

Année 2020

N° 3648

**Intérêts des guides chirurgicaux imprimés
tridimensionnellement dans le cadre de la microchirurgie
endodontique (étude sur modèle animal)**

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement par

CABEZON Camille

Née le 22/11/1994

Le 7 juillet 2020 devant le jury ci-dessous :

Président : Madame le Professeur Fabienne PEREZ
Assesseur : Monsieur le Docteur Alexis GAUDIN
Assesseur : Monsieur le Professeur Laurent LE GUEHENNEC
Assesseur : Monsieur le Docteur Édouard LANOISELEE
Invité : Monsieur le Docteur Davy AUBEUX

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Alexis GAUDIN

UNIVERSITE DE NANTES	
<u>Président</u> Pr LABOUX Olivier 	
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE	
<u>Doyen</u> Pr GIUMELLI Bernard <u>Assesseurs</u> Dr RENAUDIN Stéphane Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre 	
PROFESSEURS DES UNIVERSITES PRATICIENS HOSPITALIERS DES C.S.E.R.D.	
Mme ALLIOT-LICHT Brigitte	M. LESCLOUS Philippe
M. AMOURIQ Yves	Mme PEREZ Fabienne
M. BADRAN Zahi	M. SOUEIDAN Assem
M. GIUMELLI Bernard	M. WEISS Pierre
M. LE GUEHENNEC Laurent	
PROFESSEURS DES UNIVERSITES	
M. BOULER Jean-Michel	
MAITRE DE CONFERENCES DES UNIVERSITES	
Mme VINATIER Claire	
PROFESSEURS EMERITES	
M. JEAN Alain	
ENSEIGNANTS ASSOCIES	
M. GUIHARD Pierre (Professeur Associé)	Mme LOLAH Aoula (Assistant Associé)
MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES PRATICIENS HOSPITALIERS DES C.S.E.R.D.	ASSISTANTS HOSPITALIERS UNIVERSITAIRES DES C.S.E.R.D.
M. AMADOR DEL VALLE Gilles	M. ALLIOT Charles
Mme ARMENGOL Valérie	Mme ARRONDEAU Mathilde
Mme BLERY Pauline	Mme BARON Charlotte
M. BODIC François	M. BOUCHET Xavier
Mme CLOITRE Alexandra	Mme CLOUET Roselyne
Mme DAJEAN-TRUTAUD Sylvie	M. FREUCHET Erwan
M. DENIS Frédéric	M. GUIAS Charles
Mme ENKEL Bénédicte	Mme HASCOET Emilie
M. GAUDIN Alexis	Mme HEMMING Cécile
M. HOORNAERT Alain	M. HIBON Charles
Mme HOUCHMAND-CUNY Madline	M. HUGUET Grégoire
Mme JORDANA Fabienne	M. KERIBIN Pierre
M. KIMAKHE Saïd	M. OUVRARD Pierre
M. LE BARS Pierre	M. RETHORE Gildas
Mme LOPEZ-CAZAUX Serena	M. SARKISSIAN Louis-Emmanuel
M. NIVET Marc-Henri	M. SERISIER Samuel
M. PRUD'HOMME Tony	
Mme RENARD Emmanuelle	
M. RENAUDIN Stéphane	
Mme ROY Elisabeth	
M. STRUILLOU Xavier	
M. VERNER Christian	
PRATICIENS HOSPITALIERS	
Mme DUPAS Cécile (Praticien Hospitalier)	Mme QUINSAT Victoire (Praticien Hospitalier Attaché)
Mme BRAY Estelle (Praticien Hospitalier Attaché)	Mme RICHARD Catherine (Praticien Hospitalier Attaché)
Mme LEROUXEL Emmanuelle (Praticien Hospitalier Attaché)	Mme HYON Isabelle (Praticien Hospitalier Contractuel)

Par délibération, en date du 6 décembre 1972, le conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être considérées comme propre à leurs auteurs et qu'il n'entend leur donner aucune approbation, ni importance.

REMERCIEMENTS :

A Madame le Professeur Fabienne PEREZ

Professeur des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires

Docteur de l'Université de Toulouse 3

Habilité à Diriger des Recherches

Chef du département d'Odontologie Conservatrice – Endodontie

Chef de service d'Odontologie Conservatrice et Pédiatrique

-NANTES-

*Pour m'avoir fait l'honneur de présider cette thèse.
Merci pour votre aide, votre rigueur, votre disponibilité, votre attention et votre
bienveillance.*

*Merci pour vos conseils précieux et la richesse de vos enseignements.
Veuillez trouver ici ma sincère reconnaissance et mon profond respect.*

A Monsieur le Docteur Alexis GAUDIN

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires

Docteur de l'Université de Nantes

Ancien Interne des Hôpitaux de Toulouse

Département d'Odontologie Conservatrice – Endodontique

-NANTES-

*Pour m'avoir fait l'honneur de diriger cette thèse.
Merci pour ce sujet et tes conseils précieux.
Tu as su me guider avec bienveillance, patience, rigueur et compétence tout au
long de cette rédaction mais aussi tout au long de mon internat.
Trouve ici l'expression de mes sentiments respectueux et de ma profonde
considération.*

A Monsieur le Professeur Laurent LE GHEHENNEC,

Professeur des Universités

Praticien hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche
Dentaires

Docteur de l'Université de Nantes

Habilité à Diriger des Recherches

Chef du Département de Prothèses

-NANTES-

*Pour avoir accepté de siéger dans ce jury.
Merci pour votre aide, votre disponibilité, votre droiture et votre rigueur.
Merci pour votre investissement dans mon cursus.
Veuillez accepter toute ma gratitude et ma sincère reconnaissance.*

A Monsieur le Docteur Edouard LANOISELEE,

Docteur en chirurgie dentaire,

-NANTES-

*Pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury.
Pour tout ce que tu as apporté du début jusqu'à la fin sur ce travail.
Merci pour le temps que tu as passé à m'aider à mener à bien ce sujet.
Merci pour ta gentillesse, ta disponibilité et ta réactivité.
Trouve ici l'expression de ma sincère reconnaissance.*

A Monsieur le Docteur Davy AUBEUX,

Docteur en chirurgie dentaire,

-NANTES-

*Pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury.
Merci pour ta bonne humeur ainsi que de la richesse de tes conseils en clinique.
Trouve ici l'expression de ma sincère reconnaissance.*

Table des matières

1. Introduction.....	9
2. Article Original :	12
Introduction.....	12
Materials and methods	14
Study design	14
Experimental procedure.....	14
Measurement procedure	16
Statistical analysis	17
Results	19
Discussion.....	21
3. Conclusion :.....	24
4. Bibliographie	25

1. Introduction

La chirurgie endodontique est une procédure chirurgicale visant à mettre en forme, à désinfecter et à obturer le système canalaire par voie rétrograde afin de prévenir toute récurrence de lésion péri-apicale (1). Auparavant, le pronostic d'une telle intervention était considéré comme incertain avec des taux de succès très variables allant de 25 à 90% selon Kim, Kratchman et al. (2). Cependant, depuis ces 25 dernières années, la chirurgie endodontique a considérablement changé grâce à l'essor des aides optiques (microscope opératoire et loupes), de l'imagerie diagnostique tridimensionnelle, des inserts ultrasoniques et des matériaux d'obturation. Le développement simultané de techniques chirurgicales de précision a permis d'améliorer considérablement le pronostic. Les taux de succès ont évolué pour atteindre désormais 90% selon Kim, Kratchman et al. (2). Ainsi, le terme de chirurgie endodontique a évolué pour devenir le terme de microchirurgie endodontique (2).

Selon les recommandations de la société européenne d'Endodontie, les indications de la microchirurgie endodontique sont (3):

- Persistance ou émergence de symptômes suite à un traitement endodontique par voie orthograde alors que le retraitement n'est pas approprié ;
- Découverte d'une lésion inflammatoire péri-radriculaire d'origine endodontique (LIPOE), symptomatologique ou non, associée à un obstacle canalaire dont le retrait est impossible ou trop risqué par voie orthograde ;
- Extrusion de matériaux associée à une LIPOE et/ou à des symptômes persistants sur une période prolongée ;
- Accident de préparation non traitable par l'abord de la cavité d'accès (type perforation radriculaire).

Les contre-indications d'une telle chirurgie sont les facteurs anatomiques locaux empêchant l'accès à l'apex, un support parodontal insuffisant, un patient non coopérant. De

plus, la prise d'anticoagulants peut être une contre-indication relative. En effet, prévenir et gérer le saignement durant la microchirurgie est complexe, l'hémostase est un facteur essentiel (4). Le rapport bénéfice risque doit être évalué, qui lui-même est dépendant de l'état de santé général du patient, ainsi que de ses comorbidités (3).

Les principaux challenges lors d'un traitement par voie rétrograde sont d'une part d'obtenir un accès adéquat pour visualiser et instrumenter l'apex et d'autre part d'éviter les structures anatomiques proximales tel que le nerf alvéolaire inférieur, le sinus, l'artère palatine ou encore le foramen mentonnier (4).

Pour pallier ces difficultés, l'avancée des technologies, incluant la stéréolithographie, le scanner optique et l'imagerie volumétrique par faisceau conique (Cone Beam Computed Tomography ou CBCT) a permis de réaliser des chirurgies à l'aide d'un guide appelées « chirurgies guidées » (5). Ces évolutions permettent désormais de gagner en précision, en fiabilité et en sécurité, au niveau de la chirurgie orale et par conséquent au niveau de la la microchirurgie endodontique.

Ces avancées technologiques ont permis de réaliser des guides chirurgicaux d'abord développés pour l'implantologie orale.(6) ; le placement d'un implant à l'aide d'un guide imprimé tridimensionnellement (3D) est reconnu comme étant le « gold standard » depuis plusieurs années (7). En suivant les pas de l'implantologie, ce concept a émergé en endodontie en 2007 (8). Il est désormais reconnu que la microchirurgie endodontique guidée est plus précise que la microchirurgie endodontique à main levée. Elle permet un accès aux apex dentaire avec précision, fiabilité, reproductibilité, tout en minimisant le risque de dommages aux structures nobles (8,9).

Cependant, les guides utilisés en microchirurgie endodontique sont des guides en résine, dont l'épaisseur est importante pour compenser leur fragilité entraînant alors une gêne visuelle. Les innovations dans la Conception Assistée par Ordinateur (CFAO) permettent désormais

d'imprimer tridimensionnellement des matériaux en métal par frittage laser, récemment introduits en chirurgie dentaire (5).

Le métal est connu en prothèse amovible partiel pour ses qualités de résistance mécanique. Il assure stabilité et rétention grâce à ses crochets. Le métal peut aussi être intéressant en microchirurgie endodontique guidée car il est léger, fin et solide. Sa malléabilité permettrait alors de réaliser un design de guide se rapprochant de la prothèse amovible partielle, utilisant des crochets, augmentant la stabilité et la rétention tout en permettant une irrigation facilitée (10).

A ce jour, aucune étude n'a évalué la précision d'un guide métallique en microchirurgie endodontique. C'est pourquoi il a été proposé dans cette étude d'introduire et d'évaluer la précision d'un guide métallique imprimé en 3D pour la microchirurgie endodontique sur un modèle *ex-vivo*. L'étude a été réalisée sur des mâchoires porcines où les structures dentaires et parodontales se rapprochent de celle de l'être humain (11). Le modèle porcin permet la prise d'empreintes optiques, la prise de clichés radiographiques, la modélisation et la réalisation d'un guide chirurgical et enfin de réaliser la chirurgie guidée.

L'hypothèse de départ était qu'il n'y avait pas de différence entre la planification implantaire et le forage réalisé après la chirurgie. Pour évaluer la précision des guides chirurgicaux, les implants virtuellement planifiés ont été comparés aux forages osseux obtenus après la chirurgie guidée en termes de déviation apicale et angulaire.

Les informations obtenues constituent une première étape dans la validation et la précision du guide chirurgical imprimé en 3D.

2. Article Original :

Introduction

Endodontic microsurgery (EMS) is one of the treatment options for endodontically treated teeth with unresolved periapical lesions, anatomically complex roots, and cases of iatrogenic accidents (1). One major challenge during EMS is ensuring adequate visual and instrumental access to the root apex. This is especially important in scenarios in which lesions have not yet perforated the cortical plate.

Some studies have reported that tooth position has an influence on the success rate. In particular, the lower molars have been reported to have a lower success rate than other teeth due to their visual and instrumental access difficulties (12). Other challenges are avoiding the risk of complications and iatrogenic problems such as pain, swelling, bleeding, and nerve injuries. When performing EMS, management of vital anatomic structures and the adjacent root apex is crucial (including the inferior alveolar nerve, sinus, nasal cavity, greater palatine artery, and mental foramen) (4). Lastly, minimizing the size of the access window to the apex has been correlated with better healing outcomes (13).

To improve the accuracy during EMS, surgical guides have recently been introduced (8). Surgical guides have traditionally been used in implantology since 2002 (6). The placement of dental implants is more accurate and predictable when using a surgical guide with computer-aided design and computer-aided manufacturing (CAD-CAM) technologies than freehand surgery (7,14,15). Thanks to advances in technologies, including stereolithography, optical scanning, cone beam computed tomography (CBCT), and 3D printers, surgical printed guides are now fully integrated in digital workflows and have become easy to produce (5).

Several case reports indicate that using 3D printed surgical guides during EMS allows for more accurate surgical access without risks of damaging vital structures (12,16–18). All these printed

surgical guides are made of autoclavable, biocompatible resin, which cover the teeth and gums over the entire arch or half of the arch for stability (8,9). Although transparent, such guides are made to be thick to compensate for fragility, which leads to visual disturbance and a need to insert a sleeve. Sleeves have been described as potentially raising the risk of deviations and increasing costs.

To overcome these drawbacks, surgical metal guides (SMGs) made using chrome cobalt with laser sintering have recently been designed and introduced in dental surgery. The goal is to make guided surgery faster, easier, and more accurate (19–21). Current concepts of removable partial dentures (RPDs) are focused on biomechanical aspects such as stability, retention, and mechanical resistance. To achieve these goals, RPDs are usually made with metal, and the current metal of choice is chrome cobalt (10,22). This metal offers several advantages, such as lightweight, solidity, and the possibility of performing guided surgery without a sleeve.

This study introduces a new 3D printed chrome cobalt SMG that may be used for EMS. This SMG fits around teeth, and stability is primarily achieved by metal contacts between the teeth and the metal framework of the guide according to current concepts of RPDs. The application of such concepts to surgical guides is new, and there are no published cases or studies evaluating this type of guide for EMS. Before considering its clinical use, its feasibility and accuracy must be assessed.

The purpose of this study was to evaluate the accuracy of 3D printed SMGs in comparison to virtual planning in an endodontic surgical simulation model *ex vivo* using a pig jaw. To assess the accuracy of the surgical guides, virtually planned implants were compared to bone drilled with SMGs in terms of apical and angular deviations. The main hypothesis is that there would be no significant statistical differences between virtually planned implants and drill paths after surgery. The resulting information is a first step in validating the accuracy of 3D printed metal endodontic surgical guides.

Materials and methods

Study design

The study protocol was reviewed and approved by the Nantes School of dentistry, and the use of pig jaws followed the school's regulations. Mandibles were removed from the animals and cleaned in an abattoir according to our instructions. Only healthy samples with unimpaired teeth, gingival tissues, and alveolar mucosa were selected. The mandibles of pigs were used. The total of 29 roots included: 4 roots for mandibular 1 to 6, 3 roots for mandibular 7, and 2 roots for mandibular 8. The mandibles were maintained in a refrigerator with no fixatives. Prior to laboratory use, the frozen mandibles were maintained at room temperature until the tissues were soft and pliable.

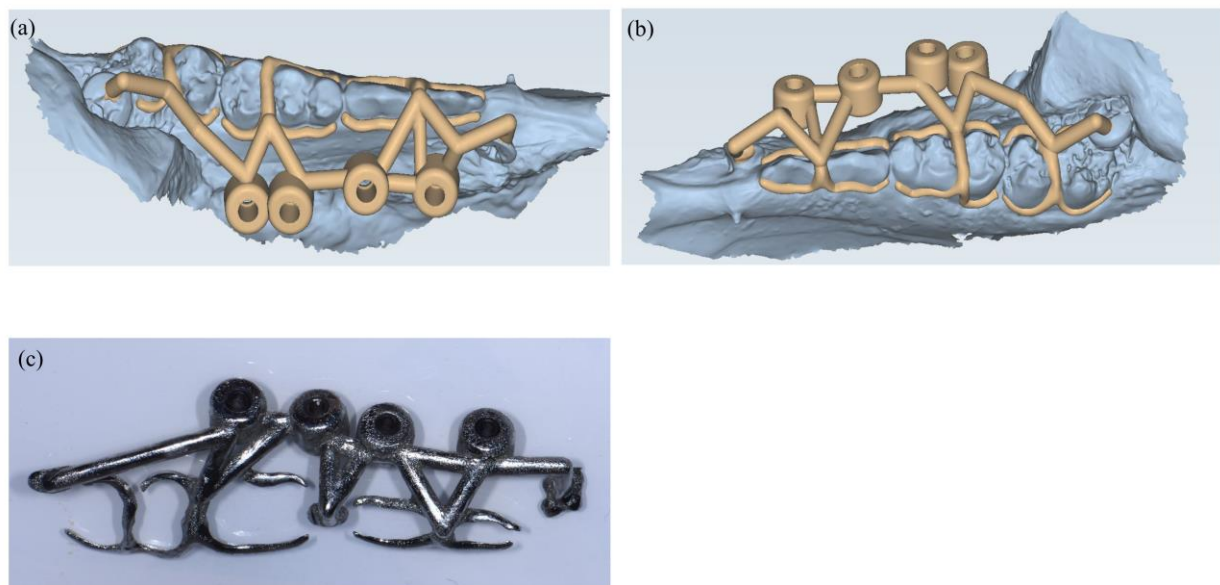
Experimental procedure

Preoperative CBCT scans of all jaws were obtained with a 0.16-mm voxel size (8 mm x 8 cm, high resolution, 85 kV, 6 mA, 14.2 s, 958 mGy/cm²) (Orthophos XG 3D Dentsply Sirona, York, Pennsylvania, USA) and stored as Digital Imaging and Communication (DICOM) files. Optical impressions of the teeth were taken using a CARESTREAM CS3600 scanner (Carestream, State of New York, USA), and data were stored as a surface tessellation language (STL) file. The datasets obtained from the digital workflow were uploaded to the 3D implant planning software 3Shape Implant Studio (3Shape, Copenhagen, Denmark). The software was used to design a virtual template by matching the 3D surface scan and CBCT data while aligning the key points of the crowns of the teeth.

Virtual implant planning was performed by placing four virtual implants on each side of a pig jaw (STRAUMAN implant diameter 2.5mm; length 12 mm or 10 mm depending on the situation). The target was the middle of each root at 3 mm above the apex. The virtual implants

were inclined at the nearest angle of 80-90 degrees to the dental axis. The surgical guide was designed and fabricated by laser sintering using a 3D printer (Pro X DMP 200 dental, 3D systems, Riom, France; laboratory BONGERT, La Roche sur Yon, France). Depth control was achieved by adjusting the thickness of the guide so that when the surgical drill (length 17 mm, diameter 1.9 mm; ASTRA TECH, Implant System EV) was sunk into the head of the handpiece, it would access 3 mm from the apex of each root with control of the depth to the lingual surface of the root. SMGs were printed in chrome-cobalt, and the design followed current concepts of RPDs to increase stability (Figure 1).

Figure 1: Planification of the 3D-printed surgical metal guide. The virtual surgical guide was designed using 3D implant planning software 3Shape Implant Studio



Occluso-buccal (a) and occluso-lingual (b) views showing the virtual SMG in yellow and the optical scan of the mandible pig jaw in blue. The SMG was 3D printed in cobalt-chrome.

On the night before surgery, the bones were thawed slowly at 4°C and then maintained at room temperature. The cheek muscles were retracted to improve visual and instrumental access.

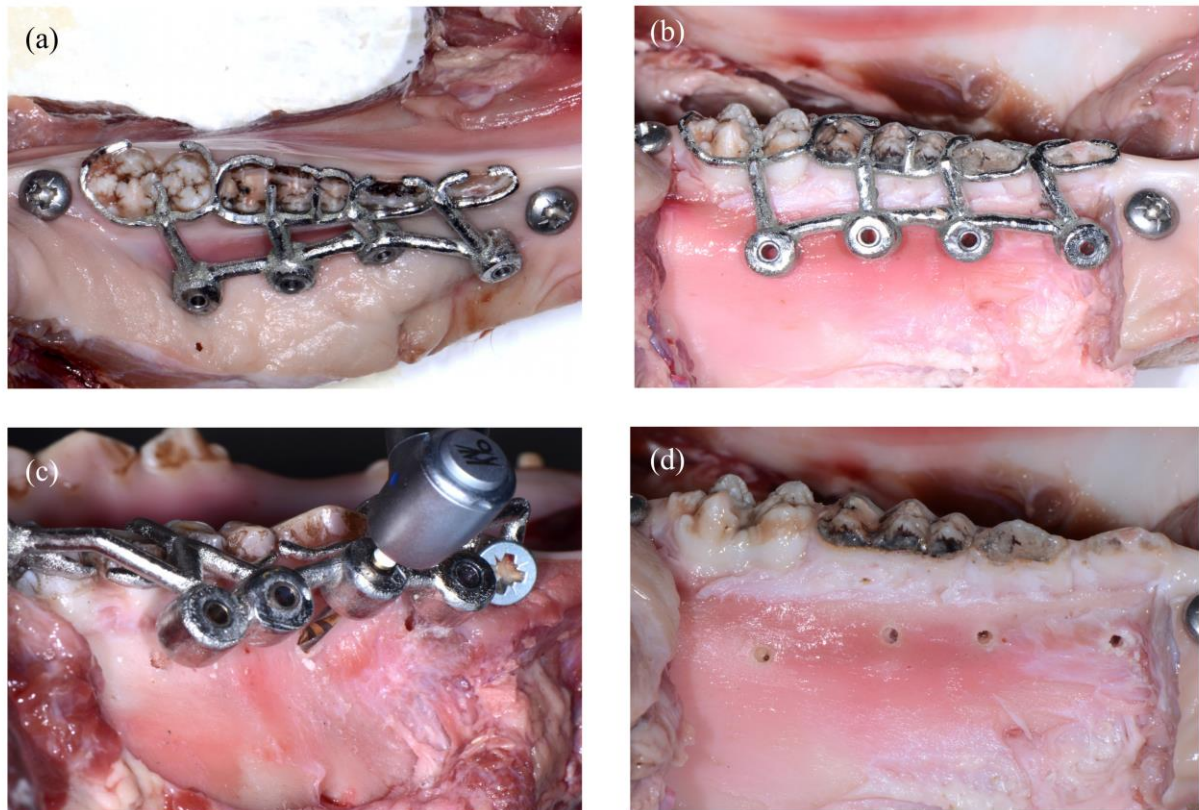
Using a sterile no. 15 blade, an intrasulcular incision was extended across 1–2 teeth mesially and distally from the study tooth. This was followed by a vertical release incision mesially. A full-thickness mucoperiosteal flap was then created to expose the bone, and the guides were placed over the occlusal surface of the teeth. Guided osteotomy was performed using a 1.9-mm-diameter, 17-mm-long drill and irrigated with water. The drill speed was 10,000 RPM, and the procedure was performed using a pecking motion until the drill stopped (Figure 2).

Measurement procedure

After guided surgery, postoperative CBCT scans were taken of each side of the pig jaw with the same settings as the preoperative scans. Using the software BlueSkyPlan 4 (BlueSkyBio, USA), the postoperative CBCT scan was segmented to obtain STL files of each drill path. The file was superimposed on the preoperative STL files to have the same landmarks in the space as the planning. The files were exported, and the data were stored as STL files.

Next, STL files of the drill path and initial planning were superimposed using 3Shape Implant Studio by aligning the crowns of each tooth. The distance in millimetres between the most apical point planned and the most apical point created with the SMGs were compared and measured for each plane in space (sagittal, coronal, and axial). The angular deviation was calculated for the axial and frontal planes. Figure 3 shows all the parameters used to determine the accuracy of the surgery with the SMGs.

Figure 2: Guided surgery using SMG on pig jaw mandible

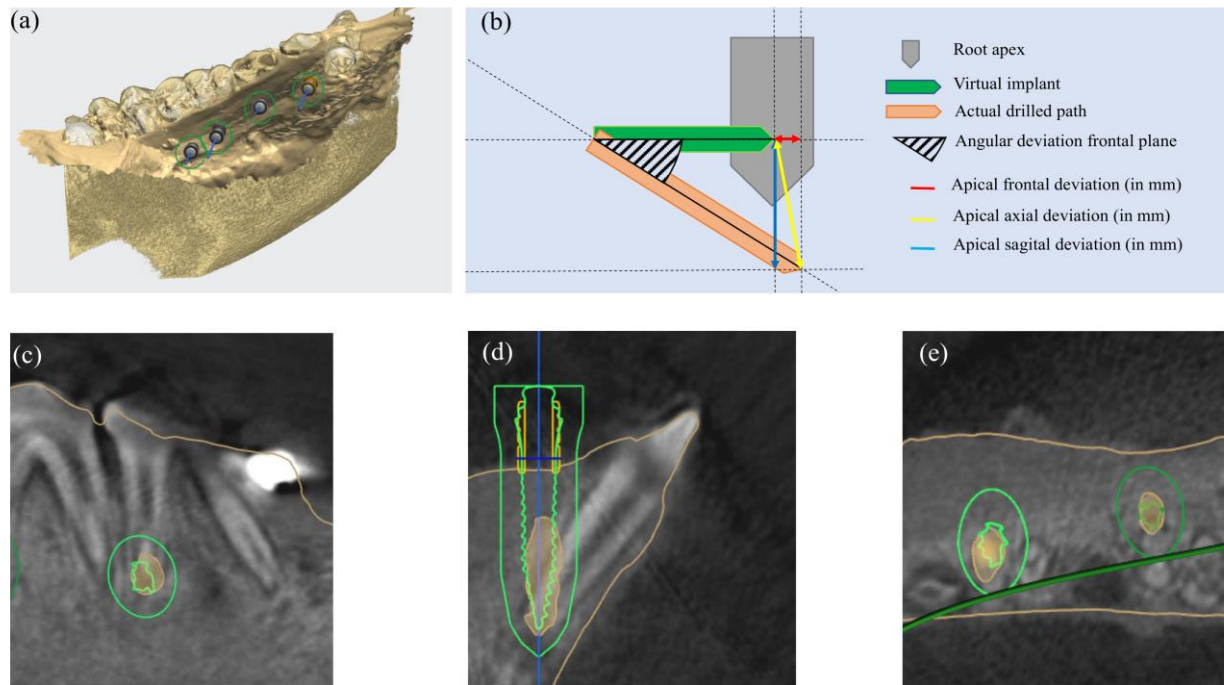


The adjustment was checked in order to control the stability of the SMG (a). After flap resection, the SMG was placed over the occlusal surface of the teeth (b). The drill was driven through the metal sleeve until it reaches the determined stop (c). The final situation shows four drilled path through the bone (d)

Statistical analysis

Statistical calculations were performed using statistical software (GraphPad Prism, San Diego, CA, USA). To test for deviation equal to zero, a one-sample t test was used. Deviations were summarized using the median, minimum, maximum, mean, and standard deviation and the corresponding 95% confidence interval (CI). All tests were 2-sided, and $P=0.05$ was considered as statistically significant.

Figure 3: Determination of the measurement deviation calculation and angular deviation at the level of the apex



The preoperative 3D reconstruction of the pig jaw shows the virtual implants in direction of the targeted root apices (a). The illustration shows the calculation of the angular deviation and the apical frontal, axial, sagittal deviation of the tip of the virtual implant in comparison with the actual drilled path (b). The sagittal view (c), the frontal view (d) and the axial view show the superposition between the virtual planned implant (green) and the performing drill path (orange). The green circle represents the implant's safety zone. The blue line shows the main axis of the implant. The dark green line represents the panoramic curve.

Results

A total of 29 implants were planned, and eight SMGs were printed. The differences between the virtually planned implant and the actual position of the drill path were statistically significant for each SMG in terms of the angular and apical deviations. Table 1 shows the distances between the most apical point planned and the tip of the drill in three-dimensional space.

The mean deviation in the sagittal plane was 1.59 ± 1.43 mm (median: 1.46, min: 0.33, max: 6.26; $t(7)=3.741$, $p=0.0073$). In the frontal plane, the mean deviation was 2.00 ± 1.28 mm (median: 1.93, min: 0.00, max: 5.10; $t(7)=5.902$, $p=0.0006$). In the axial plane, the mean deviation was 1.37 ± 1.15 (median: 0.90, min: 0.20, max: 4.30; $t(7)=4.114$, $p=0.0045$).

Table II shows the results of angular deviation (in degrees) between the estimated and realized holes with the 3D-printed surgical guide. The mean deviation of the angle in the frontal plane was 8.57 degrees (median: 8.24, min: 1.09, max: 24.88; $t(7)=3.484$, $p=0.0102$). The mean deviation of the angle in the axial plane was 3.10 (median: 2.79 min: 0.08, max: 10.69; $t(7)=6.824$, $p=0.0002$).

Table I: Descriptive analysis of the mean deviations

Mandible		Three dimensional planes														
	n	Sagittal plane					Frontal plane					Axial plane				
		Min	Max	Med	Mean	SD	Min	Max	Med	Mean	SD	Min	Max	Med	Mean	SD
1mand	4	1.01	2.28	1.52	1.58	0.55	1.15	2.42	1.64	1.71	0.63	0.23	0.63	0.37	0.40	0.18
2mand	4	1.73	6.26	4.31	4.15	2.20	0.98	3.65	1.53	1.92	1.20	0.32	0.93	0.64	0.63	0.32
3mand	4	1.59	3.37	2.26	2.37	0.74	1.84	5.1	2.86	3.16	1.38	0.37	2.44	2.48	1.44	0.93
4mand	4	1.00	1.84	1.54	1.48	0.35	2.63	4.29	3.63	3.54	0.86	2.32	3.60	2.92	2.94	0.54
5mand	4	0.38	1.50	1.32	1.13	0.52	1.64	3.71	2.03	2.35	0.93	0.77	4.3	2.49	2.51	1.57
6mand	4	0.33	0.51	0.36	0.39	0.08	0.00	2.51	0.46	0.85	0.08	0.20	0.77	0.54	0.51	0.25
7mand	3	0.59	0.95	0.95	0.83	0.21	0.70	1.80	1.13	1.21	0.55	0.64	1.41	0.85	0.97	0.40
8mand	2	0.39	1.15	0.77	0.77	0.54	0.4	2.11	1.26	1.26	1.21	1.10	2.03	1.57	1.57	0.66
Total	29	0.33	6.26	1.46	1.59	1.43	0.00	5.10	1.93	2.00	1.28	0.20	4.30	0.90	1.37	1.15

The apical deviations between preoperative planned and actual drill path are expressed with minimum, maximum, median, mean and standard deviation for each 3D metal guide (in millimeters). mand, mandibulary; n, number of virtual implant planned; min, minimum; max, maximum; med, median; SD, standard deviation

Table II: Descriptive analysis of the angular deviation

Mandible	n	Frontal plane					Axial plane				
		Min	Max	Med	Mean	SD	Min	Max	Med	Mean	SD
1mand	4	4.94	9.16	8.64	7.84	1.98	0.84	7.02	2.98	3.46	2.81
2mand	4	2.77	6.52	5.71	5.18	1.73	2.83	10.69	4.18	5.47	3.54
3mand	4	17.89	24.88	19.68	20.53	3.05	0.95	3.44	1.92	2.06	1.11
4mand	4	3.59	10.94	9.05	8.16	3.23	0.82	4.29	2.78	2.67	1.42
5mand	4	15.30	22.01	16.89	17.77	2.95	2.47	3.79	2.99	3.06	0.56
6mand	4	2.70	9.32	4.14	5.08	2.98	0.08	3.95	1.56	1.79	1.61
7mand	3	1.42	4.08	2.58	2.70	1.33	1.32	2.91	1.45	1.89	0.88
8mand	2	1.09	1.58	1.34	1.34	0.35	0.34	8.54	4.44	4.44	5.80
Total	29	1.09	24.88	8.24	8.57	6.91	0.08	10.69	2.79	3.10	2.37

The angular deviations between preoperative planned and actual drill path in frontal and axial plane are expressed with minimum, maximum, median, mean and standard deviation for each 3D metal guide (in degrees). mand, mandibulary; n, number of virtual implant planned; min, minimum; max, maximum; med, median; SD, standard deviation

Discussion

Guided endodontic microsurgery is becoming recognized as more accurate than freehand surgery (8,9). Guides evolve to best adapt to the clinical situation and are being improved with technical developments. The present study has proposed a new design for a printed SMG, and its accuracy was evaluated using a model *ex vivo*. Two parameters were assessed: the accuracy of the most apical point of the drill path and the angular deviation. These two parameters are often chosen in studies because they are easily identifiable and present reliable information concerning the assessment of the difference between the actual results and virtual planning.

The mean deviation between the most apical points planned and those performed with the surgical guide were in accordance with previous studies performed using human mandibles. Pinsky et al.(8) found a mean deviation of 0.79 ± 0.33 mm, and Ackerman et al. (9) obtained a mean deviation of 1.47 ± 0.75 mm for the same parameters. The mean angular deviation was 8.57 ± 6.91 degrees in the frontal plane and 3.1 ± 1.3 degrees in the axial plane.

The angular deviation is an important parameter because it determines the root-end resection and whether all the accessory canals can be resected (2). However, data related to the angular deviation are very scarce. Only one study has reported an overall angulation of 3.95 degrees (95% CI: 2.1– 5.9 degrees) using a trephination guide for endodontic surgery (16).

Nevertheless, the angular deviation has been evaluated in multiple implantology studies. Petterson et al. (23) compared the deviation between the position of virtually planned implants and the position of implants placed with a printed surgical guide in a human cadaver. The mean angular deviation of the mandible was 2.26 degrees (range: 0.24–11.74 degrees; 95% CI: 2.01). Younes et al. (7) reported a mean angular deviation of 2.30 ± 0.92 degrees. Benheke et al. (24) analysed the factors influencing the accuracy of a printed surgical guide for implant placement and reported a mean angular deviation of 2.25 degrees (0.07-5.82 degrees) for the mandible.

All of these studies report a lower angular deviation than the present study. One explanation for the variation could be that several drill paths (up to four) were realized with the same guide. Schelbert et al. (25) observed that multiple implants placed with the same guide showed higher mean deviations than single implants. This has also been observed by Windmann et al. in 2006 (26). Furthermore, another possible explanation for these results is the fact that our surgical guides had sleeves, which can increase the deviation. Tallarico et al. (19) showed that surgical guides without metallic sleeves were more accurate than a conventional guide with a metallic sleeve. One of the advantages of a metal guide is that it is possible to use it without a sleeve, thus avoiding this bias.

Lastly, the discrepancy may be due to the endodontic surgical simulation model *ex vivo* with a pig jaw. Pig teeth are larger than human teeth, and the roots are longer and conical. Pig molars have many grooves, fossae, and an eminence on the occlusal surface (11). These tooth shapes decrease the stability of our guide and could explain the increased deviation. Indeed, Schneider et al. (14) explained that one of the crucial factors for precision during the surgery is stability. Another issue when using a pig mandible is the higher cortical bone thickness at the tip of teeth than that of a human mandible (27). To reach the root, planned implants have to be longer in the case of a pig jaw than for a human mandible. According to Koop et al. (20), longer implants result in more deviation.

Although the model does not fully replicate conditions *in vivo*, this *ex vivo* model offers advantages. The bone density of a young pig jaw is similar to that of a human mandible (28,29). According to Benheke et al. (24), this is a crucial factor when assessing the accuracy of a surgical guide. This simulation model is easy to handle and cost-effective, and different experiments may be performed (CBCT, histology) because repeated freeze-thaw cycles do not alter the bone (30).

To the best of our knowledge, this study is the first to evaluate the accuracy of SMGs in endodontic surgery. Although deviations were observed when comparing the results with virtual planning, the differences are compatible with endodontic surgeries. Further designs (particularly designs without sleeves) may improve the stability and accuracy and would be beneficial for clinicians and patients. Further studies could also be conducted with human cadavers and could compare SMGs with resin guides.

3. Conclusion :

La chirurgie endodontique est un domaine en évolution permanente au cœur de la dentisterie moderne. L'utilisation des guides chirurgicaux en endodontie permet une simplification de la phase chirurgicale et assure une sécurité. Aujourd'hui, les guides étudiés dans la littérature sont en résine et restent perfectibles (épaisseur importante gênant la vision de l'opérateur, douilles en métal indispensables augmentant les déviations).

Cette étude est la première étude évaluant la précision d'un guide métallique en microchirurgie endodontique. Les résultats ont montré une différence significative entre la planification et le forage réalisé, pour tous les paramètres étudiés (déviation angulaire et apicale). Concernant la déviation apicale, les résultats obtenus sont cohérents avec ceux de la littérature. Cependant, la déviation angulaire obtenue reste plus élevée que les résultats retrouvés dans la littérature.

Cette différence peut être expliquée par le fait que notre étude présente quelques limites. En effet, la réalisation de plusieurs forages par guide, la présence de douilles et l'utilisation d'un modèle *ex vivo* sur mâchoire porcine peut augmenter les déviations.

Cependant, la chirurgie guidée avec un guide métallique semble prometteuse à l'avenir en termes de précision. Il a été mis en évidence une stabilité du guide lors de la microchirurgie guidée, facile à manipuler avec un accès visuel dégagé.

D'autres études seraient nécessaires pour évaluer la précision d'un guide métallique. Il serait intéressant de faire évoluer ce design et notamment d'évaluer la précision d'un guide métallique sans douille et de le comparer à une chirurgie main levée ainsi qu'à un guide en résine. Ces évaluations pourraient se réaliser sur cadavre humain car c'est un modèle qui se rapproche de la réalité clinique ; ainsi, cela limiterait les biais.

4. Bibliographie

1. Cohen S. Periradicular surgery. In: Hargreaves KM, Berman LH, Rotstein I, éditeurs. Cohen's pathways of the pulp. Eleventh ed. St. Louis: Elsevier; 2016.
2. Kim S, Kratchman S. Modern endodontic surgery concepts and practice: a review. J Endod. juill 2006;32(7):601- 23.
3. European Society of Endodontology. Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. Int Endod J. déc 2006;39(12):921- 30.
4. Tsesis I. Complications in endodontic surgery: prevention, identification and management. New York: Springer; 2014.
5. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. Br Dent J. déc 2015;219(11):521- 9.
6. Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. Int J Oral Maxillofac Implants. août 2003;18(4):571- 7.
7. Younes F, Cosyn J, De Bruyckere T, Cleymaet R, Bouckaert E, Eghbali A. A randomized controlled study on the accuracy of free-handed, pilot-drill guided and fully guided implant surgery in partially edentulous patients. J Clin Periodontol. juin 2018;45(6):721- 32.
8. Pinsky H, Champleboux G, Sarment D. Periapical surgery using CAD/CAM guidance: preclinical results. J Endod. févr 2007;33(2):148- 51.
9. Ackerman S, Aguilera FC, Buie JM, Glickman GN, Umorin M, Wang Q, et al. Accuracy of 3-dimensional-printed endodontic surgical guide: a human cadaver study. J Endod. mai 2019;45(5):615- 8.
10. Keltjens HM a. M, Witter DJ, Creugers NHJ. [Conventional retaining of removable partial dentures]. Ned Tijdschr Tandheelkd. déc 2009;116(12):655- 63.
11. Wang S, Liu Y, Fang D, Shi S. The miniature pig: a useful large animal model for dental and orofacial research. Oral Dis. nov 2007;13(6):530- 7.
12. Ahn S-Y, Kim N-H, Kim S, Karabucak B, Kim E. Computer-aided design/computer-aided manufacturing-guided endodontic surgery: guided osteotomy and apex localization in a mandibular molar with a thick buccal bone plate. J Endod. avr 2018;44(4):665- 70.
13. Vonarx T, Hanni S, Jensen S. Correlation of bone defect dimensions with healing outcome one year after apical surgery. J Endod. sept 2007;33(9):1044- 8.
14. Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE. A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. Clin Oral Implants Res. sept 2009;20:73- 86.

15. Kernen F, Benic GI, Payer M, Schär A, Müller-Gerbl M, Filippi A, et al. Accuracy of three-dimensional printed templates for guided implant placement based on matching a surface scan with CBCT: accuracy of printed templates. *Clin Implant Dent Relat Res.* août 2016;18(4):762- 8.
16. Antal M, Nagy E, Braunitzer G, Fráter M, Piffkó J. Accuracy and clinical safety of guided root end resection with a trephine: a case series. *Head Face Med.* déc 2019;15(1):30.
17. Giacomino CM, Ray JJ, Wealleans JA. Targeted endodontic microsurgery: a novel approach to anatomically challenging scenarios using 3-dimensional–printed guides and trephine burs—A report of 3 cases. *J Endod.* avr 2018;44(4):671- 7.
18. Ye S, Zhao S, Wang W, Jiang Q, Yang X. A novel method for periapical microsurgery with the aid of 3D technology: a case report. *BMC Oral Health.* déc 2018;18(1):85.
19. Tallarico M, Martinolli M, Kim Y-J, Cocchi F, Meloni SM, Alushi A, et al. Accuracy of computer-assisted template-based implant placement using two different surgical templates designed with or without metallic sleeves: a randomized controlled trial. *Dent J.* avr 2019;7(2):41.
20. Koop R, Vercruyssen M, Vermeulen K, Quirynen M. Tolerance within the sleeve inserts of different surgical guides for guided implant surgery. *Clin Oral Implants Res.* juin 2013;24(6):630- 4.
21. Anderson J, Wealleans J, Ray J. Endodontic applications of 3D printing. *Int Endod J.* sept 2018;51(9):1005- 18.
22. Samet N, Shohat M. [A systematic approach for removable partial denture design]. *Refuat Ha-Peh Veba-Shinayim* 1993. avr 2003;20(2):71- 6, 83.
23. Pettersson A, Kero T, Gillot L, Cannas B, Fäldt J, Söderberg R, et al. Accuracy of CAD/CAM-guided surgical template implant surgery on human cadavers: Part I. *J Prosthet Dent.* juin 2010;103(6):334- 42.
24. Behneke A, Burwinkel M, Behneke N. Factors influencing transfer accuracy of cone beam CT-derived template-based implant placement. *Clin Oral Implants Res.* avr 2012;23(4):416- 23.
25. Schelbert T, Gander T, Blumer M, Jung R, Rücker M, Rostetter C. Accuracy of computer-guided template-based implant surgery: a computed tomography–based clinical follow-up study. *Implant Dent.* déc 2019;28(6):556- 63.
26. Widmann G, Bale RJ. Accuracy in computer-aided implant surgery--a review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* avr 2006;21(2):305- 13.
27. Katranji A, Misch K, Wang H-L. Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. *J Periodontol.* mai 2007;78(5):874- 8.
28. Atkinson PJ, Powell K, Woodhead C. Cortical structure of the pig mandible after the insertion of metallic implants into alveolar bone. *Arch Oral Biol.* 1977;22(6):383- 91.

29. Dahiya K, Kumar N, Bajaj P, Sharma A, Sikka R, Dahiya S. Qualitative assessment of reliability of cone-beam computed tomography in evaluating bone density at posterior mandibular implant site. *J Contemp Dent Pract.* 1 avr 2018;19(4):426- 30.
30. Shaw JM, Hunter SA, Gayton JC, Boivin GP, Prayson MJ. Repeated freeze-thaw cycles do not alter the biomechanical properties of fibular allograft bone. *Clin Orthop.* mars 2012;470(3):937- 43.

CABEZON (Camille). – Intérêt des guides chirurgicaux imprimés tridimensionnellement dans le cadre de la microchirurgie endodontique (étude sur modèle animal).- 30 f. ; ill. ; tabl. ; 30 ref. ; 30 cm (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2020)

RESUME : Introduction : Grâce aux récentes avancées technologiques, les guides chirurgicaux imprimés tridimensionnellement (3D) sont intégrés dans un flux numérique complet et sont bénéfiques en termes de précision pour la microchirurgie endodontique. Le but de cette étude était d'évaluer la précision d'un guide métallique imprimé en 3D pour la microchirurgie endodontique sur un modèle *ex-vivo* (mâchoires porcines). **Méthodes :** 29 racines de dents porcines étaient incluses. Un CBCT et une empreinte optique préopératoire ont été réalisés pour chaque racine. La planification de la chirurgie a été réalisée sur un logiciel de planification implantaire (3shape implant studio, Copenhague, Danemark) et le guide a été imprimé en cobalt-chrome par frittage laser par une imprimante Pro X DMP 200 dental (3D system, Riom, France). Le design du guide chirurgical permettait d'avoir un accès à 3mm au-dessus de l'apex et permettait d'avoir un contrôle de la profondeur jusqu'à la surface linguale de la racine. Un CBCT post opératoire a été réalisé et comparé au CBCT préopératoire. Les déviations apicales et angulaires ont été analysées. Pour tester un écart égal à zéro, un test à un échantillon a été utilisé. **Résultats :** Les résultats ont montré que tous les paramètres étaient statistiquement différents. **Conclusion :** Bien que des déviations aient été reportées, l'étude démontre la faisabilité d'un guide métallique imprimé en 3D pour la microchirurgie endodontique.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Chirurgie bucco-dentaire

MOTS CLES MESH :

Endodontie – Endodontic

Microchirurgie – Microsurgery

Impression tridimensionnelle – Printring, three-dimensional

Chirurgie assistée par ordinateur – Surgery, computer-assisted

Métaux – Metals

JURY :

Président : Professeur Pérez F.

Directeur : Docteur Gaudin A.

Assesseur : Professeur Le Guehennec L.

Assesseur : Docteur Lanoiselee E.

Invité : Docteur Aubeux D.

ADRESSE DE L'AUTEUR :

6 Boulevard Lelasseur

44000 Nantes

camille.cabazon@wanadoo.fr