

UNIVERSITE DE LILLE

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année de soutenance : 2022

N°:

THESE POUR LE

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 21 SEPTEMBRE 2022

Par Marine HÉNAUT

Née le 10 Avril 1998 à Lesquin

Mesure de la déviation d'un forage avec un guide d'accès endodontique statique :
étude pilote

JURY

Président : Monsieur le Professeur Etienne DEVEAUX

Assesseurs : **Monsieur le Docteur Lieven ROBBERECHT**

Monsieur le Docteur Alain GAMBIEZ

Monsieur le Docteur Henri PERSON

Président de l'Université	:	Pr. J-C. CAMART
Directrice Générale des Services de l'Université	:	M-D. SAVINA
Doyen UFR3S	:	Pr. D. LACROIX
Directrice des Services d'Appui UFR3S	:	G. PIERSON
Doyen de la faculté d'Odontologie – UFR3S	:	Pr. C. DELFOSSE
Responsable des Services	:	M. DROPSIT
Responsable de la Scolarité	:	G. DUPONT

PERSONNEL ENSEIGNANT DE LA FACULTE.

PROFESSEURS DES UNIVERSITES :

P. BEHIN	Prothèses
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
C. DELFOSSE	Responsable du Département d' Odontologie Pédiatrique Doyen de la faculté d'Odontologie – UFR3S
E. DEVEAUX	Dentisterie Restauratrice Endodontie

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

K. AGOSSA	Parodontologie
T. BECAVIN	Dentisterie Restauratrice Endodontie
A. BLAIZOT	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.
P. BOITELLE	Prothèses
F. BOSCHIN	Responsable du Département de Parodontologie
E. BOCQUET	Responsable du Département d' Orthopédie Dento-Faciale
C. CATTEAU	Responsable du Département de Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.
X. COUTEL	Biologie Orale
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. DEHURTEVENT	Prothèses
T. DELCAMBRE	Prothèses
F. DESCAMP	Prothèses
M. DUBAR	Parodontologie
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
P. HILDEBERT	Responsable du Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie
C. LEFEVRE	Prothèses
J.L. LEGER	Orthopédie Dento-Faciale
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
T. MARQUILLIER	Odontologie Pédiatrique
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI	Responsable du Département de Chirurgie Orale Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille
C. OLEJNIK	Responsable du Département de Biologie Orale
W. PACQUET	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
P. ROCHER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
L. ROBBERECHT	Dentisterie Restauratrice Endodontie
M. SAVIGNAT	Responsable du Département des Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
T. TRENTESAUX	Odontologie Pédiatrique
J. VANDOMME	Responsable du Département de Prothèses

Réglementation de présentation du mémoire de Thèse

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation, ni improbation ne leur est donnée.

Aux membres du jury,

Monsieur le Professeur Etienne DEVEAUX
Professeur des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD
Section de réhabilitation orale
Département de dentisterie restauratrice endodontie

Docteur en chirurgie dentaire
Docteur en sciences odontologiques
Docteur en odontologie de l'Université de Lille 2
Habilité à diriger des recherches
Ancien Doyen de la faculté de chirurgie dentaire de Lille
Membre associé national de l'Académie nationale de chirurgie dentaire
Personne compétente en radioprotection
Ancien président de la Société française d'endodontie
Chevalier dans l'ordre des palmes académiques.

*Vous me faites l'honneur d'accepter la présidence de ce jury
de thèse et je vous en suis très reconnaissante.*

*Je regrette de ne pas avoir pu travailler avec vous plus
souvent, car j'en suis sûr que cette formation aurait été très
enrichissante.*

*À travers ce travail, veuillez trouver cher Professeur,
l'expression de mon plus profond respect.*

Monsieur le Docteur Lieven ROBBERECHT

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Assesseur Développement Durable

*Je te remercie infiniment de m'avoir encadré sur ce projet
ainsi que tant d'autres.*

Je n'aurai jamais pu espérer un meilleur directeur.

Tu es une personne dévouée et passionnée pour ton travail.

Merci pour ta disponibilité, ta patience et d'avoir cru en moi.

*Tu n'es pas qu'un simple enseignant, tu es devenu mon
mentor et un exemple.*

Je suis heureuse de devenir ta collègue dans quelques mois.

*J'espère que ce travail sera à la hauteur de tes espérances, et
que les suivants également.*

Monsieur le Docteur Alain GAMBIEZ
Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD
Section Réhabilitation Orale
Département Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme d'Etudes Approfondies Sciences de la Vie et de la Santé

*Je vous remercie particulièrement d'avoir accepté de faire
partie de mon jury de thèse ainsi que de m'avoir permis
d'utiliser certaines de vos illustrations lors de ce travail ainsi
que celui de mon mémoire.*

*Je suis heureuse d'avoir suivi votre passion par votre
enseignement et nos échanges.*

Monsieur le Docteur Henri PERSOON
Assistant Hospitalo-Universitaire des CSERD
Section Réhabilitation Orale
Département Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire
Certificat d'Études Supérieures d'Odontologie Chirurgicale mention Odontologie
Chirurgicale – Université de Lille

*Après avoir partagé énormément de moments ensemble, à
l'université et à l'extérieur, je suis très heureuse qu'aujourd'hui
tu fasses partie de mon jury.*

*Merci de m'avoir prodigué des conseils sur le plan
professionnel comme personnel.*

*C'est une nouvelle étape dans notre amitié, et ce n'est pas
fini.*

*Vive l'équipe de DRE, et les futurs TPs du lundi matin (et les
petits-déjeuners) !*

Table des matières

Table des matières.....	11
Table des abréviations	12
1. Introduction	13
2. Matériels et Méthodes	17
2.1. Développement du modèle expérimental	17
2.2. Planification du forage	17
2.2.1 Acquisitions préopératoires	17
2.2.2 Conception	18
2.2.3 Fabrication du guide d'accès endodontique	19
2.3. Mesure de la déviation du forage.....	19
3. Résultats et discussion.....	21
3.1. Description du modèle expérimental	21
3.2. Planification du forage	22
3.3. Mesure de la déviation	22
4. Conclusion et perspectives.....	24
5. Table des figures	25
6. Table des tableaux	25
7. Bibliographie.....	26

Table des abréviations

AAE : Association Américaine d'Endodontie

CBCT : Cone Beam Computer Tomography

CFAO : Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur

DICOM : Digital Imaging and COmmunications in Medicine

ESE : Société Européenne d'Endodontie

FAO : Fabrication Assistée par Ordinateur

Ni-Ti : Nickel - Titane

TEI : Traitement endodontique initial

SLA : Stéréolithographie

STL : format de fichier de STéréoLithographie

1. Introduction

La santé générale et la qualité de vie d'un individu sont le reflet de sa santé bucco-dentaire^[1]. La perte des dents provoque un déséquilibre de la santé orale pouvant être à l'origine de tensions psychologiques^[2], d'une baisse de l'estime de soi^[3], de multiples effets néfastes sur la santé^[4], de dysfonctions comme des troubles de la mastication qui peuvent aboutir à une dénutrition et une réduction significative de la qualité de vie^[5]. Il est donc capital de prévenir et de traiter les pathologies dentaires précocement pour préserver au mieux les fonctions masticatoires^[3].

Les parodontites apicales sont des pathologies infectieuses d'origine endodontique (système canalaire qui contient la pulpe dentaire). Elles peuvent être traitées et prévenues par un traitement endodontique en éliminant les bactéries situées dans le système canalaire^[6,7] et en mettant en place une obturation radiculaire et coronaire étanche.

La première étape du traitement consiste à réaliser une cavité coronaire pour accéder aux canaux radiculaires. Cette étape est cruciale pour la suite, la stabilité et la longévité de la dent. Elle permet d'avoir une bonne visibilité des orifices canaux et d'introduire les instruments dans les canaux pour leur mise en forme. La préparation des canaux permet de maintenir une irrigation tout au long du traitement pour dissoudre les micro-organismes et les débris^[8]. Pour finir, une obturation du réseau canalaire et une restauration coronaire étanches et durables assurent la pérennité du soin en bloquant le passage bactérien depuis la cavité buccale jusqu'au niveau péri-radriculaire (Fig. 1).

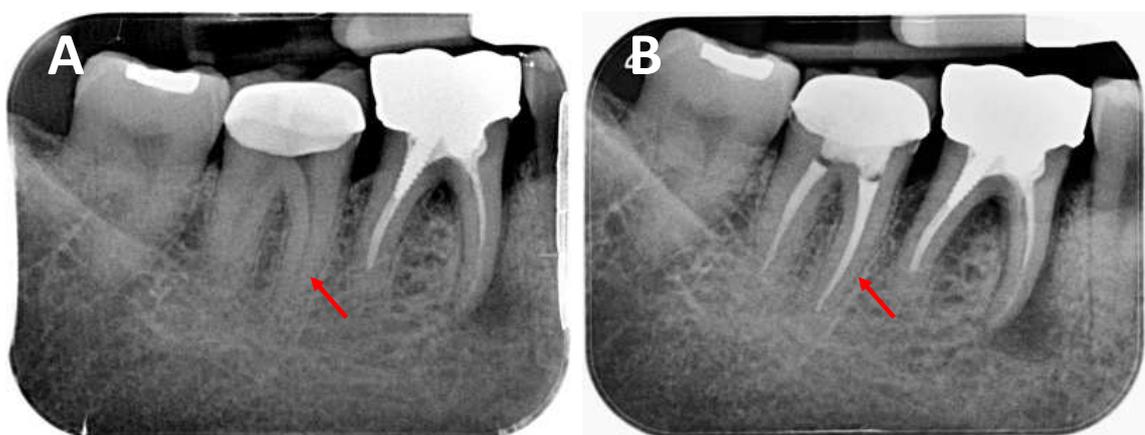


Figure 1 : Radiographie préopératoire (A) et post-opératoire (B) d'un traitement endodontique conventionnel sur molaire mandibulaire.



Figure 2 : Modèles 3D décrivant des exemples d'anatomies complexes de systèmes canaux (en rouge) d'une incisive (A) et d'une molaire (B)^[12].

Ce type de soin nécessite la formation approfondie du praticien^[8] et un plateau technique important^[8-10] en raison de la grande complexité et de la variabilité de l'anatomie des dents humaines^[11] (Fig. 2). En effet, chaque prise en charge est unique et le niveau de difficulté du traitement est directement affecté par certains facteurs préopératoires comme la morphologie coronaire (taille, forme, anomalie de développement), la morphologie canalaire (forme, courbures, longueur) ou encore l'apparence radiologique des canaux (minéralisations, résorptions,

perforations, butées)^[11,12]. Ces spécificités peuvent être physiologiques ou être les conséquences pulpaires des agressions rencontrées tout au long de la vie. Elles compliquent l'ensemble des étapes du traitement en réduisant la visibilité et l'accès au système canalaire ce qui a un impact négatif sur le pronostic qui est plus faible sur les dents minéralisées (environ 80 %)^[13] que sur les dents à pulpe large (environ 96%)^[14,15].

La minéralisation pulpaire est l'une des spécificités qui engendre le plus haut niveau de difficulté pour le praticien^[16]. Dans ces situations, la dentinogénèse est excessive et aboutit à l'apposition, par les odontoblastes primaires et secondaires, d'un tissu minéralisé (dentine réactionnelle ou réparatrice) dans la cavité pulpaire. Ce phénomène peut oblitérer progressivement le système canalaire jusqu'à la disparition totale de la lumière canalaire (Fig. 3).

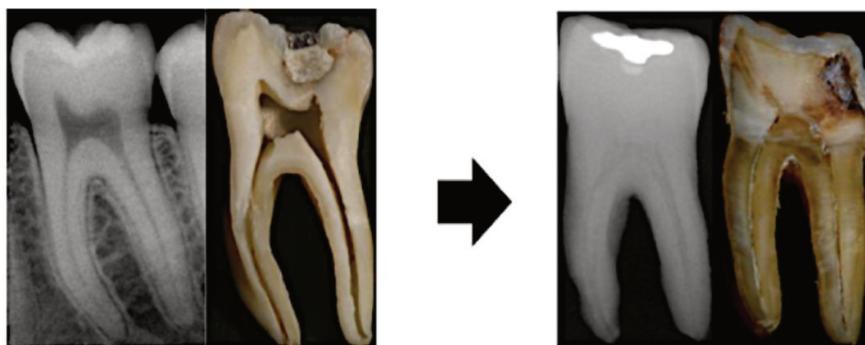


Figure 3 : Radiographie et coupe longitudinale d'une molaire avec système canalaire large (A) et radiographie et coupe longitudinale d'une molaire minéralisée (B).

La dentine secondaire est apposée tout au long de la vie par les odontoblastes primaires, ce qui entraîne une minéralisation sévère chez les personnes âgées^[17]. La dentine tertiaire est apposée suite à des agressions (traumatisme, lésions carieuses, restaurations coronaires, traitement orthodontique) par les odontoblastes primaires ou secondaires (lorsque les odontoblastes primaires sont détruits)^[17,18].

En cas de parodontite apicale, les dents minéralisées doivent impérativement subir un traitement endodontique^[19] dont l'indication est en forte augmentation en raison du vieillissement de la population^[7]. L'étude préopératoire du cas est primordiale pour réduire le risque d'erreurs iatrogènes. Dans ce sens, l'imagerie par cone beam (CBCT) permet d'analyser la morphologie de l'ensemble du système canalaire dans les 3 plans de l'espace et ainsi d'anticiper les difficultés à venir^[7,18]. L'accès conventionnel au système canalaire d'une dent minéralisée doit impérativement se faire sous aides optiques à l'aide d'une micro-instrumentation spécifique (instruments ultrasonores, rotatifs, limes de pré-élargissement en Ni-Ti)^[13,20-22]. En effet, l'observation et l'analyse des couleurs de dentine permet au praticien de cibler le tissu qui doit être éliminé en réduisant le risque d'erreurs iatrogènes^[23] (Fig. 4). Cependant, malgré ces précautions, l'identification et l'accès aux canaux radiculaires sont réduits, ce qui augmente le délabrement et par conséquent le risque de fracture de la dent^[7]. C'est pourquoi l'association américaine d'endodontie (AAE) place les dents minéralisées dans une catégorie de risque élevé d'erreurs iatrogènes^[16] pouvant aboutir à des perforations, un échec du traitement et allant jusqu'à la perte de la dent^[18].

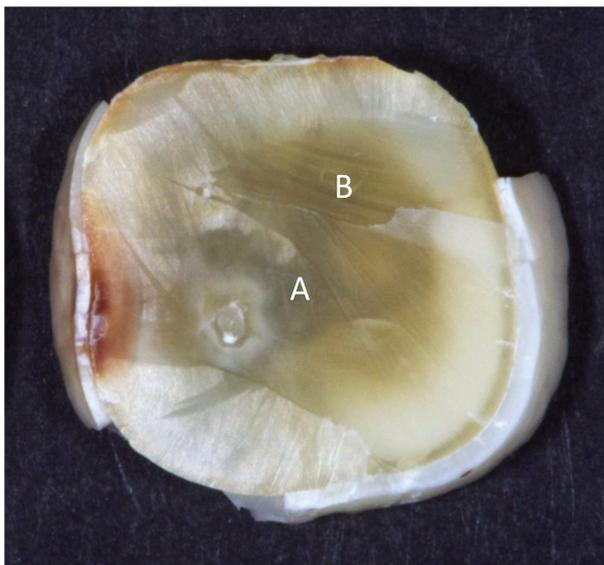


Figure 4 : Coupe axiale d'une molaire minéralisée. Le volume pulpaire au centre de la dent a été progressivement oblitéré par de la dentine réactionnelle. Malgré l'utilisation d'aides optiques, la différenciation de la dentine tertiaire (A) (qui doit être éliminée) avec la dentine secondaire (B) (qui doit être préservée) est difficile et rend le risque iatrogène important. (Courtoisie du Dr Gambiez).

L'accès guidé endodontique s'est récemment développé afin d'aider le praticien à localiser avec précision la lumière canalaire. Dans cette procédure, une cavité d'accès minimale invasive est planifiée sur un modèle virtuel. Celui-ci est créé à partir de la superposition d'un CBCT et d'une empreinte de l'arcade dentaire qui a été numérisée^[7,18]. Un axe de forage rectiligne est prédéterminé pour retrouver virtuellement la perméabilité canalaire^[18]. Dans un second temps, un guide d'accès endodontique est conçu et fabriqué (CFAO) par stéréolithographie (SLA) afin de transférer les axes de forage sur le patient et de poursuivre le traitement endodontique.

Ces guides doivent faciliter l'accès au système canalaire, en réduisant les risques opératoires (déviation de la trajectoire du forage)^[24,25] ainsi que le délabrement par rapport à l'accès endodontique conventionnel^[26]. Ceci doit préserver au mieux l'intégrité structurelle de la dent en réduisant le risque de fracture^[7]. Cette technologie réduit également la durée du traitement et l'influence de l'opérateur sur le recouvrement de la perméabilité, ce qui améliore la prévisibilité des résultats^[18,22,26,27].

La littérature comporte de nombreux rapports de cas avec des protocoles de conception, de fabrication et d'utilisation différents de guides d'accès endodontiques. Il existe également peu de données de fiabilité et de sécurité concernant ces guides^[18]. Plusieurs auteurs ont analysé la déviation du forage en fonction de facteurs de conception et humains. Ils ont montré que le choix de logiciel de conception^[21] et l'expérience de l'opérateur^[26] n'ont pas d'impact sur la localisation du canal radiculaire. Cependant, d'autres facteurs sont susceptibles de jouer sur la déviation du forage et ont déjà été ciblés dans des travaux similaires concernant l'accès guidé en implantologie. En effet, la déviation des implants augmente avec la longueur de forage^[28] mais il n'existe pas de données à ce jour pour transposer ces résultats en endodontie. Par ailleurs, la résolution du CBCT pour la conception et la résolution pour la fabrication additive des guides sont susceptibles de dévier le forage^[21,29,30]. Le rôle exact de ces facteurs n'est pas connu et il n'existe pas de données quantitatives concernant ces paramètres.

Des expérimentations préliminaires sont nécessaires afin d'évaluer l'influence de facteurs de planification de guide d'accès endodontique statique sur la déviation tridimensionnelle du forage. C'est pourquoi l'objectif de cette étude pilote est de développer un modèle expérimental adapté, de maîtriser les étapes de CFAO et la méthodologie de quantification de la déviation tridimensionnelle d'un forage réalisé par un guide d'accès endodontique statique.

2. Matériels et Méthodes

2.1. Développement du modèle expérimental

Les données morphologiques d'une canine maxillaire ont été tirées d'une base de données microCT de la faculté de chirurgie dentaire de Lille (résolution : 20 μm) pour concevoir et fabriquer un modèle dentaire artificiel standardisé par CFAO (canine-3D). Les données virtuelles de la canine-3D ont été transférées dans le logiciel PreForm (FormLabs, Somerville, MA, USA) pour la mise en forme additive par stéréolithographie (SLA) en résine Dental Model V2 (Form 2, Formlabs) (résolution : 25 μm) (Fig. 5). La canine-3D a ensuite été montée sur un modèle d'étude standardisé. La canine-3D a été positionnée dans un moule de silicone (KaVo, Warthausen, Allemagne), puis une résine acrylique chémopolymérisable (Unifast III, GC Europe, Louvain, Belgique) a été coulée afin de garantir la stabilité de son positionnement. Une attention particulière a été portée pour laisser les surfaces radiculaire de la canine à découvert. Du silicone lourd (Hydrorise, Zhermack, Badia Polesine, Italie) a ensuite été positionné dans cet espace pour ajouter une base amovible au modèle (Fig. 5). Ceci a permis de faciliter l'acquisition CBCT et optique ainsi que la fixation du modèle sur une tête fantôme.

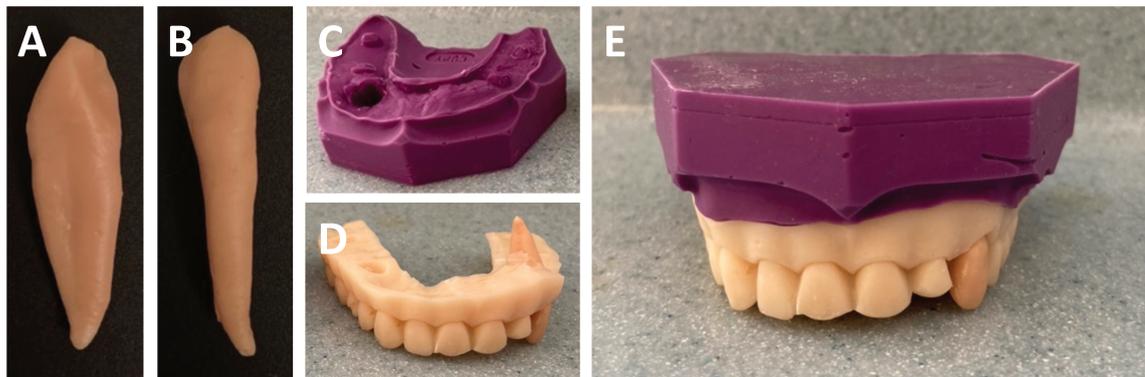


Figure 5 : Modèle standardisé de canine maxillaire mise en forme par stéréolithographie en vue proximale (A) et vestibulaire (B). Socle amovible en silicone lourd (C). Canine-3D solidarisée par de la résine (D). Modèle assemblé final (E).

2.2. Planification du forage

2.2.1 Acquisitions préopératoires

Un CBCT préopératoire du modèle a été réalisé (Green2, Vatech, Puteaux, France) en haute résolution (80 μm), afin de fournir les données tridimensionnelles comprises dans le volume du modèle. La base du modèle en silicone a été démontée afin de réduire les artefacts liés à la radio-opacité de celle-ci lors de l'acquisition. Les données du CBCT préopératoire ont été enregistrées au format .DICOM. Le modèle a ensuite été numérisé par un scanner 3D (7Series, DentalWings, Montréal, Canada) afin de fournir ses données surfaciques. Les données ont été enregistrées au format .STL.

2.2.2 Conception

Les données .STL et .DICOM du CBCT et du scan optique préopératoire ont été chargées dans le logiciel CoDiagnostix (DentalWings, Montréal, Canada) afin de planifier la procédure d'accès endodontique et de concevoir le guide d'accès. Ces données ont été superposées de manière semi-automatique en repérant des points identiques entre le scan optique et le CBCT. Ceci a permis d'obtenir un modèle virtuel 3D préopératoire comprenant les données surfaciques (stabilisation du guide sur les surfaces dentaires) et volumiques (détermination de l'axe de forage pour atteindre le canal radiculaire) du cas.

L'image virtuelle d'un foret endodontique de 1 mm de diamètre (O.27.28.B044.052, Steco-system-technick GmbH, Hambourg, Allemagne) a été superposée au modèle virtuel pour planifier l'axe de forage et ainsi retrouver la lumière canalaire théorique. La position de ce foret a été contrôlée minutieusement dans les trois plans de l'espace puis une douille virtuelle, d'un diamètre interne de 1mm, correspondant au foret utilisé (M.27.28.D100.L5, Steco-system-technick GmbH) a été positionnée coronairement. Quatorze appuis ont été positionnés sur les couronnes des dents afin de garantir la stabilité du guide. Des fenêtres d'adaptation ont été ajoutées pour contrôler visuellement l'insertion maximale du guide sur le modèle^[29]. Le guide d'accès endodontique a ensuite été conçu automatiquement à partir de ces données (Fig. 6) puis exporté au format .STL.

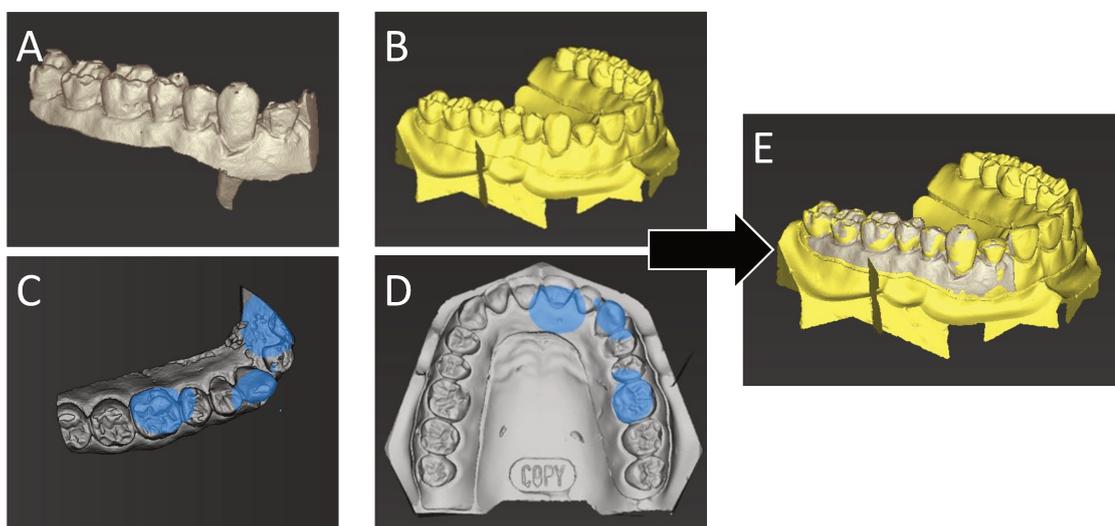


Figure 6 : Données .DICOM du CBCT (A). Données .STL du scanner 3D (B). Alignement du scan optique (D) et de l'objet d'enregistrement (C), par marquage de points identiques, donne le modèle virtuel 3D (E).

2.2.3 Fabrication du guide d'accès endodontique

Les données .STL du guide ont été chargées dans un logiciel de SLA (Preform, FormLabs) puis transférées vers le dispositif de SLA (Form 2, FormLabs) pour la fabrication (résolution : 50 μm) dans une résine biocompatible adaptée (Dental SG, FormLabs). Le guide d'accès a ensuite été lavé dans de l'alcool isopropylique pendant 20 min pour enlever la résine non polymérisée (Form Wash, FormLabs). Puis, le guide a été polymérisé à 60 °C pendant 30 min (Form Cure, FormLabs). Une douille de forage métallique (M.27.28.D100.L5, Steco-system-technick GmbH, Hambourg, Allemagne) adaptée au foret a été insérée dans l'espace dédié (Fig. 7).

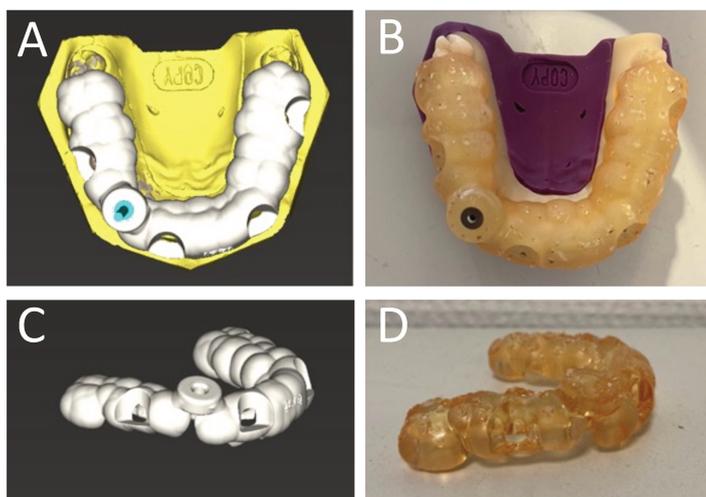


Figure 7 : Guide chirurgical virtuel (A, C) et guide chirurgical mis en forme par SLA (B, D).

2.3. Mesure de la déviation du forage

Le modèle a été monté sur une tête de fantôme et un champ opératoire a été mis en place pour s'approcher au mieux de la réalité clinique (Fig. 8). Le guide d'accès endodontique a été positionné sur l'arcade puis l'emplacement du forage a été marqué sur la couronne de la canine-3D. Un opérateur a réalisé un plateau coronaire de 2 mm de profondeur à cet endroit à l'aide d'une fraise diamantée (836KR, Komet, Gebrüder Brasseler, Lemgo, Allemagne) pour éliminer l'ensemble des interférences coronaires et accéder en ligne droite au système canalaire. Le forage a ensuite été réalisé par des mouvements de va-et-vient verticaux à travers la douille jusqu'au contact de la douille avec la base du foret. Le foret a été nettoyé régulièrement.

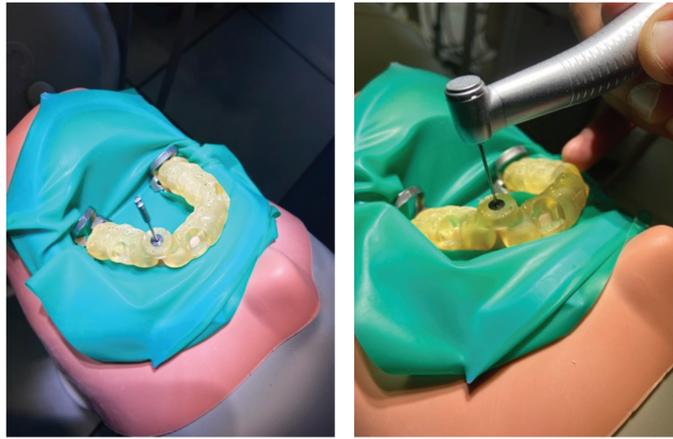


Figure 8 : Mise en situation d'un accès guidé d'un modèle expérimental sur une tête fantôme.

Un CBCT post-opératoire a été ensuite réalisé en haute résolution (80 μm) et les données ont été sauvegardées au format .DICOM. Les données des CBCTs pré- et post-opératoires ont été chargées dans le logiciel CoDiagnostix puis superposées par l'outil de superposition semi-automatique. La déviation de l'axe de forage a été mesurée par l'outil « Évaluation du traitement » du logiciel comme étant la distance entre le forage planifié et le forage effectif (angle ($^\circ$), distance (mm) à la base et à la pointe du foret virtuel dans les trois dimensions (mésio-distal, vestibulo-palatin, corono-apicale) (Fig. 9).

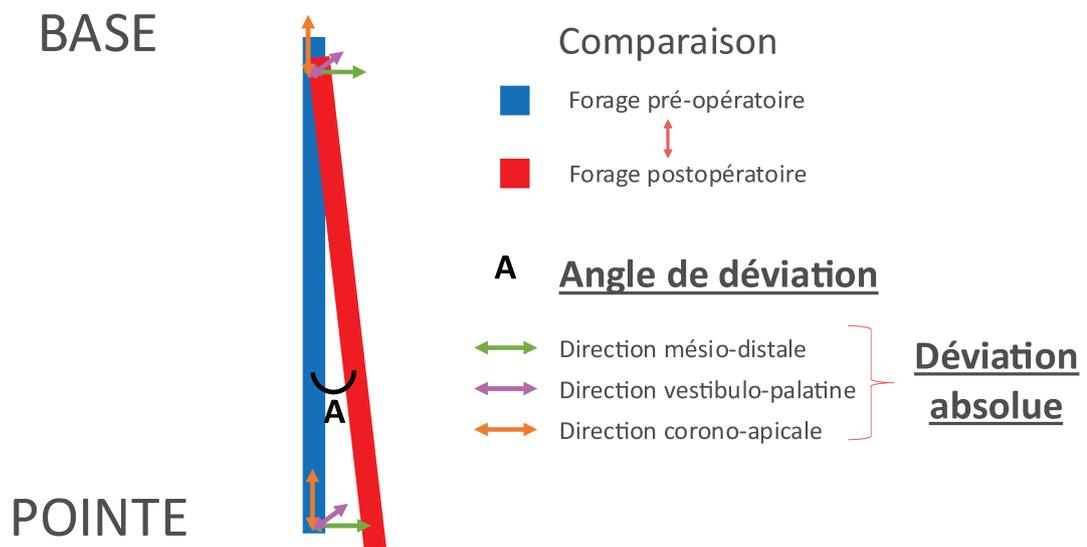


Figure 9 : Mesure de la déviation du forage dans les 3 plans de l'espace (angle et déviation absolue).

3. Résultats et discussion

Cette étude pilote a permis de mesurer la déviation d'un forage avec un guide d'accès endodontique statique sur un nouveau modèle de canine-3D.

3.1. Description du modèle expérimental

Pour ce travail, un nouveau modèle a été développé (canine-3D) à partir d'une base de données microtomographique de dents naturelles puis fabriqué par technique additive en haute résolution. Ceci a permis de reproduire une anatomie coronaire et radiculaire très réaliste en reproduisant les formes complexes et les irrégularités retrouvées dans les dents humaines mais également de permettre d'anticiper les problèmes dus à la variabilité morphologique importante des dents naturelles^[31]. De plus, ce modèle permettra de fournir un haut degré de standardisation en fabriquant des modèles strictement identiques pour les futures études. Cependant, la canine-3D possède une pulpe, pour se rapprocher de la réalité clinique, ne jouant pas de rôle dans la mesure de la déviation puisque la cible a été définie virtuellement.

Par ailleurs, une attention particulière a été portée pour garantir l'absence de déplacement entre la canine-3D et les autres dents de l'arcade et ainsi réduire l'impact qu'il pourrait avoir sur la mesure de la déviation du forage^[26]. Cependant, la canine-3D était maintenue dans sa région cervicale ce qui n'exclut pas un possible mouvement en torsion coronaire ou apicale qui serait susceptible de diminuer la précision des mesures par rapport à un contexte clinique^[21,26].

La dureté de la résine utilisée est inférieure à celle de la dentine et de l'émail d'une dent naturelle^[32]. Ceci est susceptible d'augmenter la sensibilité de la méthodologie, ce qui pourrait surestimer les valeurs de déviation mesurées et ainsi éloigner les résultats de la réalité clinique.

3.2. Planification du forage

La planification a été standardisée au maximum. Les données du CBCT et du scan optique ont été superposées en sélectionnant les mêmes surfaces communes. Le résultat de la superposition semi-automatique a été soigneusement contrôlé par l'opérateur afin de garantir la précision de la procédure. Le nombre d'appuis du guide d'accès endodontique sur les surfaces dentaires était élevé ce qui a permis de garantir leur stabilité^[33]. De plus, la mise en place d'une douille dans le guide est supposée garantir la fiabilité du forage^[21], mais il n'existe pas de données prouvant avec certitude leur efficacité. Une étude comparant des forages avec et sans douille est donc nécessaire. Enfin, il est primordial de sélectionner un système de forage adapté à celui de la douille^[27]. Un contact étroit entre le foret et la douille génère inévitablement de la chaleur alors qu'un défaut d'ajustage conduit à des imprécisions d'angle^[34]. Des études concernant l'accès guidé en implantologie ont montré que la précision du forage augmente lorsque l'ajustage douille-foret est étroit et lorsque la hauteur de la douille augmente^[34].

Dans cette étude pilote, un processus de fabrication additive a été sélectionné. Le guide a été mis en forme en position horizontale pour éviter la présence de piliers supports dans l'intrados^[30]. Cette orientation présente un risque de sur-polymérisation des couches à l'origine d'imprécisions^[35]. L'impression verticale réduit ce risque par des surfaces de couches plus faibles mais nécessite un nombre de couches plus important ce qui augmente les erreurs répétées et les imprécisions^[36].

3.3. Mesure de la déviation

Tableau 1 : Données quantitatives de la déviation du forage du nouveau modèle expérimental.

	Angle (°)	Déviation base du foret (mm)			Déviation pointe du foret (mm)		
		Mésio- distale	Vestibulo- palatine	Corono- apicale	Mésio- distale	Vestibulo- palatine	Corono- apicale
Modèle	1,40	0,02	0,21	1,02	0,13	0,19	1,01

La technique de mesure de la déviation utilisée pour cette étude est éprouvée et largement documentée dans le domaine de l'implantologie^[37] puis, plus récemment en endodontie^[27]. Krug *et al.* (2020) ont montré récemment que le logiciel CoDiagnostix est adapté pour effectuer ce type d'analyse^[21]. Cette technique a permis de fournir des données quantitatives de la déviation du forage sur le nouveau modèle expérimental (Tabl. 1).

Zehnder *et al.* (2016) et Connert *et al.* (2017) ont observé des angles de déviation moyens similaires compris entre $1,81^\circ$ et $1,59 \pm 1,22^\circ$, ce qui permet de comparer nos résultats^[7,27]. Zubizarreta-Macho *et al.* (2020) ont mesuré des angles de déviation plus élevés à $10,04 \pm 5,20^\circ$ ^[38]. Leurs résultats peuvent s'expliquer par l'utilisation d'un CBCT avec une résolution de $300 \mu\text{m}$ ce qui a sans doute augmenté la déviation du forage.

À propos de la déviation absolue à la base et à la pointe du foret dans les directions mésio-distale et vestibulo-palatine, Zehnder *et al.* (2016) et Connert *et al.* (2017) ont observé des déviations absolues moyennes comparables à celle de cette étude pilote. Enfin, ces auteurs ont observé une déviation absolue moyenne dans la direction coronapicale de $0,16 \text{ mm}$ et $0,12 \pm 0,12 \text{ mm}$ respectivement. Ces valeurs sont plus faibles que celles de la présente étude. Les travaux de Connert *et al.* (2017) ont utilisé un dispositif polyjet de FAO pouvant aller jusqu'à une résolution de $16 \mu\text{m}$ ce qui expliquerait l'écart avec nos résultats.

4. Conclusion et perspectives

Cette étude pilote a permis de mesurer la déviation d'un forage avec un guide d'accès endodontique statique sur un nouveau modèle de canine-3D. Le protocole utilisé a permis d'obtenir des données quantitatives sur la déviation du forage (angle et déviation absolue).

Une étude à plus grande échelle est désormais nécessaire afin de déterminer les paramètres jouant un rôle sur la déviation ainsi que leur influence sur la direction de la déviation.

5. Table des figures

Figure 1 : Radiographie préopératoire (A) et post-opératoire (B) d'un traitement endodontique conventionnel sur molaire mandibulaire.	13
Figure 2 : Modèles 3D décrivant des exemples d'anatomies complexes de systèmes canaux (en rouge) d'une incisive (A) et d'une molaire (B) ^[12]	14
Figure 3 : Radiographie et coupe longitudinale d'une molaire avec système canalaire large (A) et radiographie et coupe longitudinale d'une molaire minéralisée (B).	14
Figure 4 : Coupe axiale d'une molaire minéralisée. Le volume pulpaire au centre de la dent a été progressivement oblitéré par de la dentine réactionnelle. Malgré l'utilisation d'aides optiques, la différenciation de la dentine tertiaire (A) (qui doit être éliminée) avec la dentine secondaire (B) (qui doit être préservée) est difficile et rend le risque iatrogène important. (Courtoisie du Dr Gambiez).	15
Figure 5 : Modèle standardisé de canine maxillaire mise en forme par stéréolithographie en vue proximale (A) et vestibulaire (B). Socle amovible en silicone lourd (C). Canine-3D solidarifiée par de la résine (D). Modèle assemblé final (E).	17
Figure 6 : Données .DICOM du CBCT (A). Données .STL du scanner 3D (B). Alignement du scan optique (D) et de l'objet d'enregistrement (C), par marquage de points identiques, donne le modèle virtuel 3D (E).	18
Figure 7 : Guide chirurgical virtuel (A, C) et guide chirurgical mis en forme par SLA (B, D).	19
Figure 8 : Mise en situation d'un accès guidé d'un modèle expérimental sur une tête fantôme.	20
Figure 9 : Mesure de la déviation du forage dans les 3 plans de l'espace (angle et déviation absolue).	20

6. Table des tableaux

Tableau 1 : Données quantitatives de la déviation du forage du nouveau modèle expérimental.	22
---	----

7. Bibliographie

1. Gerritsen AE, Allen PF, Witter DJ, Bronkhorst EM, Creugers NH. Tooth loss and oral health-related quality of life: a systematic review and meta-analysis. *Health Qual Life Outcomes* 2010;8(1):126.
2. Dugas N, Lawrence H, Teplitsky P, Friedman S. Quality of life and satisfaction outcomes of endodontic treatment. *Journal of Endodontics* 2002;28(12):819-27.
3. Haag DG, Peres KG, Balasubramanian M, Brennan DS. Oral conditions and health-related quality of life: a systematic review. *J Dent Res* 2017;96(8):864-74.
4. Peng J, Song J, Han J, Chen Z, Yin X, Zhu J, et al. The relationship between tooth loss and mortality from all causes, cardiovascular diseases, and coronary heart disease in the general population: systematic review and dose–response meta-analysis of prospective cohort studies. *Biosci Rep* 2019;39(1):BSR20181773.
5. Saintrain MV de L, de Souza EHA. Impact of tooth loss on the quality of life. *Gerodontology* 2012;29(2):e632-6.
6. Bystrom A, Happonen RP, Sjogren U, Sundqvist G. Healing of periapical lesions of pulpless teeth after endodontic treatment with controlled asepsis. *Endod Dent Traumatol* 1987;3(2):58-63.
7. Zehnder MS, Connert T, Weiger R, Krastl G, Kühl S. Guided endodontics: accuracy of a novel method for guided access cavity preparation and root canal location. *International Endodontic Journal* 2016;49(10):966-72.
8. Endodontology ES of. Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *International Endodontic Journal* 2006;39(12):921-30.
9. Patel S, Brown J, Semper M, Abella F, Mannocci F. European Society of Endodontology position statement: use of cone beam computed tomography in endodontics. *International Endodontic Journal* 2019;52(12):1675-8.
10. Patel S, Rhodes J. A practical guide to endodontic access cavity preparation in molar teeth. *Br Dent J* 2007;203(3):133-40.
11. Essam O, Boyle EL, Whitworth JM, Jarad FD. The Endodontic Complexity Assessment Tool (E-CAT): a digital form for assessing root canal treatment case difficulty. *International Endodontic Journal* 2021;54(7):1189-99.
12. Versiani MA. The root canal anatomy in permanent dentition.
13. Kiefner P, Connert T, ElAyouti A, Weiger R. Treatment of calcified root canals in elderly people: a clinical study about the accessibility, the time needed and the outcome with a three-year follow-up. *Gerodontology* 2017;34(2):164-70.
14. Sjögren U, Hägglund B, Sundqvist G, Wing K. Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *Journal of Endodontics* 1990;16(10):498-504.
15. de Chevigny C, Dao TT, Basrani BR, Marquis V, Farzaneh M, Abitbol S, et al.

Treatment outcome in endodontics: the Toronto study—Phase 4: initial treatment. *Journal of Endodontics* 2008;34(3):258-63.

16. Endodontics Colleagues for Excellence. Endodontic case difficulty assessment and referral [Internet]. Available from: <https://www.aae.org/specialty/wp-content/uploads/sites/2/2017/07/ss05ecfe.pdf>

17. Connert T, Zehnder MS, Amato M, Weiger R, Kühl S, Krastl G. Microguided endodontics: a method to achieve minimally invasive access cavity preparation and root canal location in mandibular incisors using a novel computer-guided technique. *Int Endod J* 2018;51(2):247-55.

18. Moreno-Rabié C, Torres A, Lambrechts P, Jacobs R. Clinical applications, accuracy and limitations of guided endodontics: a systematic review. *Int Endod J* 2020;53(2):214-31.

19. Buchgreitz J, Buchgreitz M, Mortensen D, Bjørndal L. Guided access cavity preparation using cone-beam computed tomography and optical surface scans – an ex vivo study. *International Endodontic Journal* 2016;49(8):790-5.

20. McCabe PS, Dummer PMH. Pulp canal obliteration: an endodontic diagnosis and treatment challenge. *International Endodontic Journal* 2012;45(2):177-97.

21. Krug R, Reich S, Connert T, Kess S, Soliman S, Reymus M, et al. Guided endodontics: a comparative in vitro study on the accuracy and effort of two different planning workflows. *International journal of computerized dentistry* 2020;23:119-28.

22. 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. *Journal of Endodontics* 2019;45(5):615-8.

23. Krasner P, Rankow HJ. Anatomy of the pulp-chamber floor. *Journal of Endodontics* 2004;30(1):12.

24. Krastl G, Zehnder MS, Connert T, Weiger R, Kühl S. Guided endodontics: a novel treatment approach for teeth with pulp canal calcification and apical pathology. *Dental Traumatology* 2016;32(3):240-6.

25. Kostunov J, Rammelsberg P, Klotz AL, Zenthöfer A, Schwindling FS. Minimization of tooth substance removal in normally calcified teeth using guided endodontics: an in vitro pilot study. *Journal of Endodontics* 2021;47(2):286-90.

26. Connert T, Krug R, Eggmann F, Emsermann I, ElAyouti A, Weiger R, et al. Guided endodontics versus conventional access cavity preparation: a comparative study on substance loss using 3-dimensional–printed teeth. *Journal of Endodontics* 2019;45(3):327-31.

27. Connert T, Zehnder MS, Weiger R, Kühl S, Krastl G. Microguided endodontics: accuracy of a miniaturized technique for apically extended access cavity preparation in anterior teeth. *Journal of Endodontics* 2017;43(5):787-90.

28. Matsumura A, Nakano T, Ono S, Kaminaka A, Yatani H, Kabata D. Multivariate

analysis of causal factors influencing accuracy of guided implant surgery for partial edentulism: a retrospective clinical study. *Int J Implant Dent* 2021;7:28.

29. Fonseca Tavares WL, de Oliveira Murta Pedrosa N, Moreira RA, Braga T, de Carvalho Machado V, Ribeiro Sobrinho AP, et al. Limitations and management of static-guided endodontics failure. *Journal of Endodontics* 2022;48(2):273-9.

30. Llaquet Pujol M, Vidal C, Mercadé M, Muñoz M, Ortolani-Seltenerich S. Guided endodontics for managing severely calcified canals. *Journal of Endodontics* 2021;47(2):315-21.

31. Caron G, Nham K, Bronnec F, Machtou P. Effectiveness of different final irrigant activation protocols on smear layer removal in curved canals. *Journal of Endodontics* 2010;36(8):1361-6.

32. Nassri MRG, Carlik J, da Silva CRN, Okagawa RE, Lin S. Critical analysis of artificial teeth for endodontic teaching. *J Appl Oral Sci* 2008;16(1):43-9.

33. El Kholi K, Lazarin R, Janner SFM, Faerber K, Buser R, Buser D. Influence of surgical guide support and implant site location on accuracy of static computer-assisted implant surgery. *Clinical Oral Implants Research* 2019;30(11):1067-75.

34. Su Y, Chen C, Lin C, Lee H, Chen K, Lin Y, et al. Guided endodontics: accuracy of access cavity preparation and discrimination of angular and linear deviation on canal accessing ability—an ex vivo study. *BMC Oral Health* 2021;21(1):606.

35. Barclift MW, Williams CB. Examining variability in the mechanical properties of parts manufactured via polyjet direct 3D printing. :15.

36. Vasques M, Laganá D. Accuracy and internal fit of 3D printed occlusal splint, according to the printing position. *Clinical and Laboratorial Research in Dentistry* 2018;

37. Kühn S, Payer M, Zitzmann NU, Lambrecht JT, Filippi A. Technical accuracy of printed surgical templates for guided implant surgery with the codiagnostix™ software. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2015;17(S1):e177-82.

38. Zubizarreta-Macho Á, Muñoz A de P, Deglow ER, Agustín-Panadero R, Álvarez JM. Accuracy of computer-aided dynamic navigation compared to computer-aided static procedure for endodontic access cavities: an in vitro study. *J Clin Med* 2020;9(1):E129.

Thèse d'exercice : Chir. Dent. : Lille : Année [2022] –

Mesure de la déviation d'un forage avec un guide d'accès endodontique statique : étude pilote / **Marine HÉNAUT**. - p. 29 : ill. 9 ; réf. 38.

Domaines : Endodontie

Mots clés Libres : Endodontie guidée ; Dent minéralisée ; Guide d'accès endodontique

Résumé de la thèse en français

Contexte : La déviation du forage lors des procédures d'accès guidé statique en endodontie entraîne un risque iatrogène majeur pouvant aller jusqu'à la perte de la dent. Peu de données sont disponibles concernant le rôle des paramètres de planification des guides d'accès sur la sécurité des forages.

Objectif : Développer un modèle expérimental adapté et maîtriser les étapes de CFAO et la méthodologie de quantification de la déviation tridimensionnelle d'un forage réalisé par un guide d'accès endodontique statique.

Matériels et Méthodes : Une canine-3D a été conçue, fabriquée et montée sur une arcade dentaire maxillaire. Un CBCT et un scan optique préopératoires ont été superposés et utilisés pour concevoir un guide d'accès endodontique statique (résolution CBCT : 80 μm ; résolution FAO : 50 μm ; longueur de forage : 14 mm). Le forage de la canine-3D a été réalisé. Un CBCT post-opératoire a été superposé avec les données de planification pour analyse. L'angle et la déviation absolue dans les directions mésio-distale, vestibulo-palatine et corono-apicale ont été évalués en mesurant les écarts entre la cavité planifiée et réalisée.

Résultats et Conclusion : Le protocole utilisé a permis d'obtenir des données quantitatives sur la déviation du forage (angle et déviation absolue). Une étude à plus grande échelle est désormais nécessaire afin de déterminer les paramètres jouant un rôle sur la déviation ainsi que leur influence sur la direction de la déviation.

JURY :

Président : **Monsieur le Professeur Etienne DEVEAUX**

Assesseurs : **Monsieur le Docteur Lieven ROBBERECHT**

Monsieur le Docteur Alain GAMBIEZ

Monsieur le Docteur Henri PERSON