tu m'as toujours apporté l'amour et l'estime qu'une mère apporte à son fils, et tu m'as surtout apporté deux de mes plus beaux cadeaux : mes frangins. Merci pour tout <3

A mes frangins, Mattéo et Robin, on se voit peut-être un peu moins que quand je vous donnais le biberon mais mon amour pour vous est toujours aussi grand. Vous pourrez toujours compter sur moi et je vous souhaite tout le bonheur du monde pour l'avenir. Ne faites pas trop damner les parents !

A ma frangine, Amélie et sa petite famille, notre histoire est peu commune, tu as maintenant une belle famille, dans tous les sens du terme. Je te souhaite beaucoup de bonheur.

A mes grand-parents : Papy, Mamie, Momo, quelle chance j'ai de vous avoir encore. De l'amour à l'état pur et inconditionnel. Vous êtes ma source d'inspiration.

A Amand', on a été élevé comme des frères, les années ont passé et tu es toujours là, plus resplendissante que jamais avec ta famille qui s'agrandit. Je suis tellement heureux de t'avoir.

A Marion, la petite couze qui est devenue grande, garde ce sourire et cette gentillesse.

A Alicia, l'ainée, mariage, enfants, baraque, tu nous montres le chemin :)

A leurs chéris : Mat n°1, Adrien et Mat n°2 : prenez soin de mes couzes, elles méritent le meilleur. Je compte sur vous.

A mes oncles et tantes : Lydia et Mich, Michel et Laurence, Patou,
merci d'être là et de faire de ces familles des familles unies.

A mes cousins plus éloignés et notamment Aurélien à qui j'ai le plaisir
d'avoir fait découvrir swgoh :p

A ma belle-famille :

**Sylvie, Jean-Pierre, Hélène, Gueg, Nana et mini Jojo, Aurel, Eva,
Simone, Laurence, Sylvain, Pierre, Rémi et Laura,** merci de m'avoir
accepté parmi vous et de m'avoir accordé la main de votre Marie.

A mes amis :

A Flo, mon frérot, c'est la P1 qui nous a vraiment fait nous connaître et quelle découverte ! La coloc parait loin. Tu m'as fait l'honneur de m'avoir choisi comme le parrain de ton fils et bientôt ton témoin, j'espère que j'en serai digne. Une amitié comme elles sont rares : inconditionnelle et indestructible malgré la distance.

A Leco, mon dude, 18 ans qu'on se connaît même si on est maintenant plus souvent en casaque qu'en sweat Volcom :). Tant de choses partagées entre la coloc et la Suède... Ta vie et ta petite famille sont désormais à l'autre bout de la France mais tu sais que tu auras toujours ta place en Lorraine et que je serai toujours là.

A Nico, mon bro, quelle belle rencontre ! Je la dois aussi à la médecine indirectement. Toujours sur la même longueur d'onde, toujours à l'écoute, toujours de bon conseil et tant de délires. J'espère qu'il y en aura encore plein. Ps : garde tes photos où elles sont :D

A Ro, mon poto, idem, une belle rencontre qui ne se serait certainement pas faite sans la médecine. Je pense que « the Dudes » restera à jamais le meilleur groupe inconnu qui soit. Heureux de t'avoir toujours à mes côtés.

A ma Petinette, tu fais partie des rares amitiés qui ont surmonté mes années de moine à la fac. Garde ce sourire et cette joie de vivre qui te caractérisent.

A Alix, ma grande amie, ma confidente, nos colles du dimanche et ton soutien permanent auront porté leurs fruits ! Heureux qu'on soit resté dans la même ville pour pouvoir partager encore tant de bons moments.

A Fiboo, nos pauses à la BM paraissent loin ! Un mec généreux, toujours dans les bons coups et dispo pour refaire le monde. Garde espoir, notre cause n'est pas perdue :p

A Bruno, le Parigo ! Le mec qui jouait à FM à la BM en toute spontanéité. Un ami fidèle. Les foots à l'embanie me manquent !

A Etienne, comme une impression qu'on a traversé 10 époques différentes ensemble. Tu es toujours là et c'est bien ce qui compte.

A David, notre carrière footballistique conjointe fut un échec mais notre amitié est une réussite ! Je te rejoins bientôt sur les cours de tennis.

A Antoine, le poker-malaga ça resserre les liens ! On s'est suivi depuis, jusqu'à se marier à 15 jours d'intervalle. Garde cette bonne humeur l'ami. PS : tu remarqueras que je suis venu à ton EVG et ce à quelques jours de ma thèse !

A Max, le papa de la bande, toujours zen, toujours présent, à l'affut du bon plan et qui saura l'organiser de A à Z. Un ami de confiance quoi.

A Cont', l'homme couteau-suisse, qui sait tout faire ! Médecin ou organisateur de soirée, toujours dans la bonne humeur et toujours prêt à t'ouvrir sa porte. Garde cet amour d'autrui et ton ouverture d'esprit vieux geek.

A Sib, l'aviateur (tmtc), l'homme le plus gentil du monde. C'est toujours un plaisir de te revoir, ma porte est grande ouverte.

A PH, toujours partant pour un poker ou un concert ! Je te respecte surtout pour être un grand fan de l'ASNL.

A Nunus, le libéro, le rock du TP Mazembe. Queue de chval ou queue d'cheval ?

A Kooks, l'ancien coloc, « le petit bazané » :D

A Manue Brard, Friard, PJ, les amis messins (ça fait toujours mal de dire ça)

A Aurélien B, ça y est je suis thésé ! Je vais bientôt pouvoir t'envoyer plein de patients :p

A Seb, bill, mon premier interne ! Le mec qui m'a fait kiffer la pédiat et m'a appris à mettre des gants stériles.

A mes potes du foot : Motel, Dan 1, Dan 2 (que des Portugais dans ce club de toute façon), Prestoch, Sergent, Chris, Noël, Alex, Steph, Bobby, Ced, Das, Gilou, Max, David → Gagnez moi cette finale !

Aux amis de ma chérie qui sont devenus les miens : Perrine, Guigui, Caro, Sam, Zaza, Claire, Clém, Thibaut, Beud Beud, Yan, Lanou, Emilie, Yvan, Toon, Lina, Chav, Rihanna, Gain gain, Soso, Piépié, Hélène, Gautier, Soph, Charline, Rémy, Maude, Antoine, Clara, Elise, Alban

A Marie,

mon amie, mon amour, ma plus belle rencontre.

Merci de me supporter depuis toutes ces années, ça ne doit pas être facile tous les jours. Tu as toujours été là, dans les bons comme les mauvais moments, tu trouves toujours les mots réconfortants. Même si beaucoup ne comprennent pas ton humour (:p), tu me fais rire et sourire au quotidien. Ta curiosité, ta dévotion et ta sagesse m'étonneront toujours.

Je crois que je suis une meilleure personne avec toi.

J'irai chercher ton cœur si tu l'emportes ailleurs ;)

RDV le 10.08.19

Je t'aime.

SERMENT

« Au moment d'être admis à exercer la médecine, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité. Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux. Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions. J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité. J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences. Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me sont confiés. Reçu à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs. Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leurs familles dans l'adversité.

Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonoré et méprisé si j'y manque ».

TABLE DES MATIERES

PREMIERE PARTIE : INTRODUCTION	30
I. PRÉAMBULE	31
II. SIMULATION EN SANTÉ	31
A) DÉFINITION	31
B) HISTORIQUE	32
III. SPÉCIFICITÉ DE LA CHIRURGIE OTOLOGIQUE	33
C) ANATOMIE CHIRURGICALE	33
D) ENJEUX	41
IV. ETAT DES LIEUX SUR LES MODÈLES 3D D'OS TEMPORAL	42
V. OBJECTIFS	43
DEUXIEME PARTIE : ARTICLES	44
ARTICLE 1. VALIDATION MORPHOLOGIQUE D'UN NOUVEL OS TEMPORAL MULTI-MATÉRIAUX EN IMPRESSION 3D	45
RESUME	45
INTRODUCTION	46
MATERIELS ET METHODES	48
RESULTATS	51
DISCUSSION ET CONCLUSION	56
REMERCIEMENTS	59
REFERENCES	60
ARTICLE 1. MORPHOLOGICAL VALIDATION OF A NOVEL BI-MATERIAL 3D-PRINTED MODEL OF TEMPORAL BONE	65
ABSTRACT	65
INTRODUCTION	66
MATERIALS AND METHODS	68
RESULTS	71
DISCUSSION AND CONCLUSION	76
ACKNOWLEDGEMENTS	79
REFERENCES	80
ARTICLE 2. OS TEMPORAL SYNTHETIQUE POUR L'ENTRAINEMENT ; EVALUATION DU GESTE CHIRURGICAL ET TESTS DE FRAISAGE	86
RESUME	86
INTRODUCTION	87
MATERIELS ET METHODES	88
RESULTATS	92
DISCUSSION	97
CONCLUSION	99
REFERENCES	100
ARTICLE 2. SYNTHETIC TEMPORAL BONE FOR TRAINING: EVALUATION OF SURGEON'S GESTURE AND MILLING TESTS	103
ABSTRACT	103
INTRODUCTION:	104
METHODS	105

RESULTS	108
DISCUSSION AND CONCLUSION.....	113
REFERENCES.....	117
TROISIEME PARTIE : CONCLUSION ET PERSPECTIVES	120
BIBLIOGRAPHIE.....	126

**DEVELOPPEMENT ET VALIDATION D'UNE
MAQUETTE ARTIFICIELLE D'OS
TEMPORAL EN IMPRESSION 3D-
MULTIMATERIAUX POUR LA FORMATION
INITIALE A LA CHIRURGIE DE L'OREILLE
MOYENNE PAR SIMULATION**

PREMIERE PARTIE :
INTRODUCTION

I. PRÉAMBULE

« Jamais la première fois sur un patient » rapportait la Haute Autorité de Santé (HAS) en janvier 2012¹, slogan faisant directement référence à l'écriteau doré accueillant les visiteurs du *Center for Medical Simulation* de Boston (MA, USA)².

Ce rapport de la HAS mettait au premier plan l'intérêt de la simulation en santé comme nous allons le voir.

Si la simulation a déjà une place centrale dans l'aéronautique par exemple (un pilote passe d'abord différents tests en simulateur avant de prendre les commandes de son premier vol), elle est récente en médecine et plus précisément en chirurgie. Si on prend le mot « simulation » au sens large, la dernière phrase est fautive : un cas clinique, une dissection sur cadavre³ ou sur animal sont en quelque sorte des simulations et existent depuis la création de la médecine, confère les récits d'Hippocrate (460-370 av. J-C) ou les papyrus égyptiens^{4,5}. Cependant, les simulateurs virtuels apparaissent bien plus tard : dans les années 80 avec l'essor des jeux vidéo⁶, puis plus concrètement en 2005 avec le premier simulateur de chirurgie laparoscopique⁷. Ils permettent au praticien de s'entraîner avant l'acte, sur un modèle le plus proche possible de la réalité. Les spécialités de chirurgie digestive ou cardiaque ont été les premières concernées⁷⁻⁹. Le chirurgien Oto-Rhino-Laryngologiste et Cervico-Facial se voit peu à peu pourvu, lui aussi, d'outils pédagogiques et notamment au niveau otologique¹⁰.

II. SIMULATION EN SANTÉ

A) DÉFINITION

La simulation en santé est définie par la HAS dans le Guide de Bonnes Pratiques en Matière de Simulation en Santé de 2012¹ comme une "méthode pédagogique active" qui s'adresse à tous les professionnels de santé via « l'utilisation d'un matériel (mannequin, simulateur procédural, etc.), de la réalité virtuelle ou d'un patient dit « standardisé » pour reproduire des situations ou des environnements de soins, pour enseigner des procédures diagnostiques et thérapeutiques et permettre de répéter des processus, des situations cliniques ou des prises de décision par un professionnel de santé ou une équipe de professionnels. » Le but est de restituer des scénarios ou des apprentissages techniques dans un environnement réaliste avec, comme objectifs : un retour d'expérience immédiat et une évaluation des acquis.

Différentes techniques peuvent être utilisées en fonction des objectifs pédagogiques des scénarios pour permettre :

- l'entraînement à des gestes techniques (usuels ou exceptionnels) ;
- la mise en place de procédures (individuelles ou en équipe) ;

- l'entraînement au raisonnement clinique diagnostique et/ou thérapeutique ;
- la gestion des comportements (mise en situation professionnelle, travail en équipe, communication, etc.) ;
- la gestion des risques (reproduction d'évènements indésirables, capacité à faire face à des situations exceptionnelles).

Un programme de simulation est un programme de formation et/ou d'analyse de pratiques et/ou de recherche qui utilise la simulation. Un programme de simulation peut être mis en œuvre dans le cadre de la formation initiale, de la formation continue ou du développement professionnel continu (DPC). Dans le cas du DPC, il intègre nécessairement des objectifs de formation et d'analyse des pratiques et comporte un ou plusieurs scénarios de simulation. La simulation sert donc à modéliser les pratiques professionnelles en santé et permet un enseignement voire une évaluation.

Il existe différentes techniques de simulation :

- Organique : modèle animal, cadavre, vivant (acteurs pour recréer des scénarios...)
- Non-organique : mécanique (pelvi-trainer...⁷), électronique (réalité virtuelle,^{11,12} logiciels informatiques...) et synthétique (objets artificiels,¹³ impression 3D,¹⁴ mannequins...)

B) HISTORIQUE

Au XVIII^e siècle, la sage-femme Mme Du Coudray enseigne "l'art de l'accouchement" aux matrones de campagne grâce à la simulation. Elle crée le premier mannequin obstétrical et une méthode pédagogique approuvés par le roi Louis XV (1767), puis par les chirurgiens de la ville d'Agen (1770)¹⁵, permettant de former environ 4000 sages-femmes en 25 ans¹⁶, en « rend[ant] l'enseignement palpable ». Au début du XX^e siècle et jusqu'au milieu des années 70, un mannequin de bois, surnommé « Madame Chases », était utilisé par les élèves infirmiers pour les soins de nursing de base¹. Dans les années 50, aux Etats-Unis, le Pr Peter Safar et le Dr Blotn Lind vont mettre à contribution leurs équipes pour perfectionner les manœuvres de réanimation cardio-respiratoire en sédant et intubant les volontaires pour permettre de développer un modèle adapté, et ce, par l'intermédiaire d'un fabricant de jouet : Laerdal. Le premier buste de massage cardiaque, le « Resusci Anne® », est ainsi créé au début des années 60. Dans le même temps, les Docteurs Stephen Abrahamson et Judson Denson mettent au point le premier simulateur contrôlé par ordinateur, le « Sim One® »¹⁷, qui inspirera les mannequins haute-fidélité¹⁸ d'aujourd'hui. L'utilisation du patient standardisé est initiée, dans les années 60, par le Dr Howard Barrows, Neurologue à Los Angeles. En 1968, le premier mannequin dédié à la cardiologie, « Harvey® », qui peut mimer trente pathologies cardiaques, est mis au point par le Dr Michael Gordon, à Miami.

En 1984 le Dr Jim Philip développe le logiciel GasMan®, simulant les échanges pharmacologiques des produits anesthésiques. En 1986, le Dr Gaba, met au point le « Comprehensive Anesthesia Simulation Environment® », dans le cadre de ses recherches sur les facteurs humains et la gestion des crises en anesthésie : il est composé, à l'origine, d'une tête d'intubation et d'un bras de perfusion, perfectionné et distribué sous le nom du « Eagle Patient Simulator® » en 1995. A la même époque le « Gainesville Anesthesia Simulator® », tout aussi perfectionné, peut analyser les échanges gazeux en direct. Il sera encore amélioré et commercialisé sous le nom de « Human Patient Simulator® », distribué par METI® (CAE Healthcare®). Un modèle moins perfectionné mais adapté à la médecine d'urgence sera commercialisé par Laerdal en 2000, le « SimMan® ». La publication en 2001 aux Etats-Unis du rapport "To err is human"¹⁹, ou encore l'enquête ENEIS²⁰ en France, permettent une prise de conscience des facteurs humains dans les erreurs médicales et proposent de positionner la simulation médicale comme l'un des moyens d'en réduire la fréquence ou les conséquences. Selon ces rapports, les erreurs médicales causent plus de décès que les accidents de la route, les cancers du sein ou le SIDA.

La prévention du risque de l'erreur médicale passe donc par une meilleure pédagogie initiale afin d'obtenir une meilleure qualité de soins.

III. SPÉCIFICITÉ DE LA CHIRURGIE OTOLOGIQUE

A) ANATOMIE CHIRURGICALE

L'os temporal est le réceptacle de l'oreille moyenne et interne. La chirurgie les concernant passe donc parfois par un abord dit « postérieur », à travers la mastoïde, partie intégrante du rocher appartenant à l'os temporal (*Figure 1*) de manière à avoir une vision, de l'espace pour travailler et un contrôle que des voies dites « du conduit » ou « du speculum » ne permettent pas. Nous allons donc nous intéresser, dans ce paragraphe, à l'anatomie chirurgicale des cavités postérieures de l'oreille moyenne. La partie concernant l'abord cutané ne sera volontairement pas traitée ici puisque les tissus mous superficiels ne sont pas représentés sur notre os temporal synthétique.

Cette chirurgie a plusieurs objectifs comme l'abord direct et le traitement des processus pathologiques situés à ce niveau ou encore constituer une simple voie de passage afin d'aborder les autres cavités de l'oreille moyenne (épitympanum ou caisse du tympan), notamment dans le cadre du traitement de l'otite chronique, cholestéatomateuse ou non. Deux grands types de techniques sont à distinguer, selon qu'on conserve ou non le conduit osseux. On parle respectivement d'antroépitympanotomie (ou mastoépitympanotomie) et d'évidement. Ce même abord servira par ailleurs aux chirurgies d'implantation cochléaire ou d'oreille moyenne. Enfin, on l'utilise aussi lors de l'abord oto-neuro-chirurgical ou de l'oreille interne, pour le traitement des neurinomes de l'acoustique par exemple.

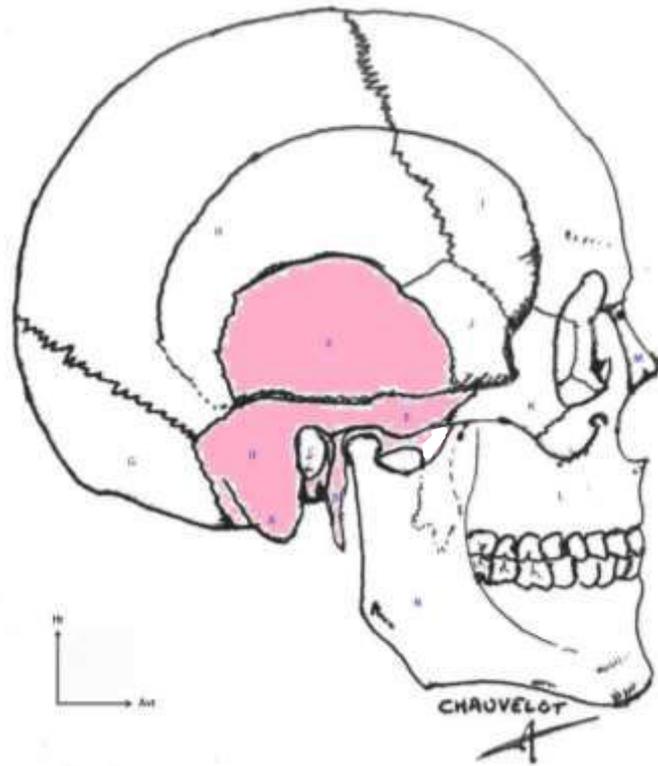


Figure 1: Os Temporal Droit (en rose) – Vue de Profil

A : Processus Mastoïde ; B : Processus Styloïde ; C : Porus acoustique externe ; D : Rocher ; E : Processus Zygomatique ; F : Ecaille ; G : Os Occipital ; H : Os Pariétal Droit ; I : Os Frontal ; J : Os Sphénoïde ; K : Os Malaire Droit ; L : Os Maxillaire Droit ; M : Os Propres du Nez ; N : Mandibule

1) Rappels anatomiques

L'oreille moyenne est divisée en six régions :

- La caisse du tympan : (Figure 2)

Elle comprend le mésotympanum (ou atrium) qui se situe médialement par rapport à la membrane tympanique, au-dessous du canal du muscle tenseur du marteau et de la deuxième portion du nerf facial et en avant de sa troisième portion. C'est la zone fonctionnelle de l'oreille et elle doit être explorée systématiquement avant la chirurgie des cavités postérieures dans le cas des otites chroniques. La caisse du tympan comprend par ailleurs l'hypotympanum en dessous, le protympanum (ou orifice tubaire) en avant, le rétotympanum (avec le sinus tympani) en arrière et l'épitympanum (ou attique) en haut, qui sera ici comptée comme une région à part entière.

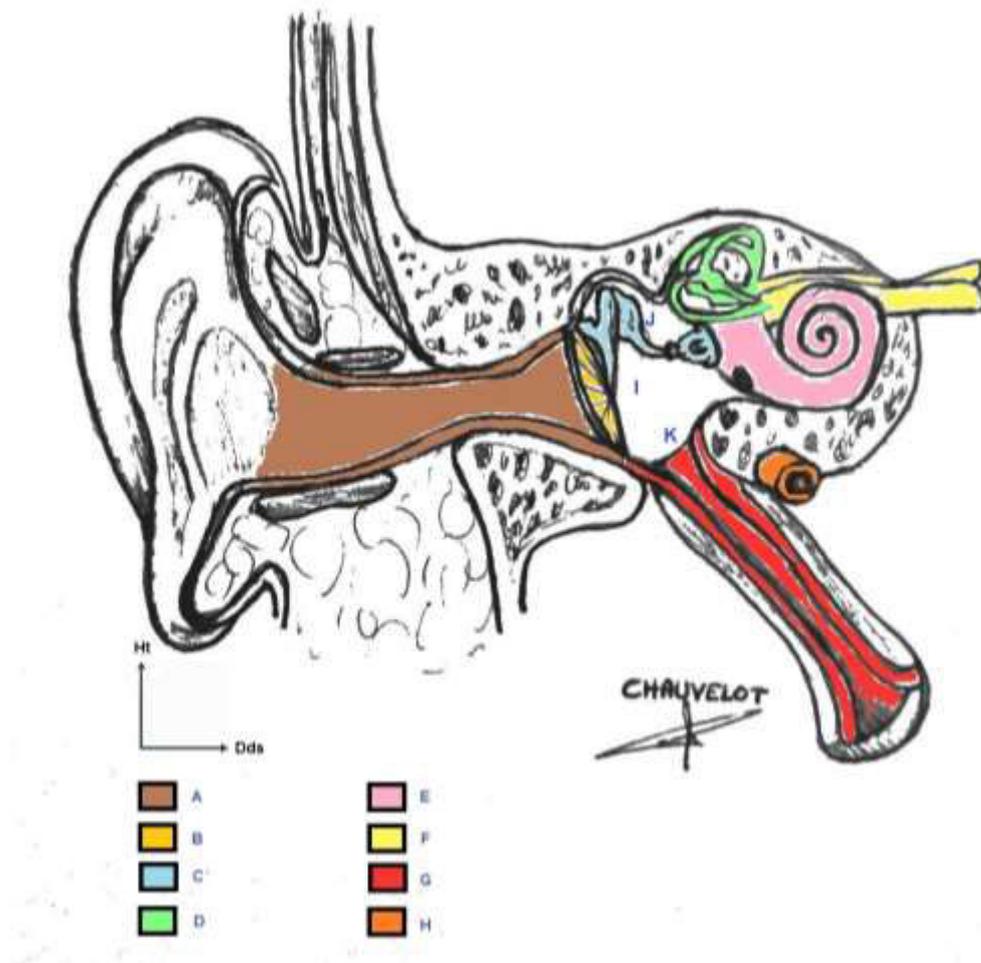


Figure 2: Rapports de l'Oreille Moyenne (Droite) – Coupe Frontale passant par la caisse du tympan
 A : Conduit Auditif Externe ; B : Tympan ; C : Chaîne des Osselets : Marteau, Enclume et Etrier (de dehors en dedans) ; D : Vestibule avec les Canaux Semi-Circulaires ; E : Cochlée ; F : Nerf Auditif ; G : Trompe d'Eustache ; H : Artère Carotide Interne ; I : Atrium ; J : Attique ; K : Protympanum

- **L'épitympanum ou attique :** (Figure 2)

Il est situé juste au-dessus de l'atrium et est une zone clé puisqu'elle contient la tête du marteau et le corps de l'enclume. Cette dernière est un excellent repère chirurgical qui permet de se situer par rapport au nerf facial grâce à sa courte apophyse, et par rapport à l'étrier (qui peut être noyé dans des fongosités) grâce à sa longue apophyse. La partie antérieure de cette région pose des difficultés chirurgicales car elle est camouflée par une cloison osseuse descendant du tegmen tympani, niveau où le nerf facial est très proche de la paroi médiale.

- **L'antre :**

C'est une des principales cavités postérieures de l'oreille moyenne et elle a pour avantage d'être constamment présente, même chez le nourrisson. Elle

servira donc de repère. Il communique avec l'épitympanum par l'additus ad antrum et est limité en haut par le tegmen antri (qui sépare l'antre des méninges), en arrière par le sinus veineux latéral (ou sigmoïde) et médialement par le labyrinthe osseux. L'aire triangulaire qui se situe en arrière, entre le sinus latéral, le sinus pétreux supérieur et le labyrinthe osseux, est appelé triangle de Trautmann. Latéralement, l'antre est limité par la lame pétrosquameuse (septum de Koerner) avec des cellules superficielles (de Lenoir) qu'il ne faut pas confondre avec les cellules antrales sous peine de voir ses repères faussés.

- **La pointe de la mastoïde :**

Elle est occupée par deux groupes cellulaires d'importance variable, séparés par la crête digastrique qui représente l'insertion mastoïdienne du muscle digastrique. L'émergence du nerf facial au niveau du trou stylo-mastoïdien se situe à l'extrémité antérieure de la crête, ce qui fait que le groupe cellulaire profond de la pointe est en relation directe avec le groupe cellulaire sous-facial.

- **La traînée inter-sinuso-faciale :**

C'est le groupe cellulaire situé entre la troisième portion du nerf facial et le sinus latéral.

- **La région sous-faciale :**

D'un volume très variable, elle est située médialement par rapport à la troisième portion du nerf facial.

2) Définitions

Sous le terme d'antroépitympanotomie, on désigne plusieurs types d'interventions ayant en commun l'ouverture de l'antre et la conservation du conduit osseux, à la différence de la cavité d'évidement qui supprime la paroi postérieure du conduit osseux. On les distingue selon l'importance de l'ouverture des cavités :

- **Périanatotomie superficielle** : c'est l'ouverture des cellules périantrales superficielles sans nécessairement ouvrir l'antre.
- **Antrotomie** : c'est l'ouverture mastoïdienne limitée à l'antre.
- **Mastoïdectomie** : elle consiste à mettre à plat toutes les cellules mastoïdiennes.

- **Mastoépitympanotomie** : c'est une mastoïdectomie complétée par l'ouverture de l'épitympanum, celle le plus souvent réalisée.
- **Tympanotomie postérieure** : c'est l'ouverture de la caisse par voie mastoïdienne, aux dépens du récessus facial (fossette délimitée latéralement par le sillon tympanique et médialement par le canal facial) : voie utilisée pour l'implantation cochléaire par exemple.
- **Cavité d'évidement** (technique ouverte) : création d'une cavité unique plus ou moins vaste, réunissant l'ensemble des cavités atticale et mastoïdiennes avec le conduit auditif externe, après suppression de la paroi postérieure et du mur de la logette.

3) Précautions per-opératoires

La chirurgie veillera à respecter les structures nobles, à savoir : l'oreille interne, le nerf facial, les méninges et le sinus veineux latéral.

Il faut donc prévenir le traumatisme cochléaire : en évitant tout contact entre la fraise et la chaîne ossiculaire, en particulier avec l'enclume lors d'une antroatticotomie ou d'une mastoatticotomie, les fraises coupantes étant plus agressives que les fraises diamantées. La durée du fraisage a également un impact négatif du fait des microtraumatismes répétés, d'où l'intérêt d'avoir du matériel de qualité avec des fraises aiguisées et un entraînement préalable afin de limiter le temps opératoire. Il faut également veiller à utiliser un aspirateur adapté au travail en cours, avec le diamètre le plus petit possible car source de bruit, proportionnel à la taille, à proximité de l'oreille interne. Le fraisage doit être doux, toujours maîtrisé, avec le côté de la fraise par des mouvements d'effleurement et dans un plan parallèle à celui de l'organe sensible. Il ne faut pas travailler dans un puits et au contraire toujours essayer d'abaisser les berges pour fraiser, à vue, de la profondeur vers la superficie.

Le nerf facial peut être monitoré et testé, à l'aide d'un stimulateur, au cours de l'intervention.

Une effraction méningée devra être comblée, afin d'éviter tout risque de fuite de liquide céphalo-rachidien, par du matériel autologue (poudre d'os, greffon péricondral ...) si possible, synthétique sinon.

L'hémostase devra être soigneuse, une brèche du sinus latéral devra être contrôlée par de la cire de Horsley ou du pâté osseux (mélange de poudre d'os et de colle) par exemple.

4) Temps opératoires

- Antrotomie:

L'antrotomie est le dénominateur commun de la majorité des interventions chirurgicales sur les cavités postérieures. La zone d'attaque initiale de l'antrotomie est la région sus- et rétroméatique (*Figure 3*), située juste en arrière de l'épine de Henlé (relief temporal en arrière du conduit auditif externe). Ce temps opératoire ne doit être réalisé qu'après avoir alésé la paroi postérosupérieure du conduit. Cette notion est fondamentale car si l'alésage est entrepris après l'antrotomie, sa réalisation peut nécessiter d'entamer la partie latérale du conduit osseux. Il vaut donc mieux réaliser l'alésage postérosupérieur en premier, pour pouvoir amincir et rendre parfaitement rectiligne le conduit osseux. Ceci facilite le repérage du nerf facial et de l'enclume, ainsi que la réalisation d'une éventuelle tympanotomie postérieure (*Figure 4*)

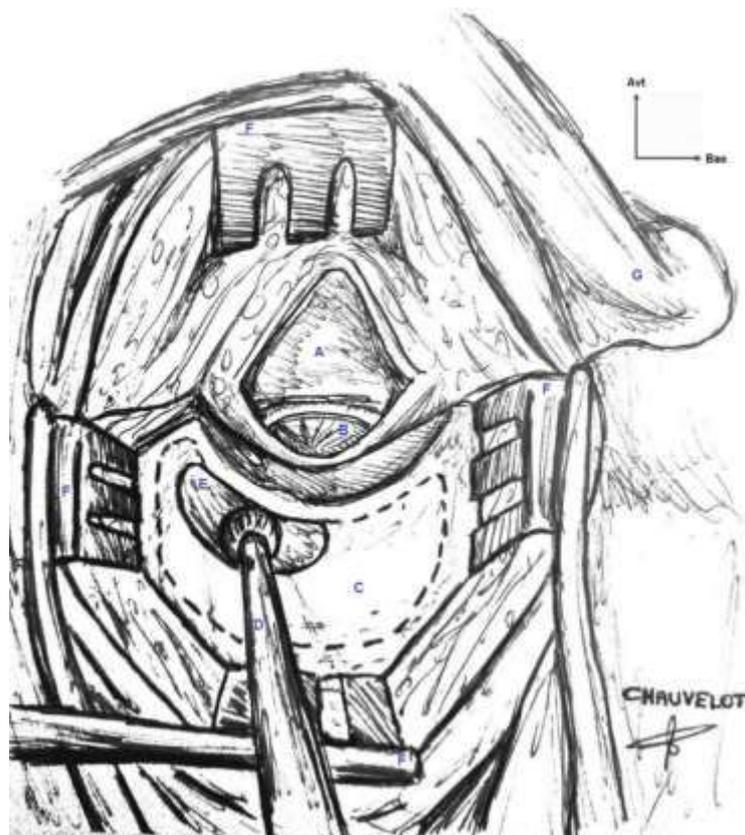


Figure 3: Recherche de l'Antre (oreille droite) – Position opératoire, patient en décubitus dorsal, tête tournée à gauche, tissus mous incisés pour exposition osseuse adéquate nécessaire aux temps opératoires décrits.

A : Conduit Auditif Externe contre-incisé pour visualiser et aborder plus facilement le tympan ; B : Membrane Tympanique ; C : Région de la Mastoïdectomie à fraiser (en pointillés) ; D : Outil de Fraisage - de type moteur avec fraise à pans ; E : Zone d'Attaque pour rechercher l'Antre ; F : Ecarteurs autostatiques de type Beckmann ; G : Oreille Externe (basculée en avant par l'écarteur)

- **Mastoïdectomie** (dans les mastoïdites, implatations cochléaires, choléstéatomes...) : (*Figure 4*)

Mise à plat du reste des cellules mastoïdiennes ; squelettisation du tegmen en haut et du sinus latéral en arrière (leur jonction forme l'angle de Citelli) ; amincissement en avant du conduit osseux aux dépens de sa paroi postérieure, préalable à l'ouverture des cellules inter-sinuso-faciales, à la réalisation de la tympanotomie postérieure et au repérage de la troisième portion du nerf facial. Les autres cellules, notamment de la pointe et sous-faciales sont rarement disséquées (qu'en cas de processus infiltrant ces régions).

- **Epitympanotomie** ou tympanotomie antérieure (dans les otites chroniques, les implants d'oreille moyenne...) :

Vérification première de la continuité de la chaîne ossiculaire car le risque cochléaire diminue drastiquement en cas d'interruption de la chaîne. Repérage de la fossa incudis (partie inférieure et postérieure de l'attique abritant le court processus de l'enclume) qui est proche de la partie postérieure du relief du canal semi-circulaire latéral et de la partie la plus postérieure du conduit osseux.

Réalisation d'une tranchée osseuse dans le massif attical en squelettisant le tegmen tympani, limite haute et le conduit auditif osseux, limite basse. Découverte de la courte apophyse de l'enclume et abord de la logette des osselets d'arrière en avant.

- **Tympanotomie postérieure** (cholestéatome, implantation cochléaire...) (*Figure 4*)

C'est l'ouverture de la caisse par voie mastoïdienne aux dépens du récessus facial qui correspond à un triangle osseux à sommet inférieur, délimité médialement par le nerf facial, latéralement par la corde du tympan et en haut par la fossa incudis. La réalisation correcte d'une tympanotomie postérieure passe par un alésage du conduit auditif externe parfaitement rectiligne et aminci, une courte apophyse de l'enclume découverte et un canal semi-circulaire latéral isolé pour avoir tous les repères nécessaires à la protection du nerf facial et de l'audition (un fraisage accidentel de l'enclume sur une chaîne continue peut entraîner une cophose). Il faut enfin apprécier correctement la profondeur du tympan pour ne pas encocher le sulcus (lit osseux du tympan) lors du fraisage. On procède ensuite à l'ouverture du récessus facial dans un plan passant par la courte apophyse de l'enclume. Un pont osseux peut être laissé en place en guise de protection si la chaîne est continue et mobile. Il n'y a pas de risque de lésion du nerf facial (dans une anatomie normale) si on prend garde à ne pas dépasser médialement cette

frontière. La limite latérale de la tympanotomie postérieure est la corde du tympan. L'angle inférieur est marqué par la jonction de la corde du tympan avec la troisième portion du nerf facial. L'intégrité du sulcus est assurée par la double vision de part et d'autre du conduit. La tympanotomie postérieure est ensuite prolongée vers le bas avec un fraisage beaucoup plus prudent du fait de la latéralisation progressive du nerf facial qui rejoint la corde (une fraise diamantée est conseillée). Ce temps permet, dans la chirurgie implantatoire, un accès direct à la fenêtre ronde, zone de mise en place du porte-électrodes dans la cochlée.



Figure 4: Mastoïdectomie avec Tympanotomie Postérieure (Oreille Droite) – Position opératoire
(Idem Figure 3)

A : Peau du Conduit Auditif Externe - décollée et refoulée en avant ; B : Conduit Auditif osseux Postérieur – aminci ; C : Canal Semi-Circulaire Latéral ; D : Sinus Veineux Latéral/Sigmoïde ; E : Court Processus de l'Enclume ; F : 3^{ème} Portion du Nerf Facial ; G : Corde du Tympan ; H : Mur Osseux de Protection – laissé en place lors de la tympanotomie postérieure pour protéger la chaîne des osselets ; I : Etrier ; J : Tympanotomie Postérieure ; K : Traînée Inter Sinuso-Faciale ; L : Ecarteurs autostatiques de type Beckmann ; M : Oreille Externe ; N : Tegmen Mastoïdien – Limite avec la dure-mère en haut

- **Cavité d'évidement** (chirurgie complète et surveillance accrue d'un cholestéatome imposant, ou récidivant notamment) :

Exploration de caisse et mastoatticotomie large, squelettisation du tegmen et du sinus sigmoïde. Suppression du mur de la logette (paroi séparant le conduit auditif externe de l'attique) et de la paroi postérieure du conduit osseux. Mise à plat du récessus du facial. Abaissement de la berge mastoïdienne postérieure et supérieure. Exclusion ou régularisation de la pointe de la mastoïde. Abaissement du mur du nerf facial (fraise diamantée et bonne irrigation pour éviter toute surchauffe à proximité du nerf). Régularisation de l'attique. La fossette sus-tubaire, qui correspond au récessus épitympanique antérieur, située en avant du tendon du muscle tenseur du marteau, doit être généralement largement ouverte pour être explorée. Son ouverture nécessite d'effondrer une cloison osseuse dont l'insertion médiale est en rapport très intime avec la première portion du nerf facial et le ganglion géniculé. Régularisation des parois antérieures et inférieures du conduit osseux. En fin d'intervention, la cavité ne doit présenter aucun relief aigu, aucun récessus.

B) ENJEUX

La chirurgie, de manière générale, requiert une connaissance parfaite de l'anatomie et une acquisition de la gestuelle qui implique de longues heures d'entraînement. La chirurgie de l'oreille moyenne concerne une région anatomique confinée, dont le volume n'excède pas 5 à 6 gouttes d'eau. On peut y trouver le plus petit os du corps humain : l'étrier (qui ne dépasse pas les 3mm)²¹ ainsi que de nombreuses autres structures nobles, comme nous venons de le voir (nerf facial, dure-mère, sinus sigmoïde, capteurs de l'audition et de l'équilibre).

De ce fait, la plus grande partie de la chirurgie otologique se fait sous microscope opératoire ; le chirurgien effectue des gestes millimétriques avec une extrême précision et douceur. De tels mouvements corporels, réalisés sans vision directe, et ce, pendant plusieurs heures, sont fatigants et constituent un réel challenge pour l'opérateur. Dans ce contexte, il est important de comprendre qu'une erreur millimétrique peut avoir des conséquences dramatiques : paralysie faciale,^{22,23} effraction labyrinthique avec perte auditive et vertiges ou effraction dure-mérienne avec une fuite de liquide cébrospinal²⁴⁻²⁷.

Avant d'effectuer de réelles interventions, difficiles et stressantes, il semble crucial que les futurs chirurgiens puissent s'entraîner et être évalués dans un contexte réaliste, qui implique généralement des os temporaux cadavériques devenant rares (grande variabilité de disponibilité inter et intra-pays, lorsqu'ils sont autorisés (problèmes culturels, religieux...)²⁸), couteux et hasardeux (l'os est-il sain ? pathologique ? l'anatomie est-elle normale ?) et même possiblement vecteurs d'agents pathogènes: Mycobacterium Tuberculosis, virus de l'Hépatite B ou C et les Prions associés aux encéphalopathies comme la maladie de Creutzfeldt-Jakob^{29,30}.

Par ailleurs, contrairement à d'autres spécialités chirurgicales, il n'y a pas de modèle animal équivalent concernant l'oreille moyenne et l'oreille interne^{31,32}.

Comme autres options, on peut considérer la simulation par réalité virtuelle^{8,12,33,34} comme le Voxelman®³³, ou par des modèles synthétiques réalistes, imprimés en 3 dimensions³⁵⁻³⁷ (3D). De tels modèles 3D peuvent en effet être une réelle alternative aux cadavres, avec un « scénario » contrôlable, permettant aux étudiants de s'entraîner et de répéter les gestes sur des modèles reproductibles, à condition que leur géométrie et leurs propriétés soient assez proches de la réalité clinique. Malheureusement, le réalisme et le ressenti procuré lors du fraisage des modèles 3D disponibles sur le marché, en comparaison avec l'os temporal humain est discutable. De plus, leur validation en tant qu'outils pédagogiques fiables est la plupart du temps subjective³⁵⁻³⁸ voire inexistante.

IV. ETAT DES LIEUX SUR LES MODÈLES 3D D'OS TEMPORAL

Ces dernières années, les technologies d'impression 3D ont rapidement évolué alors que les coûts générés ont chuté de manière significative, permettant d'étendre leurs champs d'application au médical.

En 2007, Suzuki et al.³⁹ ont développé un modèle avec du nylon polyamide et des billes de verre qui avait pour but premier d'apprendre l'anatomie, même si les auteurs ont pu discuter son potentiel d'alternative aux pièces cadavériques pour l'entraînement chirurgical.

En 2010, Bakhos et al.³⁵ ont créé un os temporal à base de résine blanche qui reproduit la trame osseuse de cadavres scannés.

En 2013, Mick et al.⁴⁰ ont fabriqué des prototypes multicolores, améliorant la ressemblance humaine, grâce à de la poudre de plastique et un agent liant contenant du cyanoacrylate. La fosse moyenne était recouverte de latex peint pour simuler la dure-mère.

En 2014, Hochman et al.⁴¹ ont utilisé quatre agents liants différents pour régler le problème des matériaux de supports remplissant les espaces vides dans le modèle au cours de l'impression 3D.

En 2015, Rose et al.³⁶ ont réussi, via un procédé additif, à créer un os temporal artificiel pseudo bi-matériaux, en faisant varier les ratios de multiples polymères thermodurcissables pour avoir des propriétés biomécaniques propres aux différentes structures anatomiques.

De tels progrès technologiques permettent, peu à peu, d'améliorer le réalisme clinique des modèles 3D proposés afin de rendre ces objets légitimes dans un cursus d'apprentissage, à condition que des méthodes de validation rigoureuses soient appliquées.

Le peu d'études couvrant le sujet rapporte des évaluations subjectives, avec des questionnaires de satisfaction des utilisateurs³⁵.

Beaucoup de simulateurs artificiels sont utilisés chaque jour dans les écoles de chirurgie, sans certitude, autre que la parole des fabricants, quant à leur fiabilité concernant l'anatomie.

De plus, le ressenti au fraisage des différents os temporaux disponibles sur le marché est variable de l'un à l'autre, avec des impressions de matériaux trop souples ou trop durs et d'anatomie parfois grossière. Aucune étude ne les analyse.

V. OBJECTIFS

Pour combler ces lacunes, nous avons mené des travaux ayant pour objectif de créer et de valider un nouveau simulateur synthétique, de type os temporal artificiel, destiné à l'entraînement chirurgical des apprenants en otologie, dans un environnement le plus immersif possible. Il nous est donc apparu nécessaire d'apporter une note supplémentaire de réalisme aux modèles existants, ce qui a été rendu possible grâce à une technologie d'impression 3D multi-matériaux et l'utilisation de différentes gammes de biomatériaux polymériques haute résolution^{14,42-44} permettant la distinction entre l'os et les tissus mous (nerf facial, dure-mère, sinus sigmoïde, peau du conduit auditif externe). Il fallait ensuite le rendre légitime afin de l'utiliser dans des programmes en tant qu'outil pédagogique. Sa morphologie devait être validée et son usinabilité étudiée. Une méthodologie subjective, par le biais de questionnaires, telle qu'on peut la retrouver dans la littérature, quand elle existe, ne nous paraissait pas suffisante. Nous nous sommes donc directement inspirés des sciences de l'ingénieur⁴⁵ et nous avons, dans un premier temps (article n°1), proposé une méthode objective de validation morphologique de l'os temporal élaboré par notre équipe avant d'évaluer, dans un second temps (article n°2), la réponse à l'usinabilité des différents modèles proposés dans le commerce (incluant le nôtre) en comparaison au gold standard qu'est l'os cadavérique.

DEUXIEME PARTIE : ARTICLES

ARTICLE 1. VALIDATION MORPHOLOGIQUE D'UN NOUVEL OS TEMPORAL MULTI-MATÉRIAUX EN IMPRESSION 3D

Auteurs : Jordan Chauvelot ^{a,*}, Cedric Laurent ^b, Gael Le Coz ^b, Jean-Philippe Jehl ^c, Nguyen Tran ^d, Marta Szczetyńska ^b, Abdelhadi Moufki ^b, Anne-Sophie Bonnet ^b and Cecile Parietti-Winkler ^a

^a Département d'ORL, Centre Hospitalier Régional Universitaire de Nancy, France

^b CNRS, LEM3, UMR 7239, Université de Lorraine, France

^c CNRS, IJL, UMR 7198, Université de Lorraine, France

^d Ecole de Chirurgie Nancy-Lorraine, Faculté de Médecine, Nancy, France

RESUME

OBJECTIF : Un nouvel os temporal en impression 3D a été créé avec une distinction novatrice entre l'os et les tissus mous. L'objectif de cette étude est d'introduire et d'évaluer objectivement la capacité du modèle à reproduire l'anatomie complexe de cette région.

DESIGN : Un scanner d'os temporal a été segmenté et préparé pour obtenir des fichiers compatibles avec une impression 3D multi-matériaux. Un objet fini a été obtenu avec deux résines différenciant les tissus mous des tissus durs. La fiabilité anatomique a été évaluée en comparant le scanner, les fichiers pré-impressions envoyés à l'imprimante et l'objet imprimé. Dans un premier temps, nous avons évalué les étapes de segmentation et de corrections des maillages, nécessaires à l'impression 3D, en segmentant à nouveau le scanner par deux autres opérateurs différents et en comparant les distances point par point, pour chaque région anatomique entre les géométries initiales et celles obtenues secondairement, dénuées de correction. Ensuite, nous avons évalué la technique d'impression en comparant la géométrie imprimée à l'aide d'un micro scanner avec la géométrie pré-impression.

CADRE: Université de Lorraine, France.

RESULTATS : L'évaluation des étapes de segmentation et de corrections de maillages ont révélé que la différence entre les deux géométries était globalement inférieure à un millimètre pour chaque région anatomique et proche de zéro pour des régions comme l'os temporal, les canaux semi-circulaires ou le nerf facial. L'évaluation de la technique d'impression a montré des incongruences moyennes de 0.045 ± 0.424 mm pour les tissus mous et -0.093 ± 0.240 mm pour les tissus durs entre la géométrie pré-impression et le modèle imprimé.

CONCLUSIONS : Alors que quelques modèles plus simples ont fait l'objet d'une validation subjective, nous avons ici démontré objectivement que ce nouvel os temporal artificiel multi-matériaux est fiable au niveau de l'anatomie et pourrait, de ce fait, être utilisé dans les programmes d'apprentissage chirurgical en ORL. La méthodologie utilisée dans cette étude est objective, directement inspirée des sciences de l'ingénieur, faisant de cette étude la première de la sorte. Le processus de fabrication a prouvé, dans le même temps, être valide

et pourrait donc être extrapolé à d'autres spécialités, d'où l'importance d'une collaboration pluridisciplinaire concernant les nouvelles technologies.

POINTS CLES :

- La superposition des géométries pré-impression avec celles des nouvelles segmentations, dénuées de correction de maillage, montre des différences proches de zéro.
- La superposition des mêmes géométries pré-impression avec celles obtenues à l'impression 3D montre des différences proches de zéro.
- Le processus de fabrication est fiable avec un minimum d'erreurs.
- Ce nouvel os temporal synthétique multi-matériaux est fiable du point de vue anatomique.
- D'autres modèles, incluant des pathologies, pourraient être créés en suivant le même procédé.

MOTS CLES : Os Temporal Artificiel ; Impression 3D ; Entraînement Chirurgical ; Outil Pédagogique ; Otologie

ABBREVIATIONS : 3D: Trois Dimensions; CT-scan: Computed Tomography scanner; STL: Stéréolithographie; OT: Os Temporal; DICOM: Digital Imaging and Communications in Medicine; μ CT: micro-Computed Tomography

FINANCEMENT: Sayens Satt a financé le master de *Marta Szczetyńska*^b.

CONFLIT D'INTERET : Aucun

INTRODUCTION

La chirurgie requiert une connaissance anatomique et une acquisition technique qui impliquent inévitablement de longues heures de pratique. L'entraînement chirurgical et l'évaluation des apprenants, basés sur la pratique supervisée de réelles chirurgies ne devraient plus être acceptables,^{1,2} en particulier pour ce qui concerne les premiers pas de l'apprentissage chirurgical. La chirurgie de l'oreille moyenne concerne une région anatomique très confinée, dont le volume n'excède pas 5 à 6 gouttes d'eau. En effet, cette région comprend le plus petit os de tout le corps humain: l'étrier/*stapes* (ne dépassant pas 3 mm)³ et de nombreuses autres structures à risque telles que le nerf facial, la dure-mère, le sinus sigmoïde, les capteurs de l'audition et de l'équilibre. Par conséquent, la majeure partie de la chirurgie de l'oreille moyenne est réalisée sous microscope opératoire, le chirurgien otologique procédant à des gestes millimétriques avec une extrême précision. De tels gestes, réalisés sans vision directe et pendant plusieurs heures, sont fatigants et représentent un défi pour les chirurgiens. Dans un tel contexte, des erreurs millimétriques peuvent avoir des conséquences dramatiques, notamment une paralysie faciale,^{4,5} une effraction labyrinthique avec perte auditive et vertiges, ou encore une effraction de la dure-mère avec une fuite de liquide céphalo-rachidien.⁶⁻⁹ Il est crucial que les futurs chirurgiens puissent répéter et être évalués dans le contexte le plus réaliste possible, consistant

généralement en des dissections d'échantillons humains cadavériques. Cependant, de tels outils pédagogiques sont rares, coûteux voire dangereux car ils peuvent constituer des vecteurs potentiels de maladies.^{10,11} En outre, contrairement à d'autres spécialités chirurgicales, il n'existe pas de modèle animal pouvant être utilisé comme outil pédagogique en chirurgie de l'oreille moyenne.^{12,13}

Alternativement, la simulation de procédures chirurgicales basée sur la réalité virtuelle¹⁴⁻¹⁷ ou sur des modèles artificiels réalistes en trois dimensions (3D)¹⁸⁻²⁰ présente un grand intérêt. Grâce aux récents progrès de ces nouvelles technologies, ces simulateurs sont désormais disponibles pour l'entraînement des otologistes apprenants. Ils peuvent représenter des outils pédagogiques complémentaires aux échantillons cadavériques, facilitant l'acquisition de connaissances anatomiques et de compétences techniques, sans risque ni contexte stressant, ni pour les patients ni pour les apprenants. Dans la présente étude, un os temporal (OT) 3D a été conçu pour la formation chirurgicale en utilisant une impression 3D multi-matériaux, avec une technique connue et largement appliquée pour créer des biomatériaux polymériques haute définition,²¹⁻²⁴ permettant de distinguer l'os des tissus mous. Cependant, avant d'être utilisés dans des programmes pédagogiques, voire pour la certification des apprenants, les dispositifs de simulation doivent être validés en tant qu'outils pédagogiques. En effet, l'apprentissage à l'aide de simulateurs chirurgicaux n'a de sens que si ces dispositifs fournissent un contexte et des caractéristiques suffisamment proches de la réalité.¹⁴ Par exemple, dans le cas d'os temporaux (OT) artificiels, leur géométrie doit être cohérente avec l'anatomie, avec un minimum d'erreurs. Malheureusement, le réalisme des modèles d'OT artificiels actuellement disponibles, en comparaison à un OT réel, est discutable. En effet, leur validation en tant qu'outils pédagogiques fiables est rare dans la littérature et, lorsqu'elle existe, elle est le plus souvent basée sur des comparaisons qualitatives subjectives.^{18-20,25} L'évaluation subjective au moyen de dissections effectuées par un expert nous paraît insuffisante pour de tels outils qui mériteraient une validation objective à l'aide de méthodologies quantitatives. Une telle validation permettrait de conclure à l'adéquation clinique du dispositif de simulation.

Pour combler cette lacune, l'un des moyens d'évaluer la géométrie d'un tel dispositif de simulation pourrait être de comparer le modèle artificiel à l'anatomie réelle du patient source. Une telle méthodologie objective s'inspire du domaine des sciences de l'ingénieur²⁶ et permet d'identifier 3 sources d'erreurs potentielles conduisant à des incohérences entre l'anatomie réelle du patient (basée sur le scanner du patient source) et l'OT artificiel. La première peut se produire lors de la segmentation effectuée manuellement par les cliniciens à partir des fichiers DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) qui impliquent inévitablement une interprétation subjective des différentes limites des structures anatomiques. La seconde peut résulter du lissage et de la simplification des motifs de maillage après l'étape de segmentation (procédés nécessaires pour préparer les fichiers en vue de l'impression 3D et aboutir à des fichiers de STereoLithographie [STL] appropriés),^{27,28} ce qui peut entraîner des incohérences avec les fichiers DICOM initialement segmentés. La dernière source d'erreur potentielle peut provenir du processus d'impression 3D multi-matériaux qui peut entraîner des incohérences entre les fichiers STL utilisés pour l'impression et l'objet fini réellement imprimé.

L'objectif de la présente étude était donc d'évaluer la capacité de notre nouvel OT artificiel en impression 3D multi-matériaux à reproduire l'anatomie complexe de l'OT source, prouvant dans le même temps la fiabilité de son processus de fabrication.

MATERIELS ET METHODES

Une femme adulte anonyme, sans antécédent de pathologie de l'oreille moyenne, a été scannée avec un protocole standard pour l'examen d'OT, à l'aide d'un scanner « VCT lightspeed - General Electric Healthcare Chicago Illinois U.S» avec des sections de 0,625 mm. Un otologiste expert et un neuroradiologue expert ont confirmé que la totalité de l'anatomie de l'OT était normale, ²⁹ à savoir: une bonne aération des cellules mastoïdiennes, une bonne forme et une bonne position du tympan, des osselets, du nerf facial, des composants de l'oreille interne et enfin, une absence de protrusion du sinus veineux sigmoïde. Le côté gauche a été choisi arbitrairement. Les fichiers DICOM ont ensuite été segmentés (par des otologistes et des ingénieurs médicaux avec « Blender »³⁰, logiciel gratuit) afin d'en extraire: le conduit auditif externe, le tympan, l'oreille moyenne avec le marteau/*malleus*, l'enclume/*incus* et l'étrier/*stapes*, l'oreille interne avec l'ensemble du labyrinthe (cochlée, vestibule avec canaux semi-circulaires, *fenestra vestibuli* et *fenestra cochleae*), la dure-mère, le sinus sigmoïde et le nerf facial (avec la corde du tympan). Un modèle de maillage au format STL a été obtenu puis lissé pour s'adapter à l'impression 3D. Nous avons utilisé des résines de duretés («shores») différentes pour les tissus durs (os) et les tissus mous (nerf facial, corde du tympan, dure-mère, sinus sigmoïde, tympan, *fenestra vestibuli*, *fenestra cochleae*, canaux semi-circulaires membraneux et la peau du conduit). Le modèle imprimé (intact et disséqué) est illustré sur la figure 1.

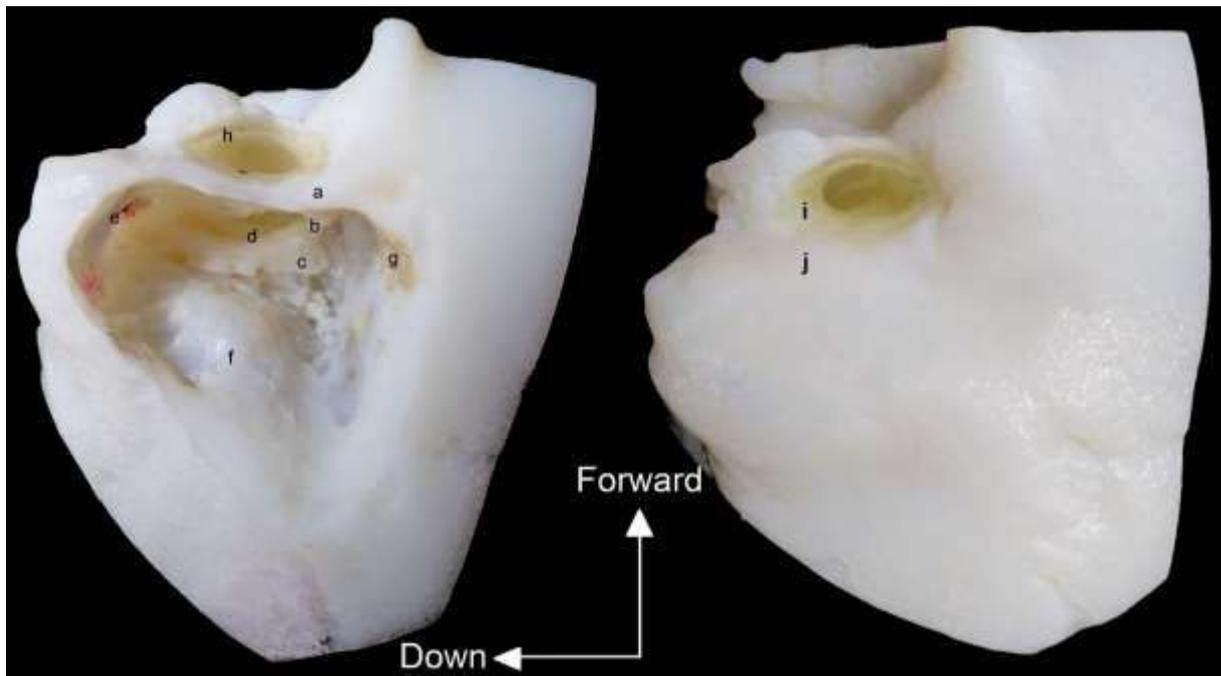


Figure 1: L'os temporal en impression 3D multi-matériaux en position opératoire. A gauche : modèle disséqué avec identification des résines dures (a [os cortical], b [court processus de l'enclume], c [canal semi-circulaire externe]) et des résines molles (d [nerf facial], e [crête digastrique], f [sinus sigmoïde], g [dure-mère] et h [peau du conduit auditif externe]). A droite: modèle entier avec visualisation des deux résines: molle (i [peau du conduit auditif externe]) et dure (j [os mastoïdien]).

Evaluation des étapes de segmentation scanographique et de correction/lissage du maillage

L'objet fini a été comparé au scanner initial du patient source, considéré par les experts comme "normal" en ce qui concerne les structures de l'oreille et défini comme référence pour l'évaluation du dispositif.

Les fichiers DICOM du patient source ont été segmentés manuellement et individuellement par deux opérateurs différents (pour maximiser les variations de segmentation), coupe par coupe (Figure 2), avec le logiciel «3D-Slicer». ³¹ Les différentes structures anatomiques étaient extraites brutes, sans processus de lissage (pour mettre en évidence l'impact des corrections de maillage) et les deux segmentations ainsi obtenues ont été comparées aux fichiers STL utilisés pour l'impression 3D.

Les distances point-surface (distances les plus courtes entre deux points d'un fichier à l'autre, Figure 3) ont ensuite été calculées à l'aide d'algorithmes basés sur l'outil de visualisation « vtk ». ³² La comparaison entre les géométries des fichiers STL utilisés pour l'impression 3D, lissés, et les nouveaux, dépourvus de toute correction/lissage, nécessitent d'avoir un même cadre de référence. Ainsi, un repositionnement manuel préalable a été effectué pour chaque région anatomique (os, veine [sinus sigmoïde], canaux semi-circulaires, nerf facial, *malleus*, *incus*, *stapes*, *fenestra cochleae* et conduit auditif externe [avec tympan]), en utilisant les structures osseuses de la nouvelle segmentation comme référence pour calculer les transformations. Cette procédure a permis d'évaluer à la fois la forme et la position de chaque structure dans l'ensemble du modèle.

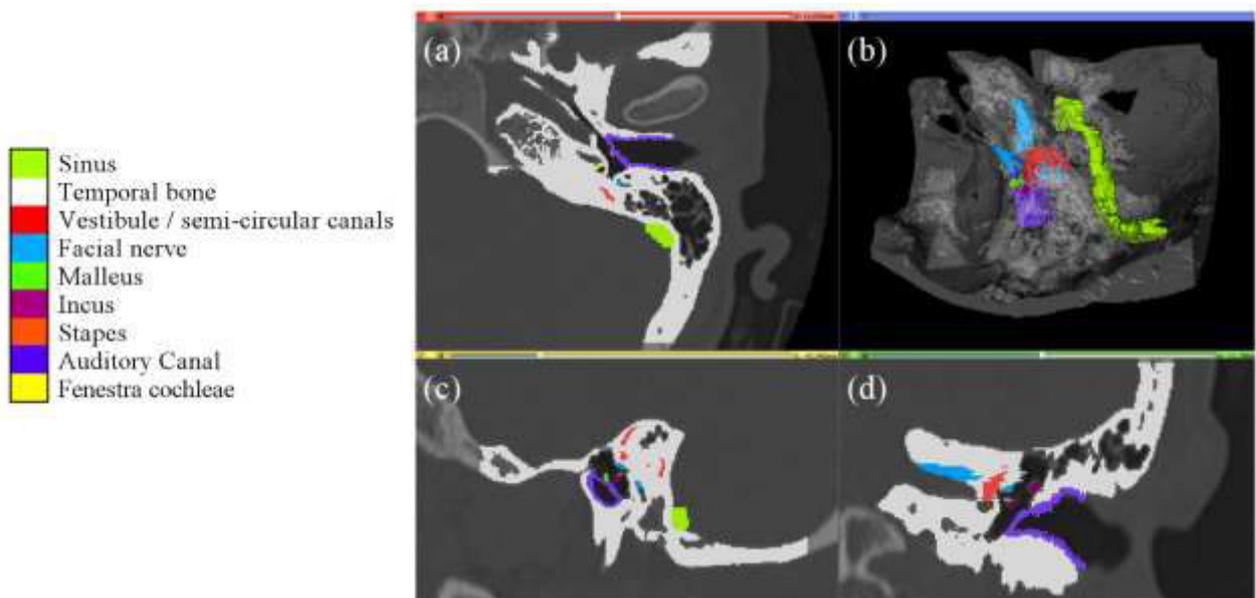


Figure 2: Segmentation manuelle des structures anatomiques sur les coupes scanographiques. (a) Coupe axiale (b) Reconstruction 3D globale, (c) Coupe sagittale, (d) Coupe frontale.

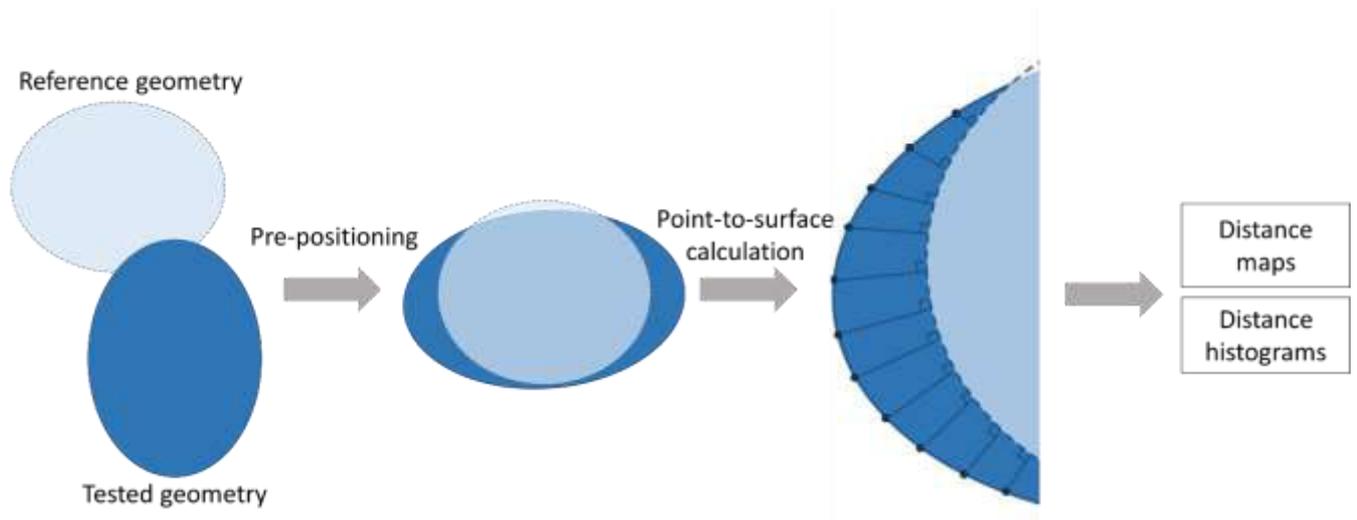


Figure 3: Schéma expliquant le calcul des distances point-surface. "Reference geometry" correspond à la géométrie dénuée de correction de maillage/lissage. "Tested geometry" représente la segmentation du scanner corrigée/lissée – à tester.

Evaluation de la technique d'impression 3D multi-matériaux

Cette seconde caractérisation visait à évaluer les incongruences liées au processus d'impression 3D bi-matériaux, en comparant les géométries des fichiers STL initiaux à la géométrie de l'objet imprimé. Une analyse par microscanner haute résolution (μ CT) était nécessaire pour distinguer les deux résines mais générait des fichiers lourds. Seul un fragment de la totalité de l'OT a, de ce fait, été sélectionné, permettant ainsi d'obtenir des images d'une résolution et d'un contraste suffisants pour comparer les différents matériaux des deux géométries (Figure 4). Le μ CT utilisé était un « Nanotom Phoenix » (General Electrics) avec des voxels de $10,4 \times 10,4 \times 10,4 \mu\text{m}^3$ et des fenêtres de $23,8 \times 23,8 \times 23,8 \text{ mm}^3$. Les matériaux constituant les tissus mous et durs ont ensuite été segmentés manuellement à partir des images issues du μ CT, à l'aide de « 3D Slicer » (30) et les géométries ont finalement été extraites sans aucun processus de lissage afin de conserver un maximum d'informations (Figure 4).

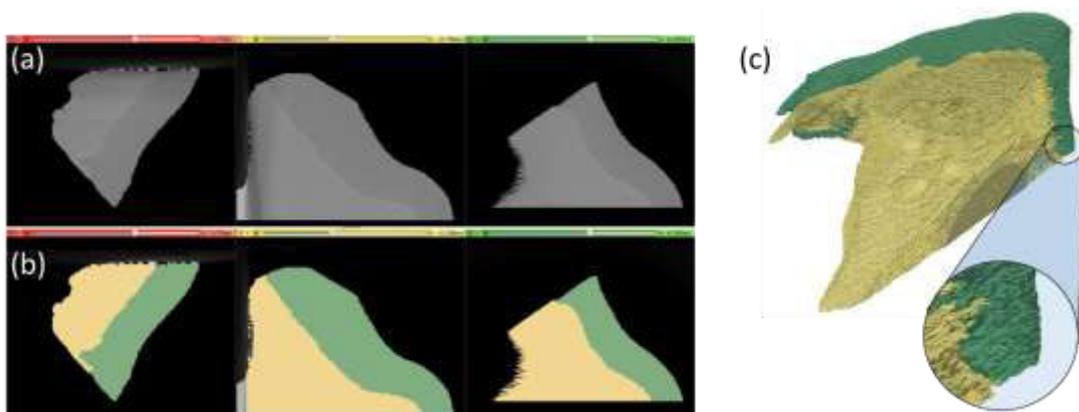


Figure 4: Acquisition par μ CT (a) et segmentation manuelle (b) d'un fragment d'OT imprimé. Les données μ CT sont utilisées pour générer un modèle 3D (c) qui sera comparé aux fichiers STL envoyés à l'imprimante.

Cette géométrie a été comparée aux fichiers STL initiaux utilisés pour l'impression 3D, comme décrit précédemment (calcul des distances point-surface et création de cartes des distances). Pour ce faire, le même fragment que celui imagé en μ CT a été extrait des fichiers STL et positionné dans le même cadre. Les distances point-surface ont ensuite été calculées à partir de chaque point des fichiers STL, en utilisant la géométrie issue du μ CT comme référence.

RESULTATS

Evaluation des étapes de segmentation et de corrections de maillages

La comparaison entre les fichiers STL et la géométrie de chaque région anatomique issue d'une segmentation distincte des fichiers DICOM, sans aucune correction de maillage, a été effectuée. Un exemple d'une telle comparaison est illustré en figure 5 pour le tissu osseux. Les géométries issues de la segmentation manuelle sans correction de maillage (figure 5 (a)) et les fichiers STL de maillages corrigés et préparés pour l'impression 3D (figure 5 (b)) ont été comparés à l'aide d'une carte des distances point-surface en utilisant les fichiers bruts des nouvelles segmentations comme référence (Figure 5 (d)). Cette approche a été appliquée par deux opérateurs différents pour chaque région anatomique présente dans le modèle d'OT. Les cartes de distance résultantes sont résumées aux figures 5,6 et 7. La figure 5 fournit un aperçu qualitatif de la superposition des géométries, avec une majorité de zones vertes, couleur équivalant à une distance nulle entre les géométries. Les surfaces de couleur bleue (distances négatives) et de couleur rouge (distances positives) sont rares et dispersées. Les figures 6 et 7 montrent les résultats quantitatifs (chaque distance entre deux nœuds est calculée) avec les meilleurs résultats pour les structures : «sinus» (figure 6 (b), $0,02 \pm 0,37$ mm pour l'opérateur n°2), les «canaux semi-circulaires/vestibule» (figure 6 (c) - $0,02 \pm 0,29$ mm pour l'opérateur n°2 et $-0,04 \pm 0,30$ mm pour l'opérateur n°1) et le «nerf facial» ((figure 6d) $-0,05 \pm 0,28$ mm pour l'opérateur n°1). Comme on peut le voir sur la figure 7, les distances maximales, d'environ 1 mm ont été retrouvées pour le *malleus* (figure 7 (a) $1,01 \pm 0,66$ mm pour les deux opérateurs) et pour la *fenestra cochleae* (figure 7 (e) $1,12 \pm 0,40$ mm pour les deux opérateurs) avec des intervalles globalement petits (environ un millimètre) sauf un et un seul: l'extrémité distale du conduit auditif externe (Figure 7 (d)) qui diffère de plus de 4 mm ($0,66 \pm 1,25$ mm pour l'opérateur n°1 et $0,67 \pm 1,25$ mm pour l'opérateur n°2). Globalement, les géométries reconstruites concordent avec les fichiers STL préparés pour l'impression 3D avec une erreur moyenne inférieure à 1 mm.

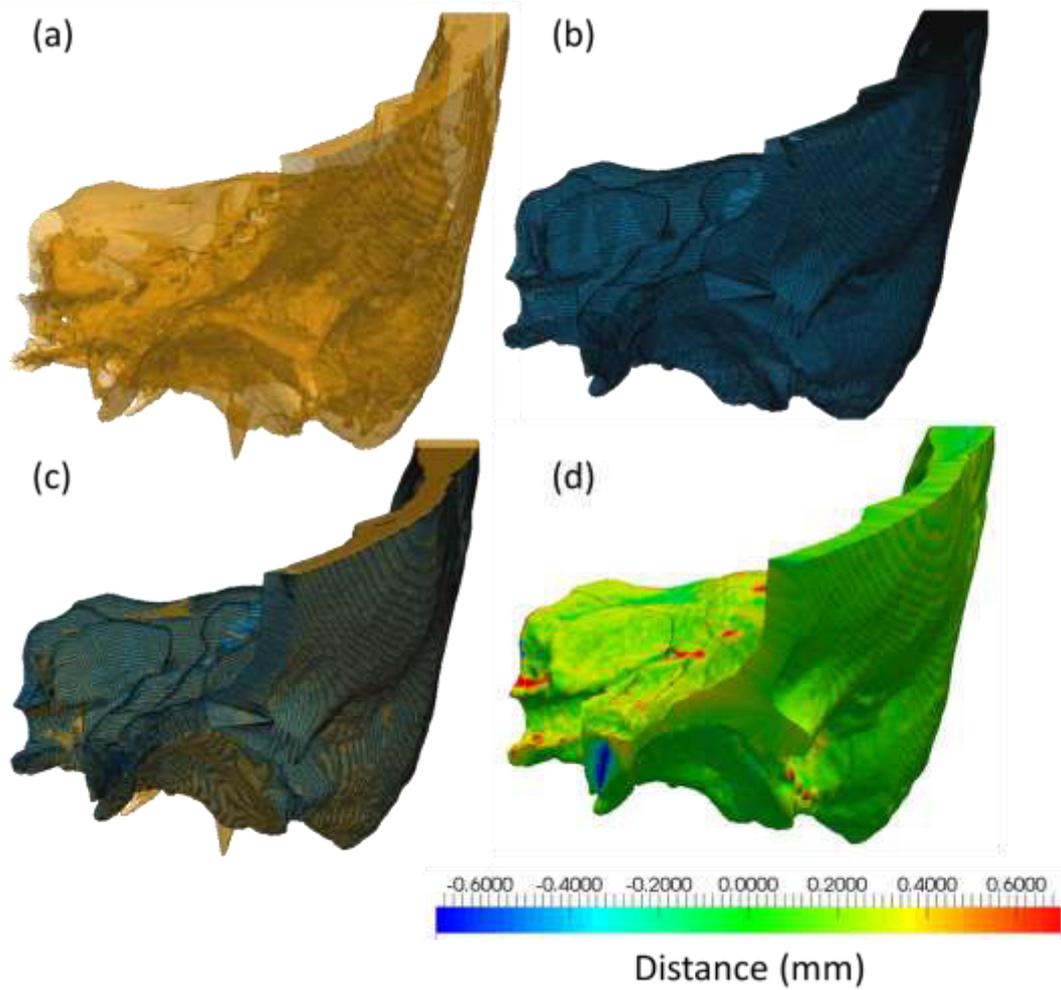


Figure 5: Exemple de comparaison entre la géométrie brute reconstruite, issue de la segmentation manuelle du fichier DICOM initial (a) et du fichier STL de maillage corrigé et préparé pour l'impression 3D (b). Une superposition des deux géométries est présentée en (c), et une carte des distances entre ces deux géométries est calculée (d).

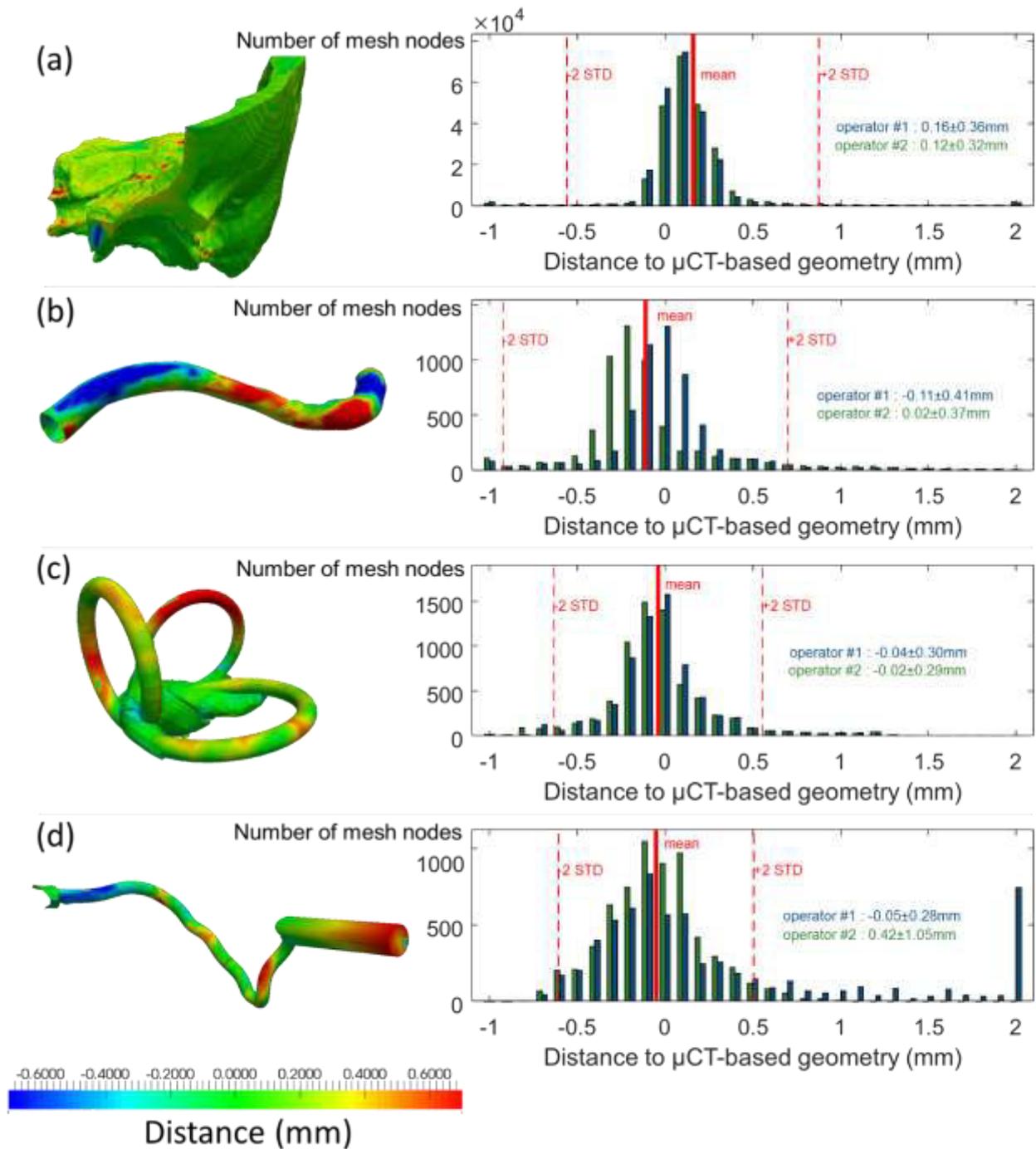


Figure 6: Distances entre les géométries des reconstructions brutes issues de la segmentation manuelle des fichiers DICOM et des fichiers STL corrigés et préparés à l'impression 3D, pour l'os temporal (a), le sinus sigmoïde (b), le vestibule/canaux semi-circulaires (c) et le nerf facial (d).

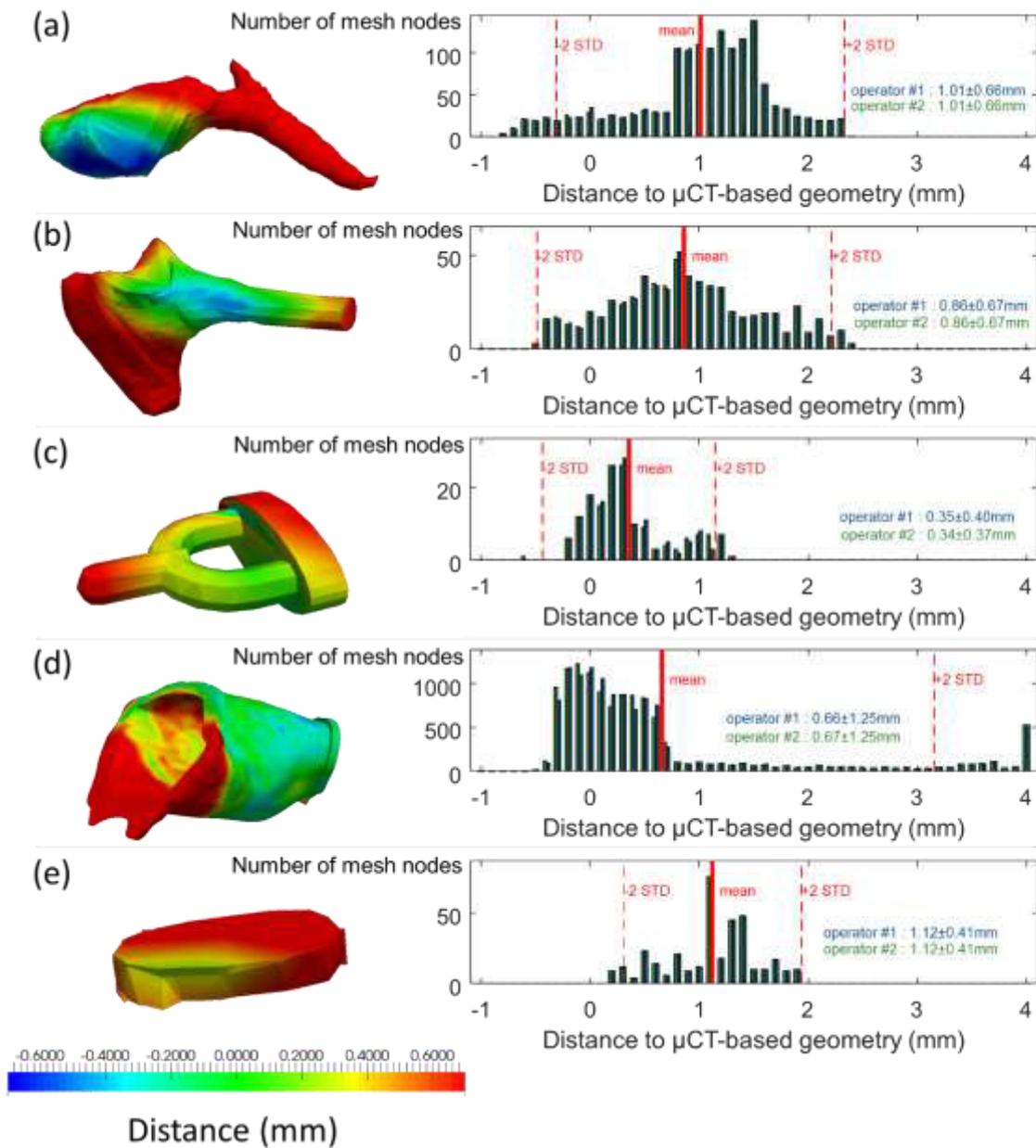


Figure 7: Distances entre les géométries des reconstructions brutes issues de la segmentation manuelle des fichiers DICOM et des fichiers STL corrigés et préparés à l'impression 3D, pour le marteau (a), l'enclume (b), l' ϵ trier (c), le conduit auditif externe avec le tympan (d) et la fenestra cochleae (e).

Evaluation de la technique d'impression 3D

Avec le même procédé, des comparaisons qualitatives (comme dans la figure 5) et quantitatives (comme dans les figures 6 et 7) ont été effectuées entre la géométrie des fichiers STL utilisés pour le processus d'impression 3D et le modèle d'OT imprimé (reconstructions issues de μ CT). Les résultats qualitatifs sont représentés figure 8. Nous avons observé que la distance entre les deux géométries était généralement inférieure à 0,5 mm, à l'exception de régions précises difficiles à identifier à partir d'une segmentation manuelle.

Une analyse quantitative (Figure 9) a montré que les distances moyennes entre la géométrie reconstruite en μ CT et les fichiers initiaux STL étaient respectivement de $0,045 \pm 0,424$ mm et de $-0,093 \pm 0,240$ mm pour les tissus mous et durs.

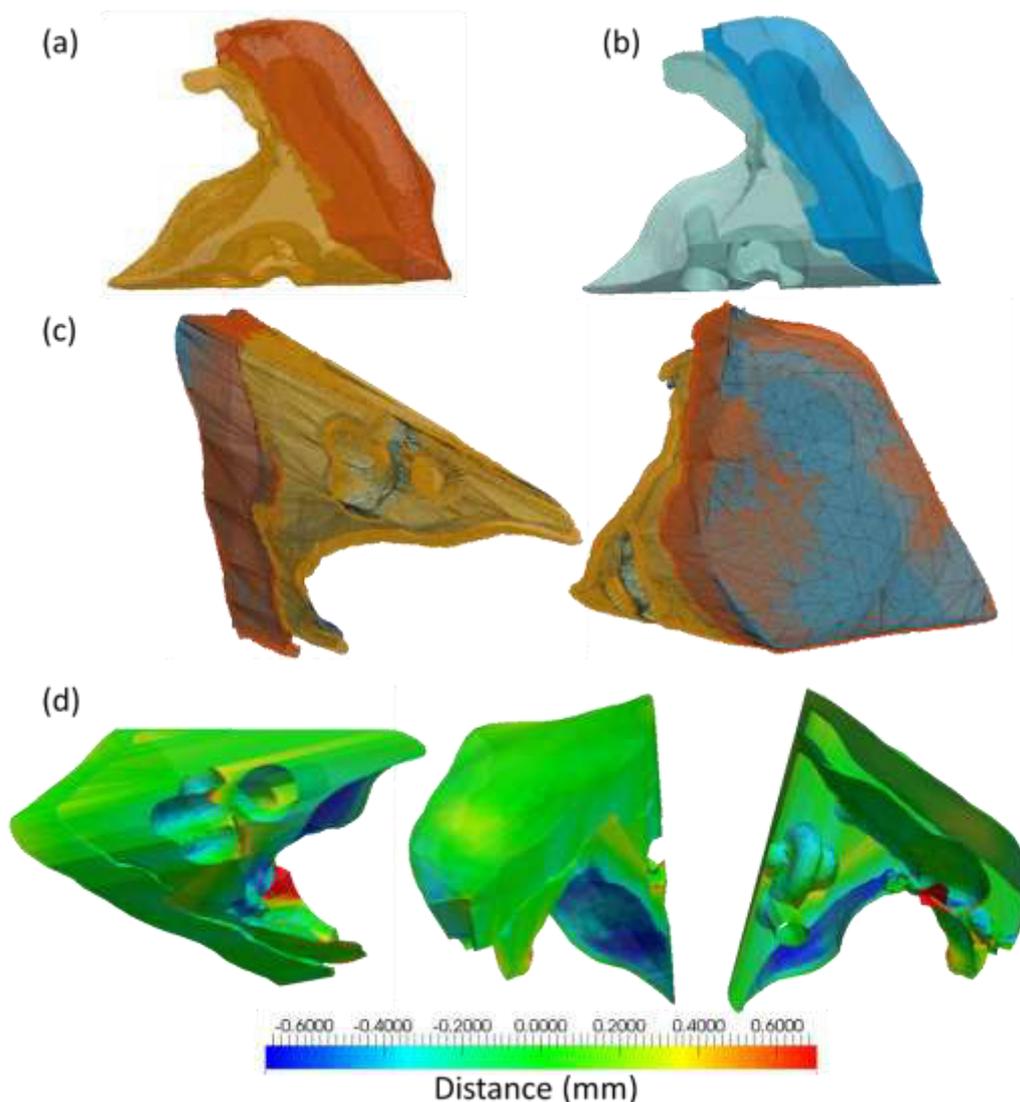


Figure 8: Comparaison qualitative entre les fichiers STL envoyés à l'imprimante 3D et la géométrie du modèle imprimé issue du μ CT. (a) reconstruction des tissus mous et durs du fragment du modèle 3D imprimé (issue du μ CT). (b) Fichiers STL corrigés envoyés à l'imprimante. (c-d) superposition des géométries pré- et post-impression.

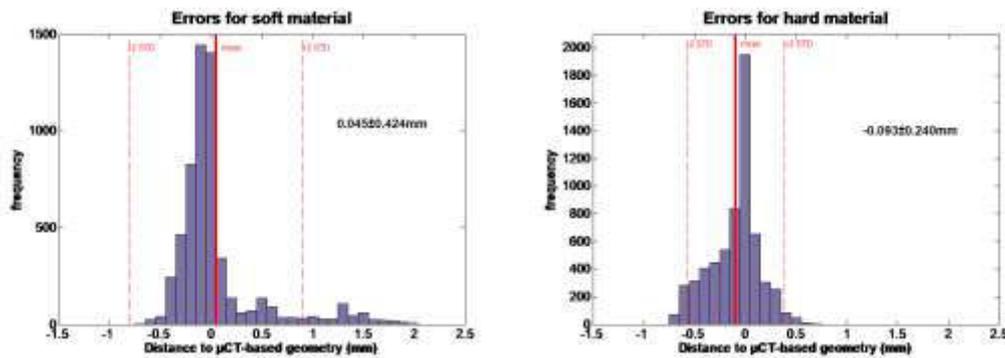


Figure 9: Comparaison quantitative entre les géométries des fichiers STL envoyés à l'imprimante et celles du modèle imprimé issues des reconstructions du μ CT pour les matériaux mous et durs.

DISCUSSION ET CONCLUSION

Dans la présente contribution, nous avons caractérisé la fiabilité anatomique d'un modèle novateur d'os temporal artificiel en impression 3D bi-matériaux, en comparant la morphologie de l'objet final aux fichiers pré-traitement et au scanner initial. Les sources d'erreur ont été identifiées et quantifiées. La place de cet outil dans la simulation et la formation chirurgicales va être discutée.

Les récentes réformes guidées par le Conseil d'Accréditation des Hautes Etudes Médicales (ACGME), avec des restrictions des heures de travail par exemple, censées réduire les erreurs médicales, peuvent avoir un impact négatif sur la confiance et la compétence chirurgicale des internes.³³⁻³⁵ Cela pourrait être compensé par une amélioration des simulateurs chirurgicaux, encouragée, de plus, par les institutions.¹

Jusqu'à présent, la dissection cadavérique constitue le «gold standard» de l'entraînement, mais elle a plusieurs limites. Les cadavres peuvent être porteurs d'agents infectieux tels que Mycobacterium Tuberculosis, les virus de l'hépatite B ou C et des prions associés à des encéphalopathies telles que la maladie de Creutzfeldt-Jakob.^{11,36} L'exposition au formaldéhyde, éventuellement utilisé pour la fixation des chairs, est, par ailleurs, potentiellement cancérigène.³⁷ En outre, les coûts et la disponibilité varient considérablement d'un pays à l'autre, ou d'une région à l'autre, et peuvent être prohibitifs en cas de limitation de l'offre pour des raisons financières ou culturelles. En se référant à une étude réalisée au Pakistan en 2011, 37% des étudiants en médecine ont évité la dissection de cadavres pour des raisons morales ou éthiques et 18,6% pour des raisons religieuses.³⁸ Un autre inconvénient de l'utilisation d'OT cadavériques pour la formation est l'impossibilité de standardiser les spécimens ou de fournir des scénarios personnalisés pour l'entraînement et l'évaluation des compétences. Ceci est rendu en partie possible par les simulateurs en réalité virtuelle ou les OT synthétiques.¹⁴ Les étudiants peuvent apprendre par essais-erreurs et répéter inlassablement des tâches chirurgicales, à la fois pour apprendre l'anatomie et les relations entre les structures 3D et pour améliorer leurs connaissances et leurs compétences techniques (précision des gestes, rapidité etc).³⁹ Il convient de souligner que les simulateurs ne remplacent pas les outils éducatifs traditionnels (tels que la formation sur OT cadavérique ou la pratique supervisée de véritables chirurgies lors des derniers paliers d'apprentissage), mais ils semblent complémentaires. Ils permettent d'élargir la

gamme d'outils pédagogiques, en particulier pour les toutes premières étapes de la formation. Ainsi, ces simulateurs éducatifs (réalité virtuelle comme Voxelman¹⁴ ou outils artificiels comme notre OT imprimé en 3D), combinés à des outils traditionnels, dans le cadre d'un programme pédagogique, permettent un enseignement sur mesure, étape par étape.

Ces dernières années, la technologie d'impression 3D a bénéficié d'améliorations majeures tandis que les coûts générés ont considérablement diminué, permettant ainsi d'étendre ses applications au domaine médical. La technologie d'impression multi-matériaux utilisée dans la présente étude a abouti à un modèle final synthétique reproduisant à la fois les tissus mous et les tissus durs avec des couleurs et des textures différentes, lorsque la plupart des modèles rapportés se contentent des tissus durs.^{18,40-42} En 2007, Suzuki et al.⁴³ ont mis au point un modèle avec du nylon polyamide et des billes de verre, principalement utilisé pour l'enseignement de l'anatomie, même si les auteurs discutaient de son potentiel en tant que substitut aux échantillons cadavériques dans la formation à la chirurgie. En 2010, Bakhos et al.¹⁸ ont utilisé de la résine blanche pour reproduire l'anatomie osseuse de l'OT sur la base de scanners d'échantillons cadavériques. En 2013, Mick et al.⁴⁴ ont développé des prototypes d'OT présentant une ressemblance accrue au modèle humain avec plusieurs couleurs, en utilisant de la poudre de plâtre et un liant contenant du cyanoacrylate. L'os en regard de la méninge était recouvert de latex peint pour simuler la dure-mère. En 2014, Hochman et al.⁴⁵ ont utilisé quatre liants différents pour infiltrer le matériau en poudre et ont résolu le problème du remplissage des espaces vides par du matériau de support dans le modèle lors de l'impression. En 2015, Rose et al.¹⁹ ont réussi, par une technique de fabrication additive, à créer un OT pseudo-bi-matériaux en faisant varier les ratios de polymères thermodurcissables, obtenant ainsi des propriétés biomécaniques variables selon les structures, se rapprochant ainsi de l'aspect anatomique clinique. Cependant, la question du réalisme de ces modèles 3D disponibles doit encore être abordée afin de déterminer leur pertinence en tant qu'outils pédagogiques.

De nombreux simulateurs artificiels sont utilisés quotidiennement dans les écoles de chirurgie, même si leur fiabilité anatomique chirurgicale n'est ni validée, ni même évaluée. Cependant, le réalisme anatomique des simulateurs chirurgicaux semble être un paramètre essentiel de la transférabilité des compétences techniques, acquises par les apprenants au cours de la formation, aux pratiques chirurgicales réelles.^{46,47} Quelques études seulement dans la littérature évaluent le réalisme des OT artificiels et se basent sur des évaluations subjectives, avec des questionnaires.¹⁸ À notre connaissance, notre étude est la première de la littérature à tenter de développer une méthodologie objective de validation géométrique des simulateurs chirurgicaux en impression 3D. À cette fin, nous avons identifié et quantifié les différentes sources d'erreurs possibles dans le processus de fabrication, tel qu'habituellement pratiqué dans le domaine des sciences de l'ingénieur.^{48,49}

Tout d'abord, avant d'imprimer en 3D, les régions segmentées à partir des fichiers DICOM du scanner source nécessitent des corrections de maillage afin de lisser les géométries et de supprimer les artefacts pouvant résulter de l'étape de segmentation. Ces corrections obligatoires représentent des ajustements mineurs, mais pourraient s'avérer importantes quand il s'agit de très petites régions comme celle de l'oreille moyenne. Elles doivent donc être prises en compte et même évaluées, comme dans la présente étude. De plus, les erreurs dues à une mauvaise interprétation des régions anatomiques sont inévitables. La comparaison entre les deux géométries ne montre que de très légères disparités, inférieures à 1 mm, pour les composants de l'oreille moyenne. Bien que ces résultats ne puissent être

comparés à ceux d'autres études, puisqu'il s'agit de la première étude du genre, ils peuvent être discutés. Le décalage le plus important (jusqu'à 4 mm) a été observé pour la peau de l'extrémité latérale du conduit auditif externe, qui correspond en réalité au canal cartilagineux et n'a donc aucune conséquence puisque seul le canal osseux est pris en compte dans notre modèle d'OT. Nous pouvons alors le considérer comme un artefact. Cela pourrait être corrigé dans les futures versions du modèle proposé mais a volontairement été retenu dans cette étude afin de mettre en exergue les risques inhérents à la segmentation manuelle. Quoi qu'il en soit, nous devons noter que cette seule structure, n'ayant pas une importance primordiale, est en deçà de nos attentes par rapport à l'ensemble de l'objet qui présente une discordance moyenne globalement inférieure à 1 mm et généralement inférieure à 0,43 mm: «os temporal » (Figure 6 (a) $0,15 \pm 0,35$ mm pour l'opérateur n°1 et $0,12 \pm 0,32$ mm pour l'opérateur n°2), « sinus » (figure 6 (b) $-0,11 \pm 0,40$ mm pour l'opérateur n°1 et $0,02 \pm 0,37$ mm pour l'opérateur n°2), « vestibule / canaux semi-circulaires » (Figure 6 (c) $-0,04 \pm 0,30$ mm pour l'opérateur n°1 et $-0,02 \pm 0,29$ mm pour l'opérateur n°2), « nerf facial » (Figure 6 (d) $-0,05 \pm 0,28$ mm pour l'opérateur n°1 et $0,42 \pm 1,05$ mm pour l'opérateur n°2) et « étrier/stapes » (figure 7 (c) $0,35 \pm 0,39$ mm pour les opérateurs n°1 et $0,34 \pm 0,37$ pour l'opérateur n°2). Il est intéressant de noter que des segmentations séparées effectuées par deux opérateurs différents n'ont pas entraîné de différences majeures, ce qui indique que la segmentation ne constitue pas la source principale d'erreurs signalées.

Deuxièmement, la précision de la technique d'impression a été évaluée en comparant la géométrie des fichiers STL (à imprimer) à la géométrie imprimée obtenue, imagée par μ CT. Cela a été limité à un fragment du modèle d'OT en raison de la puissance nécessaire pour différencier les deux résines en haute définition, générant ainsi des fichiers lourds. Les fichiers utilisables de l'objet complet ne permettraient pas de différencier les matériaux de manière satisfaisante et les comparaisons auraient été incertaines. Par conséquent, une étude comparative a été réalisée entre ces deux géométries partielles et a abouti à des différences inférieures à 100 μ m pour les tissus mous et durs. Ces différences peuvent être attribuées aux erreurs inhérentes à la segmentation manuelle des images du μ CT (de l'OT imprimé) et à la résolution de l'imprimante 3D; cela impliquerait que l'erreur réelle, générée par le processus d'impression, est presque inexistante.

Dans l'ensemble, l'analyse morphologique a conclu à une correspondance élevée entre le scanner initial du patient source, les fichiers STL corrigés préparés pour l'impression 3D et la maquette 3D. On peut considérer que de telles erreurs, globalement inférieures à 1 mm, n'ont pas une importance primordiale en comparaison à la variabilité anatomique de l'OT chez les sujets normaux.⁵⁰⁻⁵² En effet, Quam et al.⁵³ ont montré, dans une série de dissection de cadavres, que même une très petite structure comme la courte apophyse de l'enclume/*incus*, par exemple, avait une variation de taille interindividuelle de 1,84 mm ($5,07 \pm 0,37$ [4,02 à 5,86 mm]). Kamrava et Roehm³ ont montré que les variations de hauteur d'étrier sont supérieures à 2 mm et vont de 2 à 5,5 mm. Singh et al.⁵¹ ont montré que la variabilité de la position de la corde dans la mastoïde peut atteindre plus de 10 millimètres (la distance de la corde du tympan par rapport au genu postérieur du nerf facial était de $11,9 \pm 3,3$ mm) sans différence statistique ($p = 0,08$) entre les sujets. Au-delà de la variabilité interindividuelle de taille, de forme ou de position des structures au sein de l'OT, nous pourrions envisager des variations d'interprétation intra-observateur et inter-observateurs: Frangi et al.⁵⁴ ont montré dans une étude de segmentation cardiaque en 3D que la variabilité intra-observateur atteignait 0,556 mm pour la segmentation manuelle et 1,785 mm pour la segmentation automatique (réalisée par un ordinateur) alors que la variabilité entre

observateurs atteignait 0,908 mm pour la segmentation manuelle et même 2,003 mm pour la segmentation automatique. En matière d'otologie, Iyanwura et al.⁵² ont observé une différence moyenne absolue de variabilité entre observateurs de $0,90 \pm 0,31$ mm et une différence moyenne absolue de variabilité entre observateurs de $0,38 \pm 0,17$ mm pour les mesures de la longueur cochléaire, en tomodynamométrie. Par ailleurs, il convient également de prendre en compte la résolution des images scanographiques qui ont une taille de voxel de $0,625 \times 0,39 \times 0,39$ mm³: les erreurs inférieures à une telle résolution sont donc difficilement évitables. Avec ces analyses, nos erreurs semblent même inférieures à la simple variation anatomique interindividuelle et peuvent donc être considérées comme acceptables.

Une fois la géométrie de l'OT 3D validée, le modèle peut être imprimé à l'infini. D'autres modèles pourraient donc être envisagés: des OT adultes ou enfants, d'anatomie normale ou inhabituelle et même des scénarios pathologiques. En outre, des modèles d'OT similaires pourraient être fabriqués sur la base de scanners cliniques pour la simulation préopératoire de cas difficiles spécifiques, réduisant potentiellement les erreurs médicales et le stress du chirurgien. Mais, pour ce faire, il faudrait, à l'avenir, faciliter l'étape de segmentation manuelle qui est très chronophage. Ceci pourrait se faire par le biais d'une automatisation de segmentation, basée sur des atlas⁵⁵ par exemple.

Les perspectives de cette première étude développant une méthodologie de validation objective d'un simulateur chirurgical artificiel sont nombreuses. En effet, la méthodologie développée ici et inspirée du domaine des sciences de l'ingénieur pourrait être appliquée aux autres spécialités chirurgicales. De plus, alors que la présente étude porte sur les caractéristiques géométriques du simulateur, il serait intéressant d'évaluer, à l'avenir, les caractéristiques du matériau, y compris sa réponse à l'usinage, notamment en termes de résistance au fraisage par rapport à l'os humain.

Enfin, ces simulateurs, une fois validés, devraient être considérés, comme en aéronautique, pour une utilisation dans des tests normalisés et pour une certification obligatoire⁵⁶ avant une véritable chirurgie in vivo. Certains protocoles sont déjà mis en place dans cette optique, comme en chirurgie robotique^{57,58} ou pour l'étude des courbes d'apprentissage⁵⁹⁻⁶¹ en comparant les performances des utilisateurs du simulateur à celles des non-utilisateurs au fil du temps.

En conclusion, notre modèle synthétique d'OT est fiable en ce qui concerne l'anatomie et pourrait donc être utilisé dans des programmes de formation en chirurgie ORL. La méthodologie utilisée dans cette étude est objective, issue des sciences de l'ingénieur, ce qui en fait la première du genre. La validité du processus de fabrication a été vérifiée dans le même temps et pourrait donc être étendue à d'autres spécialités, soulignant l'importance des collaborations interdisciplinaires concernant les nouvelles technologies.

REMERCIEMENTS

On aimerait remercier le Dr E.Schmitt, Neuro-Radiologue au CHRU de Nancy, et son équipe pour leur aide précieuse afin de préciser les différentes régions anatomiques au scanner de l'os temporal, et le Dr M.Roch, ORL au CHR de Colmar, pour avoir fait partie du projet initial.

REFERENCES

1. JC.Granry & MC.Moll. Rapport de Mission: État de l'art (National et International) En Matière de Pratiques de Simulation Dans Le Domaine de La Santé, Dans Le Cadre Du Développement Professionnel Continu et de La Prévention Des Risques HAS 2012. Paris; 2012. https://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2013-01/guide_bonnes_pratiques_simulation_sante_format2clics.pdf.
2. Levraut J, Fournier J-P. Jamais la première fois sur le patient! Annales françaises de médecine d'urgence. 2012;2(6):361-363. doi:10.1007/s13341-012-0259-9
3. Kamrava B, Roehm PC. Systematic Review of Ossicular Chain Anatomy: Strategic Planning for Development of Novel Middle Ear Prostheses. Otolaryngology-Head and Neck Surgery. 2017;157(2):190-200. doi:10.1177/0194599817701717
4. Hohman MH, Bhama PK, Hadlock TA. Epidemiology of iatrogenic facial nerve injury: a decade of experience. Laryngoscope. 2014;124(1):260-265. doi:10.1002/lary.24117
5. Alzhrani F, Lenarz T, Teschner M. Facial palsy following cochlear implantation. Eur Arch Otorhinolaryngol. 2016;273(12):4199-4207. doi:10.1007/s00405-016-4124-0
6. Migirov L, Eyal A, Kronenberg J. Intracranial complications following mastoidectomy. Pediatr Neurosurg. 2004;40(5):226-229. doi:10.1159/000082296
7. Senechaut JP, Hazan A, Henrion P, Vacher S, Peytral C. [Severe iatrogenic complications of surgery of the middle ear and their medicolegal aspects]. Ann Otolaryngol Chir Cervicofac. 1988;105(5):377-382.
8. Mancini F, Taibah AK, Falcioni M. COMPLICATIONS AND THEIR MANAGEMENT IN TYMPANOMASTOID SURGERY. Otolaryngologic Clinics of North America. 1999;32(3):567-583. doi:10.1016/S0030-6665(05)70153-5
9. McManus LJ, Stringer MD, Dawes PJD. Iatrogenic injury of the chorda tympani: a systematic review. J Laryngol Otol. 2012;126(1):8-14. doi:10.1017/S0022215111002039
10. Scott A, De R, Sadek SA, Garrido MC, Courteney-Harris RG. Temporal bone dissection: a possible route for prion transmission? J Laryngol Otol. 2001;115(5):374-375.
11. Demiryürek D, Bayramoğlu A, Ustaçelebi Ş. Infective agents in fixed human cadavers: A brief review and suggested guidelines. The Anatomical Record. 269(4):194-197. doi:10.1002/ar.10143
12. Arloing S, Chauveau A, Fleming G. The Comparative Anatomy of the Domesticated Animals / by A. Chauveau; Translated and Edited by George Fleming; with 450 Illustrations. New York: D. Appleton and Company, 549 & 551 Broadway,; 1873. doi:10.5962/bhl.title.39284

13. Treuting PM, Dintzis SM, Montine KS, eds. *Comparative Anatomy and Histology: A Mouse, Rat, and Human Atlas*. Second edition. London San Diego, Calif: Academic Press; 2018.
14. Varoquier M, Hoffmann CP, Perrenot C, Tran N, Parietti-Winkler C. Construct, Face, and Content Validation on Voxel-Man® Simulator for Otolologic Surgical Training. *Int J Otolaryngol*. 2017;2017:2707690. doi:10.1155/2017/2707690
15. Kelly DC, Margules AC, Kundavaram CR, et al. Face, Content, and Construct Validation of the da Vinci Skills Simulator. *Urology*. 2012;79(5):1068-1072. doi:10.1016/j.urology.2012.01.028
16. Lin Y, Wang X, Wu F, Chen X, Wang C, Shen G. Development and validation of a surgical training simulator with haptic feedback for learning bone-sawing skill. *J Biomed Inform*. 2014;48:122-129. doi:10.1016/j.jbi.2013.12.010
17. Fang T-Y, Wang P-C, Liu C-H, Su M-C, Yeh S-C. Evaluation of a haptics-based virtual reality temporal bone simulator for anatomy and surgery training. *Comput Methods Programs Biomed*. 2014;113(2):674-681. doi:10.1016/j.cmpb.2013.11.005
18. Bakhos D, Velut S, Robier A, Al zahrani M, Lescanne E. Three-Dimensional Modeling of the Temporal Bone for Surgical Training: *Otology & Neurotology*. 2010;31(2):328-334. doi:10.1097/MAO.0b013e3181c0e655
19. Rose AS, Kimbell JS, Webster CE, Harrysson OLA, Formeister EJ, Buchman CA. Multi-material 3D Models for Temporal Bone Surgical Simulation. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 2015;124(7):528-536. doi:10.1177/0003489415570937
20. Suzuki R, Taniguchi N, Uchida F, et al. Transparent model of temporal bone and vestibulocochlear organ made by 3D printing. *Anat Sci Int*. 2018;93(1):154-159. doi:10.1007/s12565-017-0417-7
21. Jin S-J, Jeong I-D, Kim J-H, Kim W-C. Accuracy (trueness and precision) of dental models fabricated using additive manufacturing methods. *Int J Comput Dent*. 2018;21(2):107-113.
22. Rebong RE, Stewart KT, Utreja A, Ghoneima AA. Accuracy of three-dimensional dental resin models created by fused deposition modeling, stereolithography, and Polyjet prototype technologies: A comparative study. *Angle Orthod*. 2018;88(3):363-369. doi:10.2319/071117-460.1
23. Tappa K, Jammalamadaka U. Novel Biomaterials Used in Medical 3D Printing Techniques. *J Funct Biomater*. 2018;9(1). doi:10.3390/jfb9010017
24. Dietrich CA, Ender A, Baumgartner S, Mehl A. A validation study of reconstructed rapid prototyping models produced by two technologies. *Angle Orthod*. 2017;87(5):782-787. doi:10.2319/01091-727.1
25. Okada DM, de Sousa AMA, Huertas R de A, Suzuki FA. Surgical simulator for temporal bone dissection training. *Braz J Otorhinolaryngol*. 2010;76(5):575-578.

26. Capello E, Semeraro Q. The harmonic fitting method for the assessment of the substitute geometry estimate error. Part I: 2D and 3D theory. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*. 2001;41(8):1071-1102. doi:10.1016/S0890-6955(01)00019-0
27. A. M, Y. RK, L. K. Improve the accuracy, surface smoothing and material adaption in STL file for RP medical models. *Journal of Manufacturing Processes*. 2016;21:46-55. doi:10.1016/j.jmapro.2015.11.006
28. Béchet E, Cuilliere J-C, Trochu F. Generation of a finite element MESH from stereolithography (STL) files. *Computer-Aided Design*. 2002;34(1):1-17. doi:10.1016/S0010-4485(00)00146-9
29. Ahuja AT, Yuen HY, Wong KT, Yue V, van Hasselt AC. Computed Tomography Imaging of the Temporal Bone—Normal Anatomy. *Clinical Radiology*. 2003;58(9):681-686. doi:10.1016/S0009-9260(03)00209-5
30. Blender. <https://www.blender.org/>.
31. Slicer. <https://www.slicer.org/>.
32. Vtk. www.vtk.org.
33. Landrigan CP, Rothschild JM, Cronin JW, et al. Effect of Reducing Interns' Work Hours on Serious Medical Errors in Intensive Care Units. *New England Journal of Medicine*. 2004;351(18):1838-1848. doi:10.1056/NEJMoa041406
34. Fonseca AL, Reddy V, Longo WE, Udelsman R, Gusberg RJ. Operative confidence of graduating surgery residents: a training challenge in a changing environment. *Am J Surg*. 2014;207(5):797-805. doi:10.1016/j.amjsurg.2013.09.033
35. Ahmed N, Devitt KS, Keshet I, et al. A systematic review of the effects of resident duty hour restrictions in surgery: impact on resident wellness, training, and patient outcomes. *Ann Surg*. 2014;259(6):1041-1053. doi:10.1097/SLA.0000000000000595
36. Correia JC, Steyl JL, De Villiers HC. Assessing the survival of Mycobacterium tuberculosis in unembalmed and embalmed human remains. *Clin Anat*. 2014;27(3):304-307. doi:10.1002/ca.22355
37. Whitehead MC, Savoia MC. Evaluation of methods to reduce formaldehyde levels of cadavers in the dissection laboratory. *Clin Anat*. 2008;21(1):75-81. doi:10.1002/ca.20567
38. Naz S, Nazir G, Iram S, et al. Perceptions of cadaveric dissection in anatomy teaching. *J Ayub Med Coll Abbottabad*. 2011;23(3):145-148.
39. Arora A, Swords C, Khemani S, et al. Virtual reality case-specific rehearsal in temporal bone surgery: a preliminary evaluation. *Int J Surg*. 2014;12(2):141-145. doi:10.1016/j.ijssu.2013.11.019

40. Suzuki M, Ogawa Y, Kawano A, Hagiwara A, Yamaguchi H, Ono H. Rapid prototyping of temporal bone for surgical training and medical education. *Acta Oto-Laryngologica*. 2004;124(4):400-402. doi:10.1080/00016480410016478
41. Wang H, Northrop C, Burgess B, Liberman MC, Merchant SN. Three-dimensional virtual model of the human temporal bone: a stand-alone, downloadable teaching tool. *Otol Neurotol*. 2006;27(4):452-457. doi:10.1097/01.mao.0000188353.97795.c5
42. Suzuki R, Taniguchi N, Uchida F, et al. Transparent model of temporal bone and vestibulocochlear organ made by 3D printing. *Anat Sci Int*. October 2017. doi:10.1007/s12565-017-0417-7
43. Suzuki M, Hagiwara A, Ogawa Y, Ono H. Rapid-prototyped temporal bone and inner-ear models replicated by adjusting computed tomography thresholds. *J Laryngol Otol*. 2007;121(11):1025-1028. doi:10.1017/S0022215107006706
44. Mick PT, Arnoldner C, Mainprize JG, Symons SP, Chen JM. Face validity study of an artificial temporal bone for simulation surgery. *Otol Neurotol*. 2013;34(7):1305-1310. doi:10.1097/MAO.0b013e3182937af6
45. Hochman JB, Kraut J, Kazmerik K, Unger BJ. Generation of a 3D printed temporal bone model with internal fidelity and validation of the mechanical construct. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2014;150(3):448-454. doi:10.1177/0194599813518008
46. Ahmed K, Keeling AN, Fakhry M, et al. Role of Virtual Reality Simulation in Teaching and Assessing Technical Skills in Endovascular Intervention. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*. 2010;21(1):55-66. doi:10.1016/j.jvir.2009.09.019
47. A O, M F, O H, et al. Development of a Virtual Reality Haptic Veress Needle Insertion Simulator for Surgical Skills Training. *Studies in Health Technology and Informatics*. 2009:233–238. doi:10.3233/978-1-58603-964-6-233
48. Oropallo W, Piegl LA. Ten challenges in 3D printing. *Engineering with Computers*. 2016;32(1):135-148. doi:10.1007/s00366-015-0407-0
49. Yao AWL. Applications of 3D scanning and reverse engineering techniques for quality control of quick response products. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2005;26(11-12):1284-1288. doi:10.1007/s00170-004-2116-5
50. Würfel W, Lanfermann H, Lenarz T, Majdani O. Cochlear length determination using Cone Beam Computed Tomography in a clinical setting. *Hear Res*. 2014;316:65-72. doi:10.1016/j.heares.2014.07.013
51. Singh D, Hsu CC-T, Kwan GNC, Bhuta S, Skalski M, Jones R. High resolution CT study of the chorda tympani nerve and normal anatomical variation. *Jpn J Radiol*. 2015;33(5):279-286. doi:10.1007/s11604-015-0417-2

52. Iyaniwura JE, Elfarnawany M, Riyahi-Alam S, et al. Intra- and Interobserver Variability of Cochlear Length Measurements in Clinical CT. *Otol Neurotol.* 2017;38(6):828-832. doi:10.1097/MAO.0000000000001411
53. Quam RM, Coleman MN, Martínez I. Evolution of the auditory ossicles in extant hominids: metric variation in African apes and humans. *J Anat.* 2014;225(2):167-196. doi:10.1111/joa.12197
54. Frangi AF, Rueckert D, Schnabel JA, Niessen WJ. Automatic construction of multiple-object three-dimensional statistical shape models: application to cardiac modeling. *IEEE Transactions on Medical Imaging.* 2002;21(9):1151-1166. doi:10.1109/TMI.2002.804426
55. Powell KA, Liang T, Hittle B, Stredney D, Kerwin T, Wiet GJ. Atlas-Based Segmentation of Temporal Bone Anatomy. *Int J Comput Assist Radiol Surg.* 2017;12(11):1937-1944. doi:10.1007/s11548-017-1658-6
56. Abou-Elhamd K-EA, Al-Sultan AI, Rashad UM. Simulation in ENT medical education. *The Journal of Laryngology & Otology.* 2010;124(3):237-241. doi:10.1017/S0022215109991885
57. Hubert J, Perrenot C, Trand N, Felblingere J, Perez M. Simulation chirurgicale (dv-trainer®) et formation chirurgicale robotique. 2012:5.
58. Rapoport LM, Bezrukov EA, Tsarichenko DG, et al. Methods for training of robot-assisted radical prostatectomy. *Khirurgiya Zhurnal im NI Pirogova.* 2019;(1):89. doi:10.17116/hirurgia201901189
59. Gromski MA, Cohen J, Saito K, et al. Learning colorectal endoscopic submucosal dissection: a prospective learning curve study using a novel ex vivo simulator. *Surgical Endoscopy.* 2017;31(10):4231-4237. doi:10.1007/s00464-017-5484-2
60. Colaco HB, Hughes K, Pearse E, Arnander M, Tennent D. Construct Validity, Assessment of the Learning Curve, and Experience of Using a Low-Cost Arthroscopic Surgical Simulator. *Journal of Surgical Education.* 2017;74(1):47-54. doi:10.1016/j.jsurg.2016.07.006
61. Podolsky DJ, Fisher DM, Wong Riff KW, et al. Assessing Technical Performance and Determining the Learning Curve in Cleft Palate Surgery Using a High-Fidelity Cleft Palate Simulator: Plastic and Reconstructive Surgery. 2018;141(6):1485-1500. doi:10.1097/PRS.0000000000004426

ARTICLE 1. MORPHOLOGICAL VALIDATION OF A NOVEL BI-MATERIAL 3D-PRINTED MODEL OF TEMPORAL BONE

Authors : Jordan Chauvelot ^{a,*}, Cedric Laurent ^b, Gael Le Coz ^b, Jean-Philippe Jehl ^c, Nguyen Tran ^d, Marta Szczetyńska ^b, Abdelhadi Moufki ^b, Anne-Sophie Bonnet ^b and Cecile Parietti-Winkler ^a

^a ENT Department, University Hospital of Nancy, France

^b CNRS, LEM3, UMR 7239, University of Lorraine, France

^c CNRS, IJL, UMR 7198, University of Lorraine, France

^d School of Surgery Nancy-Lorraine, Faculty of Medicine, Nancy, France

*** Corresponding author :** Jordan Chauvelot: jordanchauvelot@yahoo.fr Service ORL, CHRU de Nancy, rue du Morvan, 54500 VANDOEUVRE-LES-NANCY, France

Other authors : Cédric Laurent: cedric.laurent@univ-lorraine.fr ; Gaël Le Coz: gael.lecoz@univ-lorraine.fr ; Jean-Philippe Jehl: jean-philippe.jehl@univ-lorraine.fr ; nguyen.tran@univ-lorraine.fr ; marta.szczetynska5@etu.univ-lorraine.fr ; Abdelhadi Moufki: abdelhadi.moufki@univ-lorraine.fr ; Anne-Sophie Bonnet: anne-sophie.bonnet@univ-lorraine.fr ; Cécile Parietti-Winkler: c.parietti@chru-nancy.fr

HIGHLIGHTS:

- Superposition of pre-processed geometries and the actual segmented anatomical regions with no mesh processing in the reference scanner shows differences close to zero.
- Superposition of the same geometry pre-processed for 3D printing and imaged after 3D printing shows differences close to zero.
- The manufacturing process is reliable with minimum errors.
- This novel synthetic bi-material temporal bone is consistent with anatomy.
- Other models including pathologies could be created following the same process.

ABSTRACT

OBJECTIVE: A new model of 3D-printed temporal bone with an innovative distinction between soft and hard tissues is described and presented in the present study. An original method is reported to quantify the model's ability to reproduce the complex anatomy of this region.

DESIGN: A CT-scan of temporal bone was segmented and prepared to obtain 3D files adapted to multi-material printing technique. A final product was obtained with two different resins differentiating hard from soft tissues. The reliability of the anatomy was evaluated by comparing the original CT-scan and the pre-processed files sent to the printer in a first step, and by quantifying the printing technique in a second step. Firstly, we evaluated the

segmentation and mesh correction steps by segmenting each anatomical region in the CT-scan by two different other operators without mesh corrections, and by computing distances between the obtained geometries and the pre-processed ones. Secondly, we evaluated the printing technique by comparing the printed geometry imaged using μ CT with the pre-processed one.

SETTING: University of Lorraine, France.

RESULTS: The evaluation of the segmentation and mesh correction steps revealed that the distance between both geometries was globally less than one millimeter for each anatomical region and close to zero for regions such as temporal bone, semicircular canals or facial nerve. The evaluation of the printing technique revealed mismatches of 0.045 ± 0.424 mm for soft and -0.093 ± 0.240 mm for hard tissues between the initial prepared geometry and the actual printed model.

CONCLUSIONS: While other reported models for temporal bone are simpler and have only been validated subjectively, we objectively demonstrated in the present study that our novel artificial bi-material temporal bone is consistent with the anatomy and thus could be considered into ENT surgical education programs. The methodology used in this study is quantitative, inspired from the field of engineer sciences, making it the first of its kind. The validity of the manufacturing process has also been verified and could therefore be extended to other specialties, emphasizing the importance of cross-disciplinary collaborations concerning new technologies.

KEY WORDS: Artificial Temporal bone; 3D Printing; Surgical training; Educational tool; Otology; Simulation

DECLARATION OF INTEREST: none

ABBREVIATIONS: 3D: Three Dimensional; CT-scan: Computed Tomography scanner; STL: Stereolithography; TB: Temporal Bone; DICOM: Digital Imaging and Communications in Medicine; μ CT: micro-Computed Tomography

INTRODUCTION

Surgery requires thorough anatomical knowledge and acquisition of technical skills that inevitably required long and repetitive hours of practice. Obviously, surgical training, or evaluation of trainees, based on supervised practice of real surgeries should not be acceptable^{1,2} anymore, especially in the first steps of surgical education. Middle ear surgery concerns a very small anatomical region, volume of which does not exceed 5 to 6 drops of water. Indeed, this region includes the smallest bone of the whole human body: the *stapes* (not exceeding 3mm)³ and many other at-risk structures such as facial nerve, *dura-mater*, sigmoid sinus, balance and auditory sensors. Consequently, the main part of middle ear surgery is performed with operative microscope, during which the otologic surgeon proceeds to millimetric gestures with an extreme precision and tactfulness. Such gestures, realized without direct vision and during several hours, are tiring and represent a challenge for surgeons. In such a context, millimetric errors may have dramatic consequences, including facial paralysis,^{4,5} labyrinthine effraction with hearing loss and vertigo, or *dura mater*

effraction with a cerebrospinal fluid leak.⁶⁻⁹ Prior to real surgeries, it seems crucial that the future surgeons can rehearse and be evaluated in the most realistic possible context, generally consisting in cadaveric human samples. However, such traditional surgical educational tools are rare, costly and even hazardous because they may constitute potential vectors of diseases.^{10,11} Besides, unlike in other surgical specialties, there is no animal model that can be used as educational tool in middle surgery.^{12,13}

Alternatively, simulation of surgical procedures using virtual reality-based simulators¹⁴⁻¹⁷ or artificial realistic three-dimensional (3D) models¹⁸⁻²⁰ are of great interest. Such simulators are now available for middle ear surgery education thanks to recent advances in these new technologies. They may represent complementary educational tools to cadaveric samples, facilitating anatomical knowledge and technical skills acquisition in learners, without risk or stressful context neither for patients nor for learners. In the present study, a 3D-printed bi-material TB has been designed for surgical training, using multi-material printing, which constitutes a well-known technique widely applied to create high-resolution polymeric biomaterials²¹⁻²⁴ allowing a distinction between bone and soft tissues. However, before being used in pedagogic programs, or even more for learners' certification, simulation devices must be validated as educational tools. Indeed, learning with surgical simulators makes sense only if these devices both provide learning context and present characteristics close enough to the real clinical situation.¹⁴ Concerning artificial temporal bones (TB), for example, their geometry needs to be consistent with the real TB anatomy with minimal discrepancies. Unfortunately, the realism of currently available artificial TB models, in comparison with a real TB, is debatable. Indeed, their validation as reliable educational tools is rare in literature and when exists, it is most of the time based on subjective qualitative comparisons.^{18-20,25} Subjective evaluation through dissection performed by expert appears limited, and there is a lack of further objective validation and quantitative methodologies. Such validation would allow concluding to the clinical suitability of the simulation device. To fill this gap, one way of assessing the geometry of such a simulation device could be to compare the artificial model with the source patient's real anatomy. Such an objective methodology is inspired from the field of engineering sciences²⁶ and allows identification of 3 potential sources of errors, leading to mismatches between the real patient's anatomy (related to the source patient's TB CT-scan) and the artificial TB. The first one may occur during the segmentation step performed manually by clinicians from the Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) files that inevitably involved a subjective interpretation of the different structure limits. The second one may result from the smoothing and simplifications of the mesh patterns after the segmentation step (required to prepare the files for 3D-printing and result in appropriated STereoLithography [STL] files),^{27,28} potentially leading to discrepancies with the initial anatomy of DICOM files. The last potential source of error may come from the multi-material 3D-printing process that can lead to mismatches between the STL files used for printing and the actual printed device.

As a result, the aim of the present study was to assess the ability of our new 3D-printed bi-material artificial TB to reproduce the complex anatomy of the source TB, proving, all at once, the reliability of its manufacturing process.

MATERIALS AND METHODS

An anonymous adult female, without history of middle ear pathology, underwent a TB CT-scan with a standard protocol for TB examination achieved by a “VCT lightspeed - General Electric healthcare Chicago Illinois U.S” with 0,625mm sections. Both an otologist expert and a neuroradiologist expert corroborated that the whole TB was normal,²⁹ namely: a good airing of mastoid cells, a good shape and position of the ear-drum, ossicles, facial nerve and inner-ear components and finally, no protrusion of sigmoid sinus. The left side has been chosen arbitrarily. The DICOM files obtained were then segmented (by otologists and medical engineers with Blender³⁰ free software) in order to extract: outer ear, ear-drum, middle ear with *malleus*, *incus* and *stapes*, inner ear with the whole labyrinth (*cochlea*, vestibule with semi-circular canals, *fenestra vestibuli* and *fenestra cochleae*), *dura mater*, sigmoid sinus and the facial nerve (with *chorda tympani*). A mesh model under a Standard Tessellation Language (STL) format was then obtained and smoothed to fit for 3D-printing. We used different hardness of resins (“shores”) for hard (bone) and soft (facial nerve, *chorda tympani*, *dura mater*, sigmoid sinus, ear drum, *fenestra vestibuli*, *fenestra cochleae*, membranous semi-circular canals and skin) tissues. The whole and dissected final printed models are shown on Figure 1.

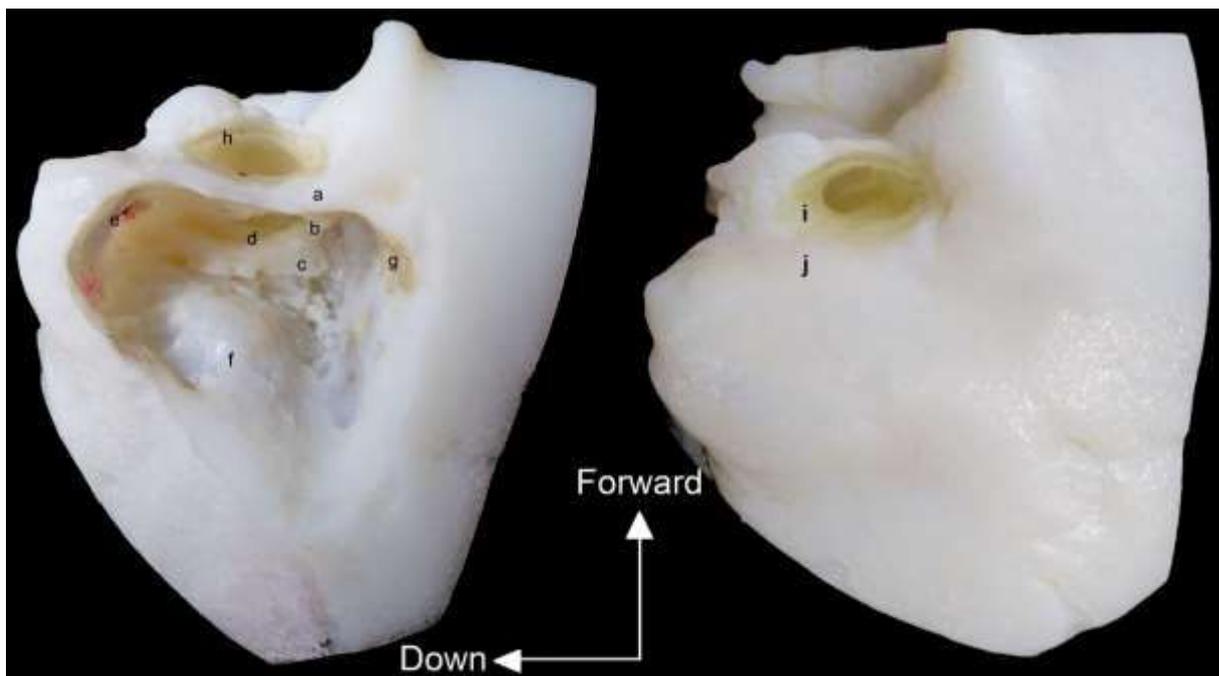


Figure 1: The bi-material 3D-printed temporal bone in operating position. Left : dissected model with identification of both hard (a [cortical bone], b [short process of the incus], c [external semi-circular canal]) and soft (d [facial nerve], e [digastric crest], f [sigmoid sinus], g [dura mater] and h [external auditory canal]) resins. Right: full model with visualization of both soft (i [external auditory duct]) and hard (j [mastoid bone]) resins.

Evaluation of the CT-scan segmentation and mesh correction steps

The final device has been compared to the initial CT-scan of the source patient, considered by experts as “normal” concerning ear structures and settled as a basis for the design of this device.

The DICOM files of the TB CT-scan model were segmented manually and individually by two different operators (to maximize segmentation variations), slice by slice (Figure 2), with “3D-slicer” software.³¹ The different anatomical structures were extracted without any further smoothing process (to emphasize the impact of mesh corrections) and the two sets of patterns thus obtained were compared to the STL files used for 3D-printing.

Point-to-surface distances (shortest node distances between two frames, Figure 3) were then calculated using algorithms based on the vtk visualization toolkit.³² The comparison between both geometries of the STL files used for 3D printing, yet smoothed, and the new ones, devoid of any smooth correction, requires the same reference frame. Thus, a preliminary manual repositioning was performed for each anatomical region (bone, vein [sigmoid sinus], semicircular canals, facial nerve, *malleus*, *incus*, *stapes*, *fenestra cochleae* and external auditory canal [with eardrum]), using bone structures of the new segmentation as a reference to compute the suited transformation. This procedure permitted to evaluate both the shape and the position of each structure in the whole model.

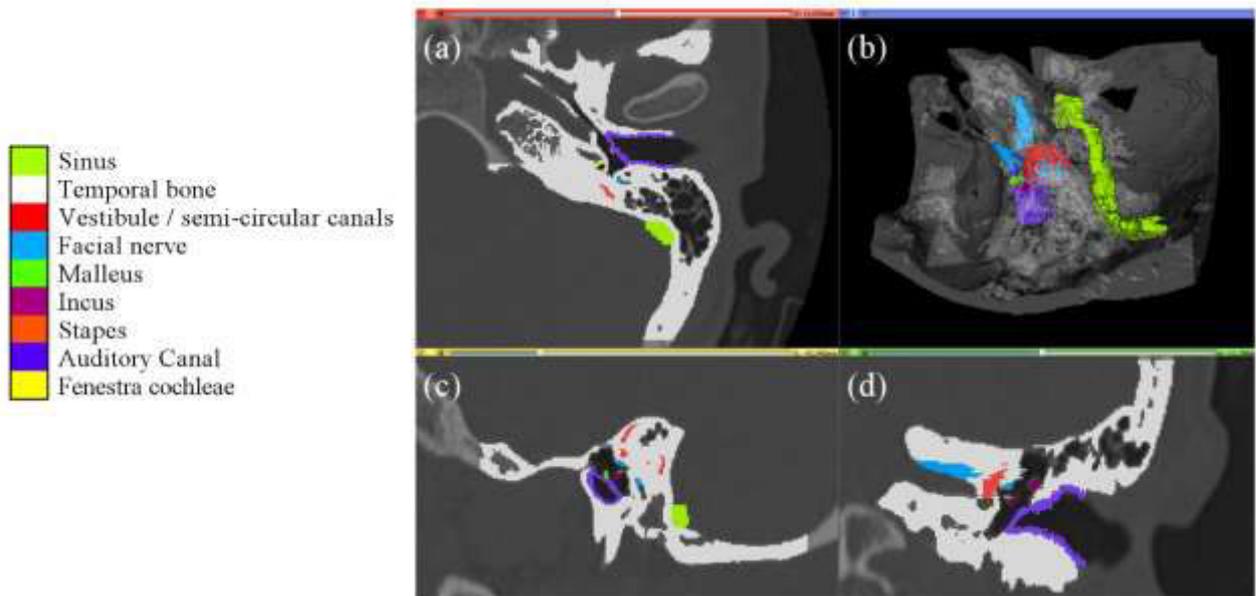


Figure 2: Manual segmentation of anatomical structures within the CT-scan. (a) axial view (b) global 3D view (c) sagittal view (d) frontal view.

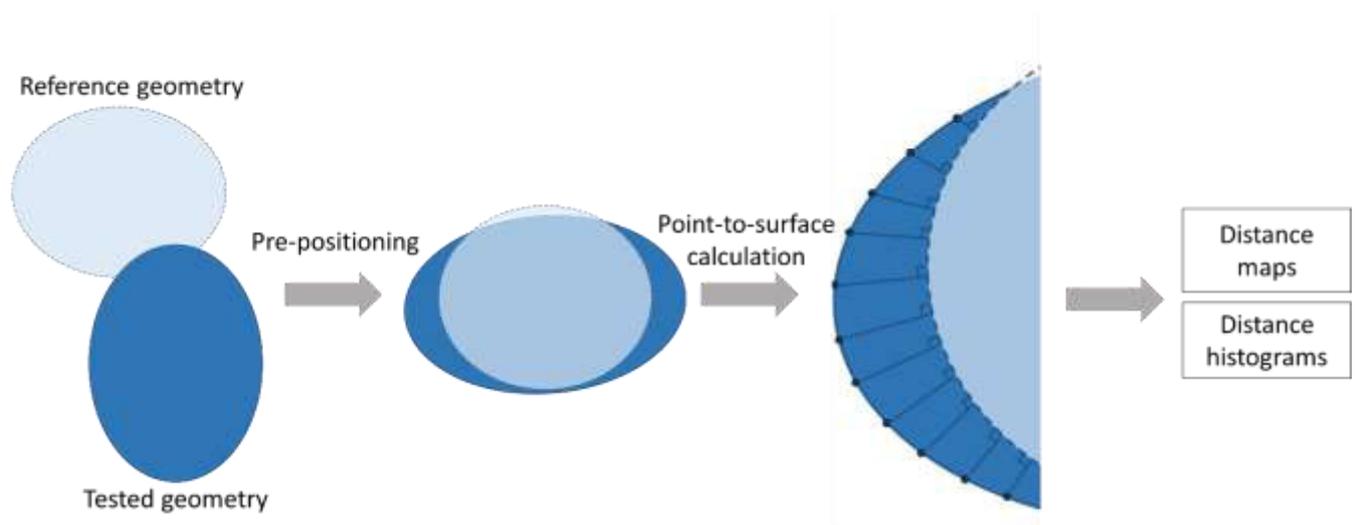


Figure 3: Explanatory diagram of the point-to-surface distances calculation. "Reference geometry" represents the segmentation of the CT-scan devoid of correction. "Tested geometry" corresponds to the geometry with mesh corrections.

Evaluation of the Multi-material 3D printing technique

This second characterization aimed at evaluating the mismatches related to the bi-material 3D printing process, by comparison between both geometries of the initial STL files and the actual 3D-printed geometry. High-resolution micro-Computed Tomography (μ CT) scan was required to distinguish both resins but generated heavy files. Only a fragment of the whole TB was then selected, enabling images with a sufficient resolution and contrast to perform the multi-material comparison between both geometries (Figure 4). The μ CT was performed using a Nanotom Phoenix device (General Electrics) with a voxel size of $10.4 \times 10.4 \times 10.4 \mu\text{m}^3$ and a window of $23.8 \times 23.8 \times 23.8 \text{ mm}^3$. The materials constituting soft and hard tissues were then segmented manually from the μ CT images using the 3D-slicer³¹ and the geometries were finally extracted without any smoothing process to keep a maximum of information (Figure 4).

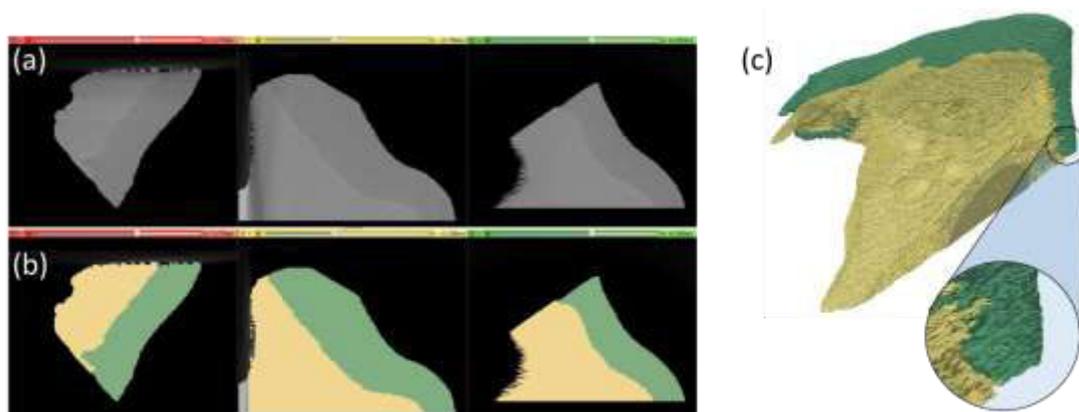


Figure 4: μ CT acquisition (a) and manual segmentation (b) of a fragment of the printed TB model. μ CT data are used to generate a 3D model (c) to be compared with the initial STL files sent to the 3D printer.

This geometry was compared to the initial STL files used for 3D-printing, as described previously (point-to-surface distances calculation and distance maps). To achieve this, the fragment imaged in μ CT was extracted from the STL files and positioned in the same frame that the reconstructed printed geometry. The point-to-surface distance was then computed from every point of the STL files, using the μ CT-based geometry as a reference.

RESULTS

Evaluation of the segmentation and mesh correction steps

The comparison between the STL files and the geometry of each anatomical region issued from a separate segmentation of the DICOM files, without any mesh correction, was performed. An example of such comparison is given in Figure 5 for bone tissue. Geometries issued from the manual segmentation without any mesh preparation (Figure 5(a)) and the STL mesh files corrected and prepared for 3D printing (Figure 5(b)) were compared by computing the point-to-surface distances map using the new rough segmentation files as a reference (Figure 5(d)). This approach was applied by two different operators to each anatomical region present in the TB model, and the resulting distance maps are summarized in Figures 5,6 and 7. Figure 5 provides a qualitative overview of the superposition of frames, with a majority of green color, equivalent to zero distance between geometries. Blue colored (extreme negative distances) and red colored (extreme positive distances) surfaces are rare and scattered. Figures 6 and 7 record quantitative results (each mesh node distance is calculated) with best results for “sinus” (Figure 6(b), 0.02 ± 0.37 mm for operator #2), “vestibule/semicircular canals” (Figure 6(c) -0.02 ± 0.29 mm for operator #2 and -0.04 ± 0.30 mm for operator #1) and “facial nerve” (Figure 6(d) -0.05 ± 0.28 mm for operator #1). As observed in Figure 7, maximal point-to-surface distances were found for the middle ear with errors around 1mm for *malleus* (Figure 7(a) 1.01 ± 0.66 mm for both operators) and *fenestra cochleae* (Figure 7(e) 1.12 ± 0.40 mm for both operators) with globally small ranges (around millimeter) except one and only: the distal extremity of the auditory canal (Figure 7(d)) which differs higher than 4mm (0.66 ± 1.25 mm for operator #1 and 0.67 ± 1.25 mm for operator #2). Globally, the reconstructed geometries agree with the STL files prepared for 3D printing within a mean error of less than 1mm.

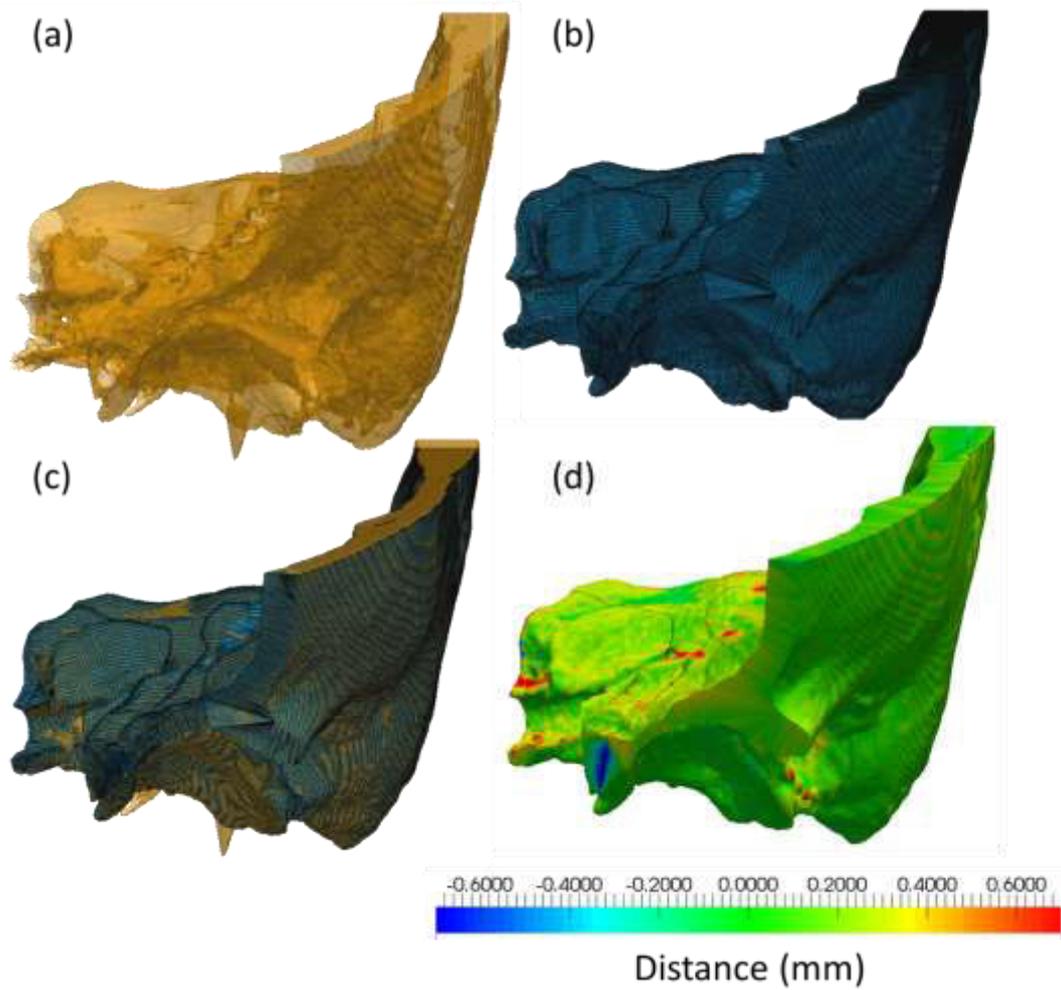


Figure 5: Example of comparison between rough reconstructed geometry issued from manual segmentation of the DICOM files (a) and the STL mesh files corrected and prepared for 3D printing (b). A superposition of both geometries is given in (c), and a distance map between these two geometries is calculated (d).

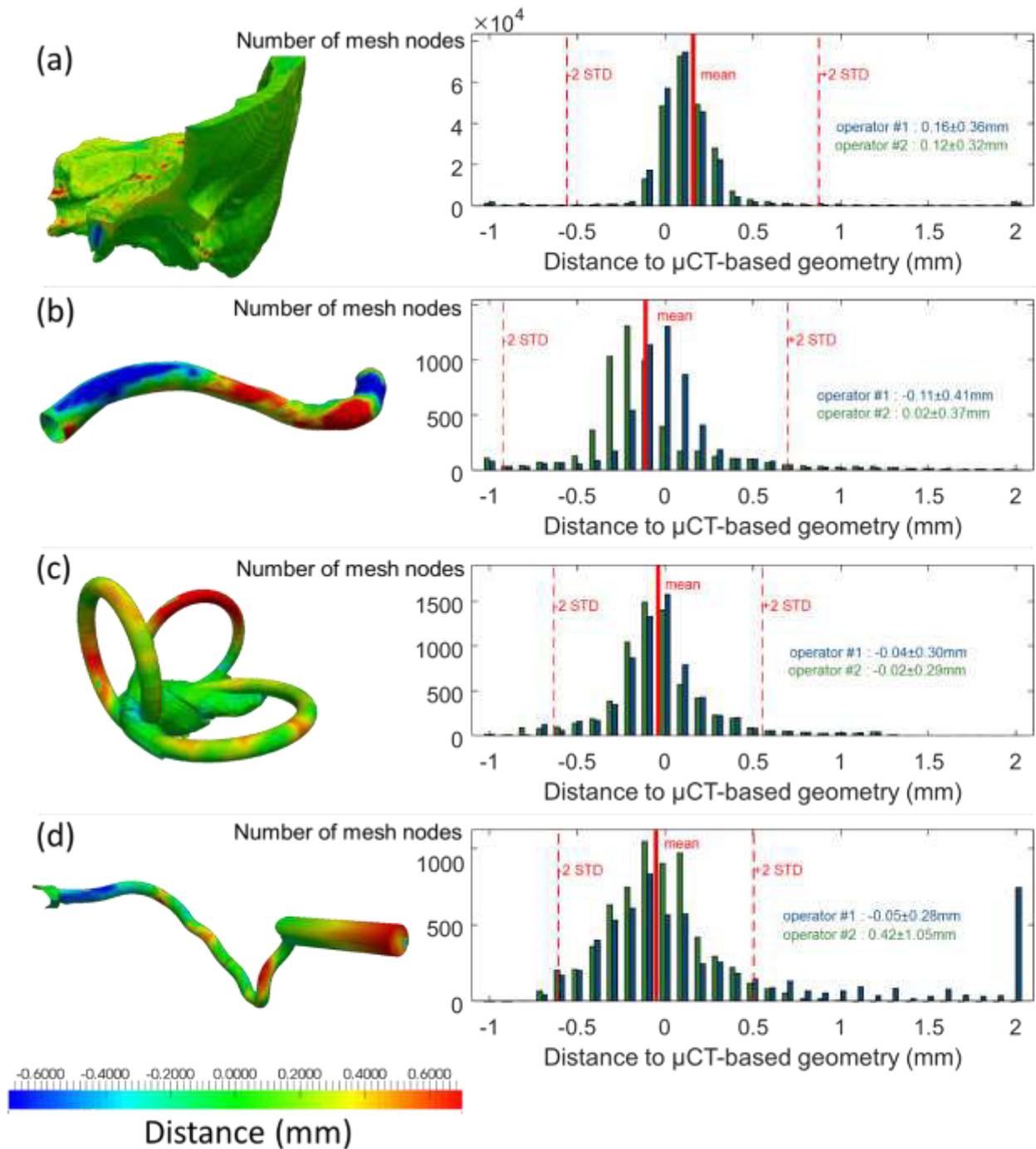


Figure 6: Distances between the rough reconstructed geometry issued from manual segmentation of the DICOM files and the STL mesh files corrected and prepared for 3D printing, for temporal bone (a), sinus (b), vestibule/semicircular canals (c) and facial nerve (d).

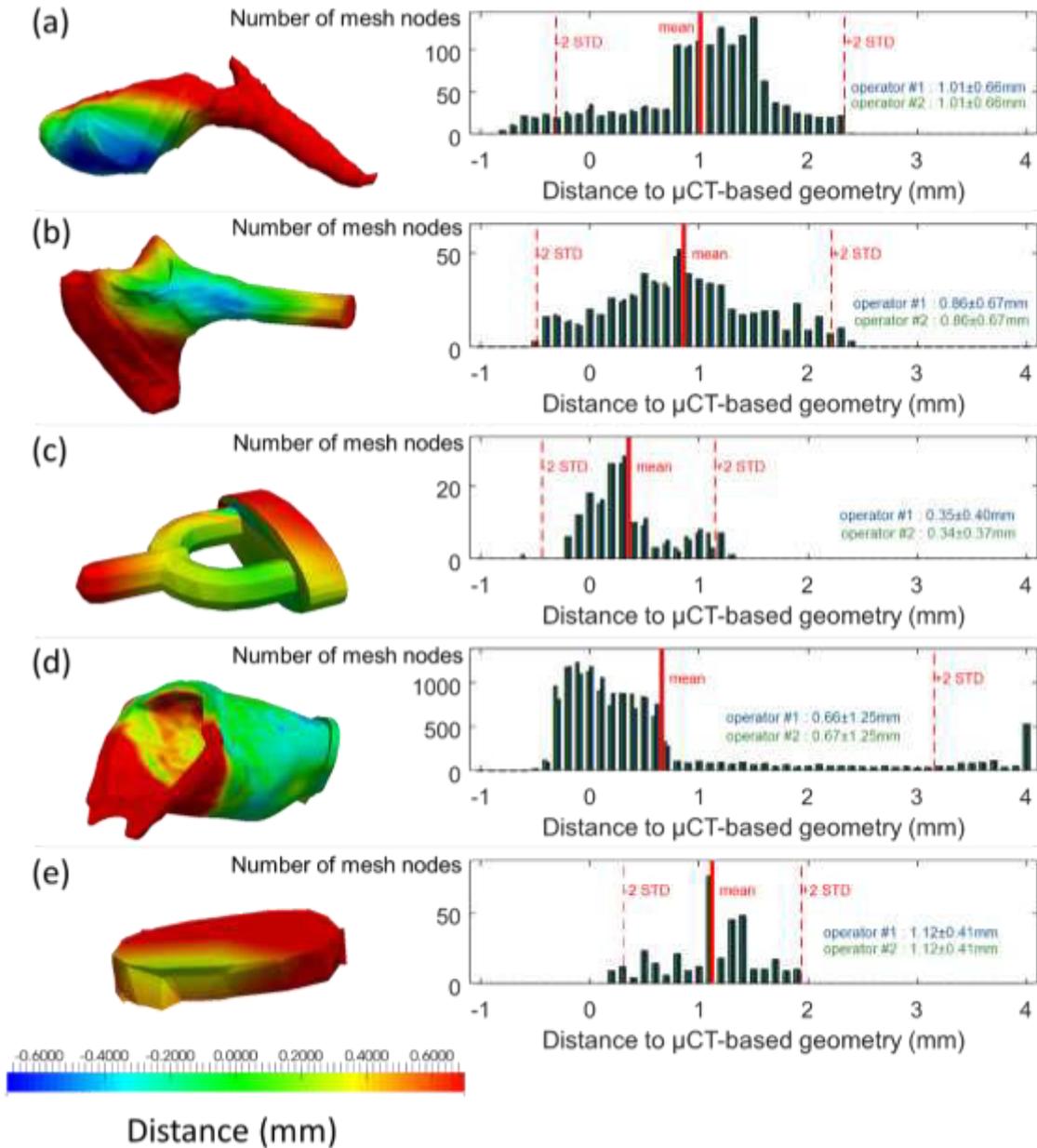


Figure 7: Distances between the rough reconstructed geometry issued from manual segmentation of the DICOM files and the STL mesh files corrected and prepared for 3D printing, for malleus (a), incus (b), stapes(c), auditory canal (d) and fenestra cochleae (e).

Evaluation of the 3D printing technique

With the same process, qualitative (like in Figure 5) and quantitative (like in Figure 7 and 8) comparisons were performed between the geometry of STL files used for 3D-printing process and the actual printed TB model (reconstructions issued from μ CT). Qualitative results are represented in Figure 8. We observed that the distance between both geometries was generally below 0.5mm except for precise regions that were not easily identified from manual segmentation.

A quantitative analysis (Figure 9) indicated that the mean distances between μ CT-reconstructed geometry and STL initial files were respectively $0.045\pm 0.424\text{mm}$ and $-0.093\pm 0.240\text{mm}$ for soft and hard tissues.

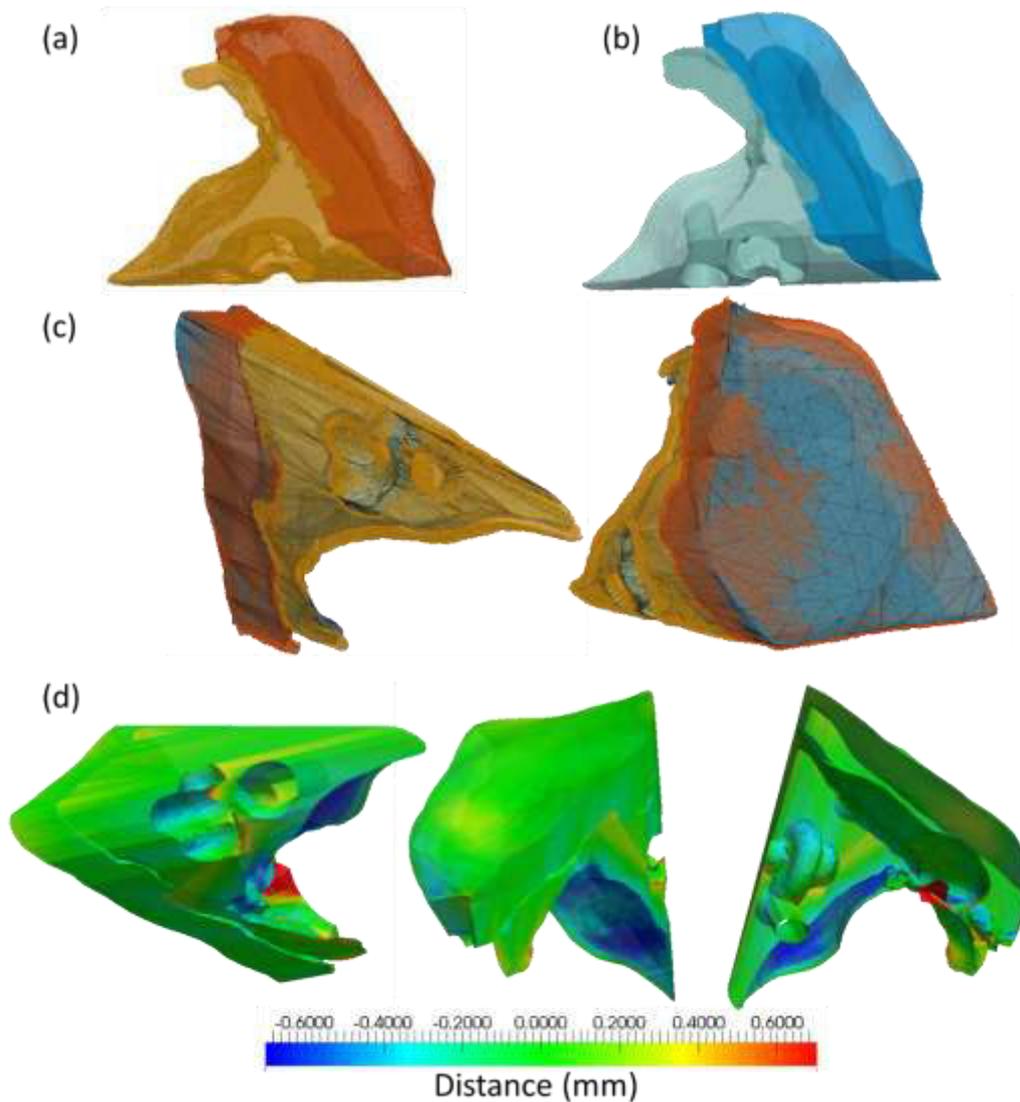


Figure 8: Qualitative comparison between STL files sent to the 3D printer and the actual geometry of the printed model issued from μ CT. (a) μ CT reconstruction of soft and hard tissues from the bi-material printed model. (b) Corrected STL files initially sent to the 3D printer, separated into soft and hard tissues. (c-d) superposition of the geometries before and after printing.

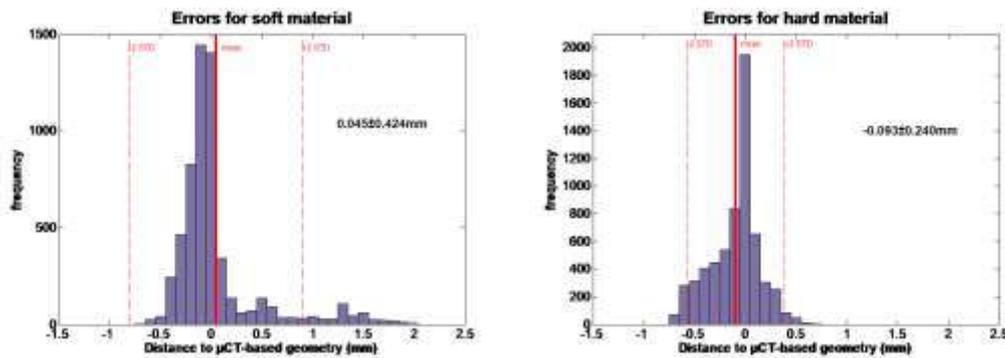


Figure 9: Quantitative comparison between STL files geometry sent to the printing machine, and the actual TB model issued from μ CT reconstructions for both soft and hard materials.

DISCUSSION AND CONCLUSION

In the current contribution, we characterized the anatomical reliability of an innovative bi-material model of TB, created by 3D-printing technique, by comparing morphology of the final object to the pre-processed files and the initial CT-scan. Sources of errors have been identified and quantified. Thereafter, the place of this tool in surgical simulation and training is discussed.

Recent reforms guided by the Accreditation Council for Graduate Medical Education (ACGME), with restrictions on duty hours for instance, supposed to reduce medical errors on one hand, may have, on the other hand, a negative impact on the surgical confidence and competence of residents.^{33–35} This could be offset by improved surgical simulators, moreover encouraged by institutions.¹

So far, cadaver dissection constitutes the training “gold standard”, but is associated with different limitations. Corpses may carry infectious agents such as Mycobacterium tuberculosis, Hepatitis B or C viruses, and prions associated with encephalopathies such as Creutzfeldt-Jakob disease.^{11,36} Exposure to formaldehyde, when used for fixation, may potentially be carcinogen.³⁷ Moreover, cost and availability widely vary between countries, or between regions in a same country, and may be prohibitive in case of supply limitations due to financial or cultural issues. Referring to a study from Pakistan in 2011, 37% of medical students avoided cadaveric dissection due to moral or ethical grounds and another 18.6% for religious reasons.³⁸ An additional downside in using cadaver TB for training is the inability to either standardize specimens for training and testing skills or provide customized scenarios for teaching. This is made possible somewhat with Virtual Reality or synthetic TB simulators.¹⁴ Trainees can learn through trial and error approach and repeat infinitely surgical tasks both to learn anatomy and relationships between 3D structures and to improve knowledge and technical skills (gesture precision, speed etc).³⁹ It is worthy to emphasize that simulators do not replace traditional educational tools (such as training on cadaveric TB or supervised practice of real surgeries in the last learning steps), but they appear complementary, allowing to widen the range of educational tools, particularly for the very first steps of training. Then, these educational simulators (virtual reality like Voxelman,¹⁴ or artificial tools like our 3D-printed TB), combined with traditional educational tool within an education program, allow a step by step tailored education.

In recent years, 3D printing technology benefited from major improvements while the generated costs dropped significantly, allowing extending its applications to the field of medical use. Multi-material printing technology used in the present study resulted in a synthetic final model reproducing both soft and hard tissues, in different colors and textures, when most of reported models settle for hard tissues only.^{18,40-42}

By 2007, Suzuki et al.⁴³ developed models with polyamide nylon and glass beads, primarily used for teaching anatomy, even if the authors discussed their potential as a cadaver specimen substitution in TB surgical training. In 2010, Bakhos et al.¹⁸ used white resin to reproduce the bony anatomy of the TB based on CT scans of cadaveric specimens. In 2013, Mick et al.⁴⁴ developed TB prototypes with an improved similarity to human, with multiple colors, using plaster powder and a binding agent containing cyanoacrylate. The middle fossa plate was coated with painted latex to simulate *dura mater*. In 2014, Hochman et al.⁴⁵ used four different binding agents for infiltration of the powder material, and solved the problem of support material filling void spaces within the model during printing. In 2015, Rose et al.¹⁹ managed, with an additive manufacturing technique, to create a pseudo bi-material temporal bone by varying ratios of multiple thermoset polymers, achieving unique biomechanical properties for different structures, increasing anatomical realism of 3D models. However, the question of the realism of such available 3D models is still to be addressed to conclude to their suitability as educational tools.

Many artificial simulators are daily used in surgery schools, even if their reliability regarding surgical anatomy is neither evaluated nor confirmed. However, realism of surgical artificial simulator geometry appears to be a main parameter for the transferability of technical skills acquired by learners during training, in the real surgical practices.^{46,47} Only a few studies in literature assess the realism of artificial TB, and rely on subjective evaluations, with questionnaires.¹⁸ To our knowledge, our study is the first in literature to attempt to develop an objective methodology of geometry validation of 3D-printing surgical simulators. For this purpose, we identified and quantified the different sources of possible errors in the manufacturing process, as usually practiced in the field of engineering sciences.^{48,49}

First, prior to 3D-printing, segmented regions from the DICOM files of TB CT-scan require mesh corrections in order to smooth geometries and delete the artifacts that may result from the segmentation step. These mandatory corrections consist in minor adjustments but could become significant when concerning very small regions such as middle ear. They should then be taken into consideration and even evaluated, like in the present study. Moreover, errors due to misinterpretation of the anatomical regions are inevitable. The comparison between both geometries displays only very slight mismatches, inferior to 1mm, for the components of middle ear. While these results cannot be compared with those of other studies since this is the first study of its kind, they may still be discussed. The higher mismatch (up to 4mm) was observed for skin of the lateral side of the auditory canal which corresponds to the cartilaginous duct and therefore does not have any consequence since only the bony duct is considered in our TB model. We can then consider it as an artifact. This may be corrected in future versions of the proposed model but has been voluntarily retained in the current study in order to emphasize such inherent risks due to manual segmentation. Either way, we have to notice that this only structure, not of primary importance, is below our expectations in relation to the whole object which displays a mean mismatch globally inferior to 1 mm and most of the time inferior to 0.43 mm: “temporal bone” (Figure 6(a)) $0.15 \pm 0,35\text{mm}$ for operator #1 and $0.12 \pm 0,32\text{mm}$ for operator #2), “sinus” (Figure 6(b)) -

0.11±0,40mm for operator #1 and 0.02±0,37mm for operator #2), “vestibule/semicircular canals” (Figure 6(c) -0.04±0,30mm for operator #1 and -0.02±0,29mm for operator #2), “facial nerve” (Figure 6(d) -0.05±0,28mm for operator #1 and 0.42±1,05mm for operator #2) and “*stapes*” (Figure 7(c) 0.35±0,39mm for operator #1 and 0.34±0,37 for operator #2). It is worthy to note that separate segmentations performed by two different operators did not result in major differences, indicating that the segmentation does not constitute the major source of reported errors.

Secondly, the accuracy of the printing technique was assessed by comparing the geometry of the STL files (to be printed) to the obtained printed geometry imaged using μ CT. This was limited to a fragment of the whole TB model because of the power needed to differentiate both resins with X-ray signals on high-resolution geometries, generating heavy files. Usable files of the whole object did not allow to differentiate materials satisfactorily and comparisons would have been uncertain. As a result, a comparative study was performed between these two partial geometries, and concluded to differences lower than 100 μ m for both soft and hard tissues. These differences may be attributed to the errors inherent to manual segmentation of the CT images (DICOM of the printed TB), and the resolution of the 3D printing machine; this would imply that the real error, generated by the printing process, is nearly inexistent.

Overall, the morphological analysis concluded to a high correspondence between the initial source patient’s TB CT scan, the corrected STL files prepared for 3D printing and the resulting 3D artificial TB. It may be considered that such errors, globally inferior to 1mm, are not of primary importance compared to the inherent TB anatomy variability in normal subjects.⁵⁰⁻⁵² Indeed, Quam et al.⁵³ showed, in a series of cadaver dissections, that even a very small part such as the short process length of the incus for instance, had a range of 1,84mm (5,07±0,37 [4,02 to 5,86 mm]). Kamrava et Roehm³ showed that variations of stapes height are above 2 mm and range from 2 to 5,5 mm. Singh et al.⁵¹ showed that the variability of chorda tympani’s position in the mastoid can reach more than 10 millimeters (distance of the *chorda tympani* from the facial nerve posterior *genu* was 11.9 ± 3.3 mm) without any statistical difference ($p=0,08$) between subjects. Beyond inter-human variability in size, shape or position of structures within the TB, we could consider intra-observer and inter-observer variations of interpretation: Frangi et al.⁵⁴ showed in a 3D cardiac segmentation study that intra-observer variability reach 0.556 mm for manual and 1.785 mm for automatic landmarking while inter-observer variability reach 0.908mm for manual and even 2.003 mm for automatic landmarking. In matter of otology, Iyaniwura et al.⁵² observed an absolute inter-observer variability average difference of 0.90±0.31mm and an absolute intra-observer variability average difference of 0.38±0.17mm for cochlear length measurements, on CT-scans. Moreover, it is also worthy to notice the resolution of CT-images with a voxel size of 0.625x0.39x0.39 mm³: errors inferior to such a resolution may thus not be preventable. All this considered together, our mismatches seem to be even inferior to the interindividual anatomical variation itself and may therefore be considered acceptable.

Once the geometry of 3D-printed TB has been validated, the model can be printed infinitely. Other models could thus be considered: adult or child TB, with normal or unusual anatomy and even with pathologic scenarios. Furthermore, similar TB models could be manufactured based on clinical CT-scans for preoperative simulation of specific challenging cases, potentially reducing medical errors and surgeon stress. But, to do so, the time-consuming manual segmentation step should be overtaken in the future by developing automatization for structure identification, based on atlas.⁵⁵

Perspectives of this first study developing objective validation methodology of artificial surgical simulator are numerous. Indeed, the methodology developed here and inspired from the field of engineer sciences could be applied to the other surgical specialties. Moreover, while the present study focused on the geometric characteristics of the artificial surgical simulator, it would be of crucial interest, in the future, to assess the material characteristics, including its response to machining, especially in terms of drilling resistance compared to human bone.

Finally, such simulators, once validated, should be considered, like in aeronautics, for use in standardized testing and compulsory certification⁵⁶ before real in-vivo surgery. Some protocols now stand, like in robotic surgery,^{57,58} or for learning curves⁵⁹⁻⁶¹ by comparing simulator users versus non-users over time.

As a conclusion, our TB model is reliable regarding anatomy and thus could be considered into ENT surgical education programs. The methodology used in this study is objective, drawn from engineer sciences, making it the first of its kind. The validity of the manufacturing process has been verified in the same time, and could therefore be extended to other specialties, emphasizing the importance of cross-disciplinary collaborations concerning new technologies.

ACKNOWLEDGEMENTS

We would like to thank Doctor E.Schmitt, Neuro-Radiologist in the Regional Hospital-University Center of Nancy, and his team, for his precious help to precise anatomical regions of the temporal bone in CT-scans, and Doctor M.Roch, E.N.T in the Regional Hospital Center of Colmar, for having been part of the initial project. We also thank SAYENS SATT for the financial support to this work.

REFERENCES

1. JC.Granry & MC.Moll. Rapport de Mission: État de l'art (National et International) En Matière de Pratiques de Simulation Dans Le Domaine de La Santé, Dans Le Cadre Du Développement Professionnel Continu et de La Prévention Des Risques HAS 2012. Paris; 2012. https://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2013-01/guide_bonnes_pratiques_simulation_sante_format2clics.pdf.
2. Levraut J, Fournier J-P. Jamais la première fois sur le patient! Annales françaises de médecine d'urgence. 2012;2(6):361-363. doi:10.1007/s13341-012-0259-9
3. Kamrava B, Roehm PC. Systematic Review of Ossicular Chain Anatomy: Strategic Planning for Development of Novel Middle Ear Prostheses. Otolaryngology-Head and Neck Surgery. 2017;157(2):190-200. doi:10.1177/0194599817701717
4. Hohman MH, Bhama PK, Hadlock TA. Epidemiology of iatrogenic facial nerve injury: a decade of experience. Laryngoscope. 2014;124(1):260-265. doi:10.1002/lary.24117
5. Alzhrani F, Lenarz T, Teschner M. Facial palsy following cochlear implantation. Eur Arch Otorhinolaryngol. 2016;273(12):4199-4207. doi:10.1007/s00405-016-4124-0
6. Migirov L, Eyal A, Kronenberg J. Intracranial complications following mastoidectomy. Pediatr Neurosurg. 2004;40(5):226-229. doi:10.1159/000082296
7. Senechaut JP, Hazan A, Henrion P, Vacher S, Peytral C. [Severe iatrogenic complications of surgery of the middle ear and their medicolegal aspects]. Ann Otolaryngol Chir Cervicofac. 1988;105(5):377-382.
8. Mancini F, Taibah AK, Falcioni M. COMPLICATIONS AND THEIR MANAGEMENT IN TYMPANOMASTOID SURGERY. Otolaryngologic Clinics of North America. 1999;32(3):567-583. doi:10.1016/S0030-6665(05)70153-5
9. McManus LJ, Stringer MD, Dawes PJD. Iatrogenic injury of the chorda tympani: a systematic review. J Laryngol Otol. 2012;126(1):8-14. doi:10.1017/S0022215111002039
10. Scott A, De R, Sadek SA, Garrido MC, Courteney-Harris RG. Temporal bone dissection: a possible route for prion transmission? J Laryngol Otol. 2001;115(5):374-375.
11. Demiryürek D, Bayramoğlu A, Ustaçelebi Ş. Infective agents in fixed human cadavers: A brief review and suggested guidelines. The Anatomical Record. 269(4):194-197. doi:10.1002/ar.10143
12. Arloing S, Chauveau A, Fleming G. The Comparative Anatomy of the Domesticated Animals / by A. Chauveau; Translated and Edited by George Fleming; with 450 Illustrations. New York: D. Appleton and Company, 549 & 551 Broadway,; 1873. doi:10.5962/bhl.title.39284

13. Treuting PM, Dintzis SM, Montine KS, eds. *Comparative Anatomy and Histology: A Mouse, Rat, and Human Atlas*. Second edition. London San Diego, Calif: Academic Press; 2018.
14. Varoquier M, Hoffmann CP, Perrenot C, Tran N, Parietti-Winkler C. Construct, Face, and Content Validation on Voxel-Man® Simulator for Otologic Surgical Training. *Int J Otolaryngol*. 2017;2017:2707690. doi:10.1155/2017/2707690
15. Kelly DC, Margules AC, Kundavaram CR, et al. Face, Content, and Construct Validation of the da Vinci Skills Simulator. *Urology*. 2012;79(5):1068-1072. doi:10.1016/j.urology.2012.01.028
16. Lin Y, Wang X, Wu F, Chen X, Wang C, Shen G. Development and validation of a surgical training simulator with haptic feedback for learning bone-sawing skill. *J Biomed Inform*. 2014;48:122-129. doi:10.1016/j.jbi.2013.12.010
17. Fang T-Y, Wang P-C, Liu C-H, Su M-C, Yeh S-C. Evaluation of a haptics-based virtual reality temporal bone simulator for anatomy and surgery training. *Comput Methods Programs Biomed*. 2014;113(2):674-681. doi:10.1016/j.cmpb.2013.11.005
18. Bakhos D, Velut S, Robier A, Al zahrani M, Lescanne E. Three-Dimensional Modeling of the Temporal Bone for Surgical Training: *Otology & Neurotology*. 2010;31(2):328-334. doi:10.1097/MAO.0b013e3181c0e655
19. Rose AS, Kimbell JS, Webster CE, Harrysson OLA, Formeister EJ, Buchman CA. Multi-material 3D Models for Temporal Bone Surgical Simulation. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 2015;124(7):528-536. doi:10.1177/0003489415570937
20. Suzuki R, Taniguchi N, Uchida F, et al. Transparent model of temporal bone and vestibulocochlear organ made by 3D printing. *Anat Sci Int*. 2018;93(1):154-159. doi:10.1007/s12565-017-0417-7
21. Jin S-J, Jeong I-D, Kim J-H, Kim W-C. Accuracy (trueness and precision) of dental models fabricated using additive manufacturing methods. *Int J Comput Dent*. 2018;21(2):107-113.
22. Rebong RE, Stewart KT, Utreja A, Ghoneima AA. Accuracy of three-dimensional dental resin models created by fused deposition modeling, stereolithography, and Polyjet prototype technologies: A comparative study. *Angle Orthod*. 2018;88(3):363-369. doi:10.2319/071117-460.1
23. Tappa K, Jammalamadaka U. Novel Biomaterials Used in Medical 3D Printing Techniques. *J Funct Biomater*. 2018;9(1). doi:10.3390/jfb9010017
24. Dietrich CA, Ender A, Baumgartner S, Mehl A. A validation study of reconstructed rapid prototyping models produced by two technologies. *Angle Orthod*. 2017;87(5):782-787. doi:10.2319/01091-727.1
25. Okada DM, de Sousa AMA, Huertas R de A, Suzuki FA. Surgical simulator for temporal bone dissection training. *Braz J Otorhinolaryngol*. 2010;76(5):575-578.

26. Capello E, Semeraro Q. The harmonic fitting method for the assessment of the substitute geometry estimate error. Part I: 2D and 3D theory. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*. 2001;41(8):1071-1102. doi:10.1016/S0890-6955(01)00019-0
27. A. M, Y. RK, L. K. Improve the accuracy, surface smoothing and material adaption in STL file for RP medical models. *Journal of Manufacturing Processes*. 2016;21:46-55. doi:10.1016/j.jmapro.2015.11.006
28. Béchet E, Cuilliere J-C, Trochu F. Generation of a finite element MESH from stereolithography (STL) files. *Computer-Aided Design*. 2002;34(1):1-17. doi:10.1016/S0010-4485(00)00146-9
29. Ahuja AT, Yuen HY, Wong KT, Yue V, van Hasselt AC. Computed Tomography Imaging of the Temporal Bone—Normal Anatomy. *Clinical Radiology*. 2003;58(9):681-686. doi:10.1016/S0009-9260(03)00209-5
30. Blender. <https://www.blender.org/>.
31. Slicer. <https://www.slicer.org/>.
32. Vtk. www.vtk.org.
33. Landrigan CP, Rothschild JM, Cronin JW, et al. Effect of Reducing Interns' Work Hours on Serious Medical Errors in Intensive Care Units. *New England Journal of Medicine*. 2004;351(18):1838-1848. doi:10.1056/NEJMoa041406
34. Fonseca AL, Reddy V, Longo WE, Udelsman R, Gusberg RJ. Operative confidence of graduating surgery residents: a training challenge in a changing environment. *Am J Surg*. 2014;207(5):797-805. doi:10.1016/j.amjsurg.2013.09.033
35. Ahmed N, Devitt KS, Keshet I, et al. A systematic review of the effects of resident duty hour restrictions in surgery: impact on resident wellness, training, and patient outcomes. *Ann Surg*. 2014;259(6):1041-1053. doi:10.1097/SLA.0000000000000595
36. Correia JC, Steyl JL, De Villiers HC. Assessing the survival of Mycobacterium tuberculosis in unembalmed and embalmed human remains. *Clin Anat*. 2014;27(3):304-307. doi:10.1002/ca.22355
37. Whitehead MC, Savoia MC. Evaluation of methods to reduce formaldehyde levels of cadavers in the dissection laboratory. *Clin Anat*. 2008;21(1):75-81. doi:10.1002/ca.20567
38. Naz S, Nazir G, Iram S, et al. Perceptions of cadaveric dissection in anatomy teaching. *J Ayub Med Coll Abbottabad*. 2011;23(3):145-148.
39. Arora A, Swords C, Khemani S, et al. Virtual reality case-specific rehearsal in temporal bone surgery: a preliminary evaluation. *Int J Surg*. 2014;12(2):141-145. doi:10.1016/j.ijsu.2013.11.019

40. Suzuki M, Ogawa Y, Kawano A, Hagiwara A, Yamaguchi H, Ono H. Rapid prototyping of temporal bone for surgical training and medical education. *Acta Oto-Laryngologica*. 2004;124(4):400-402. doi:10.1080/00016480410016478
41. Wang H, Northrop C, Burgess B, Liberman MC, Merchant SN. Three-dimensional virtual model of the human temporal bone: a stand-alone, downloadable teaching tool. *Otol Neurotol*. 2006;27(4):452-457. doi:10.1097/01.mao.0000188353.97795.c5
42. Suzuki R, Taniguchi N, Uchida F, et al. Transparent model of temporal bone and vestibulocochlear organ made by 3D printing. *Anat Sci Int*. October 2017. doi:10.1007/s12565-017-0417-7
43. Suzuki M, Hagiwara A, Ogawa Y, Ono H. Rapid-prototyped temporal bone and inner-ear models replicated by adjusting computed tomography thresholds. *J Laryngol Otol*. 2007;121(11):1025-1028. doi:10.1017/S0022215107006706
44. Mick PT, Arnoldner C, Mainprize JG, Symons SP, Chen JM. Face validity study of an artificial temporal bone for simulation surgery. *Otol Neurotol*. 2013;34(7):1305-1310. doi:10.1097/MAO.0b013e3182937af6
45. Hochman JB, Kraut J, Kazmerik K, Unger BJ. Generation of a 3D printed temporal bone model with internal fidelity and validation of the mechanical construct. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2014;150(3):448-454. doi:10.1177/0194599813518008
46. Ahmed K, Keeling AN, Fakhry M, et al. Role of Virtual Reality Simulation in Teaching and Assessing Technical Skills in Endovascular Intervention. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*. 2010;21(1):55-66. doi:10.1016/j.jvir.2009.09.019
47. A O, M F, O H, et al. Development of a Virtual Reality Haptic Veress Needle Insertion Simulator for Surgical Skills Training. *Studies in Health Technology and Informatics*. 2009:233–238. doi:10.3233/978-1-58603-964-6-233
48. Oropallo W, Piegl LA. Ten challenges in 3D printing. *Engineering with Computers*. 2016;32(1):135-148. doi:10.1007/s00366-015-0407-0
49. Yao AWL. Applications of 3D scanning and reverse engineering techniques for quality control of quick response products. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2005;26(11-12):1284-1288. doi:10.1007/s00170-004-2116-5
50. Würfel W, Lanfermann H, Lenarz T, Majdani O. Cochlear length determination using Cone Beam Computed Tomography in a clinical setting. *Hear Res*. 2014;316:65-72. doi:10.1016/j.heares.2014.07.013
51. Singh D, Hsu CC-T, Kwan GNC, Bhuta S, Skalski M, Jones R. High resolution CT study of the chorda tympani nerve and normal anatomical variation. *Jpn J Radiol*. 2015;33(5):279-286. doi:10.1007/s11604-015-0417-2

52. Iyaniwura JE, Elfarnawany M, Riyahi-Alam S, et al. Intra- and Interobserver Variability of Cochlear Length Measurements in Clinical CT. *Otol Neurotol.* 2017;38(6):828-832. doi:10.1097/MAO.0000000000001411
53. Quam RM, Coleman MN, Martínez I. Evolution of the auditory ossicles in extant hominids: metric variation in African apes and humans. *J Anat.* 2014;225(2):167-196. doi:10.1111/joa.12197
54. Frangi AF, Rueckert D, Schnabel JA, Niessen WJ. Automatic construction of multiple-object three-dimensional statistical shape models: application to cardiac modeling. *IEEE Transactions on Medical Imaging.* 2002;21(9):1151-1166. doi:10.1109/TMI.2002.804426
55. Powell KA, Liang T, Hittle B, Stredney D, Kerwin T, Wiet GJ. Atlas-Based Segmentation of Temporal Bone Anatomy. *Int J Comput Assist Radiol Surg.* 2017;12(11):1937-1944. doi:10.1007/s11548-017-1658-6
56. Abou-Elhamd K-EA, Al-Sultan AI, Rashad UM. Simulation in ENT medical education. *The Journal of Laryngology & Otology.* 2010;124(3):237-241. doi:10.1017/S0022215109991885
57. Hubert J, Perrenot C, Trand N, Felblingere J, Perez M. Simulation chirurgicale (dv-trainer®) et formation chirurgicale robotique. 2012:5.
58. Rapoport LM, Bezrukov EA, Tsarichenko DG, et al. Methods for training of robot-assisted radical prostatectomy. *Khirurgiya Zhurnal im NI Pirogova.* 2019;(1):89. doi:10.17116/hirurgia201901189
59. Gromski MA, Cohen J, Saito K, et al. Learning colorectal endoscopic submucosal dissection: a prospective learning curve study using a novel ex vivo simulator. *Surgical Endoscopy.* 2017;31(10):4231-4237. doi:10.1007/s00464-017-5484-2
60. Colaco HB, Hughes K, Pearse E, Arnander M, Tennent D. Construct Validity, Assessment of the Learning Curve, and Experience of Using a Low-Cost Arthroscopic Surgical Simulator. *Journal of Surgical Education.* 2017;74(1):47-54. doi:10.1016/j.jsurg.2016.07.006
61. Podolsky DJ, Fisher DM, Wong Riff KW, et al. Assessing Technical Performance and Determining the Learning Curve in Cleft Palate Surgery Using a High-Fidelity Cleft Palate Simulator: Plastic and Reconstructive Surgery. 2018;141(6):1485-1500. doi:10.1097/PRS.0000000000004426

02/05/2019 ScholarOne Manuscripts

https://mc.manuscriptcentral.com/ijcp?PARAMS=xik_4yo3VECRWfFmMPR6as1W5fKi7up4EuidcydForP6yU7SWhWbT18kf23PMCKqboVmj6V6g... 1/2

Submission Confirmation

Thank you for your submission

Submitted to

International Journal of Clinical Practice

Manuscript ID

IJCP-05-19-0207

Title

Morphological validation of a novel bi-material 3D-printed model of temporal bone

Authors

Chauvelot, Jordan

Laurent, Cedric

Le Coz, Gael

Jehl, Jean-Philippe

Tran, Nguyen

szczetynska, marta

Moufki, Abdelhadi

Bonnet, Anne-Sophie

Parietti-Winkler, Cecile

Date Submitted

02-May-2019

Payment Method

Waived

02-May-2019

International Journal of Clinical Practice

02/05/2019 ScholarOne Manuscripts

https://mc.manuscriptcentral.com/ijcp?PARAMS=xik_4yo3VECRWfFmMPR6as1W5fKi7up4EuidcydForP6yU7SWhWbT18kf23PMCKqboVmj6V6g... 2/2

© Clarivate Analytics | © ScholarOne, Inc., 2019. All Rights Reserved.

ARTICLE 2. OS TEMPORAL SYNTHETIQUE POUR L'ENTRAINEMENT ; EVALUATION DU GESTE CHIRURGICAL ET TESTS DE FRAISAGE

Auteurs : Jordan Chauvelot ^{a,*}, Gael Le Coz ^b, Cedric Laurent ^b, Jean-Philippe Jehl ^c,
Nguyen Tran ^d, Abdelhadi Moufki ^b, Anne-Sophie Bonnet ^b and Cecile Parietti-Winkler ^a

^a *Departement d'ORL, CHRU Nancy, France*

^b *CNRS, LEM3, UMR 7239, Université de Lorraine, France*

^c *CNRS, IJL, UMR 7198, Université de Lorraine, France*

^d *Ecole de Chirurgie Nancy-Lorraine, Faculté de Médecine, Nancy, France*

Corresponding author : Jordan Chauvelot – jordanchauvelot@yahoo.fr – ENT Department,
Institut Louis Mathieu, CHRU NANCY, rue du Morvan 54500 VANDOEUVRE-LES-NANCY

Other Authors : Gaël Le Coz: gael.lecoz@univ-lorraine.fr ; Cédric Laurent :
cedric.laurent@univ-lorraine.fr ; Anne-Sophie Bonnet : anne-sophie.bonnet@univ-lorraine.fr ;
nguyen.tran@univ-lorraine.fr ; Abdelhadi Moufki : abdelhadi.moufki@univ-lorraine.fr ; Jean-
Philippe Jehl : jean-philippe.jehl@univ-lorraine.fr ; Cécile Parietti-Winkler : [c.parietti@chru-
nancy.fr](mailto:c.parietti@chru-nancy.fr)

Mots-clés : Os temporal artificiel ; Pédagogie ; Simulation ; Chirurgie ; Otologie ; ORL,
Usinabilité, Impression 3D

RESUME

Introduction : La formation en chirurgie de l'oreille moyenne, longtemps cantonnée aux dissections cadavériques, s'est pourvue, au fil des progrès technologiques, de différents simulateurs, comprenant des modèles anatomiques synthétiques d'os temporaux. Si quelques études se sont intéressées à la représentation anatomique, aucune ne s'est penchée sur la qualité des matériaux. Notre objectif est donc de comparer la réponse à l'usinabilité de différents modèles, incluant celui développé par notre équipe, à celle de l'os cadavérique.

Matériels et Méthodes : Quatre modèles synthétiques et trois cadavériques ont été préparés afin de mesurer les sollicitations associées à l'acte chirurgical à l'aide d'une platine dynamométrique. Deux fraises chirurgicales ont été utilisées : une d'ébauche et une de finition. Le protocole a été scindé en deux étapes : des essais de type clinique, reproduisant les conditions opératoires avec un otologiste expert afin d'extraire dans un premier temps les caractéristiques de l'engagement de l'outil et la vitesse de déplacement linéaire, pour les paramétrer sur un centre à commande numérique dans un second temps. Le ressenti du chirurgien a par ailleurs été recueilli pour chaque modèle.

Résultats : Lors de la première phase, les efforts mesurés et les vitesses de déplacement de l'outil sont relativement équivalents entre modèles synthétiques et cadavériques. Le ressenti du chirurgien donne les maquettes (A) et (D) comme les plus proches de l'os. Dans

la seconde phase, les efforts sont fortement réduits du fait de la rigidité de l'ensemble machine / outil / os temporal. Ceux du fraisage des modèles synthétiques (A à D) sont bien inférieurs à ceux mesurés pour l'os cadavérique (E).

Conclusion : Afin de qualifier une maquette d'os temporal artificiel pour l'entraînement du praticien junior, les seules grandeurs physiques ne suffisent pas. Une étude du geste et de ses conséquences sur l'intégrité du matériau mais aussi le ressenti du chirurgien sont des facteurs importants pour valider cet outil de formation.

INTRODUCTION

La méthode conventionnelle d'apprentissage chirurgical des internes d'ORL commence en observant et en assistant des chirurgiens experts, d'autant plus depuis que les microscopes opératoires sont équipés d'une caméra ou d'une seconde lunette, ce qui facilite la démonstration pas à pas d'une procédure chirurgicale. Après avoir assisté à un certain nombre d'opérations, l'interne est autorisé, par le sénior, à réaliser une ou plusieurs étapes du geste. Si cette démarche est commune en chirurgie à ciel ouvert, elle est risquée en otologie. En effet, l'aide ne peut intervenir directement car la dissection de la mastoïde, à l'aide d'un moteur à fraises, phase commune à la majorité des chirurgies de l'oreille moyenne et interne, se fait essentiellement sous microscope. Cela requiert donc une dextérité ainsi qu'une coordination œil-main-pied-oreille importantes. En effet, l'oreille moyenne concerne une région anatomique très confinée (n'excédant pas 5 à 6 gouttes d'eau) comprenant plusieurs structures à risque (les osselets, le nerf facial, la dure-mère, le sinus sigmoïde, les capteurs de l'équilibre et de l'audition). Dans un tel contexte, une erreur millimétrique peut avoir des conséquences dramatiques, comme une paralysie faciale [1,2], une effraction labyrinthique avec perte d'audition et vertiges, ou une effraction dure-mérienne avec fuite de liquide cérébro-spinal [3–6]. C'est pourquoi les débutants doivent s'entraîner, en dehors du bloc opératoire, avant de commencer de vraies chirurgies.

Longtemps, la dissection cadavérique a été le « gold standard » [7] de l'entraînement, mais l'accès aux corps est de plus en plus restreint [8,9] et donc onéreux (préservation des corps, maintenance des laboratoires, personnel etc) et à risque de transmission d'infections [10,11]. De plus, l'état anatomopathologique otologique est complètement aléatoire et imprévisible.

Si la simulation a déjà une place centrale dans l'aéronautique par exemple (un pilote passe d'abord différents tests en simulateur avant de prendre les commandes de son premier vol), elle est récente en médecine et plus précisément en chirurgie. Les simulateurs virtuels apparaissent dans les années 80' avec l'essor des jeux vidéo [12], puis plus concrètement en 2005 avec le premier simulateur de chirurgie laparoscopique [13]. Ils permettent au praticien de s'entraîner avant l'acte, sur un modèle le plus proche possible de la réalité. Les spécialités de chirurgie digestive ou cardiaque ont été les premières concernées [14–16]. Le chirurgien Oto-Rhino-Laryngologiste et Cervico-Facial se voit peu à peu pourvu, lui aussi, d'outils pédagogiques et notamment au niveau otologique [17].

L'utilisation de simulateurs trois dimensions (3D) comme le VoxelMan [18] constitue une bonne approche de l'anatomie [19] et de la dissection complexe d'un os temporal, temps nécessaire à la plupart des microchirurgies de l'oreille moyenne et interne. Il permet de s'approprier l'anatomie en 3D, les différents temps opératoires et de recommencer à volonté

sur des modèles sains ou malades (connus en amont). Ces modèles virtuels font preuve d'une certaine vraisemblance et sont évalués suivant des critères subjectifs, de « very dissimilar » (très peu similaire) à « very similar » (très similaire) [20]. Des critères objectifs peuvent également être formulés afin d'améliorer les performances des chirurgiens. L'analyse se focalise sur deux métriques : le temps de fraisage et le nombre de contacts avec des tissus [21]. La simulation 3D en images de synthèse a cependant ses limites et les sensations ne reproduisent que peu la dissection humaine réelle.

Dans ce sens, des os temporaux artificiels ont été créés afin d'obtenir un outil d'entraînement reproduisant au mieux les impressions et les sensations chirurgicales. Un certain nombre de produits est proposé, permettant aux chirurgiens juniors un entraînement pratique. Ces substituts osseux peuvent prendre la forme de mousses aux géométries simples et aux propriétés proches de l'os (réf Sawbone ASTM F1839), de matériaux composites [22] mais aussi de géométries complexes, reflet de l'anatomie humaine, obtenues par moulage ou impression 3D [23]. Les technologies d'impression 3D permettent également de réaliser directement des os temporaux bi-matériaux composés d'une résine dure, correspondante à l'os, et d'une résine molle, pour les tissus mous (nerf facial, dure-mère, sinus sigmoïde, tympan et peau du conduit). Cependant, si la correspondance géométrique est vérifiée pour certains modèles, de manière subjective [24,25] ou objective [Chauvelot 2019], la qualité de l'usinage doit également être validée. L'usinabilité a été abordée par Awad et al. [26] en utilisant un questionnaire rempli par experts et débutants, sans aucune donnée physique.

L'objectif de cette étude est donc de caractériser la réponse à l'usinage de différents modèles de maquettes d'os temporal commercialisés et utilisés pour l'entraînement des chirurgiens, d'un nouveau modèle bi-matériaux développé dans le cadre de l'étude [Chauvelot 2019], ainsi que de l'os humain cadavérique. Pour ce faire, nous étudions, dans un premier temps, le geste du chirurgien, par l'évaluation subjective et métrique des conditions opératoires de l'opérateur. Suite à cette première phase expérimentale, des essais sur centre d'usinage à commande numérique sont réalisés afin d'évaluer physiquement la réponse des différents matériaux à la coupe dans des conditions stabilisées et reproductibles. Les résultats obtenus permettent de confronter les notions de ressentis à des mesures physiques.

MATERIELS ET METHODES

Spécimens

Quatre os temporaux artificiels ont été choisis pour cette étude. Ces maquettes ont des modes de fabrications et des aspects différents.

Le modèle (A) a été développé à partir d'un fichier DICOM d'un patient sain. L'os temporal a été décrit, par une équipe de neuroradiologues et d'orl experts, comme normal [27], à savoir, une bonne aération des cellules mastoïdiennes, une position et une forme standards du tympan, des osselets, du nerf facial, du sinus sigmoïde et des composants de l'oreille interne. Le côté gauche a été choisi arbitrairement. Un modèle en maillage au format STL (Standard Tessellation Language) était extrait (Figure 1(a)) et imprimé par une méthode

additive avec un procédé Polyjet, basé sur le principe de photopolymérisation de microgouttelettes. La technologie utilisée permettait de combiner plusieurs matériaux avec une résolution de l'ordre de 0.016 mm et d'obtenir une qualité de surface (Figure 1(b)) avancée. Deux matériaux étaient ici combinés : un matériau dur pour représenter les parties osseuses et un matériau mou pour représenter les tissus nobles.

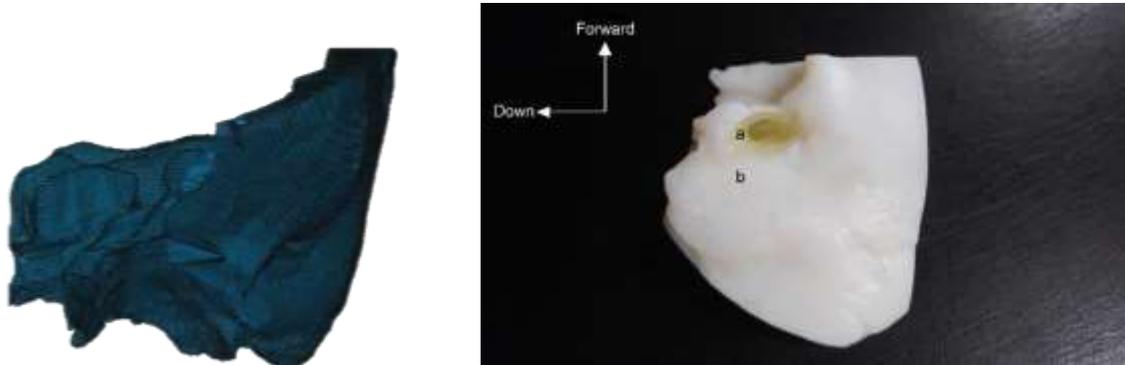


Figure 1. Modèle (A) : A gauche : modélisation 3D pré-impression ; A droite : Maquette bi-matériaux en position opératoire avec différenciation entre tissus mous ((a) : peau du conduit auditif externe) et durs ((b) corticale osseuse).

Trois os temporaux artificiels commercialisés ont aussi été sélectionnés (figure 2 (a-c)) et comparés au premier modèle. Le modèle (B) (*Phacon Temporal Patient Bone Schmid*) était réalisé par moulage et assemblage de différentes parties afin d'y intégrer des inserts mous et/ou conducteurs. Le modèle (C) (*Pettigrew Temporal Bone*) était réalisé par un moulage plastique et a été conçu pour la simulation de la chirurgie de l'oreille. Toutes les opérations de l'oreille externe ou moyenne peuvent être pratiquées. Le modèle (D) (*Collin Temp'os*) était réalisé par stéréolithographie reproduisant avec fidélité l'anatomie de l'oreille moyenne. Les tissus mous ne sont pas modélisés mais remplacés par des zones colorées.

Enfin, trois os temporaux cadavériques (E) ont été fournis par le Laboratoire d'Anatomie de la Faculté de Médecine de Nancy. Les dissections ont été réalisées à l'état frais et ont permis d'extraire des échantillons de corticale osseuse correspondant à la zone d'attaque des mastoïdectomies (Figure 2 (d)) puis ont été séchés à l'air libre. Les chartes de don du corps à la science étaient respectées et l'équipe s'engage à les fournir si elles venaient à être demandées.

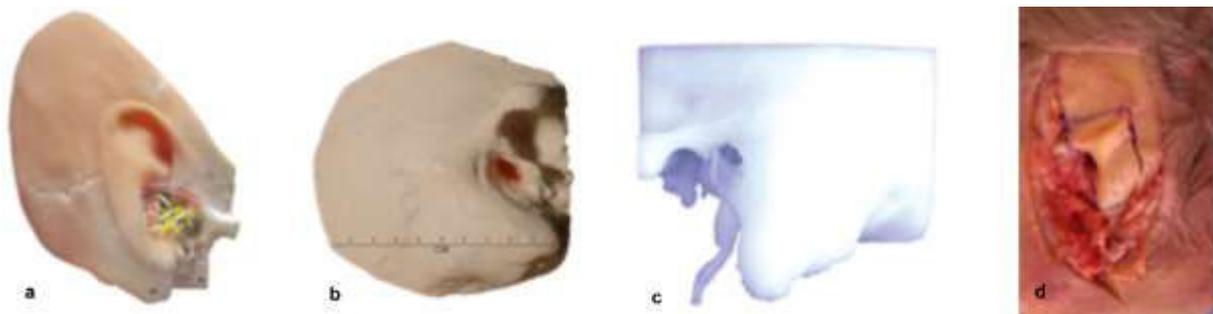


Figure 2. (a, b, c) Os temporaux commercialisés et (d) os cadavérique avant extraction (une fois l'oreille retirée).

Equipement expérimental et Protocole

Une zone anatomique représentant l'os cortical temporal a été systématiquement choisie pour réaliser les tests de fraisage. Les échantillons, de l'ordre de 40x20mm, ont été partiellement enrobés, dans un dispositif dédié (figure 3), afin de rendre accessible chirurgicalement une zone de travail tout en immobilisant l'échantillon. Deux outils de type fraise chirurgicale, fréquemment utilisés dans ce genre d'opérations, de diamètre 4 mm ont été utilisés : un correspondant à une opération d'ébauche : une fraise coupante rayonnée de type tungstène à 8 dents (réf 3127654 Carbide 4.0) et un de finition : une fraise diamantée (31134065 Stainless steel 4.0). Le choix de la vitesse de rotation de la broche a été fixé à $\omega = 30\,000$ tours/min et les essais ont été réalisés à sec avec un angle d'inclinaison α de 45° (conditions opératoires).

Les sollicitations associées à l'acte chirurgical ont été mesurées, dans les trois plans de l'espace, par une platine dynamométrique (Kistler Minidyn9256C2) associée à un amplificateur (Kistler amplifier 9017). Les données ont été enregistrées par un ordinateur (National Instrument CompactDaq 9174) à l'aide d'une carte spécifique (NI9215) et d'un programme dédié (Labview). Une fréquence d'échantillonnage de 10 kHz a été choisie.

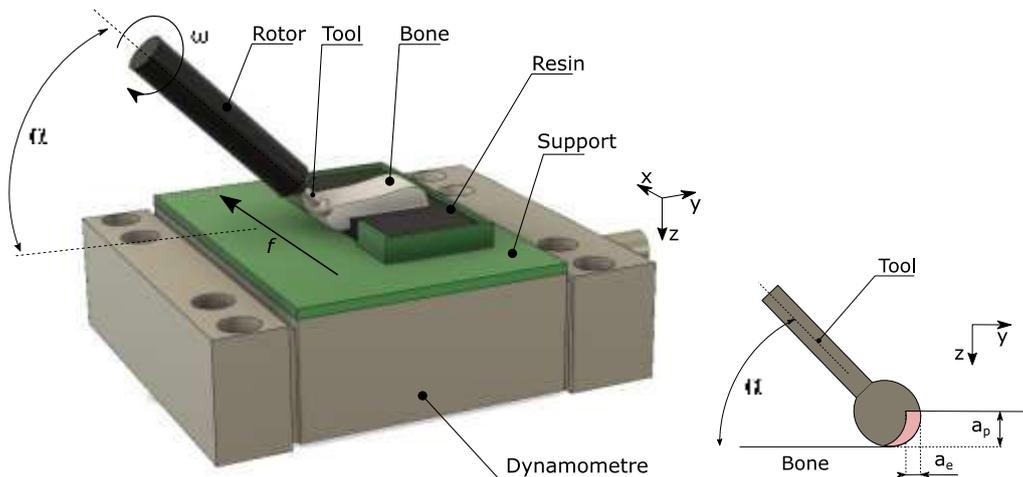


Figure 3. Dispositif expérimental pour reporter les forces de coupe (utilisant une platine dynamométrique et un amplificateur) et la position de l'outil.

Le protocole d'essais a été scindé en deux étapes : des essais de type clinique et des essais sur centre à commande numérique.

L'analyse du geste du chirurgien lors du fraisage a été réalisée pour les différents os temporaux et pour les deux outils chirurgicaux proposés, au minimum 3 fois. Les opérations ont été réalisées par un otologiste expert en reproduisant la gestuelle standard de fraisage mastoïdien. Il était demandé à l'expert de réaliser des fraisages en ligne droite pour faciliter les mesures et les analyses. Les profondeurs de coupe axiales (a_e) et radiales (a_p), l'engagement et la vitesse de déplacement linéaire f étaient ainsi dépendants de la méthodologie de l'expert (Figure 3-4). Afin de se rapprocher des conditions réelles, le praticien était assis sur un tabouret à roulettes et travaillait sur un plan stable, à hauteur confortable, sur des échantillons calés (Figure 4). Le matériel utilisé se composait : d'un moteur « Medtronic - Indigo High Speed Otologic Drill » (réf 1845000) avec pièce à main

droite (réf 1845010), d'une console « Medtronic - IPC (réf 1898001) » et d'une pédale « IPCSystem Multi-function Footpedal » (réf 1898430). L'utilisation d'un microscope opératoire « Zeiss » (réf : 000000-1087-851) a permis, en outre, l'enregistrement vidéo de l'opération ainsi que des mesures dimensionnelles, réalisées en post opératoire. Le ressenti de l'opérateur a ensuite été recueilli afin d'évaluer l'aptitude des maquettes à reproduire la sensation du fraisage chirurgical.

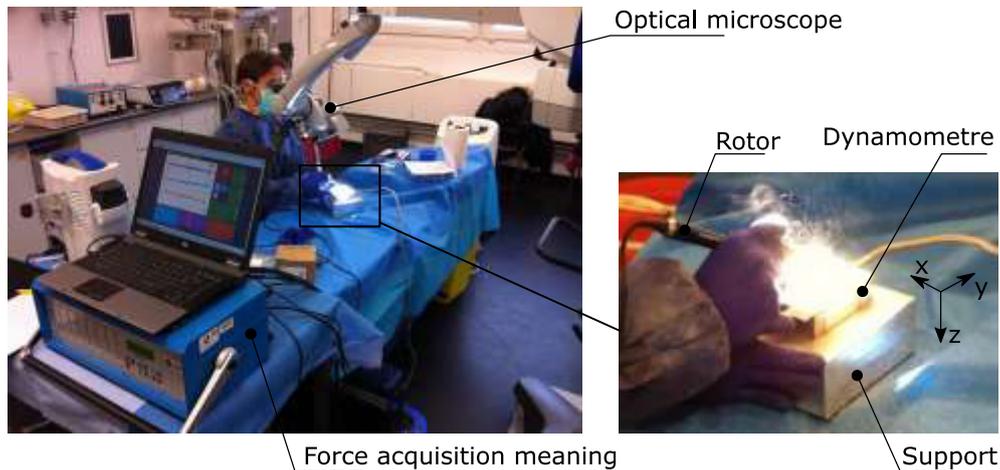


Figure 4. Protocole opératoire de type chirurgie avec les équipements et la platine dynamométrique montée sur support.

Les tests sur centre d'usinage ont permis de contrôler précisément les conditions de coupe et d'obtenir un ensemble machine / outil / échantillon le plus rigide possible. Les échantillons ont été surfacés au préalable afin d'obtenir une surface initiale plane. Les essais ont été réalisés à engagement (a_e and a_p) et vitesse (f) contrôlés, permettant d'obtenir des conditions opératoires stables et reproductibles. Basées sur l'analyse de l'opération de fraisage par le chirurgien, réalisée lors de la première phase de l'étude, les conditions opératoires représentatives ont été extraites. La vitesse d'avance a donc été fixée à $f = 300$ mm/min pour l'opération d'ébauche et 200 mm/min pour l'opération de finition. L'engagement axial a_p était de 2 mm et l'engagement radial a_e de 1.5 mm. Les essais ont été réalisés par stratégie « en avalant » (de l'épaisseur de copeau maximum vers le minimum), correspondant à la direction observée chez le chirurgien expert. Les essais étaient répétés au minimum 3 fois.

RESULTATS

Phase chirurgicale

Tableau 1 : Premiers ressentis du chirurgien au fraisage des différents modèles et de l'os cadavérique.

Modèle	Commentaire	Rang
E os cadavérique	Très dur comparativement à la chirurgie (déshydraté ?)	
A	Bonne sensation de progression dans le matériau, copeaux similaires à l'os	1
B	Très friable, semblable à du plâtre, fraisage faisant beaucoup de poussière	4
C	Très tendre, fraisage rapide, copeaux plus gros	3
D	Bonne sensation de progression dans le matériau, copeaux similaires à l'os / Sensations superposables au modèle A	2

Le Chirurgien qualifiait les modèles (A) et (D) comme ceux se rapprochant des sensations de fraisage de l'os. La dureté de matière, la vitesse d'avancement dans la matière et les copeaux se rapprochaient de l'os humain habituellement fraisé au cours des chirurgies. Il était à noter que les os cadavériques utilisés comme étalons paraissaient plus durs qu'à l'accoutumée (déshydratation ?).

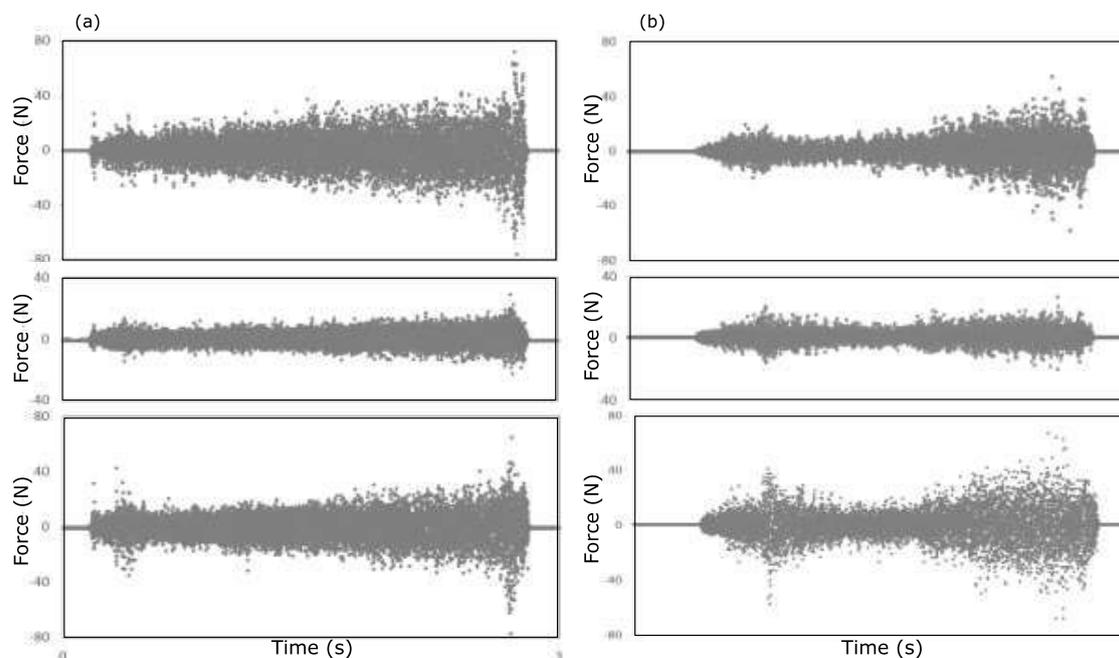


Figure 5. Signaux caractéristiques d'effort dans les trois directions (X, Y et Z) lors du fraisage d'ébauche par le chirurgien pour l'os (a) cadavérique (E) et (b) artificiel (D).

Quand il opérait, le chirurgien générait des forces dans les trois directions de l'espace (cf. Figure 4). La Figure 5 propose un exemple d'efforts obtenus lors du fraisage d'ébauche d'un os temporal cadavérique (E) et artificiel (D). Les signaux obtenus fluctuaient au cours de l'essai avec une augmentation progressive globale des efforts. Localement, quelques variations apparaissaient, visualisables dans chacun des axes. Ces changements sont les résultats de l'action du chirurgien qui augmentait la pression exercée au cours de l'opération, soit par une augmentation de la vitesse f de déplacement linéaire, soit par une augmentation de l'engagement axial a_e et radial a_p , ou par une action cumulée des deux. L'effort de coupe était nettement moins important dans la direction y (transversale à la direction d'avance) que ceux dans les directions x (direction d'avance de l'outil) et z (direction normale à la table/profondeur). Il est à noter que les efforts étaient globalement symétriques autour de 0 N pour les trois composantes. Ceci est lié à l'inclinaison de l'outil α mais aussi à des phénomènes vibratoires.

La Figure 6 montre les forces moyennes de coupes, pour les différents échantillons et outils, extraites des signaux illustrés Figure 5.

Il apparaissait une forte dispersion des forces de coupe avec des barres d'erreurs de l'ordre de la valeur moyenne. Plusieurs observations peuvent cependant être commentées. Les forces étaient globalement plus importants lors des essais d'ébauche que lors de l'opération de finition. Dans la direction x , l'effort était mesuré de 17 à 42 N en ébauche contre 11 à 26 N en fraisage de finition. Il n'apparaissait pas un modèle en particulier reproduisant exactement les mêmes niveaux d'effort que pour l'os cadavérique. Les forces exercées sur les modèles (A) et (D), les mieux classés par le chirurgien, étaient respectivement 41(x)/32(y)/48(z) N et 42(x)/32(y)/62(z) N pour l'opération d'ébauche et 21(x)/18(y)/25(z) N et 13(x)/12(y)/17(z) N pour l'opération de finition, alors que celles exercées sur l'os cadavérique étaient de 38(x)/30(y)/53(z) N pour l'opération d'ébauche et de 26(x)/22(y)/41(z) N pour l'opération de finition. Cependant, le modèle (C) se distinguait par des niveaux d'efforts relatifs très bas (rejoignant le ressenti du chirurgien), en particulier pour le fraisage d'ébauche : 17(x)/8(y)/16(z) N.

La Figure 7 présente la vitesse d'avance linéaire du chirurgien résultant de la mesure du temps de fraisage et de la longueur fraisée pour les différents échantillons. Ces vitesses variaient de 298 à 386 mm/min en ébauche et de 218 à 360 mm/min en finition. Le geste était ainsi plus systématique en ce qui concerne le déplacement linéaire avec la fraise d'ébauche. La dispersion d'un essai à l'autre était également beaucoup plus faible.

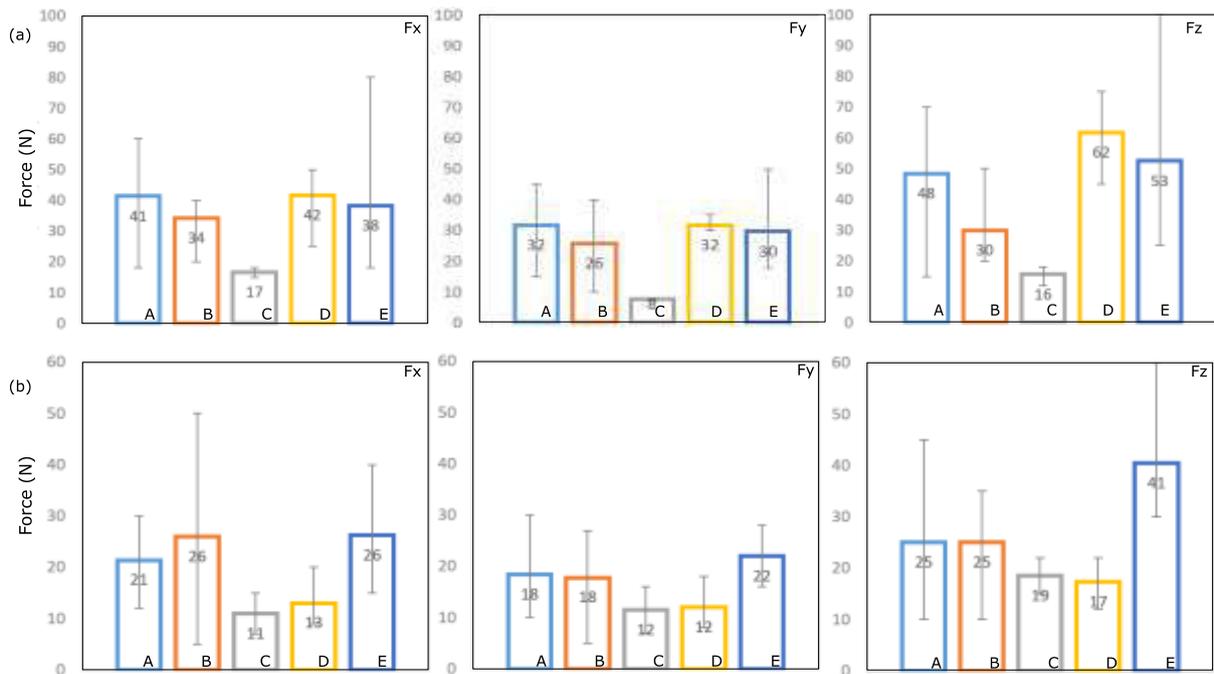


Figure 6. Efforts de coupe pour les opérations d'ébauche (a) et de finition (b) lors du fraisage par le chirurgien expert pour les 5 modèles proposés, dans les trois directions de l'espace x, y et z.

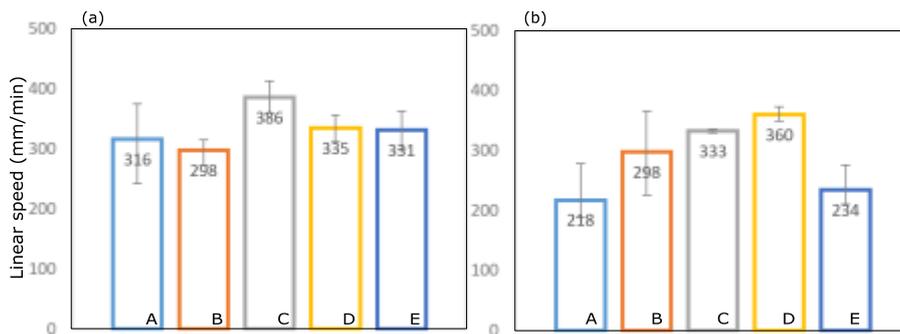


Figure 7. Avance linéaire pour l'opération d'ébauche (a) et de finition (b) lors du fraisage par chirurgien expert pour les 5 modèles proposés.

Résultats sur centre d'usinage

Les efforts de coupe caractéristiques lors du fraisage d'ébauche du modèle artificiel (A) sont présentés Figure 8. Les signaux obtenus avaient une enveloppe régulière et n'évoluaient pas au cours de la passe d'usinage. L'effort suivant la direction y était dissymétrique alors que les signaux dans les directions x et z possédaient une composante positive et négative. Ces signaux étaient plus réguliers que dans le cas du fraisage par le chirurgien expert tout au long du test et d'un test à l'autre.

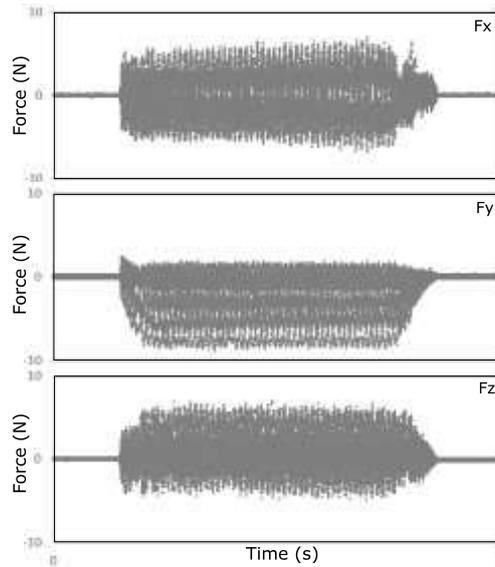


Figure 8. Signaux caractéristiques d'efforts, dans les trois axes, pour l'opération d'ébauche sur centre d'usinage pour le modèle (A).

Les niveaux de forces pour tous les tests sont reportés Figure 9 dans les 3 directions du dynamomètre. La première observation concerne le niveau de forces pour les quatre os artificiels comparés à l'os cadavérique : les niveaux étaient bien plus bas dans chaque direction hormis pour les forces dans la direction z pour l'opération de finition. Globalement, les forces les plus hautes étaient retrouvées pour la direction y. Aussi, pendant l'opération de finition, les forces étaient grandement limitées, surtout dans la direction x (direction d'avance). En comparaison avec les résultats de la Figure 6, même avec des conditions de coupes équivalentes, les forces mesurées étaient grandement réduites. L'os artificiel (C) ne se distinguait pas, cette fois ci, par des valeurs basses.

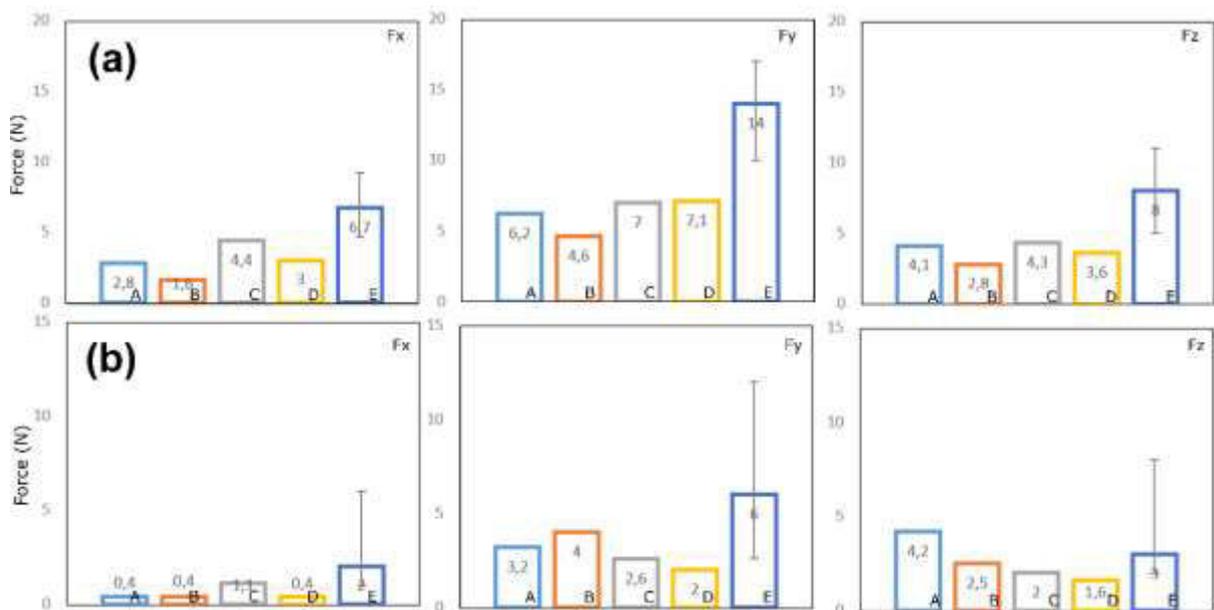


Figure 9. Forces de coupe pour l'opération d'ébauche (a) et de finition (b) lors du fraisage sur centre d'usinage.

Une observation fine des signaux de forces, lors de la coupe, sur cinq rotations d'outil est présentée Figure 10. Les forces de coupe variaient de 0 à une valeur maximale, avec une force égale à 0 quand l'outil ne coupait pas. La force maximum était enregistrée quand le bord tranchant de l'outil s'engageait avec un volume de copeau maximum. Avec une géométrie parfaite de coupe, l'action de chaque dent (8) devrait s'observer. Cependant, la durée de signal correspond à une rotation d'outil. Ce phénomène est dû à un effet faux-rond de l'outil, plus grand que l'avance par dent. Pour rappel, avec une vitesse de rotation de 30000 rpm et une vitesse linéaire de 300 mm/min, l'avance par dent f_z était de $1,25 \mu\text{m}$. Un défaut d'axe, même de quelques microns, pouvait désengager les bords de dents. Ce décalage était cependant répété à chaque révolution et était présent de manière identique pour chacun des cinq modèles, l'outil étant toujours le même.

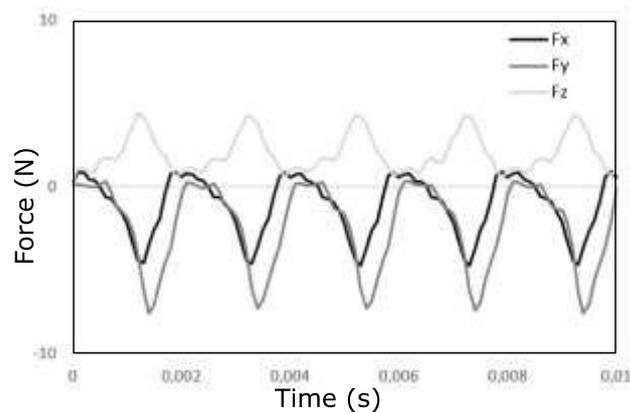


Figure 10. Détail des efforts de coupe, dans les trois directions, sur 5 rotations d'outil lors de la phase d'ébauche par le centre d'usinage sur le modèle (C).

Dans le cas du fraisage de finition par outil diamanté, les signaux d'efforts étaient différents : ils étaient continus tout au long de la passe d'usinage pour les modèles synthétiques (Figure 10[a]). L'enlèvement de matière étant réalisé par une succession de diamants abrasifs, le contact entre l'outil et la matière était alors permanent. Un contact permanent apparaissait également pour le fraisage de finition de l'os cadavérique (E) mais les efforts présentaient de fortes variations. Celles-ci étaient liées aux variations des propriétés du matériau osseux, générant une forte dispersion des résultats (Figure 10[b]). Ces fortes variations se répercutaient suivant les trois axes de mesure des efforts.

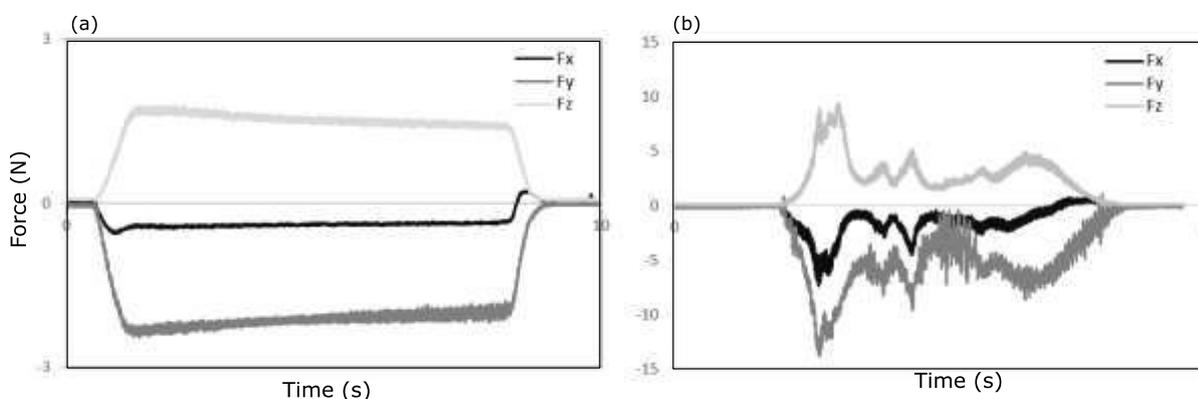


Figure 11. Signaux caractéristiques d'efforts, dans les trois directions, lors du fraisage de finition pour (a) le modèle synthétique (D) et (b) l'os cadavérique (E), sur centre d'usinage.

DISCUSSION

La validation d'un substitut osseux, en vue de la formation et de l'entraînement du chirurgien junior passe par son approbation, par des praticiens experts. Leur jugement est habituellement basé sur des notions et des sentiments subjectifs, recoupés dans un questionnaire. Par exemple, dans l'étude d'Awad et al.[26], la validation de l'usinabilité est définie par « le fraisage et le retour de force sont réalistes ».

Lors de la première partie de l'étude, le chirurgien expert a qualifié deux modèles, avec ces mêmes questions, et a éliminé les deux autres. Dans le même temps, la pression appliquée par l'outil du chirurgien sur les échantillons et les mouvements associés à l'engagement de l'outil et la vitesse de déplacement étaient mesurés par plusieurs moyens. Contrairement à l'analyse subjective, les niveaux de force mesurés lors du fraisage des os temporaux synthétiques (A, B, C, and D) étaient dispersés mais dans l'intervalle des mesures faites sur l'os cadavérique (E). Le chirurgien expert prenait soin à maintenir une pression constante sur le modèle au long du test et s'adaptait au matériau, d'un test à l'autre. Une telle observation reflète sa capacité à adapter son geste à différentes qualités d'échantillons, et d'os in vivo.

Le chirurgien veillait également à garder une vitesse de déplacement constante de la fraise d'un essai à l'autre. Il adaptait sa technique à l'opération. En effet, pour une opération d'ébauche, qui correspond à l'attaque de la mastoïdectomie avec une quantité importante de matière à enlever et un risque moindre pour les structures nobles, la pression appliquée et la vitesse de déplacement étaient légèrement supérieures à l'opération de finition pour laquelle moins de force était appliquée à chaque passe. Cette opération de finition correspond aux gestes fins effectués à l'aide d'une fraise moins agressive (diamants abrasifs) à l'approche des structures sensibles. L'analyse des mesures faites lors de la première phase d'essais ne permettait ainsi pas de différencier statistiquement les modèles, contrairement aux commentaires du ressenti du chirurgien expert qui excluait clairement le modèle (C) et qualifiait les modèles (A) et (D).

Dans la seconde phase de l'étude, des tests d'usinage, sur machine à commande numérique, ont été réalisés d'après les conditions de coupe définies lors de la première phase. Les mesures des forces de coupes montrent que les maquettes synthétiques étudiées ne permettaient pas d'obtenir une usinabilité équivalente à l'os cadavérique, les niveaux d'effort étant beaucoup plus faibles. Ces résultats allaient à l'encontre du ressenti du chirurgien expert qui classait le modèle (A) comme proche de l'os mais qui avait en fait des niveaux d'effort bien plus bas que ceux résultant du fraisage osseux : 2,8 / 6,2 / 4,1 N dans les directions x, y et z pour notre modèle (A) contre 6,7 / 14 / 8 N pour l'os cadavérique avec la fraise coupante (Figure 9). Ces résultats confirmaient l'adaptabilité du chirurgien au matériau, limitant l'engagement de l'outil lors du fraisage de l'os.

Si l'on compare les niveaux de force entre l'acte du chirurgien (Figure 6) et l'usinage sur commande numérique (Figure 9), pour des conditions d'engagement et de vitesse de déplacement équivalentes, les efforts sont grandement limités. Les efforts dans la composante X pour le modèle (A) étaient ainsi réduits de 41 N à 2.8 N. Le phénomène vibratoire peut en être une cause majeure. Un centre d'usinage permet d'obtenir un ensemble machine / outil / os temporal rigide ainsi qu'une direction et une vitesse de déplacement linéaires, constantes et parfaitement maîtrisées. La coupe y était régulière même si des phénomènes de faux-ronds apparaissaient, liés au très faible engagement par dent, de l'ordre du micromètre. Les vibrations observées (Figure 5) étaient liées au bridage

du modèle et au manque de rigidité de la queue de l'outil. Contrairement aux essais sur centre d'usinage et malgré son expertise, le geste du chirurgien n'est pas parfaitement linéaire (direction et vitesse) et le bras n'est pas parfaitement rigide. Le praticien doit compenser les forces de coupe et un mode vibratoire d'une excitation liée à la fréquence de rotation de la broche, ici de 30 kHz. Les facultés humaines ne permettaient pas de compenser cette sollicitation et la coupe en était perturbée, démultipliant le mécanisme de faux-ronds : l'outil ne coupait plus pendant plusieurs tours d'outil avant d'engager fortement la matière pour rattraper le volume non pris auparavant. Cela se traduit par une augmentation importante de l'effort de coupe et une forte dégradation des surfaces fraisées. La Figure 12 (a) illustre la qualité de surface obtenue par le praticien lors du fraisage d'ébauche du modèle développé (A). Le fond de rainure présente des pics et des vallées importants, résultant d'une instabilité de la coupe et de l'incapacité du chirurgien à générer une surface lisse. La surface obtenue, dans des conditions équivalentes, lors de la seconde phase d'essais (Figure 12 (b)) était plus lisse, avec quelques irrégularités tout de même. La comparaison des deux surfaces confirme les conditions de coupes différentes avec les mêmes paramètres.

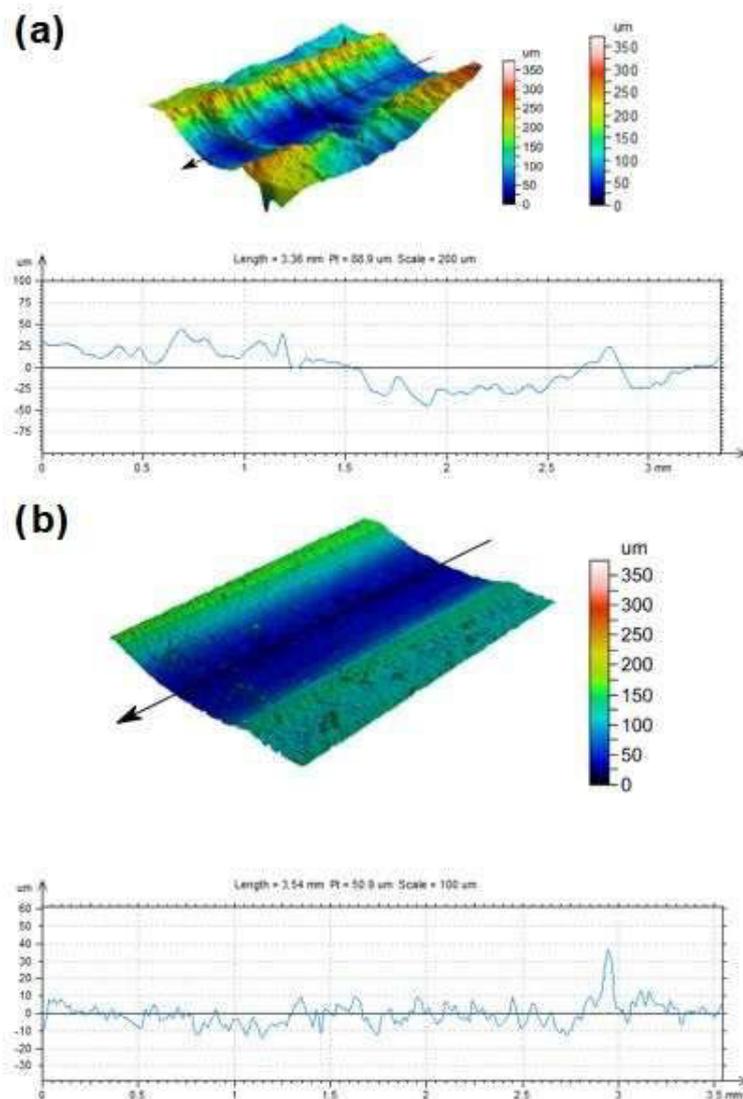


Figure 12. Surfaces obtenues après fraisage d'ébauche du modèle (A) par le chirurgien (a) et par le centre d'usinage (b) avec leurs graphiques exprimant les distances en profondeur par les distances en largeur

CONCLUSION

Cette étude compare l'usinabilité d'os temporaux cadavériques et synthétiques dédiés à l'entraînement. Trois sont des modèles commercialisés et un est développé pour l'étude. Des opérations d'ébauche et de finition sont conduites suivant deux modes d'essais.

Une première phase a été menée à l'aide d'un chirurgien expert simulant le fraisage des différents modèles et une étude de son geste a été menée. Les efforts mesurés et les vitesses de déplacement de l'outil étaient relativement équivalents entre modèles synthétiques et cadavériques. Il apparaissait que le chirurgien adaptait son geste aux propriétés de l'échantillon. Son ressenti donnait les maquettes (A) et (D) comme les plus proches de l'os en termes d'usinabilité.

Une seconde phase a été menée sur centre d'usinage à commande numérique dans des conditions opératoires équivalentes. Les forces mesurées étaient fortement réduites lors du fraisage des modèles synthétiques (A à D) par rapport à celles mesurées pour l'os cadavérique (E), dues à la rigidité de l'assemblage machine/ outil/ échantillon. La qualité de surface était bien meilleure avec le centre d'usinage, avec un processus de coupe constant.

Afin de qualifier une maquette d'os temporal artificiel pour l'entraînement du praticien junior, il est montré que les seules mesures de forces ne sont pas suffisantes. Une étude du geste et de ses conséquences sur l'intégrité du matériau mais aussi le ressenti du chirurgien sont donc des facteurs importants pour valider cet outil de formation.

La qualification d'un modèle ne peut seulement se baser sur des mesures quantitatives physiques et spécifiquement des efforts de coupes. La mesure des forces durant le test par le chirurgien ne permettait pas de stabiliser les conditions opératoires tandis que le test sur centre d'usinage ne permettait pas de simuler de manière réaliste le bras du chirurgien avec une adaptabilité au matériau rencontré et à ses changements de propriétés.

REFERENCES

- [1] Hohman MH, Bhama PK, Hadlock TA. Epidemiology of iatrogenic facial nerve injury: a decade of experience. *Laryngoscope* 2014;124:260–5. doi:10.1002/lary.24117.
- [2] Alzhrani F, Lenarz T, Teschner M. Facial palsy following cochlear implantation. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 2016;273:4199–207. doi:10.1007/s00405-016-4124-0.
- [3] Migirov L, Eyal A, Kronenberg J. Intracranial complications following mastoidectomy. *Pediatr Neurosurg* 2004;40:226–9. doi:10.1159/000082296.
- [4] Senechaut JP, Hazan A, Henrion P, Vacher S, Peytral C. [Severe iatrogenic complications of surgery of the middle ear and their medicolegal aspects]. *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac* 1988;105:377–82.
- [5] Mancini F, Taibah AK, Falcioni M. COMPLICATIONS AND THEIR MANAGEMENT IN TYMPANOMASTOID SURGERY. *Otolaryngologic Clinics of North America* 1999;32:567–83. doi:10.1016/S0030-6665(05)70153-5.
- [6] McManus LJ, Stringer MD, Dawes PJD. Iatrogenic injury of the chorda tympani: a systematic review. *J Laryngol Otol* 2012;126:8–14. doi:10.1017/S0022215111002039.
- [7] Naik SM, Naik MS, Bains NK. Cadaveric temporal bone dissection: is it obsolete today? *Int Arch Otorhinolaryngol* 2014;18:63–7. doi:10.1055/s-0033-1351681.
- [8] Morris DP, Benbow EW, Ramsden RT. “Bones of Contention”. The donation of temporal bones for dissection after the organ-retention scandals. *J Laryngol Otol* 2001;115:689–93.
- [9] Morris DP, Luff DA, Hargreaves SP, Rothera MP. Bones of contention. The supply of temporal bones for dissection: the legalities, problems and solutions. *J Laryngol Otol* 1998;112:1138–41.
- [10] Demiryürek D, Bayramoğlu A, Ustaçelebi Ş. Infective agents in fixed human cadavers: A brief review and suggested guidelines. *The Anatomical Record* n.d.;269:194–7. doi:10.1002/ar.10143.
- [11] Scott A, De R, Sadek SA, Garrido MC, Courteney-Harris RG. Temporal bone dissection: a possible route for prion transmission? *J Laryngol Otol* 2001;115:374–5.
- [12] Giannotti D, Patrizi G, Di Rocco G, Vestri AR, Semproni CP, Fiengo L, et al. Play to become a surgeon: impact of Nintendo Wii training on laparoscopic skills. *PLoS ONE* 2013;8:e57372. doi:10.1371/journal.pone.0057372.
- [13] Kenney PA, Wszolek MF, Gould JJ, Libertino JA, Moinzadeh A. Face, Content, and Construct Validity of dV-Trainer, a Novel Virtual Reality Simulator for Robotic Surgery. *Urology* 2009;73:1288–92. doi:10.1016/j.urology.2008.12.044.

- [14] Kelly DC, Margules AC, Kundavaram CR, Narins H, Gomella LG, Trabulsi EJ, et al. Face, Content, and Construct Validation of the da Vinci Skills Simulator. *Urology* 2012;79:1068–72. doi:10.1016/j.urology.2012.01.028.
- [15] Aggarwal R, Moorthy K, Darzi A. Laparoscopic skills training and assessment. *Br J Surg* 2004;91:1549–58. doi:10.1002/bjs.4816.
- [16] Andolfi C, Plana A, Kania P, Banerjee PP, Small S. Usefulness of Three-Dimensional Modeling in Surgical Planning, Resident Training, and Patient Education. *J Laparoendosc Adv Surg Tech A* 2017;27:512–5. doi:10.1089/lap.2016.0421.
- [17] Wiet GJ, Sørensen MS, Andersen SAW. Otologic Skills Training. *Otolaryngol Clin North Am* 2017;50:933–45. doi:10.1016/j.otc.2017.05.005.
- [18] Varoquier M, Hoffmann CP, Perrenot C, Tran N, Parietti-Winkler C. Construct, Face, and Content Validation on Voxel-Man® Simulator for Otologic Surgical Training. *Int J Otolaryngol* 2017;2017:2707690. doi:10.1155/2017/2707690.
- [19] Zhang J, Zhang FZ, Hao JS, Chen M, Zheng J, Ni X. [The application of 3D simulationtemporal-bone-system for temporal bone anatomy training]. *Lin Chung Er Bi Yan Hou Tou Jing Wai Ke Za Zhi* 2016;30:1325–8. doi:10.13201/j.issn.1001-1781.2016.16.017.
- [20] Wong D, Unger B, Kraut J, Pisa J, Rhodes C, Hochman JB. Comparison of cadaveric and isomorphic virtual haptic simulation in temporal bone training. *J Otolaryngol Head Neck Surg* 2014;43. doi:10.1186/s40463-014-0031-9.
- [21] Vankipuram M, Kahol K, McLaren A, Panchanathan S. A virtual reality simulator for orthopedic basic skills: a design and validation study. *J Biomed Inform* 2010;43:661–8. doi:10.1016/j.jbi.2010.05.016.
- [22] Tai BL, Kao Y-T, Payne N, Zheng Y, Chen L, Shih AJ. 3D Printed composite for simulating thermal and mechanical responses of the cortical bone in orthopaedic surgery. *Medical Engineering & Physics* 2018;61:61–8. doi:10.1016/j.medengphy.2018.08.004.
- [23] Tai BL, Rooney D, Stephenson F, Liao P-S, Sagher O, Shih AJ, et al. Development of a 3D-printed external ventricular drain placement simulator: technical note. *J Neurosurg* 2015;123:1070–6. doi:10.3171/2014.12.JNS141867.
- [24] Bakhos D, Velut S, Robier A, Al zahrani M, Lescanne E. Three-Dimensional Modeling of the Temporal Bone for Surgical Training: *Otology & Neurotology* 2010;31:328–34. doi:10.1097/MAO.0b013e3181c0e655.
- [25] Hochman JB, Kraut J, Kazmerik K, Unger BJ. Generation of a 3D printed temporal bone model with internal fidelity and validation of the mechanical construct. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2014;150:448–54. doi:10.1177/0194599813518008.

- [26] Awad Z, Ahmed S, Taghi AS, Ghufloor K, Wareing MJ, Patel N, et al. Feasibility of a synthetic temporal bone for training in mastoidectomy: face, content, and concurrent validity. *Otol Neurotol* 2014;35:1813–8. doi:10.1097/MAO.0000000000000511.
- [27] Ahuja AT, Yuen HY, Wong KT, Yue V, van Hasselt AC. Computed Tomography Imaging of the Temporal Bone—Normal Anatomy. *Clinical Radiology* 2003;58:681–6. doi:10.1016/S0009-9260(03)00209-5.

ARTICLE 2. SYNTHETIC TEMPORAL BONE FOR TRAINING: EVALUATION OF SURGEON'S GESTURE AND MILLING TESTS

Authors : Jordan Chauvelot ^{a,*}, Gael Le Coz ^b, Cedric Laurent ^b, Jean-Philippe Jehl ^c,
Nguyen Tran ^d, Abdelhadi Moufki ^b, Anne-Sophie Bonnet ^b and Cecile Parietti-Winkler ^a

^a ENT Department, University Hospital of Nancy, France

^b CNRS, LEM3, UMR 7239, University of Lorraine, France

^c CNRS, IJL, UMR 7198, University of Lorraine, France

^d School of Surgery Nancy-Lorraine, Faculty of Medicine, Nancy, France

Corresponding author : Jordan Chauvelot – jordanchauvelot@yahoo.fr – ENT Department, Institut Louis Mathieu, CHRU NANCY, rue du Morvan 54500 VANDOEUVRE-LES-NANCY

Other Authors : Gaël Le Coz: gael.lecoz@univ-lorraine.fr ; Cédric Laurent : cedric.laurent@univ-lorraine.fr ; Anne-Sophie Bonnet : anne-sophie.bonnet@univ-lorraine.fr ; nguyen.tran@univ-lorraine.fr ; Abdelhadi Moufki : abdelhadi.moufki@univ-lorraine.fr ; Jean-Philippe Jehl : jean-philippe.jehl@univ-lorraine.fr ; Cécile Parietti-Winkler : c.parietti@chru-nancy.fr

ABSTRACT

New otological surgery simulators are used for training, including artificial temporal bones. No study has quantified the quality of their materials. The objective of our study is to compare the response to the machinability of an innovative model created by our team, in comparison with both available models and cadaveric bones. Thus, 4 synthetic and 3 cadaveric models were prepared to measure the forces associated with the surgical procedure, using a torque plate and a motor with roughing and finishing burs. The expert otologist's milling allowed extracting the tool engagement and the speed of displacement to be used in the experimental machining setup. The feeling of the surgeon was collected for each model. In this first phase, the characteristics were found to be relatively equivalent between synthetic and cadaverous models. The surgeon elected models (A) and (D) as the closest to the bone. The second phase resulted in substantially lower efforts due to the rigidity of the machine/ tool/ sample assembly, the milling of the synthetic models involving much lower efforts compared to cadaveric bone. It was thus concluded that physical measures were not sufficient to quantify the realism of an artificial bone model. The feeling, the gesture and its consequences on the integrity of the material are important factors to be considered towards the validation of this training tool.

KEYWORDS : Artificial Temporal Bone; Educational tool; Simulation; Otology; Machinability; 3D Printing

ABBREVIATION : CNC: Computer Numerical Center

FORMATTING OF FUNDING SOURCES : This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

INTRODUCTION:

The conventional way of otological surgical learning for E.N.T (Ear Nose and Throat) juniors begins with assisting experts. After this initial period, learners are generally permitted to perform one or several steps of the actual surgery. While this approach is relatively common for open surgeries during which the assistant can intervene directly, it is not the case in the otological field since middle ear surgery concerns a very small anatomical region (not exceeding 5 to 6 drops of water) with many at-risk structures (ossicles, facial nerve, auditory and balance sensors, dura-mater). In such a context, millimetric errors may have dramatic consequences, including facial paralysis[1,2], labyrinthine effraction with hearing loss and vertigo, or dura mater effraction with a cerebrospinal fluid leak[3–6]. Consequently, beginners undoubtedly have to rehearse, out of the operating room, before getting started into real surgeries.

For a long time, cadaver dissection was stated as the gold standard [7] for training. However, this method is limited by the increasingly restricted access to cadaveric samples [8,9] inducing high costs (corpses preservation, maintenance personnel, etc), as well as by the risk of transmission of infectious agents[10,11]. Moreover, the anatomopathological status of the middle ear is unpredictable.

While simulation yet plays a key role in aeronautics for instance (a pilot must pass through simulation exams before being permitted to take the lead of an actual flight), it is quite new in medicine and specifically in surgery. Simulators appeared in the 80s, with the boom of video games[12], and more concretely in 2005, with the first laparoscopic surgery simulator[13]. They allow the practitioner to train before the act, on a model as realistic as possible. The digestive or cardiac surgery specialties were the first concerned[14–16]. The Oto-Rhino-Laryngologist and Cervico-Facial surgeon is gradually provided with similar educational tools as well, particularly at the otological level[17].

The use of 3D simulators such as VoxelMan[18] constitutes an interesting approach to the anatomy[19] and to the complex dissection of a temporal bone, which is time required for most microsurgery of the middle and inner ear. It allows learners to assimilate the different structures, the corresponding operating times, and to start over at will, on both healthy and pathologic models (known beforehand). These virtual models are evaluated according to subjective criteria, from "very dissimilar" to "very similar"[20]. Objective criteria can also be formulated to improve the performance of surgeons. Such a quantitative analysis may focus on two metrics: the milling time and the number of tissue contacts[21]. However, the 3D simulation in computer-generated images is limited by the insufficient realism of experienced sensations compared with real human dissection.

In this perspective, artificial temporal bones have been created in order to obtain training tools satisfyingly reproducing the surgical sensations. Several products are available, allowing junior surgeons practical training. These bone substitutes can take the form of foams with simple geometries and properties close to bone (Sawbone ASTM F1839), composite materials[22], and may also exhibit complex geometries mimicking the human

anatomy using either molding or 3D printing[23]. 3D printing technologies also permit to directly produce bi-material temporal bones composed of a hard resin, corresponding to the bone, and a soft resin, for soft tissues (facial nerve, dura mater, sigmoid sinus, eardrum and duct skin). However, if the geometric correspondence is verified for certain models, subjectively [24,25] or objectively (publication to come), the quality of the machining must also be validated. Machinability has been approached by Awad et al.[26] using an appropriate questionnaire completed by trainees and experts, but such qualitative evaluation is limited by the lack of measurable physical data.

The objective of this study is therefore to characterize the response to machining of (i) different commercial artificial temporal bones used for the training of surgeons (ii) a newly developed bi-material model, [Chauvelot 2019] (ii) cadaveric human temporal bone. To do so, the surgeon's gesture was firstly studied by the subjective and metric evaluation of the operating conditions. Following this first experimental phase, machining tests were carried out in a CNC milling machine in order to physically evaluate the response of the different materials to cutting under stabilized and reproducible conditions. The results obtained allowed to confront the subjective feelings with physical measurements.

METHODS

Specimens

Four artificial temporal bones were selected for the experiments. These models result from different manufacturing methods, and consequently exhibit different external appearances.

The model (A) was developed by our team from a DICOM of a healthy female patient. The temporal bone was initially segmented by a team of radiologists and ENT experts such as normal[27], namely: good aeration of mastoid cells, a standard shape and position of the eardrum, ossicles, facial nerve, sigmoid sinus, and inner ear components. The left side was chosen arbitrarily. A mesh model was extracted (figure 1(a)) and directly used for printing using additive manufacturing using a Polyjet process, based on the principle of photopolymerization of microdroplets. This technology allowed to combine several materials with a resolution of the order of 0.016 mm, and to obtain a high surface quality (figure 1 (b)). Two materials were combined: a hard material to represent the cortical bone parts and a softer material for noble tissues.

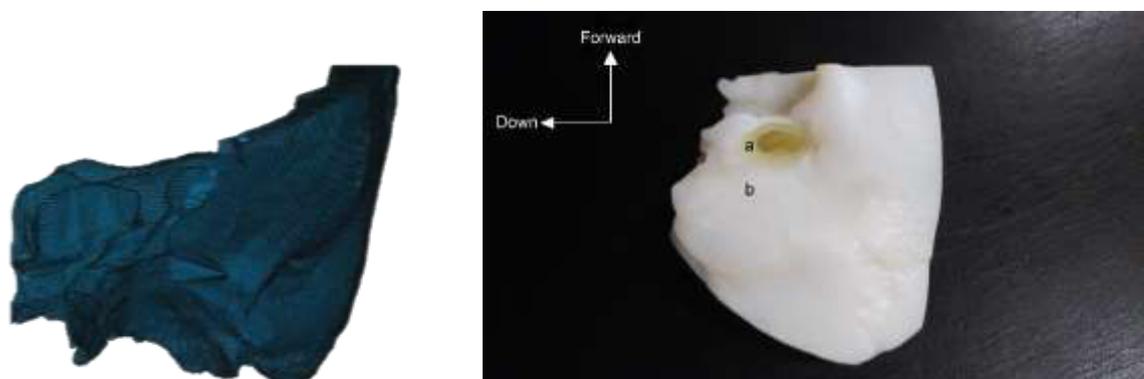


Figure 1. Model (A): On the left: 3D modeling of the temporal bone model before printing. On the right: The bi-material 3D-printed temporal bone in operating position with identification of both soft (a [external auditory canal skin]) and hard (b [cortical bone]) resins.

Three commercial artificial temporal bones were also selected (figure 2 (a-c)) and compared with this first model. The model (B) (*Phacon Temporal Patient Bone*) “was made by molding and assembling different parts to incorporate soft and/or conductive inserts” [REF]. The model (C) (*Pettigrew Temporal Bone*) “was made by plastic molding and was designed for the simulation of ear surgery”, with the objective of performing “all operations of the external auditory canal, eardrum, mastoid or middle ear ” [REF]. The model (D) (*Collin Temp'os*) “was made by stereolithography faithfully reproducing the anatomy of the middle ear, the missing soft tissues being replaced by colored areas” [REF].

Finally, three cadaveric temporal bones (E) were provided by the Laboratory of Anatomy of the Faculty of Medicine of Nancy. The dissection was performed in the fresh state to extract a piece of cortical bone corresponding to the mastoidectomy zone (Figure 2 (d)) and the samples were dried in the open air. Charters of body donation to science were respected and the team agrees to provide them if they were to be requested.

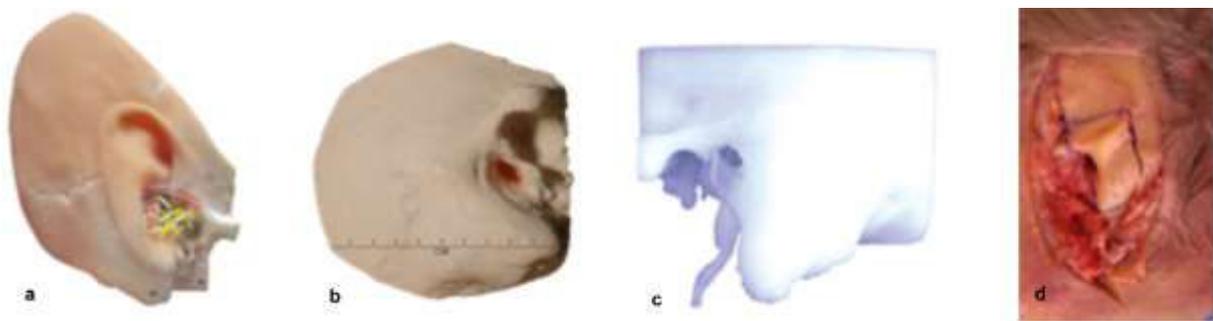


Figure 2. (a – c) Commercial temporal bones [names or refs] and (d) cadaveric bone before extraction (ear has been removed)

Experimental apparatus and protocol

An anatomical area corresponding to the cortical bone has been systematically chosen to perform the milling test. The 40x20mm samples were partially embedded in a dedicated support (Figure 3) to make the surgical work area accessible and to clamp the sample. Two surgical drill tools, frequently used in these surgical procedures, were used. A 4 mm diameter tungsten burring tool with 8 teeth (ref 3127654 Carbide 4.0) was first considered for roughing operation. A 4 mm abrasive burr (31134065 Stainless steel 4.0) was also tested to simulate finishing operation. The choice of the rotational speed of the spindle was set at $\omega = 30\,000$ revolutions/min (close to the operating speed) and the tests were then carried out dry with an angle of inclination α of 45° (operating conditions).

Cutting forces related to the surgical act were measured with a Kistler 3-components dynamometer Minidyn 9256C associated with a Kistler amplifier 9017. Data were recorded using a National Instrument CompactDaq 9174 with NI9215 cards and a dedicated Labview program. A sampling frequency of 10 kHz was selected.

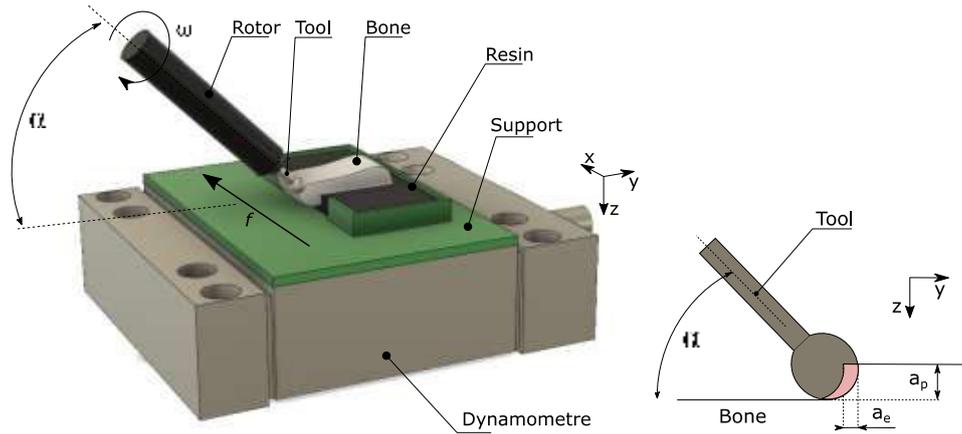


Figure 3. Experimental setup for recording cutting forces (using a dynamometer and charge amplifier) and position of the tool

The test protocol was split into two stages: clinical-type trials and machining center trials.

The analysis of the surgeon's gesture during the milling was carried out for the different temporal bones and for the two surgical tools proposed, at least 3 times. An otologist expert reproducing the standard gestures of mastoid milling performed the operations. The expert performed straight line milling to facilitate measurements and analysis. Axial a_e and radial depth of cut a_p as well as linear speed f were thus dependent on the expert's methodology (figure 3). In order to get as close as possible to the real conditions, the practitioner sat on a stool with wheels, and worked on a stable plane, at a comfortable height, and the samples were previously wedged (figure 4). The equipment used consisted in: a Medtronic- "Indigo High-Speed Otologic Drill" motor (ref 1845000) with a straight handpiece (ref 1845010), a Medtronic-IPC console (ref 1898001), and an "IPC System Multi-function Footpedal" pedal (ref 1898430). The use of a Zeiss operating microscope (ref: 000000-1087-851) also permitted video recording of the operation and postoperative dimensional measurements. The operator's feelings were then collected to comment and assess the ability of the models to reproduce the sensations of surgical milling.

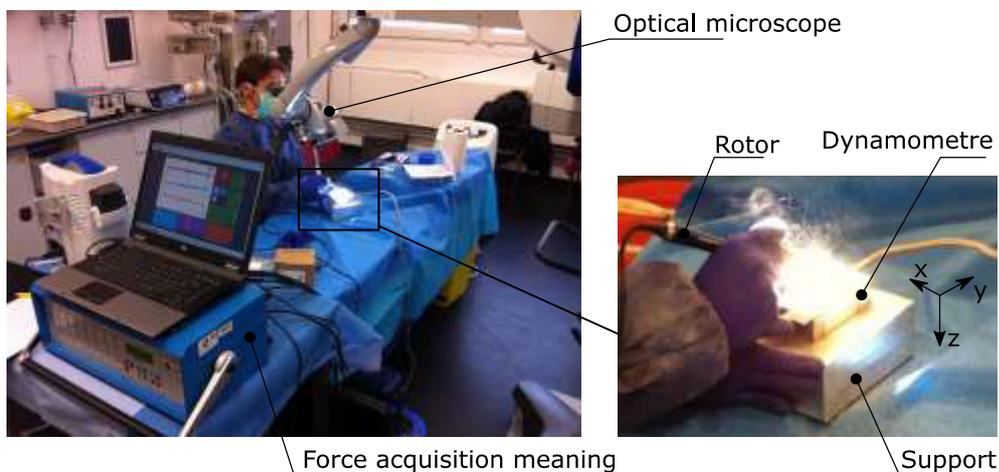


Figure 4.: Clinical-type trials with equipment and 3-component dynamometer mounted on a dedicated support.

Machining center tests allowed to precisely control the cutting conditions and to obtain the most rigid machine/ tool/ sample set possible. The samples were previously surfaced to obtain plane initial surfaces. The tests were performed at controlled engagement (a_e and a_p) and speed (f), to obtain stable and repeatable operating conditions. Based on the surgeon's analysis of the milling operation performed during the first phase of the study, the representative operating conditions were extracted. The linear speed was set at $f = 300$ mm/min for the roughing operation and 200 mm/min for the finishing operation. The axial engagement a_p was 2 mm and the radial engagement a_e was 1.5 mm. The tests were performed with a down milling strategy (from the maximum chip thickness to the minimum), corresponding to the direction observed in the expert surgeon trial. The tests were repeated at least 3 times.

RESULTS

Surgical results

Table 1. First feeling of the surgeon when milling the proposed models

Temporal bone	Comment	Rank
E	Very hard compared to surgery (dehydrated?)	
Cadaveric		
A	Good feeling of progression in the material, chips similar to the bone	1
B	Very friable, similar to plaster, milling makes a lot of dust	4
C	Very soft, fast milling, bigger chips	3
D	Good feeling of progression in the material, chips similar to the bone / Sensations similar to model A	2

The surgeon qualified the models (A) and (D) in terms of their capacity to reproduce the sensations of bone milling, the hardness of material, the speed of advancement in the material, and the size of chips compared to human bone usually milled during surgeries. It should be noted that the cadaveric bones used as standard seemed harder than usual, which might be due to dehydration.

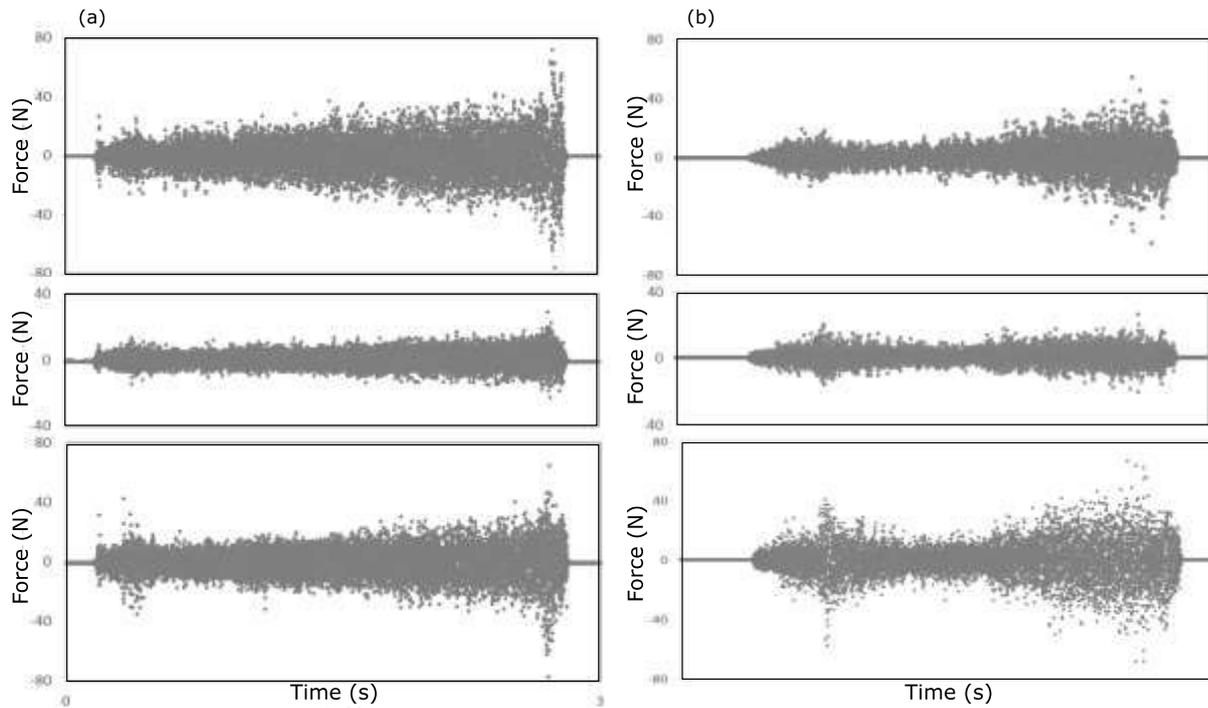


Figure 5. Characteristic curves of the 3 directions cutting forces (X, Y, Z) for surgeon's rough milling for bone (a) cadaveric model (E) and for (b) artificial model (D)

When operating, the surgeon generated forces in the three directions of space (see Figure 4). Figure 5 shows an example of efforts obtained during rough milling of cadaveric (E) and artificial (D) temporal bones. The obtained signals fluctuated during the test with a global progressive increase of the forces. Locally, some variations appeared, observable along each axis. These changes are the results of the surgeon action increasing the pressure exerted on the tool during the operation, either by an increase in the linear movement speed f , or by an increase in the axial and radial engagement a_e and a_p , or by a cumulative action of the two. The cutting force was substantially lower in the y-direction than in the x (feed direction) and z (normal direction). It should be noted that the forces were globally symmetrical around 0 N for the three components. This is related to the inclination of the tool α but also to vibration phenomena.

Figure 6 shows the mean cutting forces for different samples and tools, extracted from the cutting forces signal illustrated in figure 5.

A strong dispersion of cutting forces was observed, as illustrated by error bars near the average value. Several observations can, however, be commented. The forces were generally higher during the roughing tests than during the finishing operation. In the x-direction (feed direction), the force ranged from 17 to 42 N in roughing and only from 11 to 26 N in finishing milling. No artificial temporal bone model reproduced exactly the same levels of forces as cadaveric bone. Forces exerted on models (A) and (D), the best ranked by the surgeon, were respectively 41(x)/32(y)/48(z)N and 42(x)/32(y)/62(z)N in roughing and 21(x)/18(y)/25(z)N and 13(x)/12(y)/17(z)N in finishing milling while those exerted on cadaveric bone were 38(x)/30(y)/53(z)N in roughing and 26(x)/22(y)/41(z)N in finishing

milling. However, model (C) was distinguished by very low levels of forces, especially for rough milling (17[x]/8[y]/16[z]N).

Figure 7 presents the surgeon linear speed resulting from the measurement of the machining time and the machined length for the different tested samples. These speeds varied from 298 to 386 mm / min in rough milling and from 218 to 360 mm/min in finishing milling. The gesture was thus more systematic in terms of linear movements with the roughing bur, with lower dispersion of the results between tests compared to the measured forces.

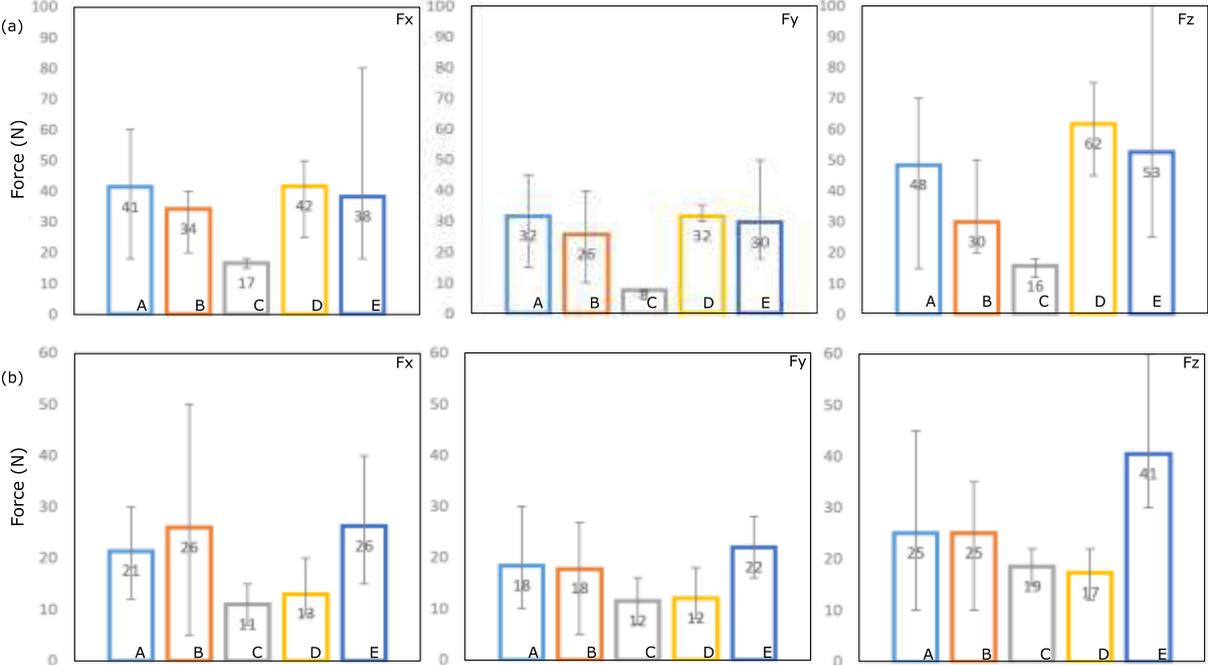


Figure 6. Cutting forces for (a) roughing and (b) finishing operations when milling by expert surgeon.

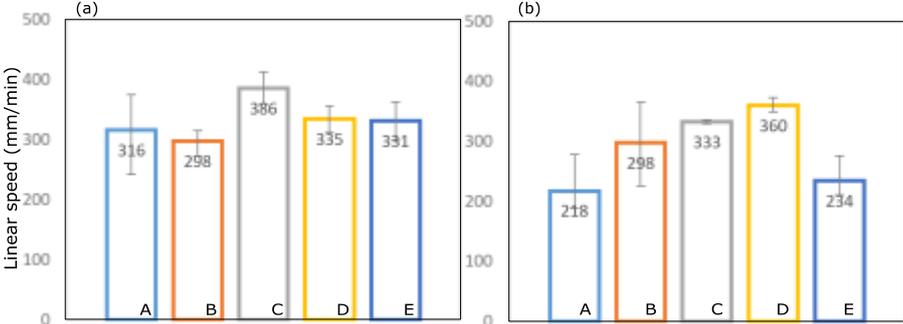


Figure 7. Linear advance for (a) roughing and (b) finishing operations when milling by expert surgeon.

Machining results

Typical force signals during the rough milling of the artificial temporal bone (A) are reported in figure 8. The obtained signals presented a regular envelope and did not evolve during the machining pass. The force in the y-direction was asymmetrical while the signals in x/z-directions had both positive and negative components. These signals were more regular than in the case of expert surgeon milling all along the test but also from a test to another.

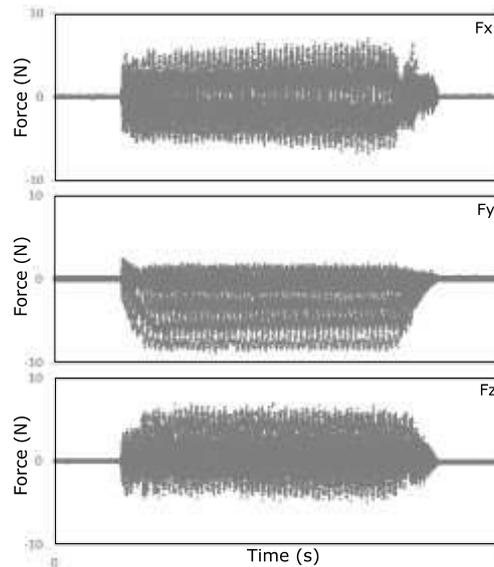


Figure 8. Typical force signals when rough milling temporal bone (A) on a CNC milling machine.

Levels of forces for all tests are reported in figure 9 in the 3 directions of the dynamometer. As far as the level of forces for the 4 artificial bones compared with cortical bone are concerned, obtained values were much lower in each direction, except for z normal forces when recording finishing operation. Globally, the highest forces were in the y-direction, while they were lower during finishing operation, especially in the x-direction (feed direction). In comparison with the results of table 6, in spite of the equivalent cutting conditions, the measured forces were greatly reduced and the artificial bone (c) did not distinguished by low values.

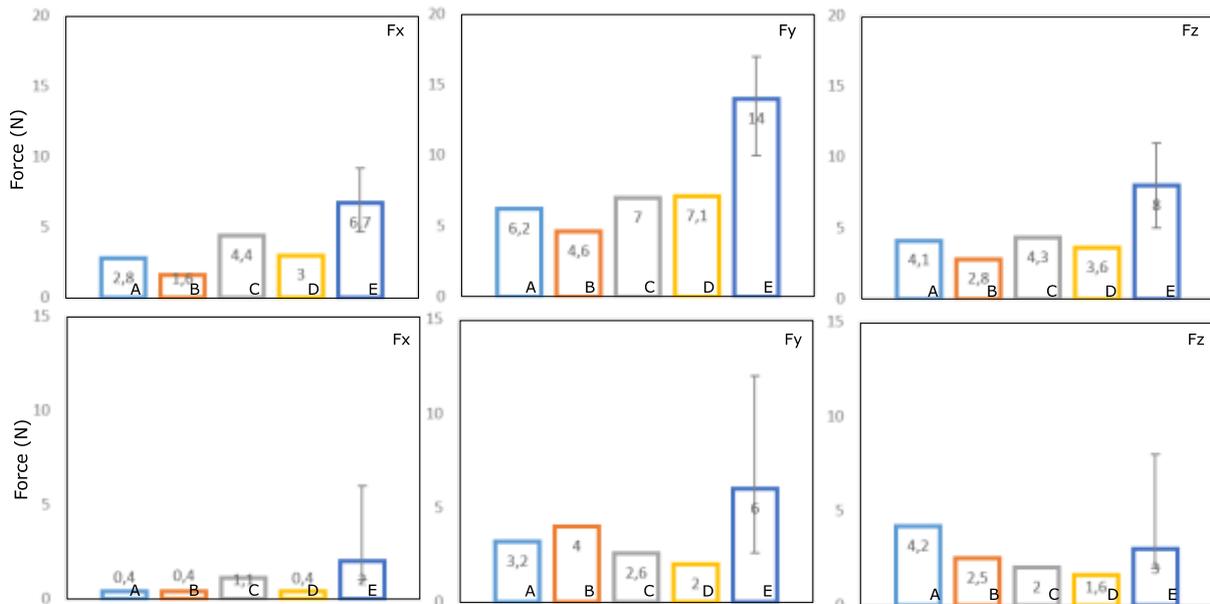


Figure 9. Cutting forces for a) roughing and (b) finishing operations when milling on a CNC machine

A fine observation of the force signals on five rotations of the tool when cutting the bone (c) is presented in figure 10. Cutting forces varied from 0 to a maximum value, while it was equal to 0 when the tool did not cut. The maximum force was recorded when the tool cutting edge was engaged with a maximum chip volume. With a perfect cutting tool geometry, the action of each cutting edge (8) should be observed. However, the signal period corresponded to a tool rotation due to the phenomenon of tool runout, higher than the feed per tooth selected. As a reminder, with a rotation speed of 30 000 rpm and a linear speed of 300 mm/min, the feed per tooth f_z was 1.25 microns. An axis defect, even a few microns, thus tended to unengaged cutting edges. However, this shift was repeated at each revolution and was identically present for each of the five models, the tool being kept between the different tests.

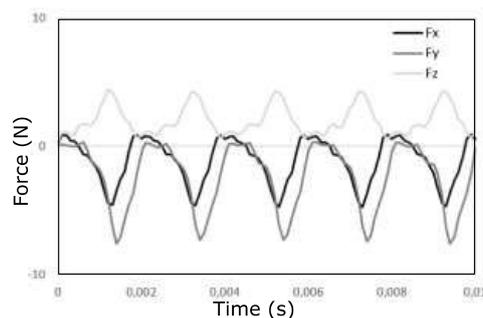


Figure 10. Detail of cutting forces on the three directions during 5 tool rotations when rough milling model (C) on a CNC milling machine.

In the case of finishing milling with a diamond tool, the force signals were different and presented continuous forces throughout the machining pass for the different synthetic models, as illustrated in figure 10 (a). The removal of material was achieved by a succession of abrasive diamonds and the contact between the tool and the material was then kept permanent. A similar contact also appeared for the finishing milling of the cadaveric bone (E)

but forces appeared with strong variations. It is related to the variations of the properties of the bone material, generating a strong dispersion of the results for the cadaveric model (E) (figure 10 (b)). These strong variations were observed for the three axes.

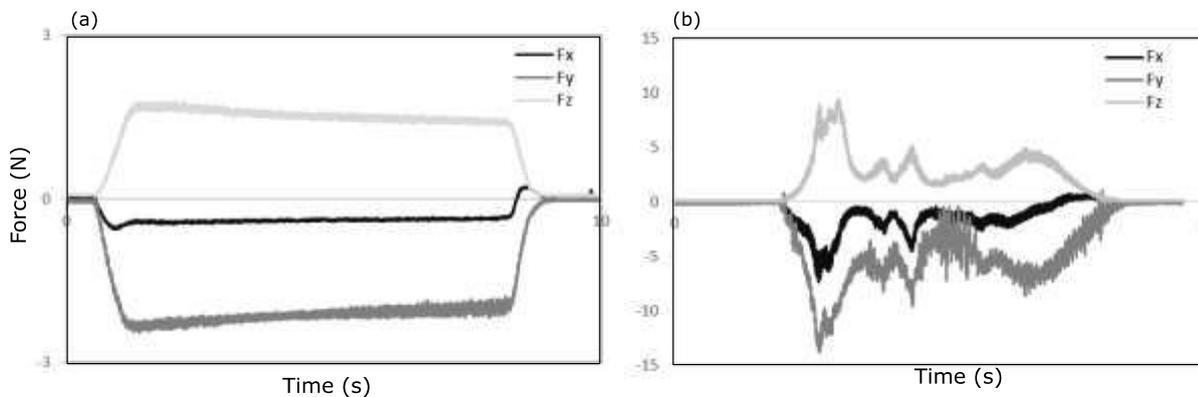


Figure 11. Typical force signals during finishing milling of (a) artificial model (D) and (b) cadaveric temporal bone on a CNC milling center.

DISCUSSION AND CONCLUSION

Discussion

The validation of any bone substitute for the training of junior surgeons needs to be approved by an expert practitioner. His judgment is classically based on subjective feelings and notions collected into a questionnaire. For example, in the study of Awad et al.[26], the machining validation was assessed through the feeling that “*drilling and feedback are realistic*”.

In the first part of the study, the surgeon expert has qualified two artificial temporal bones with the same kind of questions and has eliminated two others. In the same time, the pressure applied by the surgeon tool on the samples and the movements associated with tool engagement and speed have been measured by various means. In opposition with previously reported subjective analyzes, the measured levels of forces during the milling of the synthetic models (A, B, C, and D) were dispersed but included in the interval of the cutting forces measured when machining cadaveric sample (E). The expert surgeon took care to maintain constant pressure on the model throughout the test and adapted its gesture to the proposed material, from one test to another. Such observation therefore reflects its ability to adapt his gesture to different qualities of training samples and of bone in vivo.

Moreover, the surgeon kept constant linear speed of advance of the bur from one test to another, by adapting his technique to the procedure. For a roughing operation, which corresponds to the attack of the mastoidectomy with a large amount of material to remove and a low risk for the noble structures, the applied pressure and the speed of advance were slightly higher, while less force was applied on each pass during the finishing operation corresponding to the fine movements performed with a less aggressive bur (abrasive diamond) when approaching sensitive structures. The analysis of the measurements made during the first phase of tests did not permit to statistically differentiate the models, contrary to the comments treating of the expert surgeon’s feelings who clearly excluded the model (C) and chose the models (A) and (D).

In the second part of the present study, machining tests were performed on a CNC milling center with the cutting conditions defined from the first phase. Cutting forces measurement showed that the synthetic models studied did not allow obtaining machinability equivalent to the cadaveric bone, with substantially lower force values. These results also went against the feeling of the expert surgeon who classified the model (A) as similar to bone, while the level of forces reached were measured lower than the bone milling. These results confirmed the surgeon's adaptability to the material, limiting the tool engagement during cadaveric bone milling.

A comparison between force levels for equivalent engagement and velocity conditions between the surgeon's act (Figure 6) and CNC machining (Figure 11) permit to observe that efforts were much lower with temporal bone models, since for the model (A) forces in the X direction were reduced from 41 N to 2.8 N. A major cause can be attributed to the vibratory phenomenon due to stiffness. Indeed, a machining center permits to obtain a rigid machine/tool/model couple and perfectly controlled cutting conditions (feed rate f_z , radial and axial depth of cut a_p and a_e). The cut thus stays regular even if a runout appears, due to the very weak engagement by each cutting edge, near of the micrometer. The vibrations observed (Figure 5) were related to the clamping of the model and the lack of rigidity of the distal extremity of the hand milling tool. Contrary to the CNC machining center, and despite his expertise, the surgeon gesture is not perfectly linear (direction and speed) and his arm is not perfectly rigid. The practitioner must therefore have to manually compensate cutting forces and a vibratory mode related to the frequency of rotation of the spindle (30 kHz). This manual compensation did not permit to compensate this stress, and the cut was consequently disturbed: the tool no longer cut for several turns before strongly engaging the material to remove the volume not previously taken. This phenomenon results in a significant increase in the cutting force and a sharp degradation of the generated surfaces. Figure 12 (a) shows the surface quality obtained by the practitioner in rough-milling of the developed model (A), in which the groove bottom presents significant peaks and valleys resulting from the instability of the cut and the inability of the surgeon to generate a smooth surface. In opposition, the surface obtained under equivalent conditions during the second test phase (Figure 12 (b)) is much smoother, without irregularities. Comparison of the two surfaces confirms the presence of two kinds of cutting conditions, with the same cutting parameters.

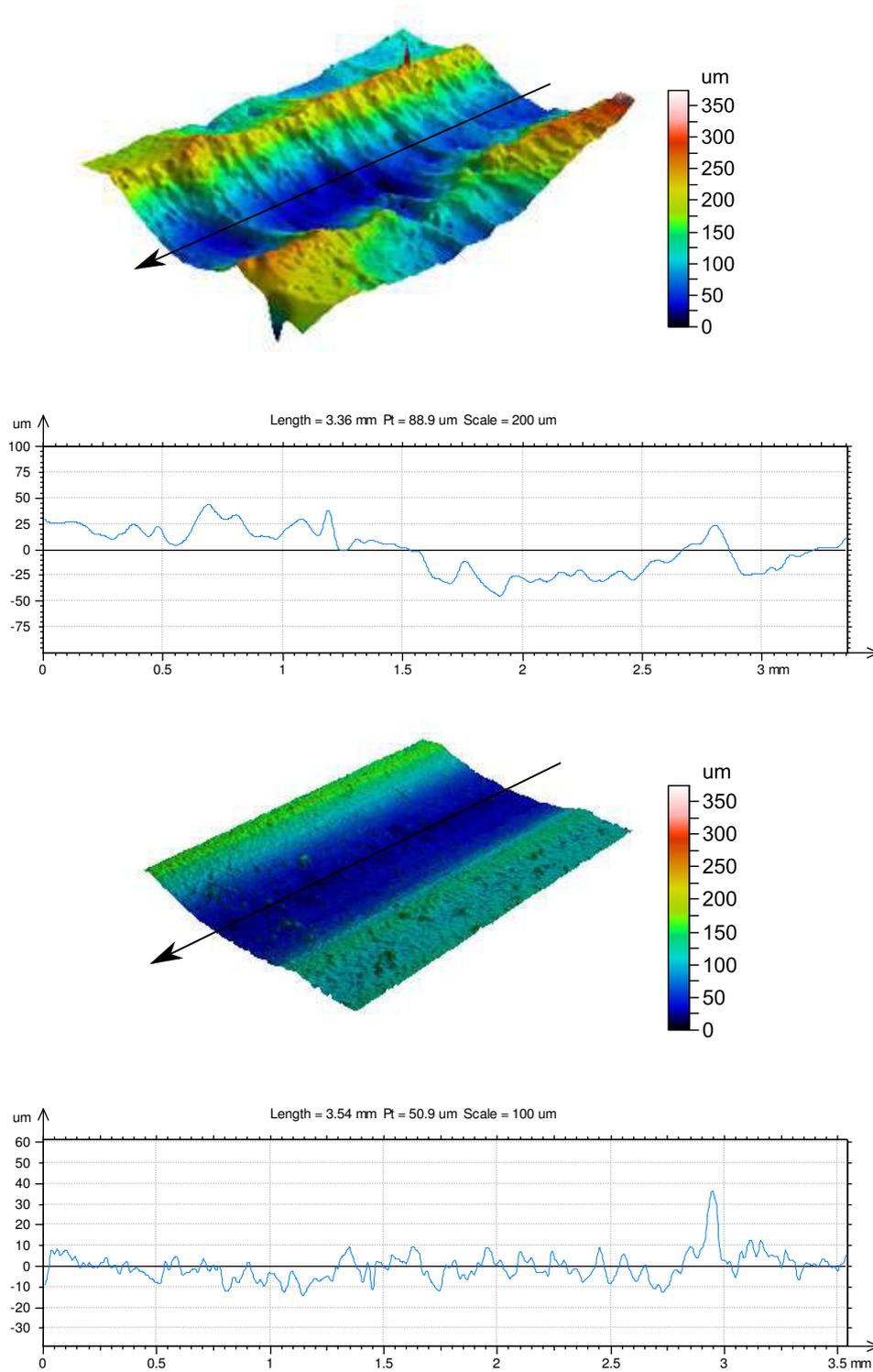


Figure 12. Surfaces obtained after rough milling and profile on the groove of the model (A) by the practitioner (a) and the machining center (b).

Conclusion

This study compares the machinability of cadaveric temporal bones with different synthetic bones dedicated to training. Three models consisted in available commercial products, while a fourth model one was developed for the study. Roughing and finishing operations were performed with two different testing conditions.

A first phase consisted in the evaluation of the actions of an expert surgeon simulating the milling of temporal bones. The measured forces and the speed of advance of the tool were found to be relatively equivalent between synthetic models and cadaveric bone. It revealed that the surgeon adapted his gesture to the sample properties. The surgeon subjectively judged the models (A) and (D) as the closest to the bone in terms of machinability.

A second phase was conducted on a CNC milling machine under equivalent operating conditions. The forces measured during the milling of synthetic bones were found to be much lower than those measured for cadaveric ones. The forces were largely reduced due to the rigidity of the machine/tool/bone model assembly. The surface quality of the groove was observed to be much better with a CNC milling machine, with a constant cutting process. Consequently, in order to qualify a synthetic temporal bone model for the training of junior practitioners, the present study shows that force measurement data are not sufficient. A study of the gesture and its consequences on the integrity of the material, associated with the feeling of the surgeon, are important factors towards the validation of this training tool.

As a conclusion, the qualification of a model cannot be solely based on measurable physical quantities and especially cutting efforts. The measurement of the forces during the test by the practitioner did not allow to stabilize the operating conditions, whereas the numerical control test did not permit to realistically simulate the surgeon's arm adaptability to the material and its changes of properties.

REFERENCES

- [1] Hohman MH, Bhama PK, Hadlock TA. Epidemiology of iatrogenic facial nerve injury: a decade of experience. *Laryngoscope* 2014;124:260–5. doi:10.1002/lary.24117.
- [2] Alzhrani F, Lenarz T, Teschner M. Facial palsy following cochlear implantation. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 2016;273:4199–207. doi:10.1007/s00405-016-4124-0.
- [3] Migirov L, Eyal A, Kronenberg J. Intracranial complications following mastoidectomy. *Pediatr Neurosurg* 2004;40:226–9. doi:10.1159/000082296.
- [4] Senechaut JP, Hazan A, Henrion P, Vacher S, Peytral C. [Severe iatrogenic complications of surgery of the middle ear and their medicolegal aspects]. *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac* 1988;105:377–82.
- [5] Mancini F, Taibah AK, Falcioni M. COMPLICATIONS AND THEIR MANAGEMENT IN TYMPANOMASTOID SURGERY. *Otolaryngologic Clinics of North America* 1999;32:567–83. doi:10.1016/S0030-6665(05)70153-5.
- [6] McManus LJ, Stringer MD, Dawes PJD. Iatrogenic injury of the chorda tympani: a systematic review. *J Laryngol Otol* 2012;126:8–14. doi:10.1017/S0022215111002039.
- [7] Naik SM, Naik MS, Bains NK. Cadaveric temporal bone dissection: is it obsolete today? *Int Arch Otorhinolaryngol* 2014;18:63–7. doi:10.1055/s-0033-1351681.
- [8] Morris DP, Benbow EW, Ramsden RT. “Bones of Contention”. The donation of temporal bones for dissection after the organ-retention scandals. *J Laryngol Otol* 2001;115:689–93.
- [9] Morris DP, Luff DA, Hargreaves SP, Rothera MP. Bones of contention. The supply of temporal bones for dissection: the legalities, problems and solutions. *J Laryngol Otol* 1998;112:1138–41.
- [10] Demiryürek D, Bayramoğlu A, Ustaçelebi Ş. Infective agents in fixed human cadavers: A brief review and suggested guidelines. *The Anatomical Record* n.d.;269:194–7. doi:10.1002/ar.10143.
- [11] Scott A, De R, Sadek SA, Garrido MC, Courteney-Harris RG. Temporal bone dissection: a possible route for prion transmission? *J Laryngol Otol* 2001;115:374–5.
- [12] Giannotti D, Patrizi G, Di Rocco G, Vestri AR, Semproni CP, Fiengo L, et al. Play to become a surgeon: impact of Nintendo Wii training on laparoscopic skills. *PLoS ONE* 2013;8:e57372. doi:10.1371/journal.pone.0057372.
- [13] Kenney PA, Wszolek MF, Gould JJ, Libertino JA, Moinzadeh A. Face, Content, and Construct Validity of dV-Trainer, a Novel Virtual Reality Simulator for Robotic Surgery. *Urology* 2009;73:1288–92. doi:10.1016/j.urology.2008.12.044.

- [14] Kelly DC, Margules AC, Kundavaram CR, Narins H, Gomella LG, Trabulsi EJ, et al. Face, Content, and Construct Validation of the da Vinci Skills Simulator. *Urology* 2012;79:1068–72. doi:10.1016/j.urology.2012.01.028.
- [15] Aggarwal R, Moorthy K, Darzi A. Laparoscopic skills training and assessment. *Br J Surg* 2004;91:1549–58. doi:10.1002/bjs.4816.
- [16] Andolfi C, Plana A, Kania P, Banerjee PP, Small S. Usefulness of Three-Dimensional Modeling in Surgical Planning, Resident Training, and Patient Education. *J Laparoendosc Adv Surg Tech A* 2017;27:512–5. doi:10.1089/lap.2016.0421.
- [17] Wiet GJ, Sørensen MS, Andersen SAW. Otologic Skills Training. *Otolaryngol Clin North Am* 2017;50:933–45. doi:10.1016/j.otc.2017.05.005.
- [18] Varoquier M, Hoffmann CP, Perrenot C, Tran N, Parietti-Winkler C. Construct, Face, and Content Validation on Voxel-Man® Simulator for Otologic Surgical Training. *Int J Otolaryngol* 2017;2017:2707690. doi:10.1155/2017/2707690.
- [19] Zhang J, Zhang FZ, Hao JS, Chen M, Zheng J, Ni X. [The application of 3D simulationtemporal-bone-system for temporal bone anatomy training]. *Lin Chung Er Bi Yan Hou Tou Jing Wai Ke Za Zhi* 2016;30:1325–8. doi:10.13201/j.issn.1001-1781.2016.16.017.
- [20] Wong D, Unger B, Kraut J, Pisa J, Rhodes C, Hochman JB. Comparison of cadaveric and isomorphic virtual haptic simulation in temporal bone training. *J Otolaryngol Head Neck Surg* 2014;43. doi:10.1186/s40463-014-0031-9.
- [21] Vankipuram M, Kahol K, McLaren A, Panchanathan S. A virtual reality simulator for orthopedic basic skills: a design and validation study. *J Biomed Inform* 2010;43:661–8. doi:10.1016/j.jbi.2010.05.016.
- [22] Tai BL, Kao Y-T, Payne N, Zheng Y, Chen L, Shih AJ. 3D Printed composite for simulating thermal and mechanical responses of the cortical bone in orthopaedic surgery. *Medical Engineering & Physics* 2018;61:61–8. doi:10.1016/j.medengphy.2018.08.004.
- [23] Tai BL, Rooney D, Stephenson F, Liao P-S, Sagher O, Shih AJ, et al. Development of a 3D-printed external ventricular drain placement simulator: technical note. *J Neurosurg* 2015;123:1070–6. doi:10.3171/2014.12.JNS141867.
- [24] Bakhos D, Velut S, Robier A, Al zahrani M, Lescanne E. Three-Dimensional Modeling of the Temporal Bone for Surgical Training: *Otology & Neurotology* 2010;31:328–34. doi:10.1097/MAO.0b013e3181c0e655.
- [25] Hochman JB, Kraut J, Kazmerik K, Unger BJ. Generation of a 3D printed temporal bone model with internal fidelity and validation of the mechanical construct. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2014;150:448–54. doi:10.1177/0194599813518008.

- [26] Awad Z, Ahmed S, Taghi AS, Ghufloor K, Wareing MJ, Patel N, et al. Feasibility of a synthetic temporal bone for training in mastoidectomy: face, content, and concurrent validity. *Otol Neurotol* 2014;35:1813–8. doi:10.1097/MAO.0000000000000511.
- [27] Ahuja AT, Yuen HY, Wong KT, Yue V, van Hasselt AC. Computed Tomography Imaging of the Temporal Bone—Normal Anatomy. *Clinical Radiology* 2003;58:681–6. doi:10.1016/S0009-9260(03)00209-5.

TROISIEME PARTIE : CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Les récentes réformes, guidées par l'ACGME (the Accreditation Council for Graduate Medical Education), avec des restrictions sur les heures de travail par exemple, supposées réduire les erreurs médicales d'une part, peuvent avoir, d'autre part, un impact négatif sur la confiance chirurgicale et les compétences des internes⁴⁶⁻⁴⁸. Ceci pourrait être compensé par l'utilisation de simulateurs chirurgicaux perfectionnés qui sont, de plus, encouragés par les institutions¹.

Comme nous l'avons vu dans l'introduction, la dissection cadavérique est encore le « gold standard », avec ses limites, notamment avec les différents agents pathogènes transmissibles^{30,49} ou avec l'exposition au formaldéhyde, lors de son utilisation pour la fixation des chairs, qui est potentiellement cancérigène⁵⁰. De plus, les coûts et la disponibilité varient largement entre les pays et au sein même des pays pouvant être rédhibitoires en cas de limitation d'approvisionnement due à des problèmes financiers ou culturels. D'après une étude réalisée au Pakistan en 2011, 37% des étudiants en médecine évitaient la dissection cadavérique pour des motifs moraux ou éthiques et encore 18,6% pour des raisons religieuses²⁸. Un autre point négatif à utiliser des os temporaux cadavériques pour l'entraînement initial réside dans l'incapacité de standardiser les spécimens pour s'entraîner et tester ses capacités ou au contraire, l'incapacité de donner un scénario personnalisé pour l'enseignement. Ceci est rendu possible avec la Réalité Virtuelle ou les simulateurs synthétiques comme notre os temporal artificiel³³. Les internes peuvent apprendre par une approche essais/erreurs et répéter à l'infini des tâches chirurgicales afin d'apprendre l'anatomie et les relations entre les différentes structures en 3D et d'améliorer leurs capacités techniques (gestuelle, précision, vitesse...) ⁵¹. Malgré tout, nous devons concevoir que les simulateurs ne doivent pas remplacer les outils traditionnels que sont l'entraînement sur cadavre ou la vraie chirurgie supervisée, mais ils apparaissent complémentaires, permettant d'élargir la palette d'outils pédagogiques, particulièrement pour les tout premiers pas de l'entraînement. Ainsi, ces simulateurs (réalité virtuelle comme le Voxelman,³³ ou des modèles synthétiques comme notre os temporal 3D), combinés aux outils pédagogiques traditionnels, dans un programme d'entraînement chirurgical, permettent un enseignement pas à pas et sur mesure.

Ces dernières années, les technologies d'impression 3D ont largement évolué tandis que les coûts engendrés ont chuté, ce qui a permis d'étendre de plus en plus leurs champs d'application y compris celui de l'usage médical. La technologie d'impression multi-matériaux utilisée ici résulte en un modèle synthétique reproduisant les tissus mous (nerf facial, sinus sigmoïde, peau du conduit, dure-mère) et les tissus durs (os), avec des couleurs et des textures différentes quand la plupart des modèles connus ne représentent que les tissus durs (les tissus mous sont remplacés par du vide)^{35,52-}

De multiples simulateurs sont utilisés quotidiennement dans les écoles de chirurgie, même si leur fiabilité concernant l'anatomie chirurgicale n'est pas validée ni même évaluée. Cependant, le réalisme de tels simulateurs artificiels semble être un paramètre essentiel pour la transférabilité des techniques chirurgicales acquises par les étudiants durant l'entraînement, aux réelles chirurgies^{55,56}. Seules quelques études dans la littérature évaluent le réalisme des os temporaux artificiels et reposent sur des évaluations subjectives, à l'aide de questionnaires³⁵.

Dans les études présentées ici, nous avons d'une part caractérisé la fiabilité anatomique d'un nouveau modèle de maquette d'os temporal artificiel multi-matériaux par impression 3D en comparant la morphologie de l'objet fini aux fichiers pré-impressions et au scanner initial. Les sources d'erreurs ont été identifiées et quantifiées. D'autre part, sa réponse à l'usinabilité a été évaluée et comparée aux autres modèles disponibles sur le marché ainsi qu'à l'os cadavérique.

A notre connaissance, nos études sont les premières dans la littérature à développer une méthodologie objective de validation morphologique et d'évaluation de l'usinabilité, méthodes directement issues des sciences de l'ingénieur.^{57,58} Ceci a été rendu possible grâce à une étroite collaboration entre des équipes médicales et d'ingénieurs au sein de l'Université de Lorraine.

Nous avons pu voir, dans l'article n°1, « Validation morphologique d'un nouvel os temporal multi-matériaux en impression 3D », que l'anatomie de l'os temporal imprimé avait une grande correspondance avec le scanner du patient source : la géométrie était respectée à un millimètre près pour les plus grosses erreurs alors la seule variation anatomique interindividuelle est bien plus grande⁵⁹⁻⁶¹ : Quam et al.⁶² ont montré, sur une série de dissections cadavériques, que même une structure infime comme la longueur de la courte apophyse de l'enclume, par exemple, variait de presque deux millimètres entre les individus ($5,07 \pm 0,37$ [4,02 to 5,86 mm]). Kamrava et Roehm²¹ ont démontré que la variabilité de la position de la *chorda tympani* (corde du tympan) dans la mastoïde pouvait atteindre plus de 10 millimètres (distance de la *chorda tympani* au *genu* postérieur du nerf facial : 11.9 ± 3.3 mm) sans même que la différence entre les sujets soit statistiquement significative ($p=0,08$). Au-delà de la variabilité inter-individuelle de tailles, formes ou positions des structures au sein de l'os temporal, nous pouvons prendre en compte les variations d'interprétation intra et inter-observateurs: Frangi et al.⁶³ ont montré, sur une segmentation cardiaque en 3D que la variabilité intra-observateur atteignait 0,556 mm pour une segmentation manuelle contre 1,785 mm pour une segmentation automatisée (basée sur des atlas) alors que la variabilité inter-observateurs allait jusqu'à 0,908mm pour la segmentation manuelle et même 2,003 mm pour la segmentation automatique.

Au niveau otologique, Iyaniwura et al.⁶¹ ont observé une variabilité inter-observateurs absolue moyenne de 0.90 ± 0.31 mm et une variabilité intra-observateur absolue moyenne de 0.38 ± 0.17 mm pour la mesure de longueurs cochléaires sur scanners. En outre, il est important de noter que la résolution des images scanographiques utilisées ont une taille de voxel de $0.625 \times 0.39 \times 0.39$ mm³: les erreurs inférieurs à une telle résolution sont donc inévitables. Tout ceci nous laisse donc penser que nos erreurs sont infimes et donc acceptables. Notre os temporal multi-matériaux en impression 3D est donc fiable anatomiquement parlant.

Dans l'article n°2, « Os Temporal Synthétique Pour l'Entraînement ; Evaluation du Geste Chirurgical et Tests de Fraisage », nous avons remarqué que la caractérisation du matériau de substitut osseux, par un praticien expert, faisait appel à des notions subjectives et au ressenti de celui-ci. Lors de la première phase d'essais, la pression appliquée sur l'os temporal par l'intermédiaire de l'outil (fraise) et les déplacements associés à l'engagement de l'outil et à la vitesse de déplacement ont été mesurés par différents moyens. Les niveaux d'efforts étaient dispersés pour les différents modèles synthétiques mais restaient dans l'intervalle des mesures faites sur os cadavériques, contrairement aux efforts mesurés dans la seconde phase de l'étude, dans des conditions stabilisées, sur centre d'usinage à commande numérique. Il était apparu que le chirurgien expert veillait à maintenir une pression constante sur l'os temporal tout au long de l'essai et s'adaptait au matériau proposé, d'un essai à l'autre, ce qui reflète sa capacité à s'adapter à différentes qualités osseuses in vivo. En outre, le chirurgien veillait à garder une vitesse de déplacement constante de la fraise d'un essai à l'autre. Il semblait cependant adapter sa technique à l'opération : pour une opération d'ébauche (fraise à pans) qui correspond à l'attaque de la mastoïdectomie avec une quantité importante de matière à enlever et un risque moindre pour les structures nobles, la pression appliquée et la vitesse de déplacement étaient légèrement supérieures, contrairement à l'opération de finition (fraise diamantée) pour laquelle moins d'énergie était consommée à chaque passe. Cette opération correspond aux gestes fins effectués avec une fraise moins agressive à l'approche des structures sensibles. L'analyse des mesures faites lors de la première phase d'essais ne permettait ainsi pas de différencier statistiquement les os temporaux artificiels, contrairement aux commentaires du ressenti du chirurgien expert qui excluait le modèle (C) et qualifiait les modèles (A) et (D).

La seconde phase de l'étude montrait que les os temporaux synthétiques ne permettaient pas d'obtenir une usinabilité équivalente à l'os cadavérique, les niveaux d'efforts étant beaucoup plus faibles, y compris pour l'os temporal synthétique développé par notre équipe, ce qui corroborait le fait que le chirurgien s'adapte au matériau rencontré. Si l'on compare les niveaux d'efforts entre l'acte du chirurgien, (Figure 6 [article n°2]) et l'usinage sur commande numérique (Figure 9 [article n°2]), pour des conditions d'engagement et de vitesse de déplacement équivalentes, les efforts sont grandement réduits. Les efforts dans la composante X pour le modèle (A) sont ainsi réduits de 41 N à 2.8 N. Le phénomène vibratoire peut en être une cause

majeure. Un centre d'usinage permet d'obtenir un ensemble machine / outil / os temporal rigide avec une direction et une vitesse de déplacement linéaires, constantes et parfaitement maîtrisées. La coupe y est régulière même si des phénomènes de faux-ronds apparaissent, liés au très faible engagement par dent (Figure 10 [article n°2]), de l'ordre du micromètre. Les vibrations observées (Figure 5 [article n°2]), sont liées au bridage de l'échantillon et au manque de rigidité de la queue de l'outil. Malgré l'expertise du chirurgien, son geste n'est pas parfaitement linéaire (direction et vitesse) et le bras n'est pas parfaitement rigide. Le praticien doit compenser un mode vibratoire d'une excitation liée à la fréquence de rotation de la broche, ici de 30 kHz. Les facultés humaines ne permettent pas de compenser cette sollicitation et la coupe en est perturbée, démultipliant le mécanisme de faux-ronds : l'outil ne coupe plus pendant plusieurs tours d'outil avant d'engager fortement la matière pour rattraper le volume non pris auparavant. Cela se traduit par une augmentation importante de l'effort de coupe et une forte dégradation des surfaces fraisées. La Figure 12(a) (article n°2) illustre la qualité de surface obtenue par le praticien lors du fraisage d'ébauche du modèle développé (A). Contrairement à la surface obtenue dans des conditions équivalentes lors de la seconde phase d'essais (Figure 12(b) [article n°2]), le fond de rainure présente des pics et des vallées importants, résultant d'une instabilité de la coupe et de l'incapacité du chirurgien à générer une surface lisse.

La qualification du matériau ne peut donc seulement se baser sur des grandeurs physiques mesurables et notamment des efforts de coupe. La mesure des efforts lors de l'essai par le praticien ne permet pas de stabiliser les conditions opératoires tandis que l'essai sur commande numérique ne permet pas de simuler la réalité du bras du chirurgien avec une adaptabilité au matériau et à ses changements de propriétés. Afin de qualifier un rocher pour l'entraînement du praticien junior, il est montré que les seules grandeurs physiques ne sont pas suffisantes.

Nous avons donc vu qu'aucun des modèles synthétiques ne semble se rapprocher significativement du gold standard qu'est l'os cadavérique du point de vue usinabilité des matériaux alors que le ressenti et les mesures en conditions opératoires laissaient présager le contraire. Cependant, le chirurgien réussit, dans tous les cas, à adapter ses gestes quelle que soit la résistance du matériau rencontré, reflet de sa capacité à faire face à différentes qualités osseuses lors de vraies chirurgies.

Le modèle d'os temporal artificiel développé par notre équipe est donc valide au niveau anatomique et semble adapté aux gestes du chirurgien en comparaison à l'os cadavérique même si les valeurs absolues d'usinage varient grandement.

Le processus de fabrication est donc acceptable et le modèle créé, légitime pour l'entraînement chirurgical.

D'autres modèles pourraient, de ce fait, être considérés en suivant le même procédé : os temporal adulte ou pédiatrique, avec une anatomie normale ou inhabituelle. Des scénarios pathologiques peuvent être envisagés (cholestéatome, mise à nu du nerf facial, méningocèle...). De plus, des modèles pourraient être fabriqués à partir de scanners pré-opératoires de cas difficiles afin d'aider le chirurgien à appréhender le geste à venir et de diminuer son stress et ainsi les risques d'erreurs. Pour ce faire, il faudrait que la segmentation manuelle, partie chronophage du processus de fabrication, devienne automatisée par informatique, comme cela commence à se développer grâce à la constitution d'atlas (banques d'images segmentées).⁶⁴

Enfin, de tels simulateurs, une fois validés, devraient être considérés, comme en aéronautique avec les simulateurs de vol, pour leur utilisation dans des programmes standardisés de tests, voire pour des certifications obligatoires⁶⁵ avant d'obtenir le droit d'opérer in-vivo. Quelques protocoles émergent dans ce sens, comme en chirurgie robotique^{66,67}. Ils peuvent aussi servir pour des études de courbes d'apprentissage⁶⁸⁻⁷⁰ en comparant les utilisateurs et les non-utilisateurs des simulateurs dans leur progression chirurgicale sur certaines tâches données dans le temps.

En conclusion, notre os temporal artificiel multi-matériaux en impression 3D semble avoir sa place dans des programmes d'éducation chirurgicale ORL. Les méthodologies utilisées sont objectives, issues des sciences de l'ingénieur, faisant de ces études les premières de la sorte. Le processus de fabrication a prouvé, par la même occasion, être valide et pourrait, de ce fait, être étendu à d'autres spécialités, soulignant l'importance d'une collaboration transdisciplinaire concernant les nouvelles technologies.

BIBLIOGRAPHIE

1. JC.Granry & MC.Moll. Rapport de Mission: État de l'art (National et International) En Matière de Pratiques de Simulation Dans Le Domaine de La Santé, Dans Le Cadre Du Développement Professionnel Continu et de La Prévention Des Risques HAS 2012. Paris; 2012. https://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2013-01/guide_bonnes_pratiques_simulation_sante_format2clics.pdf.
2. Levraut J, Fournier J-P. Jamais la première fois sur le patient! Annales françaises de médecine d'urgence. 2012;2(6):361-363. doi:10.1007/s13341-012-0259-9
3. Naik SM, Naik MS, Bains NK. Cadaveric temporal bone dissection: is it obsolete today? Int Arch Otorhinolaryngol. 2014;18(1):63-67. doi:10.1055/s-0033-1351681
4. Fielding Hudson Garrison. An Introduction to the History of Medicine with Medical Chronology, Bibliographic Data and Test Questions. Journal of the American Medical Association. 1914;LXII(11):872. doi:10.1001/jama.1914.02560360052029
5. Wáng Y-XJ. Advance modern medicine with clinical case reports. Quant Imaging Med Surg. 2014;4(6):439-443. doi:10.3978/j.issn.2223-4292.2014.11.10
6. Giannotti D, Patrizi G, Di Rocco G, et al. Play to become a surgeon: impact of Nintendo Wii training on laparoscopic skills. PLoS ONE. 2013;8(2):e57372. doi:10.1371/journal.pone.0057372
7. Aggarwal R, Moorthy K, Darzi A. Laparoscopic skills training and assessment. Br J Surg. 2004;91(12):1549-1558. doi:10.1002/bjs.4816
8. Kelly DC, Margules AC, Kundavaram CR, et al. Face, Content, and Construct Validation of the da Vinci Skills Simulator. Urology. 2012;79(5):1068-1072. doi:10.1016/j.urology.2012.01.028
9. Andolfi C, Plana A, Kania P, Banerjee PP, Small S. Usefulness of Three-Dimensional Modeling in Surgical Planning, Resident Training, and Patient Education. J Laparoendosc Adv Surg Tech A. 2017;27(5):512-515. doi:10.1089/lap.2016.0421
10. Wiet GJ, Sørensen MS, Andersen SAW. Otologic Skills Training. Otolaryngol Clin North Am. 2017;50(5):933-945. doi:10.1016/j.otc.2017.05.005

11. Kenney PA, Wszolek MF, Gould JJ, Libertino JA, Moinzadeh A. Face, Content, and Construct Validity of dV-Trainer, a Novel Virtual Reality Simulator for Robotic Surgery. *Urology*. 2009;73(6):1288-1292. doi:10.1016/j.urology.2008.12.044
12. Fang T-Y, Wang P-C, Liu C-H, Su M-C, Yeh S-C. Evaluation of a haptics-based virtual reality temporal bone simulator for anatomy and surgery training. *Comput Methods Programs Biomed*. 2014;113(2):674-681. doi:10.1016/j.cmpb.2013.11.005
13. Waran V, Narayanan V, Karuppiyah R, et al. Injecting Realism in Surgical Training—Initial Simulation Experience With Custom 3D Models. *Journal of Surgical Education*. 2014;71(2):193-197. doi:10.1016/j.jsurg.2013.08.010
14. Tappa K, Jammalamadaka U. Novel Biomaterials Used in Medical 3D Printing Techniques. *J Funct Biomater*. 2018;9(1). doi:10.3390/jfb9010017
15. Archives départementales d'Indre et Loire. <http://archives.cg37.fr/Actualite.php?theme=3&idactualite=39>. Accessed March 15, 2019.
16. Caudron O. Former les sages-femmes des campagnes : Madame du Coudray, l'Aunis et la Saintonge (1765-1782). *Ecrits d'Ouest*. 2013;(n°21):17-28. <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01651330>. Accessed March 15, 2019.
17. Abrahamson S. Sim One--a patient simulator ahead of its time. *Caduceus*. 1997;13(2):29-41.
18. Rosen KR. The history of medical simulation. *Journal of Critical Care*. 2008;23(2):157-166. doi:10.1016/j.jcrc.2007.12.004
19. *To Err Is Human: Building a Safer Health System*. Washington, D.C.: National Academies Press; 2000. doi:10.17226/9728
20. [article201017.pdf](https://drees.solidarites-sante.gouv.fr/IMG/pdf/article201017.pdf). <https://drees.solidarites-sante.gouv.fr/IMG/pdf/article201017.pdf>. Accessed March 15, 2019.
21. Kamrava B, Roehm PC. Systematic Review of Ossicular Chain Anatomy: Strategic Planning for Development of Novel Middle Ear Prostheses. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*. 2017;157(2):190-200. doi:10.1177/0194599817701717
22. Hohman MH, Bhama PK, Hadlock TA. Epidemiology of iatrogenic facial nerve injury: a decade of experience. *Laryngoscope*. 2014;124(1):260-265. doi:10.1002/lary.24117

23. Alzhrani F, Lenarz T, Teschner M. Facial palsy following cochlear implantation. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2016;273(12):4199-4207. doi:10.1007/s00405-016-4124-0
24. Migirov L, Eyal A, Kronenberg J. Intracranial complications following mastoidectomy. *Pediatr Neurosurg.* 2004;40(5):226-229. doi:10.1159/000082296
25. Senechaut JP, Hazan A, Henrion P, Vacher S, Peytral C. [Severe iatrogenic complications of surgery of the middle ear and their medicolegal aspects]. *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac.* 1988;105(5):377-382.
26. Mancini F, Taibah AK, Falcioni M. COMPLICATIONS AND THEIR MANAGEMENT IN TYMPANOMASTOID SURGERY. *Otolaryngologic Clinics of North America.* 1999;32(3):567-583. doi:10.1016/S0030-6665(05)70153-5
27. McManus LJ, Stringer MD, Dawes PJD. Iatrogenic injury of the chorda tympani: a systematic review. *J Laryngol Otol.* 2012;126(1):8-14. doi:10.1017/S0022215111002039
28. Naz S, Nazir G, Iram S, et al. Perceptions of cadaveric dissection in anatomy teaching. *J Ayub Med Coll Abbottabad.* 2011;23(3):145-148.
29. Scott A, De R, Sadek SA, Garrido MC, Courteney-Harris RG. Temporal bone dissection: a possible route for prion transmission? *J Laryngol Otol.* 2001;115(5):374-375.
30. Demiryürek D, Bayramoğlu A, Ustaçelebi Ş. Infective agents in fixed human cadavers: A brief review and suggested guidelines. *The Anatomical Record.* 269(4):194-197. doi:10.1002/ar.10143
31. Arloing S, Chauveau A, Fleming G. *The Comparative Anatomy of the Domesticated Animals / by A. Chauveau ; Translated and Edited by George Fleming ; with 450 Illustrations.* New York : D. Appleton and Company, 549 & 551 Broadway,; 1873. doi:10.5962/bhl.title.39284
32. Treuting PM, Dintzis SM, Montine KS, eds. *Comparative Anatomy and Histology: A Mouse, Rat, and Human Atlas.* Second edition. London San Diego, Calif: Academic Press; 2018.
33. Varoquier M, Hoffmann CP, Perrenot C, Tran N, Parietti-Winkler C. Construct, Face, and Content Validation on Voxel-Man® Simulator for Otologic Surgical Training. *Int J Otolaryngol.* 2017;2017:2707690. doi:10.1155/2017/2707690

34. Lin Y, Wang X, Wu F, Chen X, Wang C, Shen G. Development and validation of a surgical training simulator with haptic feedback for learning bone-sawing skill. *J Biomed Inform.* 2014;48:122-129. doi:10.1016/j.jbi.2013.12.010
35. Bakhos D, Velut S, Robier A, Al zahrani M, Lescanne E. Three-Dimensional Modeling of the Temporal Bone for Surgical Training: *Otology & Neurotology.* 2010;31(2):328-334. doi:10.1097/MAO.0b013e3181c0e655
36. Rose AS, Kimbell JS, Webster CE, Harrysson OLA, Formeister EJ, Buchman CA. Multi-material 3D Models for Temporal Bone Surgical Simulation. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 2015;124(7):528-536. doi:10.1177/0003489415570937
37. Suzuki R, Taniguchi N, Uchida F, et al. Transparent model of temporal bone and vestibulocochlear organ made by 3D printing. *Anat Sci Int.* 2018;93(1):154-159. doi:10.1007/s12565-017-0417-7
38. Okada DM, de Sousa AMA, Huertas R de A, Suzuki FA. Surgical simulator for temporal bone dissection training. *Braz J Otorhinolaryngol.* 2010;76(5):575-578.
39. Suzuki M, Hagiwara A, Ogawa Y, Ono H. Rapid-prototyped temporal bone and inner-ear models replicated by adjusting computed tomography thresholds. *J Laryngol Otol.* 2007;121(11):1025-1028. doi:10.1017/S0022215107006706
40. Mick PT, Arnoldner C, Mainprize JG, Symons SP, Chen JM. Face validity study of an artificial temporal bone for simulation surgery. *Otol Neurotol.* 2013;34(7):1305-1310. doi:10.1097/MAO.0b013e3182937af6
41. Hochman JB, Kraut J, Kazmerik K, Unger BJ. Generation of a 3D printed temporal bone model with internal fidelity and validation of the mechanical construct. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2014;150(3):448-454. doi:10.1177/0194599813518008
42. Jin S-J, Jeong I-D, Kim J-H, Kim W-C. Accuracy (trueness and precision) of dental models fabricated using additive manufacturing methods. *Int J Comput Dent.* 2018;21(2):107-113.
43. Rebong RE, Stewart KT, Utreja A, Ghoneima AA. Accuracy of three-dimensional dental resin models created by fused deposition modeling, stereolithography, and Polyjet prototype technologies: A comparative study. *Angle Orthod.* 2018;88(3):363-369. doi:10.2319/071117-460.1
44. Dietrich CA, Ender A, Baumgartner S, Mehl A. A validation study of reconstructed rapid prototyping models produced by two technologies. *Angle Orthod.* 2017;87(5):782-787. doi:10.2319/01091-727.1

45. Capello E, Semeraro Q. The harmonic fitting method for the assessment of the substitute geometry estimate error. Part I: 2D and 3D theory. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*. 2001;41(8):1071-1102. doi:10.1016/S0890-6955(01)00019-0
46. Landrigan CP, Rothschild JM, Cronin JW, et al. Effect of Reducing Interns' Work Hours on Serious Medical Errors in Intensive Care Units. *New England Journal of Medicine*. 2004;351(18):1838-1848. doi:10.1056/NEJMoa041406
47. Fonseca AL, Reddy V, Longo WE, Udelsman R, Gusberg RJ. Operative confidence of graduating surgery residents: a training challenge in a changing environment. *Am J Surg*. 2014;207(5):797-805. doi:10.1016/j.amjsurg.2013.09.033
48. Ahmed N, Devitt KS, Keshet I, et al. A systematic review of the effects of resident duty hour restrictions in surgery: impact on resident wellness, training, and patient outcomes. *Ann Surg*. 2014;259(6):1041-1053. doi:10.1097/SLA.0000000000000595
49. Correia JC, Steyl JL, De Villiers HC. Assessing the survival of *Mycobacterium tuberculosis* in unembalmed and embalmed human remains. *Clin Anat*. 2014;27(3):304-307. doi:10.1002/ca.22355
50. Whitehead MC, Savoia MC. Evaluation of methods to reduce formaldehyde levels of cadavers in the dissection laboratory. *Clin Anat*. 2008;21(1):75-81. doi:10.1002/ca.20567
51. Arora A, Swords C, Khemani S, et al. Virtual reality case-specific rehearsal in temporal bone surgery: a preliminary evaluation. *Int J Surg*. 2014;12(2):141-145. doi:10.1016/j.ijisu.2013.11.019
52. Suzuki M, Ogawa Y, Kawano A, Hagiwara A, Yamaguchi H, Ono H. Rapid prototyping of temporal bone for surgical training and medical education. *Acta Oto-Laryngologica*. 2004;124(4):400-402. doi:10.1080/00016480410016478
53. Wang H, Northrop C, Burgess B, Liberman MC, Merchant SN. Three-dimensional virtual model of the human temporal bone: a stand-alone, downloadable teaching tool. *Otol Neurotol*. 2006;27(4):452-457. doi:10.1097/01.mao.0000188353.97795.c5
54. Suzuki R, Taniguchi N, Uchida F, et al. Transparent model of temporal bone and vestibulocochlear organ made by 3D printing. *Anat Sci Int*. October 2017. doi:10.1007/s12565-017-0417-7

55. Ahmed K, Keeling AN, Fakhry M, et al. Role of Virtual Reality Simulation in Teaching and Assessing Technical Skills in Endovascular Intervention. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*. 2010;21(1):55-66. doi:10.1016/j.jvir.2009.09.019
56. A O, M F, O H, et al. Development of a Virtual Reality Haptic Veress Needle Insertion Simulator for Surgical Skills Training. *Studies in Health Technology and Informatics*. 2009:233–238. doi:10.3233/978-1-58603-964-6-233
57. Oropallo W, Piegl LA. Ten challenges in 3D printing. *Engineering with Computers*. 2016;32(1):135-148. doi:10.1007/s00366-015-0407-0
58. Yao AWL. Applications of 3D scanning and reverse engineering techniques for quality control of quick response products. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2005;26(11-12):1284-1288. doi:10.1007/s00170-004-2116-5
59. Würfel W, Lanfermann H, Lenarz T, Majdani O. Cochlear length determination using Cone Beam Computed Tomography in a clinical setting. *Hear Res*. 2014;316:65-72. doi:10.1016/j.heares.2014.07.013
60. Singh D, Hsu CC-T, Kwan GNC, Bhuta S, Skalski M, Jones R. High resolution CT study of the chorda tympani nerve and normal anatomical variation. *Jpn J Radiol*. 2015;33(5):279-286. doi:10.1007/s11604-015-0417-2
61. Iyaniwura JE, Elfarnawany M, Riyahi-Alam S, et al. Intra- and Interobserver Variability of Cochlear Length Measurements in Clinical CT. *Otol Neurotol*. 2017;38(6):828-832. doi:10.1097/MAO.0000000000001411
62. Quam RM, Coleman MN, Martínez I. Evolution of the auditory ossicles in extant hominids: metric variation in African apes and humans. *J Anat*. 2014;225(2):167-196. doi:10.1111/joa.12197
63. Frangi AF, Rueckert D, Schnabel JA, Niessen WJ. Automatic construction of multiple-object three-dimensional statistical shape models: application to cardiac modeling. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2002;21(9):1151-1166. doi:10.1109/TMI.2002.804426
64. Powell KA, Liang T, Hittle B, Stredney D, Kerwin T, Wiet GJ. Atlas-Based Segmentation of Temporal Bone Anatomy. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2017;12(11):1937-1944. doi:10.1007/s11548-017-1658-6
65. Abou-Elhamd K-EA, Al-Sultan AI, Rashad UM. Simulation in ENT medical education. *The Journal of Laryngology & Otology*. 2010;124(3):237-241. doi:10.1017/S0022215109991885

66. Hubert J, Perrenot C, Trand N, Felblingere J, Perez M. Simulation chirurgicale (dv-trainer®) et formation chirurgicale robotique. 2012;5.
67. Rapoport LM, Bezrukov EA, Tsarichenko DG, et al. Methods for training of robot-assisted radical prostatectomy. *Khirurgiya Zhurnal im NI Pirogova*. 2019;(1):89. doi:10.17116/hirurgia201901189
68. Gromski MA, Cohen J, Saito K, et al. Learning colorectal endoscopic submucosal dissection: a prospective learning curve study using a novel ex vivo simulator. *Surgical Endoscopy*. 2017;31(10):4231-4237. doi:10.1007/s00464-017-5484-2
69. Colaco HB, Hughes K, Pearse E, Arnander M, Tennent D. Construct Validity, Assessment of the Learning Curve, and Experience of Using a Low-Cost Arthroscopic Surgical Simulator. *Journal of Surgical Education*. 2017;74(1):47-54. doi:10.1016/j.jsurg.2016.07.006
70. Podolsky DJ, Fisher DM, Wong Riff KW, et al. Assessing Technical Performance and Determining the Learning Curve in Cleft Palate Surgery Using a High-Fidelity Cleft Palate Simulator: Plastic and Reconstructive Surgery. 2018;141(6):1485-1500. doi:10.1097/PRS.0000000000004426

RESUME :

OBJECTIF : Un nouvel os temporal en impression 3D a été créé avec une distinction novatrice entre l'os et les tissus mous. L'objectif de cette étude est d'introduire et d'évaluer objectivement la capacité du modèle à reproduire l'anatomie complexe de cette région.

DESIGN : Un scanner d'os temporal a été segmenté et préparé pour obtenir des fichiers compatibles avec une impression 3D multi-matériaux. Un objet fini a été obtenu avec deux résines différenciant les tissus mous des tissus durs. La fiabilité anatomique a été évaluée en comparant le scanner, les fichiers pré-impressions envoyés à l'imprimante et l'objet imprimé. Dans un premier temps, nous avons évalué les étapes de segmentation et de corrections des maillages, nécessaires à l'impression 3D, en segmentant à nouveau le scanner par deux autres opérateurs différents et en comparant les distances point par point, pour chaque région anatomique entre les géométries initiales et celles obtenues secondairement, dénuées de correction. Ensuite, nous avons évalué la technique d'impression en comparant la géométrie imprimée à l'aide d'un micro scanner avec la géométrie pré-impression.

CADRE: Université de Lorraine, France.

RESULTATS : L'évaluation des étapes de segmentation et de corrections de maillages ont révélé que la différence entre les deux géométries était globalement inférieure à un millimètre pour chaque région anatomique et proche de zéro pour des régions comme l'os temporal, les canaux semi-circulaires ou le nerf facial. L'évaluation de la technique d'impression a montré des incongruences moyennes de 0.045 ± 0.424 mm pour les tissus mous et -0.093 ± 0.240 mm pour les tissus durs entre la géométrie pré-impression et le modèle imprimé.

CONCLUSIONS : Alors que quelques modèles plus simples ont fait l'objet d'une validation subjective, nous avons ici démontré objectivement que ce nouvel os temporal artificiel multi-matériaux est fiable au niveau de l'anatomie et pourrait, de ce fait, être utilisé dans les programmes d'apprentissage chirurgical en ORL. La méthodologie utilisée dans cette étude est objective, directement inspirée des sciences de l'ingénieur, faisant de cette étude la première de la sorte. Le processus de fabrication a prouvé, dans le même temps, être valide et pourrait donc être extrapolé à d'autres spécialités, d'où l'importance d'une collaboration pluridisciplinaire concernant les nouvelles technologies.

TITRE EN ANGLAIS : Morphological validation of a novel bi-material 3D-printed model of temporal bone

THESE : MEDECINE SPECIALISEE - ANNEE 2019

MOTS CLES : Os Temporal Artificiel; Impression 3D; Entraînement Chirurgical; Outil Pédagogique; Otologie

INTITULE ET ADRESSE:

UNIVERSITE DE LORRAINE- Faculté de Médecine de Nancy
9, avenue de la Forêt de Haye
54505 VANDOEUVRE-LES-NANCY Cédex
