

UNIVERSITE DE STRASBOURG

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2019

N°26

**THÈSE**

Présentée pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire  
le 26 mars 2019

par

PEREZ Cyril

né le 29 avril 1990 à MAISONS-ALFORT

ENDODONTIE GUIDÉE : NOUVELLE APPROCHE POUR LA DÉPOSE  
DES TENONS FIBRÉS

Président : Professeur MEYER Florent  
Assesseurs : Docteur ETIENNE Olivier  
Docteur BAHI-GROSS Sophie  
Docteur JUNG Sophie

# TABLE DES MATIERES

<b>1 INTRODUCTION .....</b>	<b>7</b>
1.1 PROPRIETE DU TENON FIBRE .....	8
1.1.1 COMPOSITION .....	8
1.1.2 PROPRIETES INTRINSEQUES .....	8
1.1.3 PROPRIETES EXTRINSEQUES .....	8
1.2 BIOMECHANIQUE DE LA RECONSTITUTION PAR TENON FIBRE .....	9
1.2.1 ANALYSE PAR ELEMENT FINI.....	9
1.2.2 PROTOCOLE D'ADHESION .....	10
1.3 ÉVALUATION CLINIQUE DES RECONSTITUTIONS PAR TENONS FIBRES.....	12
1.4 CHOIX DES RECONSTITUTIONS .....	13
1.5 DEPOSE DES TENONS FIBRES .....	14
1.5.1 OUTILS DE DEPOSE.....	14
1.5.2 ÉVALUATION DE LA DEPOSE .....	17
1.6 PLANIFICATION EN ENDODONTIE .....	18
<b>2 MATERIEL ET METHODE .....</b>	<b>26</b>
2.1 PREPARATIONS DES MODELES .....	26
2.2 REALISATION DU CBCT PRE-OPERATOIRE .....	30
2.3 REALISATION DE L'EMPREINTE OPTIQUE.....	31
2.4 PLANIFICATION VIRTUELLE DE LA DEPOSE DU TENON FIBRE .....	32
2.5 IMPRESSION DES GUIDES CHIRURGICAUX .....	39
2.6 REALISATION DES FORAGES .....	40
2.7 REALISATION DU CBCT POST OPERATOIRE .....	42
2.8 IMPORTATION DU CBCT POST OPERATOIRE DANS LE LOGICIEL DE PLANIFICATION IMPLANTAIRE.....	42
2.9 REALISATION DES MESURES DE DEVIATIONS .....	45
<b>3 RESULTAT .....</b>	<b>47</b>
3.1 ÉVALUATION DU MODELE UTILISE .....	47
3.1.1 SIMULATION DU LIGAMENT PARODONTAL.....	47
3.1.2 RECONNAISSANCE DES SURFACES DENTAIRES .....	48
3.2 ÉVALUATION DES IMPRESSIONS DES GUIDES .....	49

3.3	ÉVALUATION DES FORAGES REALISES .....	52
3.3.1	<i>ANALYSE QUALITATIVE</i> .....	52
3.3.2	<i>ANALYSE QUANTITATIVE</i> .....	53
<b>4</b>	<b>DISCUSSION</b> .....	<b>56</b>
4.1	ÉVALUATION DES MODELES .....	56
4.2	LE CBCT .....	56
4.3	L'EMPREINTE OPTIQUE .....	58
4.4	LOGICIEL DE PLANIFICATION ET FUSION DES FICHIERS DICOM ET STL .....	59
4.5	IMPRESSION DES GUIDES .....	63
4.6	REALISATION DE LA PROCEDURE DE FORAGE ET MESURE DES DEVIATIONS .....	65
4.6.1	<i>LE FORAGE</i> .....	66
4.6.2	<i>RECALAGE DES FICHIERS DICOM POST OPERATOIRE AU PROJET ET MESURE DES DEVIATIONS</i> .....	68
<b>5</b>	<b>CONCLUSION</b> .....	<b>71</b>
<b>6</b>	<b>REMERCIEMENTS :</b> .....	<b>73</b>
<b>7</b>	<b>BIBLIOGRAPHIE :</b> .....	<b>74</b>

## TABLE DES FIGURES

<i>Figure 1 Le tenon est inséré dans des blocs en composite afin d'évaluer les qualité de guidage des fibres contenues dans le tenon</i> .....	15
<i>Figure 2 Tenon avec aide à la dépose : un coeur en polymère (gauche), ou une coloration du tenon (droite)</i> .....	16
<i>Figure 3 Les différents outils de dépose des tenons fibrés : forets, instruments ultrasoniques, fraise boules long col ou kit de dépose universel</i> .....	17
<i>Figure 4 Illustration de la fabrication et utilisation des guides issue de Kfir &amp;al. et Byun &amp;al.</i> .....	20
<i>Figure 5 Chaine de production du guide, d'après Van der Meer &amp;al.</i> .....	22
<i>Figure 6 Panel des différentes utilisations des guides en endodontie tirés de (45-52)</i> .....	25
<i>Figure 7 Caractéristique de la réplique dentaire choisie (TrueTooth© DelEndo)</i> .....	26
<i>Figure 8 Exemple d'une TrueTooth passée au CBCT (issue des données fabricant DelEndo™)</i> .....	27
<i>Figure 9 Dents enrobées dans la cire</i> .....	29
<i>Figure 10 Modèle finalisé</i> .....	30
<i>Figure 11 Capture d'écran du CBCT sur le logiciel Horos : (a) : coupe coronale au niveau radiculaire, remarquer la radio opacité du matériau simulant le ligament parodontal et le peu de contraste entre la résine du modèle et celle de la dent ; (b) transversale, remarquer l'absence de contraste entre la résine et la réplique dentaire</i> .....	30
<i>Figure 12 Chemin d'acquisition (manuel fabricant)</i> .....	31
<i>Figure 13 Visualisation du fichier issu de l'empreinte optique au format STL</i> .....	31
<i>Figure 14 Présentation générale de l'interface du logiciel</i> .....	32
<i>Figure 15 Importation et rognage du volume CT concerné</i> .....	33
<i>Figure 16 Rendu surfacique</i> .....	33
<i>Figure 17 Paramètre de l'implant définissant notre axe de forage</i> .....	34
<i>Figure 18 Visualisation de la planification (a) dans les différents sens de l'espace et en 3D (b)</i> .....	35
<i>Figure 19 Sélection des points de reconnaissance pour l'alignement</i> .....	36
<i>Figure 20 Définition des limites du guide</i> .....	37
<i>Figure 21 Ajout de fenêtre de positionnement sur le guide</i> .....	37
<i>Figure 22 Validation du guide</i> .....	38
<i>Figure 23 Exportation du guide au format STL</i> .....	39

<i>Figure 24 Imprimante VOCO SolFlex©</i> .....	39
<i>Figure 25 Capture d'écran de la mise en place des guides pour impression (courtoisie de la société VOCO)</i> .....	40
<i>Figure 26 Caractéristiques techniques des forets et des douilles (propriété de la société FFDM PNEUMAT©)</i> .....	<b>Erreur ! Signet non défini.</b>
<i>Figure 27 Réalisation des forages sur simulateur-patient</i> .....	41
<i>Figure 28 Matérialisation du forage sur le logiciel Horos</i> .....	42
<i>Figure 29 Fusion du rendu surfacique du CBCT post opératoire</i> .....	43
<i>Figure 30 Rendu final de la fusion planification/CBCT post opératoire, utilisé pour effectuer nos mesures</i> .....	44
<i>Figure 31 Rendu volumique du recalage</i> .....	44
<i>Figure 32 Mesure des déviations à 2 moments différents par 2 méthodes différentes. Dans la méthode 2, un nouvel implant est planifié et superposé sur la marque du forage</i> .....	46
<i>Figure 33 Illustration des différents points de mesures et images au microscope associées</i> .....	47
<i>Figure 34 Réalisation de blocs de résine avec différentes concentrations de sulfate de Baryum (0% à 5%)</i> .....	49
<i>Figure 35 Coupe CBCT du forage en apical ainsi que le rendu surfacique de l'endodonte après forage. Noter que les marques indiquées par les flèches rouges, se situent dans le matériau</i> .....	52
<i>Figure 36 Coupes sagittales des modèles "augmentés", remarquer la bonne correspondance entre les forages et la planification</i> .....	53
<i>Figure 37 Recalage du CBCT post opératoire avec empreinte optique, noter que l'alignement du modèle est perfectible</i> .....	61
<i>Figure 38 Décalage dans le sens sagittal expliquant la déviation lors du forage n°1</i>	62
<i>Figure 39 Schématisation de l'impression 3D</i> .....	63
<i>Figure 40 Comparaison des procédés SLA et DLP (FormLabs®)</i> .....	64
<i>Figure 41 Diminution de l'encombrement du guide en retirant le matériau de reconstitution de la chambre camerale afin d'y placer le tube de guidage</i> .....	66
<i>Figure 42 Illustration du fléchissement du foret sur la reconstitution</i> .....	67
<i>Figure 43 Fusion CBCT post opératoire à la planification en limitant la fusion à la reconstitution (voxels blanc et points remarquables)</i> .....	69

## TABLE DES TABLEAUX

<i>Tableau 1</i> Mesure de l'épaisseur du ligament parodontal (en $\mu\text{m}$ ) .....	48
<i>Tableau 2</i> Présentation des différents paramètres d'impression utilisés .....	50
<i>Tableau 3</i> Tableau comparant la précision d'impression par mesure du diamètre de l'opercule d'insertion de la douille (diamètre théorique du diamètre 3,70mm) .....	51
<i>Tableau 4</i> Mesure des déviations selon la méthode n°1 .....	55
<i>Tableau 5</i> Mesure des déviations selon la méthode 2.....	55

# 1 INTRODUCTION

Dès les années 1950 avec Bowen, les matériaux composites apparaissent dans le domaine de l'odontologie avec l'introduction des résines composites Bis-GMA. Ces matériaux n'ayant pas de potentiel d'adhésion intrinsèque aux tissus dentaires, il faudra attendre les différents travaux de Buonocore sur le mordantage et l'infiltration de l'émail, et de Fusayama et Nakabayashi et *coll.*, sur le mordantage et l'infiltration de la dentine par création d'une couche hybride collagène/résine, pour être capable de coller aux différents substrats dentaires. Cette couche hybride constitue une nouvelle entité propre qui va assurer l'union entre la résine composite et le tissu dentinaire. Cette nouvelle classe de matériau, ayant des propriétés mécaniques proches des tissus dentaires, permet une meilleure répartition des contraintes sur la dent. Elle permet une conservation maximale des structures saines pérennisant l'organe dentaire sur l'arcade, (1,2).

Dans certaines situations clinique, la perte de tissu dentaire (>50%) associée à la perte de la vitalité pulpaire va être telle que le recours à des moyens de rétentions artificiels devient indispensable pour supporter la restauration coronaire. Cette rétention est alors recherchée en intracanalair par la mise en place d'un tenon servant de tuteur au matériau coronaire. Ces tenons étaient initialement métallique

L'apparition récente des tenons fibrés associés aux colles et résines composites chargés permet de proposer une alternative au métal pouvant s'oxyder par contamination hydrique et causer des fractures (3). Ces solutions vont assurer une cohérence mécanique de l'ensemble dent-reconstitution et vont homogénéiser les contraintes appliquées sur la dent. Elles constituent également des solutions moins délabrantes et se placent dans une optique biomimétique.

## 1.1 PROPRIETE DU TENON FIBRE

### 1.1.1 COMPOSITION

Initialement les tenons fibrés étaient composés de fibres de carbone noir. Ils ont été supplantés, malgré leurs bonnes propriétés mécaniques, soit par des fibres de quartz, soit par des fibres de verre, blanches ou transparentes pour améliorer l'esthétique des restaurations. Ces fibres sont noyées soit dans une matrice de polymères époxy principalement, soit en polymère Bis-GMA. Ces résines forment avec les fibres une structure réticulée, qui améliore leurs propriétés physico-chimiques (élasticité, résistance à la traction, faible conductibilité électrique, leur faible solubilité ainsi que leur résistance à l'attaque chimique), (4).

### 1.1.2 PROPRIETES INTRINSEQUES

Les tenons fibrés sont des matériaux anisotropes car l'organisation des fibres est unidirectionnelle. Leur module d'élasticité, qui caractérise la rigidité du matériau, va donc dépendre de la direction d'application de la force. Il y aura différents modules d'élasticité dont deux peuvent nous intéresser plus particulièrement : le module d'élasticité en flexion et en compression. Le module d'élasticité moyen en flexion lorsque l'application de la force se fait à 30 degrés par rapport à la direction des fibres, comme dans les mouvements d'incision est mesuré à 12 GPa, très proche du module d'élasticité de la dentine (environ 18 GPa). Le module d'élasticité en compression comme lors de l'occlusion des molaire, est en moyenne mesuré à 38,5 GPa (5). Il faut toutefois noter que ces valeurs varient en fonction du type de fibre (carbone, quartz, verre) ainsi que de leur densité au sein de la matrice. Quoi qu'il en soit, ces valeurs se rapprochant de celle retrouvées de la dentine, vont théoriquement assurer une meilleure répartition des contraintes au sein de la dent restaurée.

### 1.1.3 PROPRIETES EXTRINSEQUES

D'autres paramètres permettent de mieux caractériser cliniquement les matériaux, comme la résistance à la flexion qui prend en compte le diamètre du tenon. On remarque que les caractéristiques microstructurales tel que le diamètre des fibres et leur longueur, le ratio fibre/matrice influencent positivement la résistance, l'adhésion entre les deux constituants et l'absence de vides sont également à prendre en compte

(6,7). Les caractéristiques ultrastructurales vont également impacter les propriétés mécaniques. Ainsi, plus le diamètre du tenon sera important, moins il résistera en flexion. En revanche, ils supporteront une charge plus importante que les tenons plus fins. Un ratio longueur/diamètre élevé des fibres semble important pour diminuer les forces de cisaillement. La présence de porosités et de vides entre les fibres et la matrice, points de départ à l'hydrolyse du matériau lorsqu'on le soumet aux conditions de l'environnement buccal (humidité et variation de température) va influencer négativement sur les propriétés à long terme du tenon (8).

La problématique des vides est également retrouvée à l'échelle de la reconstitution même. Ces vides vont être un des facteurs à l'origine de décollement et de répartition non homogène des forces sur les parois radiculaires. Pour diminuer le pourcentage de vide, une solution proposée est de prendre l'empreinte du logement préalablement recouvert de glycérine avec du composite et de le photopolymériser hors bouche. Ce tenon anatomique sera secondairement collé afin d'avoir un film de colle le plus uniforme et le plus fin possible (9), limitant les vides à l'interface au niveau du joint de collage.

## 1.2 BIOMECHANIQUE DE LA RECONSTITUTION PAR TENON FIBRE

### 1.2.1 ANALYSE PAR ELEMENT FINI

La méthode d'analyse des éléments finis (FEA) va permettre au travers des outils numériques et de la création d'un modèle d'analyser le comportement biomécanique de la dent restaurée avec un tenon fibré et du composite. Cette simulation numérique a pour objectif de nous renseigner sur la distribution des contraintes au sein du système en fonction de la direction d'application de la force sans nécessiter de nombreux échantillons. Afin de se rapprocher au maximum de la situation réelle, *Coelho & coll.*, a simulé un modèle prenant en compte l'os cortical et alvéolaire et le ligament dans lequel la dent est naturellement présente, éléments participant à la répartition des contraintes. Il en ressort que l'utilisation de tenons fibrés, bien qu'ayant des propriétés rapportées comme proches de la dentine, ne reproduit pas le comportement de la dent naturelle. En revanche la distribution des contraintes

au sein de la dent va se faire de façon plus homogène, diminuant le risque de fracture catastrophique (10)

La distribution des contraintes et la résistance à la fracture de la reconstitution au sein de la dent restaurée vont être influencées par différents paramètres :

- La longueur du tenon et surtout le rapport entre la longueur du tenon et celle de la racine, avec un rapport préconisé supérieur ou égal à 2/3.
- L'effet ferrule, qui correspond au cerclage à 360° de la racine par un bandeau de dentine cervicale sur 1,5 - 2mm de hauteur et 1 mm d'épaisseur, va diminuer les contraintes au niveau cervical de la dent et ainsi permettre une résistance efficace de la dent face à la fracture.

Une revue de la littérature sur cet effet ferrule semble montrer que sa préservation même partielle, augmenterait significativement la résistance à la fracture de la dent, et que les techniques par collage permettraient de diminuer la hauteur de ferrule nécessaire, mais pas de s'en abstraire (11–14).

Concernant les tenons fibrés, la flexibilité des fibres les constituants est intéressante pour une meilleure répartition des contraintes sur la dent. En l'absence d'un sertissage efficace, cette flexibilité va créer des tensions au niveau du joint de collage, responsable de ruptures adhésive (que ce soit à l'interface composite/tenon fibré et composite/dentine). Ces ruptures mèneront à la perte de l'étanchéité marginale responsable de coloration du joint signe de l'infiltration hydrique et de pénétration bactérienne. Ceci sera à l'origine de reprises carieuses et de décollement partiel altérant la biomécanique du système créé. Un protocole rigoureux du collage doit être respecté pour diminuer ces risques (14,15).

### *1.2.2 PROTOCOLE D'ADHESION*

Lors du collage, deux interfaces sont à considérer :

- L'interface composite de restauration et tenon fibré,
- L'interface composite – dentine,

De la performance de leur liaison dépendra la performance de la restauration (16–18). Du fait de la différence chimique entre les résines epoxy liant les fibres du tenon et les résines des composites de reconstitution et de collages, la liaison directe entre les

deux matériaux n'est pas possible. Un des protocoles facilement accessible et réalisable pour optimiser cette interface consiste à plonger le tenon dans une solution d'eau oxygénée à 24% pendant 10 minutes suivi d'un rinçage méticuleux à l'eau pendant 30 secondes (19) puis à l'alcool. Le but étant d'exposer les fibres et les charges au silane assurant le couplage avec la résine composite.

La gestion de l'interface dentine radiculaire/résine composite est plus complexe et constitue un véritable défi pour le praticien. La diminution du nombre de tubulis dentinaires avec la profondeur radiculaire et la présence de calcosphérite diminue la qualité de l'infiltration résineuse. L'accessibilité et la visibilité limite le contrôle des différentes étapes du protocole. La photopolymérisation hasardeuse (et variant avec la capacité des tenons à transmettre la lumière, le facteur C défavorable (>200), le contrôle de l'humidité, la pollution par les médications endodontiques (que ce soit l'hypochlorite de sodium, l'EDTA, eugérol contenus dans les ciments, ou tout simplement la propreté des parois) la dégradation de la couche hybride par les enzymes bactériennes et les métalloprotéinases matricielle de l'hôte (16), sont autant de facteurs à prendre en considération.

Différents « *trucs et astuces* » sont proposés dans la littérature pour palier à ces différents problèmes. Il est préconisé de travailler à l'abri de la salive avec l'utilisation d'une digue (20), d'utiliser des composites duals et d'attendre 5 minutes avant la phase de photopolymérisation de 40 secondes permettant un meilleur étalement, une contraction moindre et donc moins de tension au niveau du joint. Réaliser la reconstitution par méthode semi-directe peut-être envisagée. Cette méthode consiste à prendre l'empreinte de la partie radiculaire en insérant le tenon enduit de composite de collage à l'intérieur du canal préalablement glyciné, puis à le retirer terminer la photopolymérisation hors bouche. Le tenon modifié est ensuite nettoyé et silanisé avant d'être collé dans le canal. Ceci va permettre une meilleure maîtrise de l'interface dent-restauration en limitant les vides (9).

Pour remédier aux effets délétères des médications endodontiques, une irrigation avec de l'ascorbate de sodium à 10% pendant 10 minutes est proposé pour son effet antioxydant (21) en rapport avec l'hypochlorite de sodium. L'acide orthophosphorique 37% en plus de déminéraliser la surface et d'autoriser la pénétration de l'adhésif va dépolluer la surface de l'eugérol. Le rinçage à l'éthanol va permettre une bonne liaison

aux fibres de collagènes et inhiber les toxines bactériennes (22), et de l'extrait de pépin de raisin (proanthocyanidin-rich extract) (6,5%, pendant 5 minutes) va inhiber l'activité des métalloprotéinases salivaires de l'hôte jusqu'à 12 mois (23), en alternative à la chlorhexidine dont l'efficacité semble remise en question. Ce protocole a pour but de se rapprocher des valeurs maximales d'adhésion qui sont évaluées en moyenne à 20-30 MPa sur la dentine (2).

### 1.3 ÉVALUATION CLINIQUE DES RECONSTITUTIONS PAR TENONS FIBRES

A notre connaissance, seuls les travaux de Michael Naumann et son équipe ont permis au travers d'étude de cohorte de réaliser une évaluation clinique de suivi sur le long terme. Il ressort de ce suivi à 2, 5 et 10 ans, un taux d'échec moyen annuel estimé à 4,6% dont la majorité n'engageait pas le pronostic de la dent de façon définitive (fracture horizontale et oblique, fracture du tenon, du moignon coronaire, apparition de lésion endodontique...). Les principaux facteurs responsables des échecs étaient : l'absence de dents adjacentes, d'effet ferrule insuffisant et la présence de prothèses amovibles partielles générant une augmentation des forces au niveau du joint de collage. Ces échecs semblent être trois fois plus importants au niveau des dents antérieures que postérieures. Ils sont à corrélés avec la situation de la dent sur l'arcade, et aux contraintes biomécaniques auxquelles ces dents sont soumises (principalement par flexions) (24–27).

Cette même équipe a voulu comparer les taux de survie entre les tenons fibrés collés et les tenons en titane qui sont également collés. Au travers de son essai clinique pilote randomisé, l'auteur n'a pas pu mettre en évidence de différence significative entre les groupes tenons fibrés collés et tenons titanés collés en termes de taux de survie. Ces conclusions sont en accord avec celles de la revue systématique de Figueredo (28–30). Les auteurs de cette revue remarquent que ces conclusions ne peuvent être généralisées. Il serait nécessaire d'inclure 1098 patients répartis dans 2 groupes égaux et comparables pour dégager une éventuelle différence statistiquement significative entre les tenons fibrés et titane.

## 1.4 CHOIX DES RECONSTITUTIONS

Aucun consensus ne ressort de la littérature quant au choix des traitements des dents endodontiquement traitées, et ce choix de restauration est remis au jugement et à l'expérience du praticien. Ce choix étant influencé par la situation géographique (pratiques de la région), l'âge du praticien, la spécialisation et les demandes des patients. De deux études réalisées sur une population de chirurgiens-dentistes allemands à une dizaine d'années d'intervalles, il ressort que l'effet ferrule est dans la conscience des praticiens, un facteur prédictif de succès de traitement (72% en 2006 et 80% en 2015). Que plus de 50% des praticiens pensent encore, à tort, que les tenons renforcent les structures dentaires malgré le consensus scientifique. En ce qui concerne les options de traitement, on peut noter un réel changement de mentalité en moins de 10 ans dans les choix des matériaux de restaurations, avec une tendance actuelle à préférer les restaurations (directes et indirectes) par tenons fibrés et composites. 69% des praticiens interrogés indique utiliser des tenons fibrés lorsque le recours à une rétention intraradiculaire est jugée nécessaire, 75% d'entre eux préfèrent des reconstitutions de moignon au composite et 49% s'orientent vers des liaisons par collage. Ces conclusions chez nos voisins directes nous amènent à penser que nous allons dans les années à venir nous retrouver de plus en plus face à ce type de restaurations, et par conséquent face à leur dépose en cas d'échec (31,32).

Cette tendance semble confirmée par une enquête réalisée en 2017 auprès de 1008 chirurgiens-dentistes répartis dans 5 pays différents (USA, Canada, Ecosse, Irlande et Grèce) et cherchant à connaître le rationnel de choix d'utilisation de tenons intraradiculaire. Il ressort que 72,2% des chirurgiens-dentistes interrogés déclarent utiliser des tenons fibrés associés aux colles composites (33).

## 1.5 DEPOSE DES TENONS FIBRES

Que la dépose soit indiquée pour des raisons prothétiques ou endodontiques, notre intervention se doit d'avoir un impact négatif minimal, c'est-à-dire ne pas causer de perforation ou de fracture par fatigue prématurée des structures dentaires. Mais il faut assurer le retrait maximum de matériaux car l'interface dent-composite peut constituer un réservoir bactérien. De plus, la procédure de retraitement doit permettre d'accéder à l'ensemble du réseau endodontique. La difficulté de la procédure réside dans la discrimination entre les tissus dentaires et le composite ayant une couleur et des duretés Vickers proches.

### 1.5.1 OUTILS DE DEPOSE

Dès leur apparition sur le marché, les commerciaux ont « vantés » la rapidité et la facilité de la dépose des tenons fibrés, grâce à l'orientation des fibres qui guiderait le foret. Le protocole initialement décrit par *De Rijk* préconisait de retirer l'ensemble de la reconstitution dans la chambre pulpaire. Ensuite d'utiliser un foret pilote pour réaliser un trou au centre du tenon restant sur quelques millimètres afin de donner l'orientation au *Gutta Percha remover* qui sera utilisé sous irrigation avec un repère de profondeur, les forets *Peeso* et de préparation du logement seront à leur tour utilisés pour terminer la dépose (34).

L'expérience de praticiens a montré que les fibres n'assuraient pas leur supposés rôle de guidage au cours de la dépose. Comme on le voit sur la figure 1, des tenons fibrés ont été insérés dans une masse de composite moulés dans une bague de cuivre puis les expérimentateurs ont tentés de déposer le tenon avec des forets en se fiant au simple guigage apporté les tenons. On remarque que le centrage du forage est aléatoire.



©Dr Cauris Couvrechel & Dr Guillaume Schaeffer

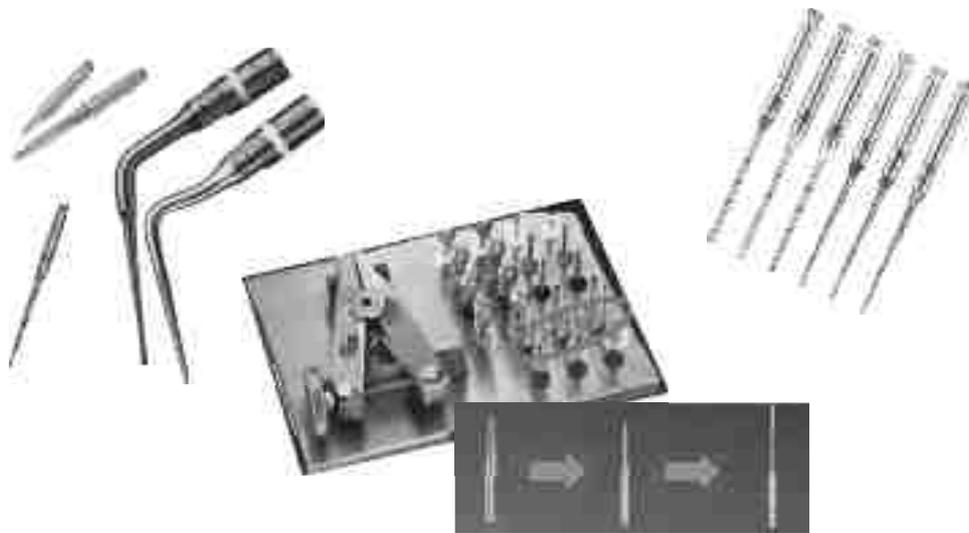
*Figure 1 Le tenon est inséré dans des blocs en composite afin d'évaluer les qualité de guidage des fibres contenues dans le tenon*

Pour remédier à cela, les industriels ont mis sur le marché des tenons colorés ou avec un cœur en polymère (fig. 2) pour guider le praticien au cours de la dépose. Seuls la dépose des Overfibers™ tenons a été évaluée. La dépose des tenons fibrés Overfibers™ a été comparée à celle de tenons classiques. Pour effectuer la dépose, deux opérateurs ont été comparés, un praticien avec 10 ans d'expérience et un étudiant de cinquième année. Le tenon sans cœur polymère a été retiré avec des ultrasons sans eau, pour le tenon avec le polymère au centre un Profile 25/0,04 est d'abord utilisé pour retirer le polymère assurant un trou de guidage pour la dépose, qui a ensuite été élargi avec un foret Largo #2 pour retirer l'ensemble du tenon fibré. Ces tenons avec un cœur polymère ont montré un réel intérêt dans la dépose en assurant une aide fiable même pour des praticiens peu expérimentés (35).



*Figure 2 Tenon avec aide à la dépose : un coeur en polymère (gauche), ou une coloration du tenon (droite)*

Le praticien ne connaissant pas la marque du tenon à retirer des kits de dépose spécifiques à un tenon ne semblent pas intéressants. Il lui faut des outils lui permettant de s'adapter aux différents tenons. Pour cela, des kits universels de forage soit avec micro-fraise boules de diamètres décroissant ou l'utilisation de foret *Peeso* ou des outils sonores et ultrasonores sont à sa disposition (fig. 3).



*Figure 3 Les différents outils de dépose des tenons fibrés : forets, instruments ultrasoniques, fraise boules long col ou kit de dépose universel*

### 1.5.2 ÉVALUATION DE LA DEPOSE

Peu d'articles traitant cette problématique de la dépose ont été trouvés dans les bases de données au cours de ce travail. Sur une dizaine d'article trouvés, seuls 5 nous ont semblés réellement d'intérêts et 3 étaient plus de 10 ans.

De cette analyse d'article nous pouvons conclure que les perforations et les déviations sévères de la trajectoire canalaire au cours de la procédure sont importantes, quelle que soit la technique utilisée. Les méthodes utilisant des fraises boule long col ou des forets sont les plus rapides mais elles sont également plus délabrantes comparées aux méthodes sonores et ultrasonores. La méthode recourant aux fraises boules long col conduit à des délabrements très supérieurs du fait du manque de contrôle de la fraise par glissement au contact du matériau, ceci fragilisant les structures résiduelles. La qualité de la dépose de la reconstitution semble meilleure avec les techniques ultrasonores ou par l'utilisation de fraise boule long col.

Les outils ultrasonores nécessitent plus de temps pour le retrait comparés à un kit de dépose par forage. L'augmentation de temps remarqué à la dépose avec les ultrasons comparés au kit de forage pourrait être responsable d'une diminution de la résistance à la fracture. Cette diminution de la résistance à la fracture peut être expliquée à la fois

par le temps d'exposition plus long de l'instrumentation mais également par la production de chaleur générée (36–43). La chaleur développée au cours de la procédure va chercher à se dissiper, une partie de cette énergie thermique va être transmise au niveau du ligament parodontal et de l'os alvéolaire périphérique. Avec un risque de causer des dégâts irréversibles au niveau de ces structures parodontales dès 10°C d'augmentation à leur niveau. Il est donc conseillé d'utiliser les ultrasons en endodontie à une puissance moyenne sous irrigation constante (40mL/min) (44,45).

## 1.6 PLANIFICATION EN ENDODONTIE

La dépose des tenons fibrés se révèle être une procédure à risque élevé de iatrogénie. La discrimination tactile entre le composite de restauration et les tissus dentaires est compliquée du fait de leur dureté proche. La différenciation visuelle du composite est également difficile, d'autant plus que la visibilité intracanalair est limitée. Ceci peut être amélioré par l'utilisation d'un microscope opératoire ou de loupes à fort grossissement. Mais ces équipements ne sont pas à la portée de tous les chirurgiens-dentistes généralistes du fait de leur coût et de la rentabilité qu'ils peuvent en tirer. Ainsi, face à une thérapeutique qui tend à se démocratiser avec un taux d'échec des traitements endodontiques qui est toujours de l'ordre de 30% (46), nous allons donc être confronté dans notre pratique de plus en plus souvent à la nécessité de leur dépose. Il faudrait pouvoir proposer une solution simple, rapide et reproductible au praticien afin de sécuriser cet acte.

L'accès aux trois dimensions de l'espace sans nécessiter le recours à différents clichés avec différentes angulations et les risques de distorsions qu'ils entraînent a été rendu possible grâce au développement de la technologie CBCT (Cone Beam Computerized Tomography). Le praticien a aujourd'hui à sa disposition une machine lui permettant sur un seul examen radiographique et à faible irradiation d'étudier et de planifier ses actes complexes afin de les sécuriser. En plus de sa grande utilité dans le diagnostic de pathologie et de la chirurgie buccale, les dimensions de champs variables et la précision qu'il apporte permet son utilisation en endodontie. Le développement de logiciels autorise la conversion des fichiers obtenus sous format DICOMs (Digital Imaging and Communications in Medicine) en reconstruction 3D et la génération de

fichier STL (Standard Tessalation Language) pour la fabrication d'un modèle à partir d'une imprimante 3D.

Une technique de guidage en endodontie a été initialement décrite pour le traitement de dents présentant des anomalies morphologiques. Les guides réalisés ont été produit manuellement sur une réplique en acrylique des dents en question.

Pour réaliser ces guides, un examen CBCT a été réalisé pour comprendre l'anatomie canalaire complexe. Les fichiers DICOMs obtenus ont permis la génération de reconstructions numériques en 3 dimensions qui ont été exportées en format STL pour pouvoir être imprimés en résine acrylique. Grâce à ces répliques dentaires, les praticiens ont pu choisir un axe idéal de travail pour arriver au canal. L'impression de la dent modèle a permis, à Kfir et son équipe (47) de réaliser un guide a appui dentaire donnant la trajectoire d'accès à l'invagination afin de la traiter sans compromettre la vitalité pulpaire de la dent. Ceci a été reproduit par Byun et son équipe (48), pour corriger la trajectoire d'une précédente perforation et d'accéder au canal et de l'obturer avec succès. Ces guides ont été fabriqués sur la dent modèle, une fois que la trajectoire optimale a été choisie, en englobant le mandrin de la fraise dans de la résine autopolymérisante jouant le rôle de tube de guidage (fig. 4)

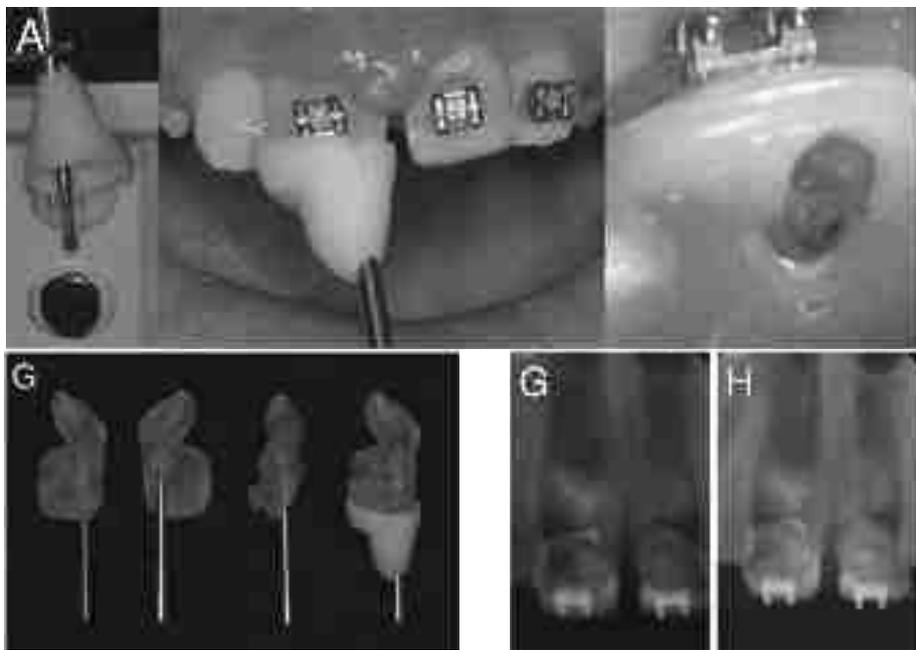
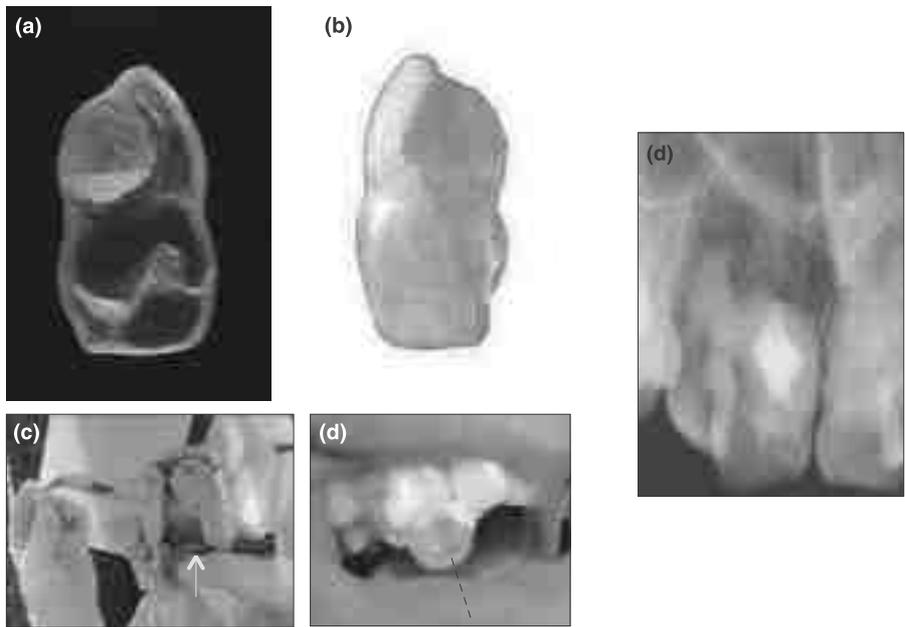


Figure 4 Illustration de la fabrication et utilisation des guides issue de Kfir &al. et Byun &al.

Malgré leur succès thérapeutique, les auteurs font remarquer les risques d'imprécision liées à chaque étape du traitement des données (machine (marque), réglage (kV, mA), algorithme de reconstructions et de conversion des fichiers DICOM et STL ainsi que le traitement, paramètres et précision d'impression (47,48). La qualité des examens CBCT est dépendante de la présence d'objets métalliques, des matériaux de restaurations dentaires générant des artéfacts (bruit et phénomène de diffusion). Ces artéfacts sont à l'origine de distorsion des images et empêchent la génération d'une reconstruction 3D de qualité. La génération de fichier STL, uniquement à partir d'image du CBCT, se révèle sensible à ces phénomènes et peut être gênée. Il faudra attendre le développement de logiciel de planification implantaire pour pouvoir s'abstraire de ces problèmes. Ces logiciels permettent de fusionner un fichier DICOM issu du CBCT avec un fichier STL (issu soit du scan d'un modèle en plâtre, soit directement d'un scan intra-oral) qui vont permettre d'obtenir une surface précise des dents sur laquelle s'assiera le guide. A partir de la fusion ainsi réalisée, une planification de positionnement d'implant est faite. Un guide virtuel va être généré dessus grâce à une fonction du logiciel. Celui-ci possède un opercule permettant l'insertion de la douille guidant le foret lors de l'acte chirurgical. Le guide ainsi généré au format STL, va être envoyé à l'imprimante 3D. Ces guides fabriqués de manière digitale se sont avérés être plus précis que les guides fabriqués par le laboratoire avec un coût et un temps d'exécution plus rapide (49). On remarque que la précision du placement des implants est influencée par le type d'appui, dentaire, osseux ou muqueux, du guide. L'appui dentaire qui va nous intéresser ici semble le plus précis (50). *Kühl & coll.*, ont évalués la planification implantaire numérique en utilisant le logiciel *coDiagnostiX™*. Ils ont retrouvés un écart tridimensionnel moyen de 0,22mm (0,07-0,38mm) au centre de la partie haute de la douille. 0,24mm (0,08-0,36mm) au centre de la partie basse de la douille et une déviation moyenne de 1,5° (0,4°-3,3°) comparée à la position virtuelle. Tout ceci résultant en une déviation apical virtuelle de 0,49mm (0,13mm-1,09mm), (51).

Une première solution totalement digitale pour les traitements endodontiques des dents avec oblitération canalaire est proposée et testée dès 2015. Ces traitements sont rapportés comme étant d'une grande difficulté malgré l'aide de microscope opératoire et à fort risque de délabrement radiculaire (52). *Van der Meer & coll.* décrit le protocole suivant : réalisation d'un examen CBCT petit champ à partir duquel sera

généralisé avec l'aide d'un premier logiciel (« Devide » freeware (TU Delft Graphics group, Technical University of Delft, The Netherlands) un fichier STL discriminant os, dent et pulpe. Un scan intra oral sera réalisé en parallèle chez le patient qui sera fusionné dans un second logiciel avec le fichier précédent (GOM mbH, Braunschweig, Germany), puis la planification réalisée par l'importation du fichier dans un troisième logiciel (3ds Max software, Autodesk, San Rafael, California, USA) à partir duquel sera généré un guide à appui dentaire (fig. 5).



Figure 5 Chaîne de production du guide, d'après Van der Meer & al.

Ce protocole nécessite plusieurs logiciels, et par conséquent de les avoir à sa disposition et d'en avoir une bonne maîtrise (53).

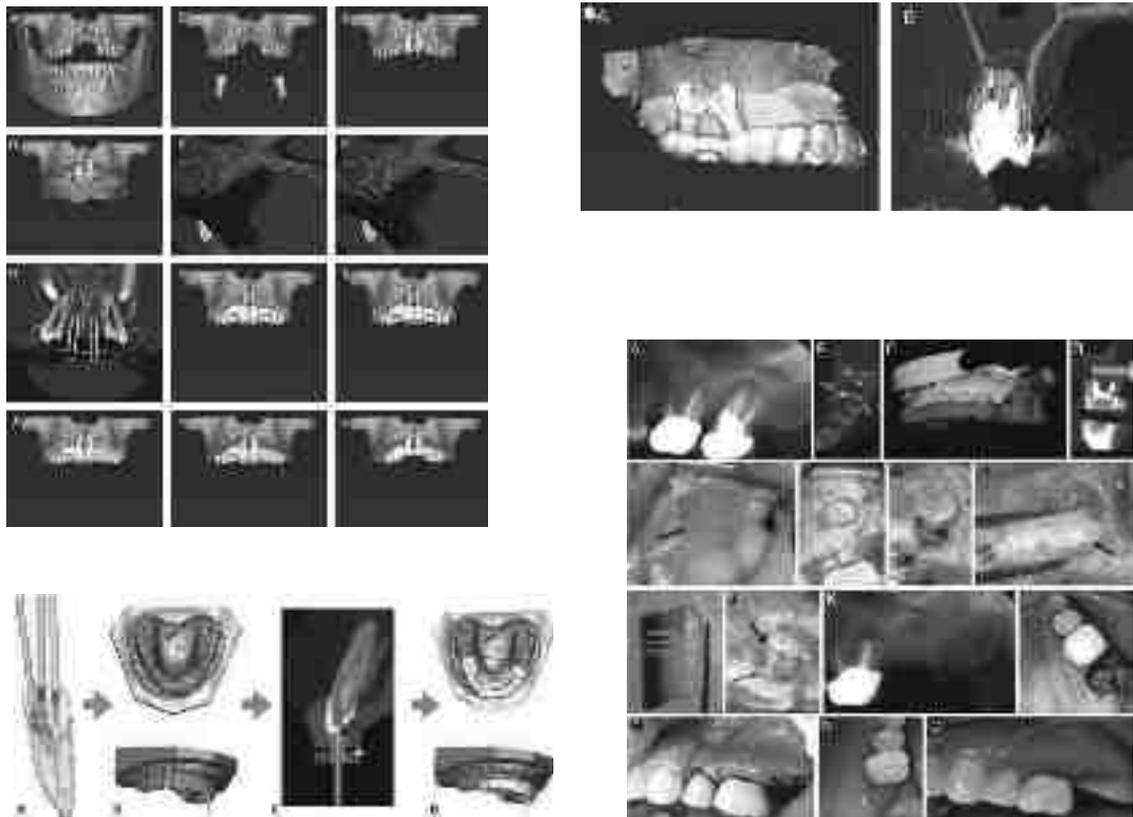
L'utilisation d'un logiciel de planification et de forets implantaire pour le traitement de dents présentant une oblitération intracanaire a également été rapportée avec succès. Un cas publié rapporte le traitement d'une incisive centrale maxillaire dont l'acte a été planifié sur le logiciel coDiagnostiX™ (Straumann®, Ballaigues) afin de générer un guide permettant le forage a en utilisant un foret implantaire correspondant au diamètre d'une douille insérée de 1,5mm. Le forage a permis d'aboutir à la perméabilité canalaire. Même si l'utilisation d'un foret de 1,5mm de diamètre peut sembler important pour un traitement endodontique, le traitement final nous montre que le délabrement n'est finalement pas excessif pour une incisive centrale. De plus, la bibliothèque du logiciel ne disposait pas de foret et de douille de plus faible diamètre pour réaliser la planification (54).

Dans l'ensemble des cas présentés précédemment, il est fait état d'un succès clinique mais la précision et la reproductibilité de la méthode n'a pas été évaluée (47,48,53,54). Trois articles publiés ont évalué la précision de la planification numérique en mesurant la distance entre le projet défini numériquement et la procédure effectuée cliniquement. *Buchgreitz & coll.* ont eu recours à 48 dents mono et pluri-radiculées et au logiciel Galaxi/Galileos® Implant, Sirona Dental systems pour la planification et utilisé des forets de 1,2mm de diamètre avec une douille associée. Leur hypothèse de départ était que les déviations, qu'ils allaient mesurer, seraient en moyenne de 0,7mm. Les déviations ont été mesurées à partir du logiciel sur des images en coupes coronales de l'examen CBCT post opératoire sur lequel a été superposé la planification virtuelle. L'expérimentation a conduit à rejeter l'hypothèse nulle avec une moyenne de déviation retrouvée de 0,46mm ( $P < 0,001$ , IC95% : 0,31-0,49). Les mesures ont été effectuées à deux reprises à une semaine d'intervalle par deux opérateurs différents. La reproductibilité intra et inter-examineur était très bonne, évaluée à 0,84 (IC 95% : 0,69-0,92) et 0,80 (IC 95% : 0,61-0,89) respectivement (55). *Zehnder & coll.* ont réalisés 10 modèles de 6 dents monoradiculées simulant un secteur incisivo-canin maxillaire, le logiciel utilisé pour la planification était le logiciel coDiagnostiX™ (Straumann®, Ballaigues) et le foret choisi pour mener l'expérimentation était un foret de 1,5mm de diamètre avec sa douille associée (Straumann®, Ballaigues). L'objectif de leur étude était de localiser le 1/3 apical du canal et de montrer que les déviations mesurées entre la planification et le forage effectué étaient acceptable pour une utilisation en endodontie. A la fin de

l'expérimentation, toutes les dents ont pu être perméabilisées. Les calculs de déviations réalisés à partir du logiciel ont montrés la fiabilité de la technique avec des déviations moyenne mesurées entre 0,20mm et 0,21mm à la base de la préparation et 0,17mm et 0,47mm au sommet (comme pour l'étude précédente) conduisant à un angle de déviation moyen à 1,81°. Les mesures ont été effectuées en fusionnant le projet planifié au CBCT post opératoire grâce à une fonctionnalité du logiciel CodiagnostiX (56).

La même équipe a voulu tester le même protocole que précédemment décrit mais sur les incisives mandibulaires et avec des forets plus fin (0,85mm) et leurs douilles spécialement développés, adaptés à la situation clinique. Les auteurs rapportent un acte effectué en moins de 10 minutes et des déviations mesurées encore moindres que précédemment : 0,12 et 0,13mm à la base et 0,12mm et 0,34mm au sommet du foret. Avec une déviation angulaire moyenne de 1,59°. Puis la technique a ensuite été testée sur un patient, avec ces mêmes forets avec succès (57,58).

S'en est suivie une série de *rapports de cas* publiés dans différentes revues spécialisées en endodontie portant sur d'autres applications de l'utilisation de guides chirurgicaux de planification pour le traitement de *dens invaginatus*, pour des chirurgies apicales guidées ou encore des autotransplantations. Dans tous ces cas se sont différents logiciels de planification qui ont été utilisés (59–66), (fig. 6).



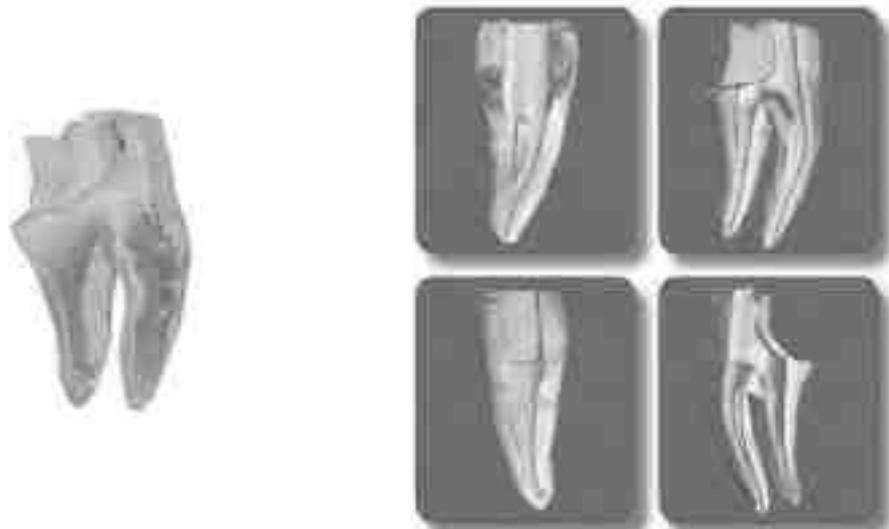
*Figure 6 Panel des différentes utilisations des guides en endodontie tirés de (45-52)*

Nous avons donc voulu sur le modèle des études précédemment citées mettre à l'épreuve cette nouvelle technique de guidage pour la dépose des tenons fibrés. Dans notre cas, comme nous devons traverser une restauration, nous aurons à faire aux artefacts générés par ces dernières sur les examens d'imagerie sur lesquels la planification sera faite. Nous avons donc voulu évaluer la fiabilité du recalage et du guidage dans de telles conditions. Notre hypothèse de départ étant que le recalage, et par voie de conséquence le guidage, est applicable dans ces situations.

## 2 MATERIEL ET METHODE

### 2.1 PREPARATIONS DES MODELES

Dans un souci de standardisation afin d'évaluer la variabilité de la technique, des répliques dentaires issues de la segmentation 3D nous ont semblé être une option intéressante. Notre choix pour le type de dent s'est porté sur une réplique de molaire mandibulaire délabrée (Prosthodontic Mandibular Molar 18-003P, TrueTooth™, DelEndo) (fig. 7). Ces répliques étaient censées avoir une radio-opacité proche de celle de la dent naturelle.



*Figure 7 Caractéristique de la réplique dentaire choisie (TrueTooth© DelEndo)*



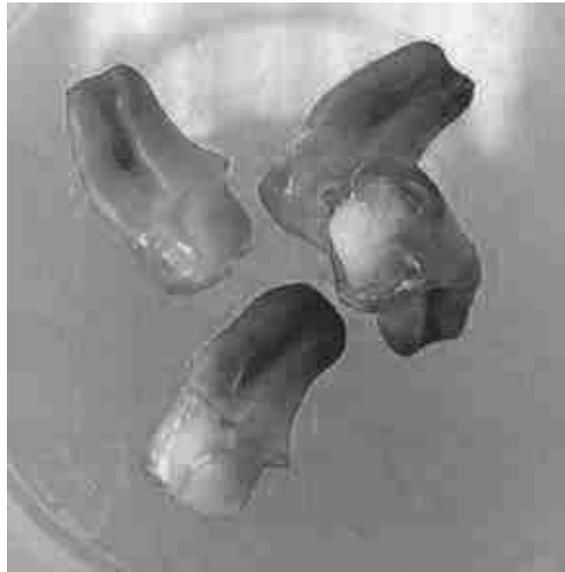
*Figure 8 Exemple d'une TrueTooth passée au CBCT (issue des données fabricant DelEndo™)*

Les dents reçues ont été préparées par retrait du matériau intracanal en associant une irrigation, à l'aide d'une aiguille 28G, alternée, à l'hypochlorite de sodium 3% (Parcan®, Septodont), pour ses propriétés dissolvantes du matériau et avec de l'alcool (Alcool modifié 70% volume Cooper®), et le passage de limes manuelles. La conicité de la préparation était déjà effectuée, en mésial 40/100, 6 % et en distal 55/100, 8%. Une fois les canaux débridés, ils ont été obturés avec des cônes de gutta percha Medium, non normalisés (Hygenic®, Coltène-Whaledent), compactés à chaud à l'aide du Calamus® et de fouloirs de Machtou® (Dentsply Maillefer, Ballaigues). Le canal distal devant recevoir le tenon fibré, seule la descente du matériau d'obturation a été réalisée dans ce canal assurant un scellement apical de 4-5mm.

Le système de tenons fibrés utilisé est le système Rebuilda Post® de chez VOCO, GmbH, Cuxhaven. Les tenons sélectionnés ont été ceux cylindro-coniques de 1,5 mm de diamètre en coronaire et 0,8mm de diamètre apical. Le collage a été effectué selon le protocole indiqué par le fabricant.

Dans un premier temps, le logement canalaire a été nettoyé avec de l'acide orthophosphorique 37%, 20 secondes, puis rincé à l'eau pendant 20 secondes. Le logement a ensuite été soigneusement séché à l'aide de pointes de papier (Protaper Gold® F2, Dentsply Sirona). En parallèle, les tenons ont été dépollués en les nettoyant avec de l'alcool, puis séchés avec de l'air sec. Celui-ci a été silanisé avec le silane fourni (Ceramic Bond, Voco GmbH, Cuxhaven), appliqué pendant 60 secondes, puis séché à l'air. L'adhésif bi-polymérisant FuturaBond (VOCO GmbH, Cuxhaven) était appliqué sur les parois canalaire et coronaire par brossage pendant 20 secondes, puis étalé à l'aide de la soufflette d'air. Les excès intracanaire sont alors absorbés à l'aide d'une pointe de papier. On enduit alors le tenon avec le composite de collage (Rebilda DC, VOCO GmbH, Cuxhaven) qui est également injecté dans le canal à l'aide de l'embout de seringue automélangeuse QuickMix. Le tenon est alors inséré délicatement dans le canal. On attend alors 5 minutes (temps de prise chémo) avant de photopolymériser 40 secondes. Le moignon coronaire est reconstitué avec le même produit. La partie dépassant du tenon est sectionnée. La longueur du tenon étant d'environ 14mm.

Afin d'obtenir un modèle simulant au mieux les conditions physiologiques, nous avons préparé une interface entre la dent et le modèle représentant le ligament alvéolodentaire selon le protocole décrit par *Brito & coll.* et *Brosh & coll.* (67,68). La dent préparée est ensuite trempée dans de la cire d'immersion chauffée dans un réchauffeur Hotty (Renfert®). Un seul trempage est réalisé afin d'avoir une couche fine, sur toute sa surface radiculaire. La couronne dentaire est ensuite recouverte d'une bande téflon pour l'isoler. Cette cire va permettre un espacement avec la résine, pour simuler le futur ligament parodontal.



*Figure 9 Dents enrobées dans la cire*

La dent a été incluse dans une réplique d'une arcade mandibulaire en se servant d'un moule Frasaco. La dent n'ayant plus de morphologie occlusale est maintenue en place de 36 à l'aide de cire collante orthodontique. La résine de coulée (résine polystyrène GTS Pro, Soloplast, Vosschémie) est préparée en mélangeant la résine avec 2% de durcisseur. Une première résine dans laquelle est ajoutée du sulfate de baryum à une concentration de 5% (poids/poids) est préparée et injectée avec une seringue de 50mL (Terumo®) dans les surfaces occlusales. Après prise partielle de cette première résine, une deuxième résine est préparée sans sulfate de baryum et coulée pour compléter le moule. Le modèle est démoulé pendant la phase exothermique et la dent retirée du modèle à ce moment. La dent est retirée et remise en place plusieurs fois avant de mettre le silicone dans l'alvéole, pour s'entraîner. La dent sera retirée du modèle, nettoyée avec un spray de vapeur chaude puis du silicone light President (Coltène Whaledent) va être injecté dans l'alvéole avant de réintroduire la dent, remplaçant la cire. Cela afin d'obtenir une structure élastique mimant le ligament parodontal. Les modèles finalisés (fig. 10) ont pu être exploités pour la suite de l'expérimentation.



Figure 10 Modèle finalisé

## 2.2 REALISATION DU CBCT PRE-OPERATOIRE

Le modèle ainsi créé est placé sur un socle puis le CBCT est réalisé avec l'appareil PlanMeca, Promax 3D classic, selon les paramètres (Champ de vue : 50x50 mm, kV : 90, mA : 14, ta : 35sec.31''), puis exporté sous format DICOM (fig. 11).



Figure 11 Capture d'écran du CBCT sur le logiciel Horos : (a) : coupe coronale au niveau radiculaire, remarquer la radio opacité du matériau simulant le ligament parodontal et le peu de contraste entre la résine du modèle et celle de la dent ; (b) transversale, remarquer l'absence de contraste entre la résine et la réplique dentaire

### 2.3 REALISATION DE L'EMPREINTE OPTIQUE

L'empreinte optique est réalisée à l'aide de la caméra TRIOS® (3shape, Copenhagen), en balayant les surfaces d'après le schéma présenté figure 12. Dans notre cas il est impératif de poudrer le modèle à l'aide du Cerec Optispray (DentsplySirona) car ce dernier est transparent.



*Figure 12 Chemin d'acquisition (manuel fabricant)*

Le fichier généré est ensuite exporté sous format STL (fig. 13).



*Figure 13 Visualisation du fichier issu de l'empreinte optique au format STL*

## 2.4 PLANIFICATION VIRTUELLE DE LA DEPOSE DU TENON FIBRE

L'ensemble des planifications ont été réalisées sur le logiciel BlueSkyPlan® - dont l'interface est présentée en figure 14 - de planification implantaire (BlueSkyBio™). Ce logiciel présente deux avantages : il est gratuit et ne possède pas de bibliothèques d'implants, ce qui va nous permettre de donner à l'implant les caractéristiques de nos forets (diamètre et longueurs de pénétration)

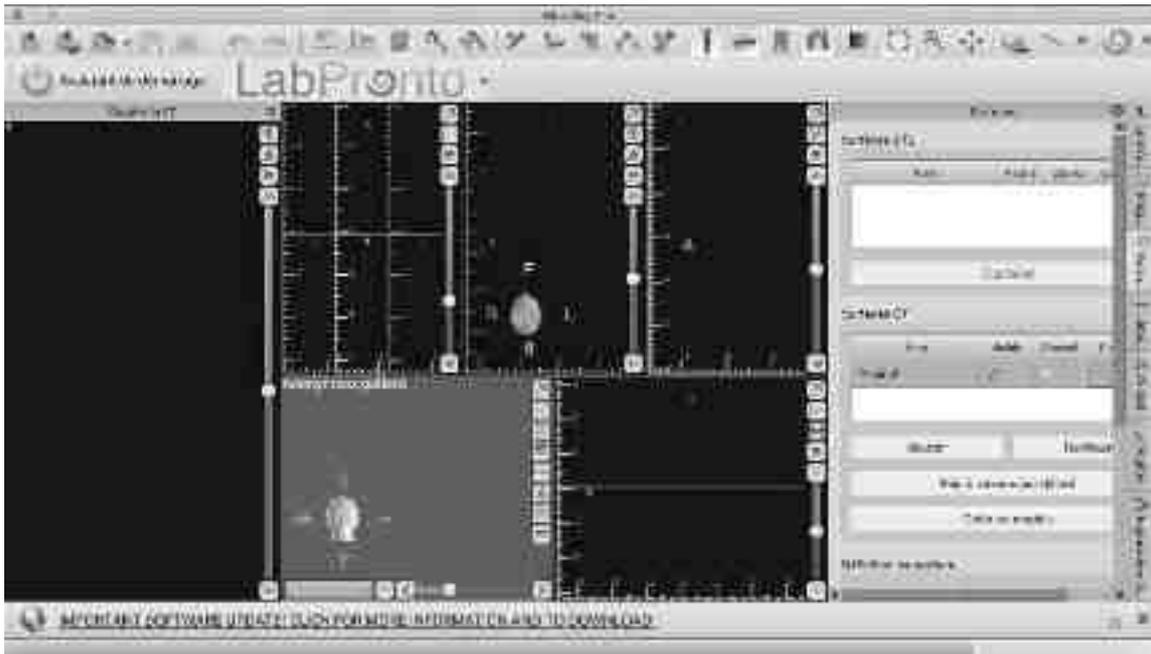


Figure 14 Présentation générale de l'interface du logiciel

La planification débute par l'importation des fichiers DICOM initiaux : Blueskplan 4 > Fichier > Nouveau projet > Commencer par la numérisation du CT patient (DICOMs).... Une première fenêtre apparaît et permet de sélectionner la partie du CBCT qui nous intéresse afin de limiter le poids du fichier (fig. 15).



Figure 15 Importation et rognage du volume CT concerné

Le mode de rendu d'image utilisé est le mode MIP (Maximum Intensity Projection), ceci afin d'avoir une reconstitution 3D visible. Une fois le volume importé, la courbe panoramique est tracée. Blueskyplan 4 > Outils > Tracer la courbe. Le rendu surfacique est également choisi dans la fenêtre 3D > Rendu > Préréglages > Nuances osseuses ou Transparent (fig. 16).



Figure 16 Rendu surfacique

L'axe du forage est déterminé en détournant la fonction de planification implantaire. Ce logiciel nous offre la possibilité de créer un implant totalement personnalisé en longueur et diamètre, au lieu de choisir dans une bibliothèque prédéfinie. Nous avons choisi de simuler le forage par un implant de 14mm de long (longueur du tenon) et d'un diamètre de 0,75mm correspondant au diamètre de notre foret (Blueskyplan 4 > Implants > Ajouter implant > Mandibule > Implant personnalisé : longueur 14mm ; diamètre apical 0,75mm ; diamètre occlusal 0,75. Le tube de guidage dans lequel sera introduit la douille est également planifié, le diamètre externe de la douille utilisé est de  $3,50 \pm 0,10$ mm. Le choix du diamètre d'ouverture, dépendant de la précision d'impression, a été fixé à 3,55mm dans ce cas. Blueskyplan 4 > Implants > Ajouter implant > Mandibule > Tube de guidage : Diamètre de trou de guidage 3,55mm ; Hauteur 6mm ; Décalage 8mm. La distance obtenue entre le sommet du tube de guidage et la pointe de l'implant est de 22mm soit la longueur de notre foret (fig. 17).

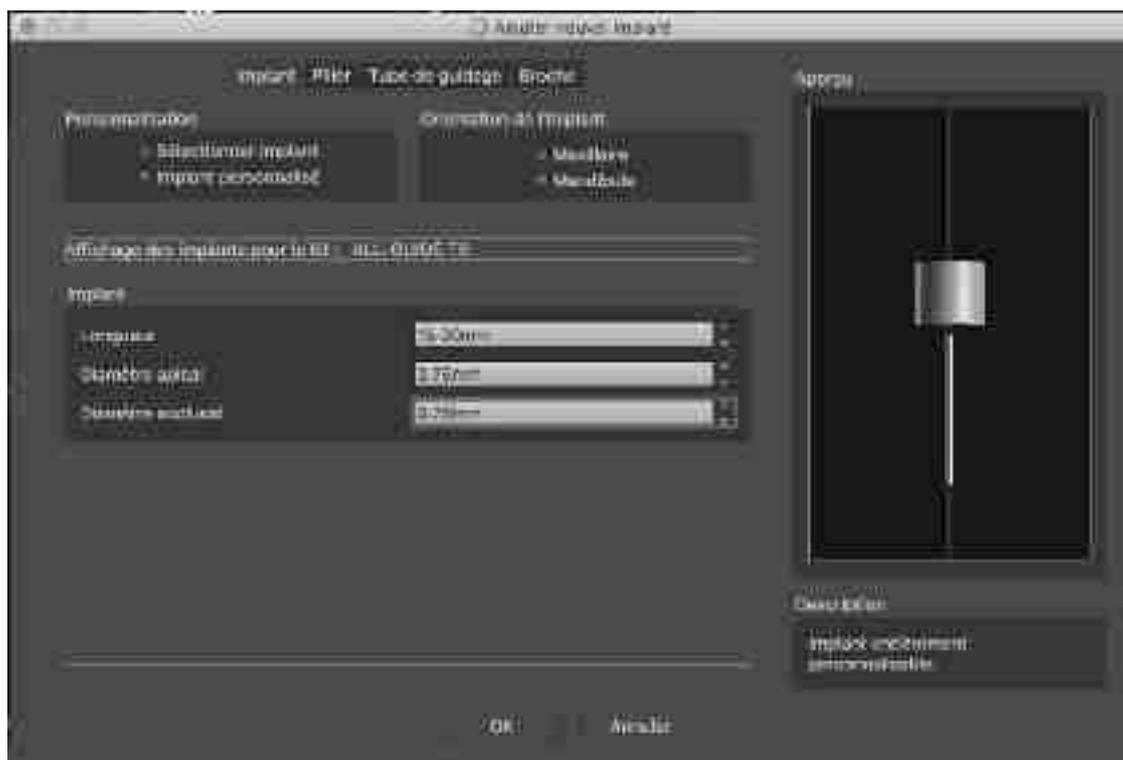


Figure 17 Paramètre de l'implant définissant notre axe de forage

L'implant est placé virtuellement dans le projet. Son axe est contrôlé dans les différents sens de l'espace grâce aux différentes fenêtres de visualisation (fig. 18).

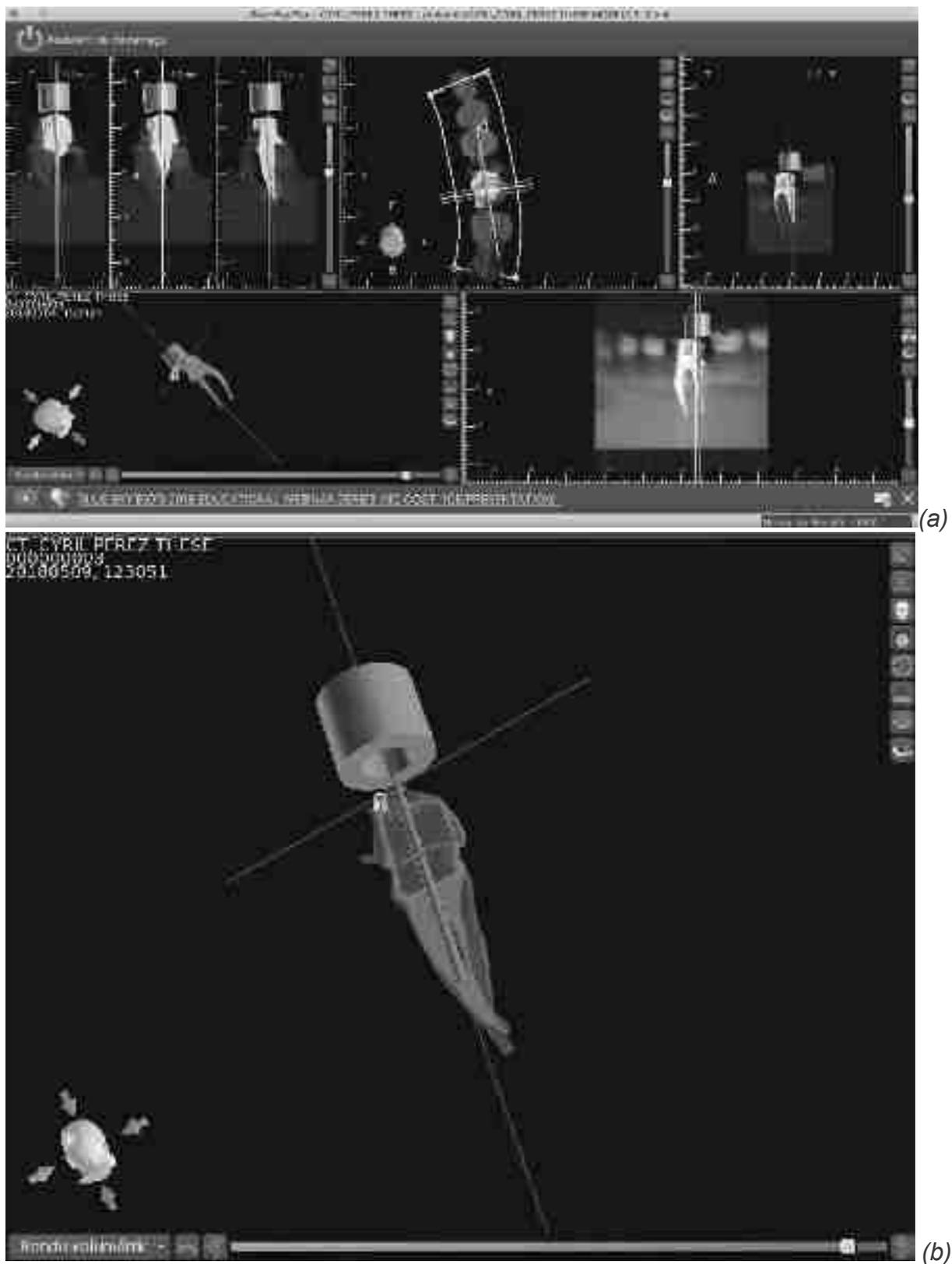


Figure 18 Visualisation de la planification (a) dans les différents sens de l'espace et en 3D (b)

L’empreinte optique au format STL est à son tour importée dans le logiciel, afin de réaliser la fusion. Blueskyplan 4 > Fichier > Importer le modèle STL.... La fenêtre « alignement des modèles » apparaît. L’alignement des deux fichiers se fait par correspondance de points vestibulaires entre le fichier STL et la courbe panoramique du CBCT. La dent sur laquelle sera effectué le forage n’ayant pas de morphologie reconnaissable, ce sont les dents collatérales qui sont sélectionnées pour effectuer un alignement automatique (fig. 19).



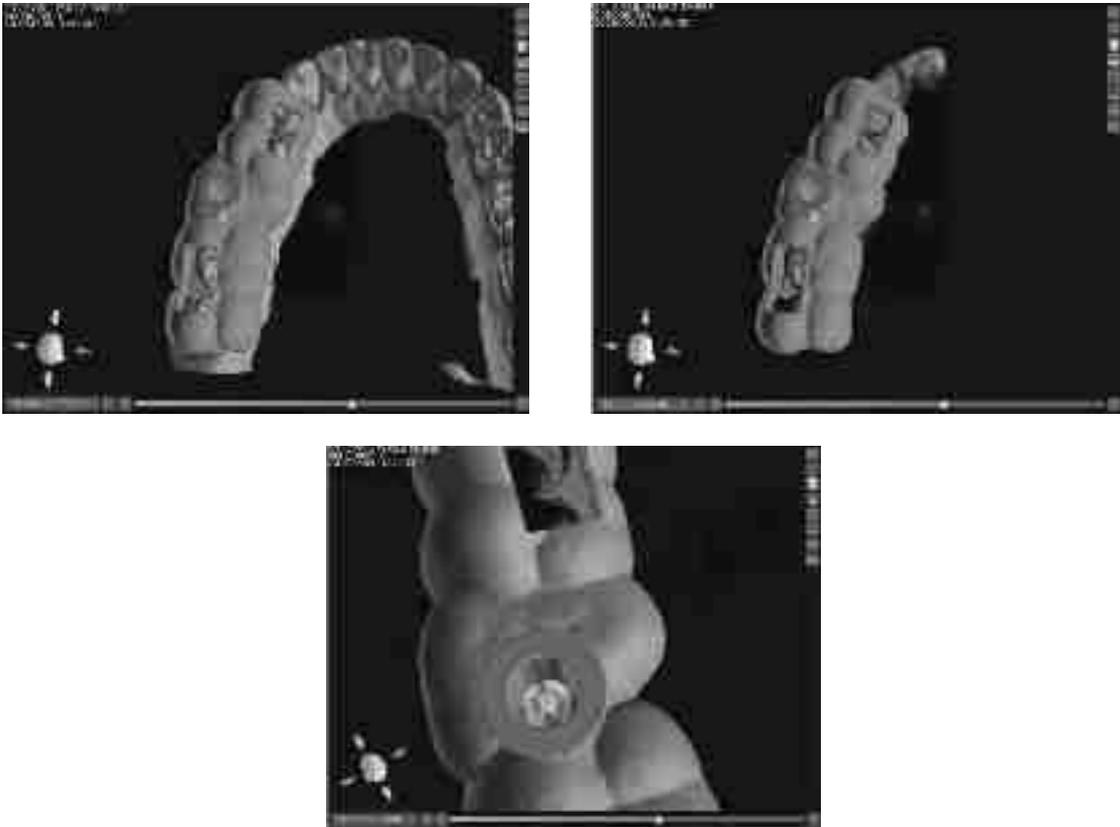
*Figure 19 Sélection des points de reconnaissance pour l'alignement*

L’alignement étant perfectible à ce niveau de la planification, il est choisi de l’améliorer manuellement, (Blueskyplan 4 > Panneaux > Alignement du modèle > Ajuster manuellement la position du modèle). Les différentes vues permettent de peaufiner l’alignement grâce au curseur. Cet alignement devant être le plus parfait possible le guide étant généré à partir de l’empreinte optique. C’est finalement l’étape qui prendra le plus de temps (env. 20 minutes d’ajustement).

Nous pouvons alors générer le guide virtuel qui prendra appui sur les deux prémolaires et les deux molaires (Blueskyplan 4 > Panneaux > Fabrication du guide > Tracer la courbe > Modifier la courbe > Créer un guide chirurgical) (fig. 20).



Son adaptation est vérifiée sur le modèle STL virtuel mais également sur le fichier DICOM (fig. 22).



*Figure 22 Validation du guide*

La validation du guide étant faite, celui-ci va pouvoir être exporté au format STL. Cette étape est payante (\$125 pour 6 exportations) : Blueskyplan 4 > Fichier > Exporter données.... (fig. 23)

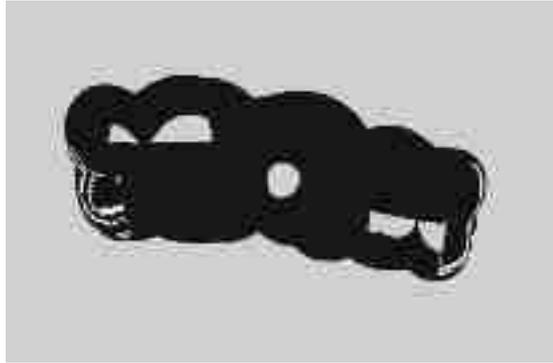


Figure 23 Exportation du guide au format STL

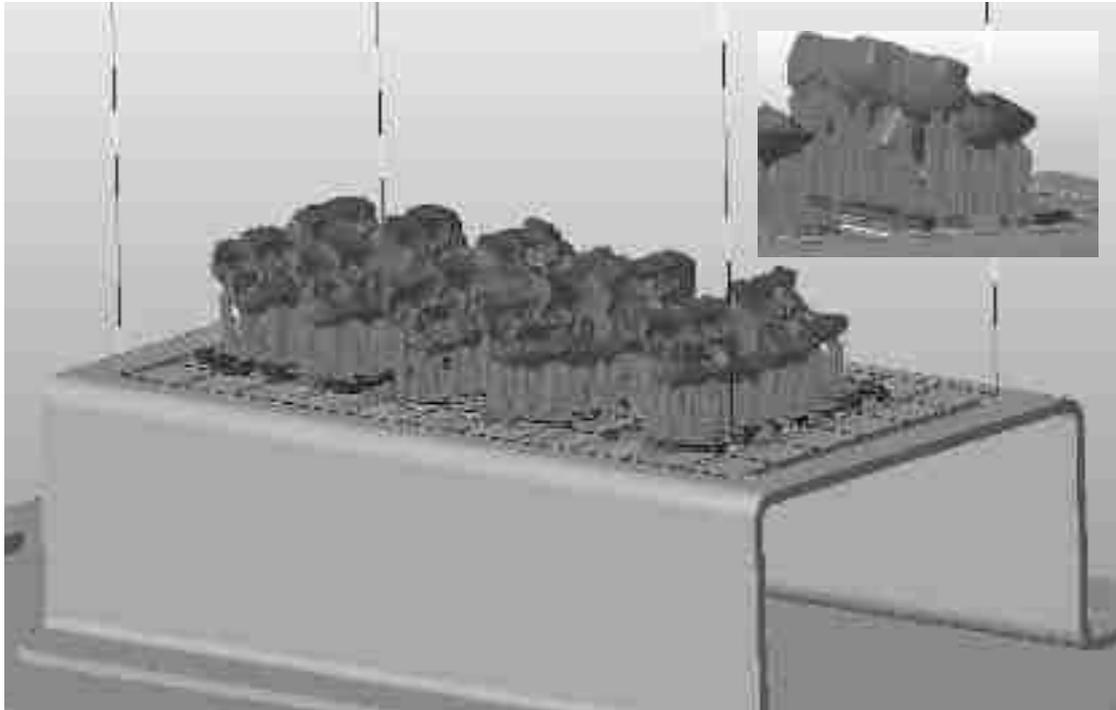
## 2.5 IMPRESSION DES GUIDES CHIRURGICAUX

Les fichiers STL générés sont transmis à la société VOCO, qui s'est chargée des impressions avec l'imprimante 3D SolFlex© (VOCO, GmbH, Cuxhaven) (fig. 24).



Figure 24 Imprimante VOCO SolFlex©

Sur le logiciel d'impression des tiges de supports sont ajoutées. Une impression selon le mode DLP (Digital Light Processing) est utilisée, selon l'axe x et un offset de 0,05mm (fig. 25).



*Figure 25 Capture d'écran de la mise en place des guides pour impression (courtoisie de la société VOCO)*

## 2.6 REALISATION DES FORAGES

L'adaptation du guide est vérifiée sur les modèles à l'aide des fenêtres de positionnement. Les douilles sont insérées en friction dans l'opercule dédié, puis le guide est placé sur le modèle. Le forage est réalisé à l'aide d'un foret développé par la société FFDM PNEUMAT dont les caractéristiques sont présentées dans la figure 26. Le foret est monté sur contre-angle bague bleu. L'axe de forage est recherché avant mise en rotation. Le contre-angle est mis en route à une vitesse de 20000 tours.  $\text{min}^{-1}$ . Des mouvements de pompage sont réalisés (fig. 27). Le guide est retiré tous les 2mm de forage, les débris sont rincés par irrigation à la seringue avec de l'eau. Cette étape est répétée jusqu'à atteindre la longueur de travail. La perméabilité est alors testée avec une lime K10.



*Figure 26 Réalisation des forages sur simulateur-patient*

## 2.7 REALISATION DU CBCT POST OPERATOIRE

Un CBCT post opératoire est effectué avec l'appareil NewTom D R srl VGi, en utilisant les paramètres d'acquisition suivant : champs de vue 7,5x12 cm, kV : 110, mA : Auto, ta : 27 sec.10". Nous pouvons ainsi matérialiser le forage (cercle radioclaire au centre de la masse radio opaque) (fig. 28).



Figure 27 Matérialisation du forage sur le logiciel Horos

## 2.8 IMPORTATION DU CBCT POST OPERATOIRE DANS LE LOGICIEL DE PLANIFICATION IMPLANTAIRE

Là encore nous utilisons une fonctionnalité du logiciel BlueSkyPlan® qui est détournée de son utilisation classique. La fusion du CBCT post opératoire à la planification est réalisée à partir d'une reconstruction 3D de ce dernier effectuée par le logiciel. Ayant dû pour des raisons techniques changer d'appareil radiographique pour le CBCT post opératoire, seuls les voxels blancs correspondant à la reconstitution ont pu être pris en compte pour le recalage. Un seuil de rendu surfacique est choisi à

4617 afin de permettre d'isoler la reconstitution. Ce rendu surfacique est recalé au CBCT à la fois par reconnaissance de points et par reconnaissance des échelles de blancs (Blueskyplan 4 > Fichier > Importer DICOMS > Numérisation du modèle... > Sélection du volume concerné > Définir le seuil de surface > Créer un modèle > Aligner le modèle > Vérifier l'alignement du modèle > Terminé (fig. 29).



*Figure 28 Fusion du rendu surfacique du CBCT post opératoire*

Nous pouvons ainsi matérialiser le contour de forage (fig. 30). La figure 31 nous permet de juger de la qualité de la fusion effectuée.



Figure 29 Rendu final de la fusion planification/CBCT post opératoire, utilisée pour effectuer nos mesures



Figure 30 Rendu volumique du recalage

## 2.9 REALISATION DES MESURES DE DEVIATIONS

Les mesures sont effectuées sur deux coupes coronales agrandies : une coupe coronaire et une coupe apicale. 3 mesures de déviations ont été faites : nous avons évalué la déviation dans le sens mésio-distal, dans le sens vestibulo-lingual par projection orthogonale du centre de la planification au centre du forage et une autre mesure de déviation a été réalisée en mesurant la distance entre le centre de la planification et le centre du forage (mesure intercentre). Pour effectuer nos mesures 2 méthodes ont été utilisées. Pour la première méthode le centre du forage sur l'examen post opératoire a été jugé visuellement. Pour la méthode 2, un nouvel implant a été planifié sur le fichier est superposé sur la marque du forage (fig. 32). Des tests statistiques de Mann-Whitney ont été effectués pour évaluer la comparabilité des mesures réalisées entre les deux méthodes.

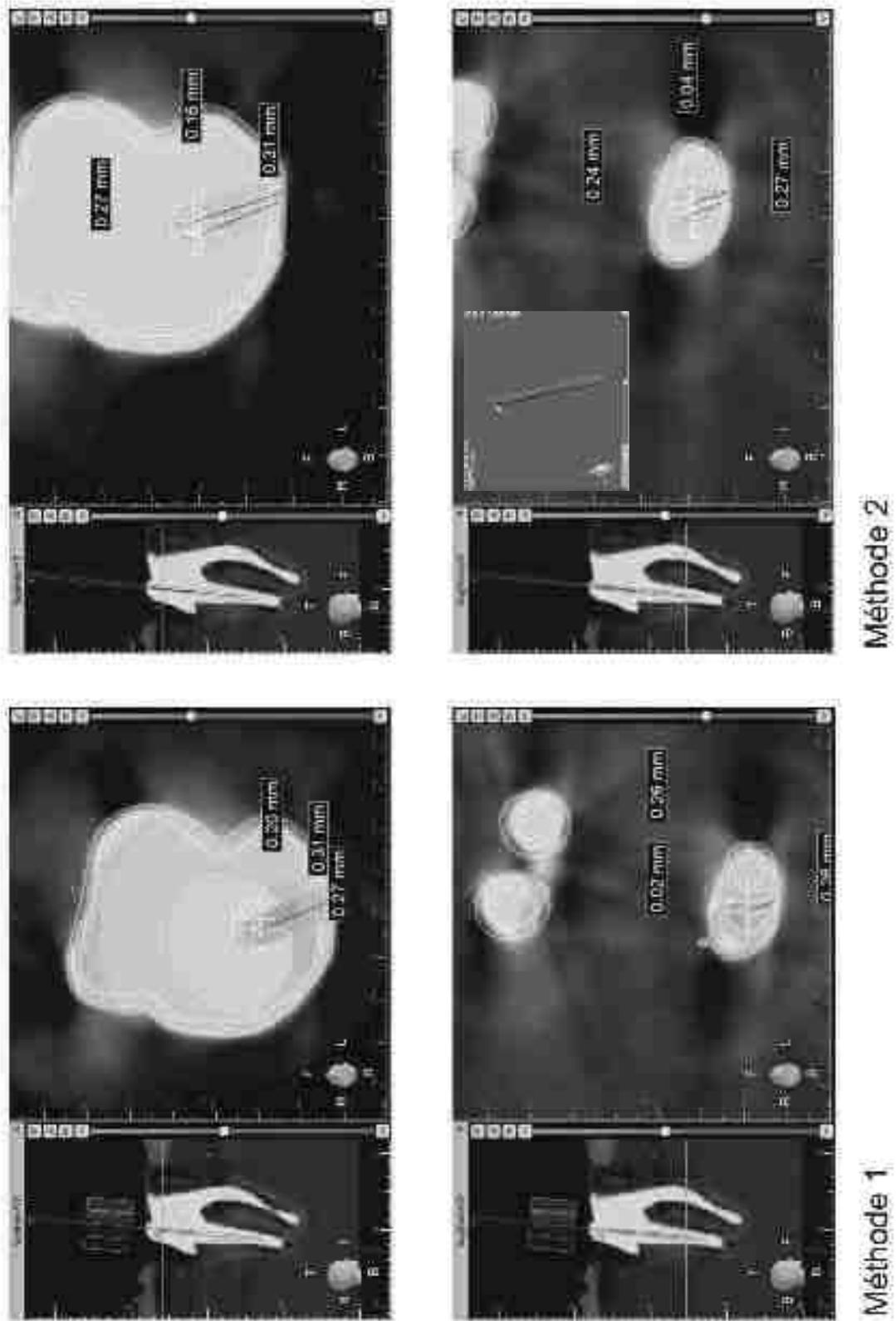


Figure 31 Mesure des déviations à 2 moments différents par 2 méthodes différentes. Dans la méthode 2, un nouvel implant est planifié et superposé sur la marque du forage

### 3 RESULTAT

#### 3.1 ÉVALUATION DU MODELE UTILISE

##### 3.1.1 SIMULATION DU LIGAMENT PARODONTAL

Pour mesurer l'épaisseur de cire déposée pour simuler le ligament parodontal, nous avons sacrifié une dent en la sectionnant au niveau radiculaire à l'aide d'une scie circulaire sous refroidissement à l'eau. Une série d'image a été prise avec un microscope numérique à une grossissement de 500 fois ( Keyence VHX 6000 series). Des mesures ont été effectuée à 12 points (voir fig. 33 et tableau 1) à l'aide du logiciel d'interface du microscope. Des mesures allant de 192,2 $\mu$ m à 447,9 $\mu$ m sont trouvées. L'épaisseur moyenne mesurée est de 313,6 $\mu$ m.

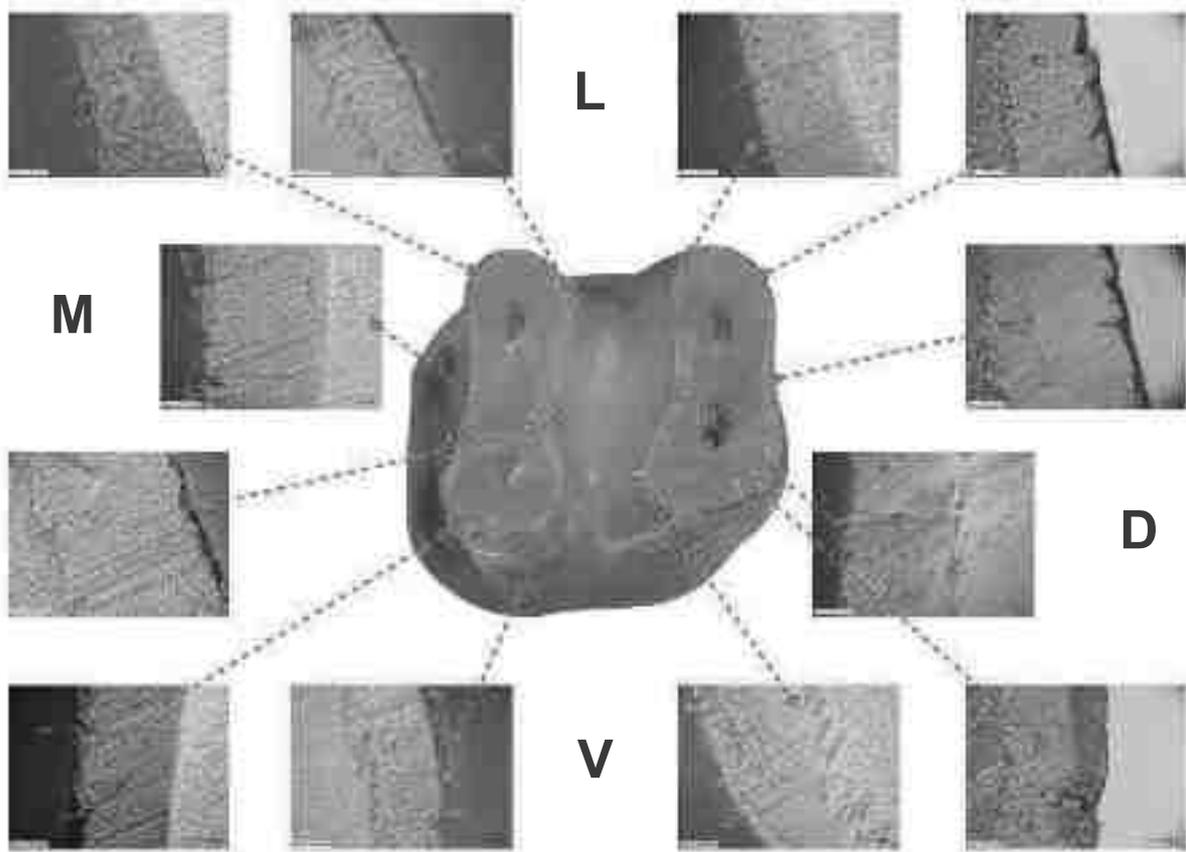


Figure 32 Illustration des différents points de mesures et images au microscope associées

	<b>D-D-L 1</b>	<b>D-D-L 2</b>	<b>D-D-V 1</b>	<b>D-D-V 2</b>	<b>D-I-V 1</b>	<b>D-I-V 2</b>
<b>Mesure (µm)</b>	267,5	295,3	284,3	325,4	344,9	293,3
	<b>D-I-V 2</b>	<b>D-I-L 1</b>	<b>D-I-L 2</b>	<b>M-I-V 1</b>	<b>M-I-V 2</b>	<b>M-M-V 1</b>
<b>Mesure (µm)</b>	293,3	326,7	309,9	245,0	206,1	338,6
	<b>M-M-V 2</b>	<b>M-I-L 1</b>	<b>M-I-L 2</b>	<b>M-M-L 1</b>	<b>M-M-L 2</b>	<b>D-D-C 1</b>
<b>Mesure (µm)</b>	308,8	253,0	192,2	253,2	325,8	389,9
	<b>D-D-C 2</b>	<b>D-I-C</b>	<b>M-M-C</b>	<b>M-I-C</b>	<b>Moyenne</b>	<b>Médiane</b>
<b>Mesure (µm)</b>	435,4	349,1	393,4	447,9	313,6	309,9

**D= Distal ; M=Mésial ; I=Interradiculaire ; V=Vestibulaire ; L=Lingual ; C=Central**

*Tableau 1 Mesure de l'épaisseur du ligament parodontal (en µm)*

### 3.1.2 RECONNAISSANCE DES SURFACES DENTAIRES

Une des étapes de la planification étant la reconnaissance des surfaces dentaire entre le CBCT et l'empreinte optique. Il fallait que ces les motifs soient suffisamment visibles sur l'examen radiographique. Nous avons donc pour cela du trouver un moyen de rendre les couronnes dentaires du moulage radio opaques. Notre choix s'est porté sur le sulfate de baryum car il est utilisé dans les cônes de gutta-percha. Il fallait ensuite définir la concentration que nous considérons optimale c'est-à-dire se rapprochant de la radio opacité naturelle des dents. Pour cela nous avons réalisé différents échantillons de résine standardisés (figure 34) avec des concentrations en sulfate de baryum allant de 0 à 5% (en poids). La concentration à 5% nous a semblée satisfaisante pour permettre un bon contraste au CBCT est ainsi faciliter la fusion avec l'empreinte optique ultérieure.

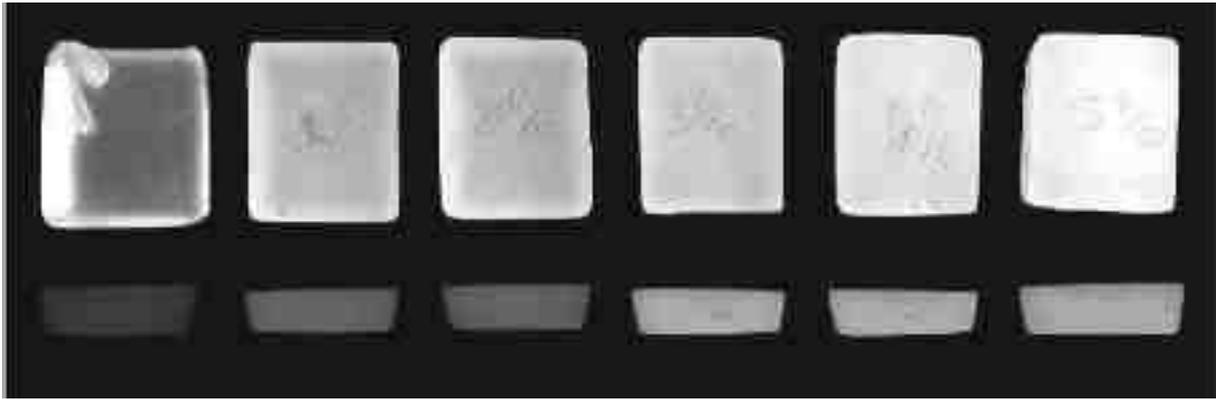


Figure 33 Réalisation de blocs de résine avec différentes concentrations de sulfate de Baryum (0% à 5%)

### 3.2 ÉVALUATION DES IMPRESSIONS DES GUIDES

Pour évaluer les différents paramètres d'impression de leur machine, la société VOCO® nous a fourni différents jeux de guides imprimés. Les différents paramètres analysés était l'axe d'inclinaison des guides (en x et en y), et l'offset (correspondant au décalage de la buse par rapport au plateau d'impression). L'ensemble des caractéristiques des impressions sont résumés dans le tableau 2. A réception nous avons évalué qualitativement la précision des guides en jugeant leur adaptation sur les modèles et en testant la friction de la douille dans son opercule. D'un point de vue de l'adaptation, il n'y avait aucune différence entre les différents modes d'impression. En revanche, la friction de la douille dans l'opercule a montré une différence, l'impression n°3 n'apportant aucune friction à la douille. Une friction a été ressentie avec les impressions 1 et 5. Une légère différence entre l'impression n°1 et 5 en faveur de l'impression 1 a également été remarqué. Tout ceci nous suggérant une influence de l'offset et de l'axe d'inclinaison dans la précision d'impression.

La précision des impressions a également été évaluée en mesurant le diamètre de l'opercule pour insertion de la douille, résumé dans le tableau 3. La valeur de référence était de 3,70mm.

Pour l'impression n°1 la dimension de l'opercule est évaluée en moyenne à  $3,55 \pm 0,02$ mm, pour l'impression n°3 on retrouve un diamètre moyen de  $3,67 \pm 0,01$  et pour l'impression n°5 le diamètre moyen mesuré de  $3,54 \pm 0,02$  mm.



**Impression n°1**



**Impression n°3**



**Impression n°5**

<b>Axe d'inclinaison</b>	Axe x	Axe x	Axe y
<b>Offset</b>	0,00	0,05	0,00
<b>Temps d'impression</b>	2h13	2h10	3h24

*Tableau 2 Présentation des différents paramètres d'impression utilisés*

<b>N° Guide</b>	<b>Impression n°1 Diamètre (mm)</b>	<b>Impression n°3 Diamètre (mm)</b>	<b>Impression n°5 Diamètre (mm)</b>
<b>1</b>	3,57	3,66	3,53
<b>2</b>	3,54	3,66	3,54
<b>3</b>	3,54	3,67	3,56
<b>4</b>	3,58	3,68	3,52
<b>5</b>	3,54	3,68	3,56
<b>Moyenne</b>	3,55	3,67	3,54
<b>Ecart-type</b>	0,02	0,01	0,02

*Tableau 3 Tableau comparant la précision d'impression par mesure du diamètre de l'opercule d'insertion de la douille (diamètre théorique du diamètre 3,70mm)*

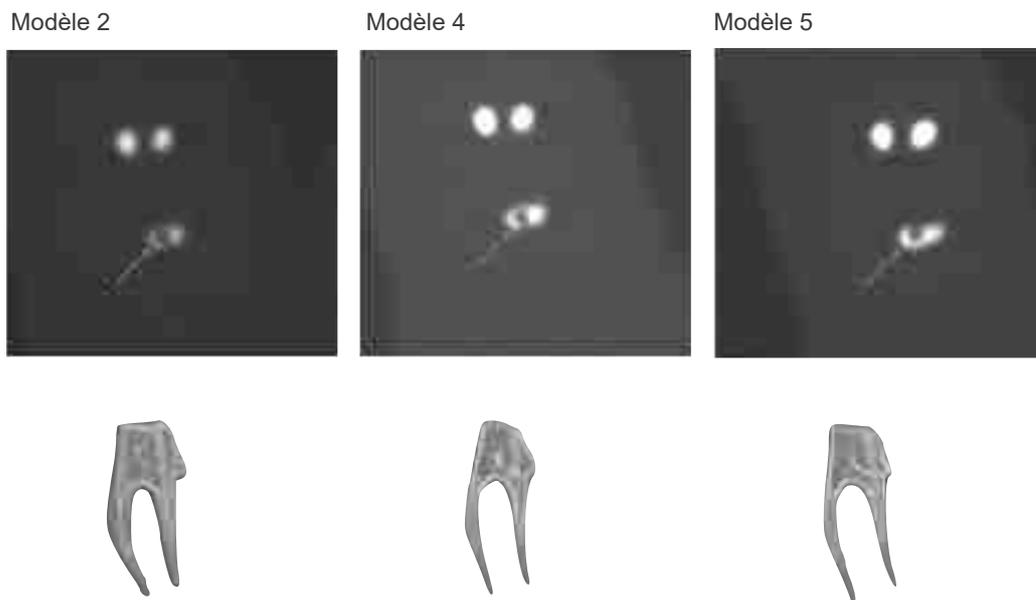
### 3.3 ÉVALUATION DES FORAGES REALISES

Sur les 5 modèles préparés, seuls 3 modèles ont pu être exploités.

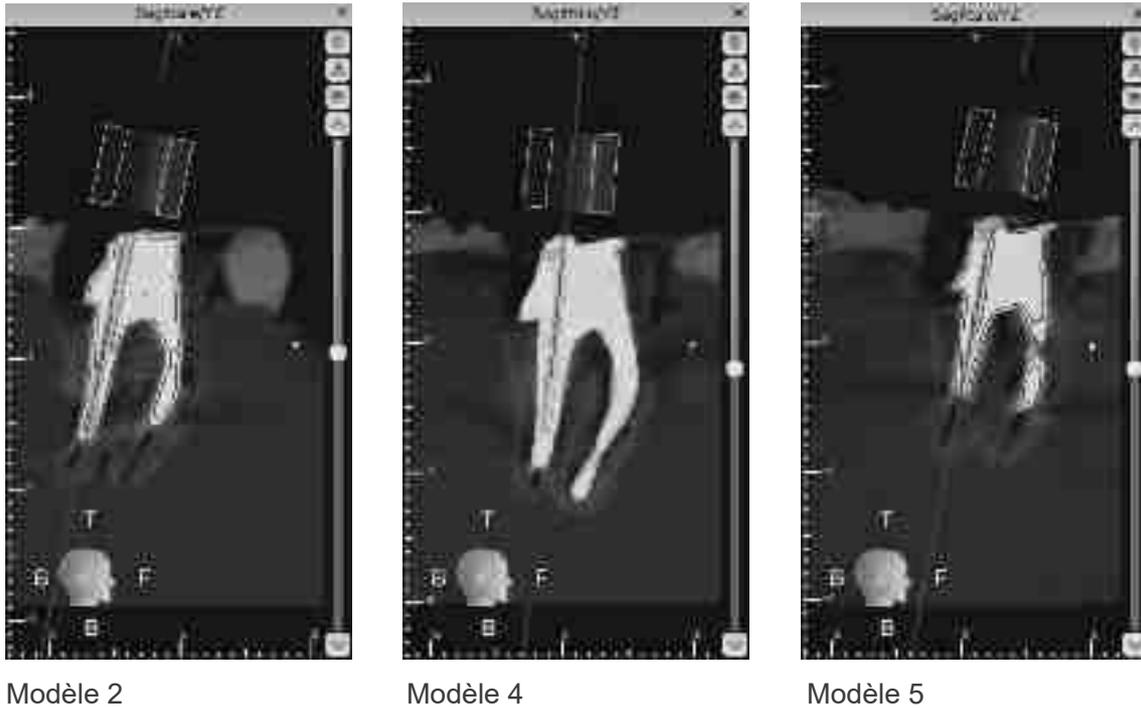
#### 3.3.1 ANALYSE QUALITATIVE

L'exploration avec une lime endodontique K10 des forages nous a permis d'atteindre la gutta-percha, dans 2 cas sur 3. La longueur insuffisante du foret a été la raison pour laquelle la perméabilité n'a pas été obtenue pour le troisième modèle.

L'étude des coupes transverses des racines sur les examens CBCT, nous a permis d'observer que les trois forages se situaient dans le matériau sur toute la longueur (fig. 34). Sur les coupes sagittales présentées figure 35, on peut remarquer une bonne correspondance entre les forages et la planification.



*Figure 34 Coupe CBCT du forage en apical ainsi que le rendu surfacique de l'endodonte après forage. Noter que les marques indiquées par les flèches rouges, se situent dans le matériau*



*Figure 35 Coupes sagittales des modèles "augmentés", remarquer la bonne correspondance entre les forages et la planification*

### 3.3.2 ANALYSE QUANTITATIVE

Nous avons voulu dans un second temps quantifier les déviations entre les planifications et les résultats post-opératoires. Pour cela, nous avons sélectionné deux coupes coronales, l'une coronaire et l'autre apicale afin d'effectuer des mesures dans le sens mésio-distal, dans le sens vestibulo-lingual et une mesure intercentre en mesurant la distance entre le centre de la planification et le centre du forage avec les deux méthodes décrites. L'ensemble des valeurs sont rapportées dans les tableaux 2 et 3.

En coronaire on mesure une déviation moyenne dans le sens mésio-distal de  $0,16 \pm 0,06$ mm, de  $0,26 \pm 0,09$ mm en vestibulo-lingual et de  $0,30 \pm 0,04$ mm pour la mesure intercentre. Au niveau apical les déviations moyennes dans le sens mésio-distal, vestibulo-lingual et mesure maximale respectivement à  $0,14 \pm 0,06$  mm,  $0,13 \pm 0,12$  mm et  $0,18 \pm 0,07$  mm. Ces valeurs sont obtenues avec la méthode 1.

Avec la méthode 2, les valeurs moyennes obtenues en coronaires :  $0,16 \pm 0,04$  mm en mésio-distal ;  $0,24 \pm 0,12$  mm en vestibulo-lingual ;  $0,30 \pm 0,05$  mm en maximal. En apical les valeurs retrouvées sont de  $0,14 \pm 0,05$  mm en mésio-distal,  $0,13 \pm 0,12$  mm en vestibulo-lingual et  $0,19 \pm 0,07$  mm en maximal.

Les valeurs mesurées dans les différents sens ont ensuite été comparées entre elles par un test de Mann-Whitney et n'ont pas retrouvée de différence significative. Les deux techniques de mesures ne semblent donc pas présenter de différences significatives.

Méthode 1	Coronaire			Apical		
	Mesial-Distal (mm)	Vestibulo-Lingual (mm)	Intercentre (mm)	Mesial-Distal (mm)	Vestibulo-Lingual (mm)	Intercentre (mm)
<b>Modèle 2</b>	0,20	0,16	0,26	0,09	0,09	0,12
<b>Modèle 4</b>	0,20	0,27	0,31	0,02	0,26	0,26
<b>Modèle 5</b>	0,09	0,34	0,34	0,14	0,04	0,17
<b>Moyenne</b>	0,16	0,26	0,30	0,14	0,13	0,18
<b>Écart-type</b>	0,06	0,09	0,04	0,06	0,12	0,07

Tableau 4 Mesure des déviations selon la méthode 1

Méthode 2	Coronaire			Apical		
	Mesial-Distal (mm)	Vestibulo-Lingual (mm)	Intercentre (mm)	Mesial-Distal (mm)	Vestibulo-Lingual (mm)	Intercentre (mm)
<b>Modèle 2</b>	0,20	0,10	0,24	0,12	0,06	0,13
<b>Modèle 4</b>	0,16	0,27	0,31	0,04	0,27	0,27
<b>Modèle 5</b>	0,12	0,34	0,34	0,14	0,06	0,17
<b>Moyenne</b>	0,16	0,24	0,30	0,14	0,13	0,19
<b>Ecart-type</b>	0,04	0,12	0,05	0,05	0,12	0,07

Tableau 5 Mesure des déviations selon la méthode 2

## 4 DISCUSSION

L'objectif de ce travail était d'évaluer la fiabilité de la planification numérique et son transfert par un guide chirurgical dans la dépose des tenons fibrés. Notre hypothèse étant que cette technologie était transposable dans ces situations malgré la présence d'artéfacts.

### 4.1 ÉVALUATION DES MODELES

Pour mener à bien ce projet, nous avons créé des modèles en résines comme dans les études précédemment citées (55–57). Le modèle développé ici n'incluait qu'une seule dent en place de 36 sur laquelle nous avons travaillé. Celle-ci a été incluse dans moulage d'arcade mandibulaire. La dent utilisée était une réplique de dent obtenue par impression 3D et vendue par la société DelEndo. Nous avons fait ce choix afin de tester la variabilité de la technique en s'abstrayant de la variabilité anatomique des dents naturelles. Autour de la dent a été reproduit un ligament parodontal en suivant le protocole proposé par *Brito & coll. et Brosh & coll. (67,68)*, pour évaluer l'influence des micromouvements sur les déviations. L'épaisseur mesurée (voir figure 33 & tableau 1), n'était pas homogène sur l'ensemble de la surface et variait entre 192,2  $\mu\text{m}$  et 447,9  $\mu\text{m}$ , ceci est retrouvé naturellement avec des mesures, allant 100 à 400  $\mu\text{m}$ , rapportées dans la littérature pour le ligament alvéolo-dentaire (69).

### 4.2 LE CBCT

L'utilisation des examens radiographiques en endodontie sont une composante essentielle du traitement, que ce soit à l'étape du diagnostic, de la planification, au cours de l'intervention ou du suivi. Les examens 2D initialement indiqués présentent plusieurs inconvénients tels que des distorsions et des artéfacts liés à la superposition des structures anatomiques. Ils empêchent la bonne lecture des clichés mais surtout ne donnent pas accès à la troisième dimension vestibulo-linguale. L'apparition des examens 3D et surtout de la technologie CBCT a permis l'accès à l'étude des structures dans les trois dimensions de l'espace sur un seul examen. Sa résolution

spatiale, sa faible dosimétrie et sa rapidité d'acquisition en font un outil particulièrement intéressant. Sa résolution pouvant aller jusqu'à 80 $\mu$ m est particulièrement intéressante en endodontie. La résolution en densité plus faible qu'un scanner classique n'est pas un problème du fait du fort contraste entre les structures étudiées. Le bruit, inhérent à toute reconstruction numérique, correspondant à des erreurs de calculs dus aux paramètres de la machine (kV et mA et épaisseurs des coupes), est plus important comparé au scanner. Ceci n'est pas gênant à condition qu'il reste limité. Le dernier point important à remarquer est la génération d'artéfacts liés aux métaux ou aux matériaux d'obturations dans les imageries à rayon X, qui va compliquer l'interprétation de l'examen. Mais le CBCT s'est révélé être supérieur au scanner classique dans la discrimination de l'os alvéolaire, du ligament parodontal, lamina dura, l'émail, la dentine et la pulpe (70–74).

Aux vues de la difficulté de la dépose des tenons fibrés et de l'impossibilité de passer au travers de celui-ci sans outils abrasifs, l'indication du CBCT nous semble justifiée afin de visualiser notre obstacle. Nous avons fait le choix au début de la mise en place du protocole de travail d'utiliser le CBCT petit champ mis à notre disposition, par le l'Unité Fonctionnelle de Radiologie du Pôle de Médecine et Chirurgie Bucco-Dentaire des Hôpitaux Universitaires de Strasbourg, pour être en accord avec les recommandations des sociétés savantes (ALARA : *As Low As Reasonably Achievable*) (73,74). Après préparation des modèles, ceux-ci ont subi l'examen 3D initial pour effectuer la planification. Dès cette première phase, nous avons remarqué que la réplique dentaire n'était pas assez radio opaque et qu'elle n'arrêtait donc pas suffisamment les rayons X. Ceci a été à l'origine d'images avec beaucoup d'artéfacts. Une explication pourrait être la génération importante de bruit en rapport avec le paramètre intensité fixe de la machine utilisée.

Après l'expérimentation réalisée, le protocole de recherche mis en place nécessitait un CBCT post opératoire pour effectuer des mesures de déviations. L'examen CBCT avec la même machine a été fait, la marque du forage n'était pas visualisable sur les images. Face à cette situation, différentes solutions pouvaient être discutées comme modifier le diamètre de forage ou utiliser un autre appareil CBCT. En effet, la société FFDM-PNEUMAT nous avait fourni deux tailles de foret (0,75 mm et 0,90 mm) avec leurs douilles de diamètre externe identiques. D'autre part l'Unité Fonctionnelle de Radiologie du Pôle de Médecine et Chirurgie Bucco-Dentaires des Hôpitaux Universitaires de Strasbourg possède un deuxième appareil CBCT de la marque

NewTom™. Cette dernière option avait comme inconvénient d'avoir une image dont les paramètres allaient être différents des images de départ, en effet les niveaux de gris des images obtenues diffèrent entre les machines. Un autre inconvénient était que nous nous éloignons des recommandations de l'ESE (European Society of Endodontology) et de l'AAE/AAOMR (*American Association of Endodontics / American Association of Oral and Maxillofacial Radiology*) avec un champ d'acquisition englobant la totalité de l'arcade, une zone irradiée plus importante mais avec comme avantage de moduler l'ampérage, contrairement au CBCT petit champ à notre disposition. C'est tout de même cette dernière solution qui a été choisie. Un examen avec l'appareil NewTom D R srl VGi™ a été réalisé et nous a permis de matérialiser le forage. L'impossibilité de matérialiser radiographiquement notre forage avec la première machine Planmeca™ semble être due à la non modulation des paramètres de voltage et d'intensité. Ce qui génère des bruits en quantité trop importante. La machine NewTom VGi™, lors de la réalisation de l'orientation du patient fait 2 clichés de face et de profil au cours duquel il propose une modulation de ces paramètres en fonction de la situation clinique.

L'utilisation de dents naturelles pour la suite de ce travail nous paraît plus indiquée afin d'avoir une meilleure atténuation des faisceaux émis et par conséquent un rendu d'image avec moins d'artéfacts.

### 4.3 L'EMPREINTE OPTIQUE

Depuis les années 2000, le nombre de système d'empreinte optique sur le marché a considérablement augmenté. La caméra optique va acquérir au cours de son passage un ensemble d'images dans différentes directions qui par fusion de points semblables va conduire à un nuage de points stockés dans un fichier informatique. L'acquisition permet la conversion de données analogiques en données numériques. Des algorithmes permettant le filtrage, l'alignement et la fusion des différents nuages de points acquis, vont générer un nuage de points unique, représentation numérique et échantillonnée des dents et tissus du patient. On comprend donc aisément que l'empreinte optique est une approximation de la situation réelle. Mais cette approximation semble être comparable en précision à une empreinte classique qui

peut elle aussi être source d'imprécision avec des bulles, tirages, défaut de moulage et autre imperfection inhérente à cette technique. Une étude récente de *Nedelcu & coll.* confirme que l'empreinte optique peut remplacer les empreintes classiques de façon suffisamment fiable. La caméra Trios, utilisée dans ce protocole, semble se démarquer positivement des autres caméras optiques en précision (75). Les modèles réalisés pour ce travail étant transparents et à forte réflexion, source de perte d'information au cours de l'acquisition. Nous avons décidé d'appliquer un poudrage sur les modèles, les surfaces mates et homogènes étant plus facilement lisible par l'appareil. Si le cabinet ne dispose pas de système d'acquisition optique il lui est possible de réaliser une empreinte qui sera coulée puis numérisée par son laboratoire de prothèse et envoyé en format STL pour la suite de la planification.

#### 4.4 LOGICIEL DE PLANIFICATION ET FUSION DES FICHIERS DICOM ET STL

Une des limites de l'utilisation des examens CBCT dans la planification et la fabrication de guides a longtemps été la présence des artefacts empêchant une bonne segmentation des morphologies dentaires et donc d'un appui stable des gouttières sur le patient. Cette limite a été résolue en partie grâce aux travaux *Getano & coll.*, en 2003 (76), puis *Swennen & coll.*, en 2009 (77,77,78), qui ont développés une solution numérique pour créer un modèle augmenté. Ceci passe par l'utilisation d'un enregistrement de l'occlusion munis de marqueurs radio-opaque. A partir des différents CBCT, des segmentations du crâne et de la face, ainsi que des segmentations des empreintes et de l'occlusion sont réalisés, puis l'ensemble des données sont recalées. Un premier recalage des empreintes et de l'occlusion par reconnaissance des faces occlusales est fait. Ce modèle est ensuite fusionné à la segmentation du patient grâce aux repères radio opaques situés sur l'enregistrement d'occlusion. Ceci permet de créer le modèle augmenté. *De Waard & al.*, propose de moderniser la technique en fusionnant les fichiers STL issus de l'empreinte optique des arcades maxillaire, mandibulaire et de la cire d'occlusion afin d'obtenir un seul fichier STL, qui sera par la suite recalé à l'examen CBCT grâce à la reconnaissance de marqueurs radio opaque (ici de la gutta-percha) sur la cire d'occlusion. L'auteur remarque que, malgré une fusion d'une précision de l'ordre de 0,30mm retrouvée, si

le patient n'était pas en bonne occlusion sur la cire lors de l'examen CBCT toutes les informations ainsi acquises devenaient par voie de conséquence fausses et non utilisables (79). En parallèle de ces recherches *Noh & al.*, en 2011, propose quant à lui, de fusionner la segmentation 3D issus de fichiers DICOMs directement aux empreintes optiques sans étape intermédiaire grâce à la reconnaissance de motifs (ici les morphologies dentaires). La précision de cette technique a été estimée entre 0,27mm et 0,33mm (80). Cette technologie a été transposée ensuite à l'implantologie, par le développement de logiciel informatique ayant permis de réaliser la segmentation du CBCT et la fusion des fichiers STL directement sur un même logiciel, qui permettra par la suite de réaliser la planification numérique. Cette planification sera transférée en bouche grâce à la fabrication de guide chirurgical (81). Dans la suite de ces travaux, *Lin & al.*, en 2013 propose une méthode de fusion fiable (marge d'erreurs moyenne comprise entre 0,10 et 0,43 mm) à partir de la reconnaissance d'au moins 3 points stable entre les deux modèles, malgré la présence d'artéfacts (82). L'étude de *Noh et al.*, rapportant que la précision du recalage est augmentée avec le nombre de points de reconnaissance sélectionnés (80). Ceci valide notre choix de travail d'utilisation de logiciel utilisant la fusion des fichiers DICOMs et STL pour réaliser une planification numérique.

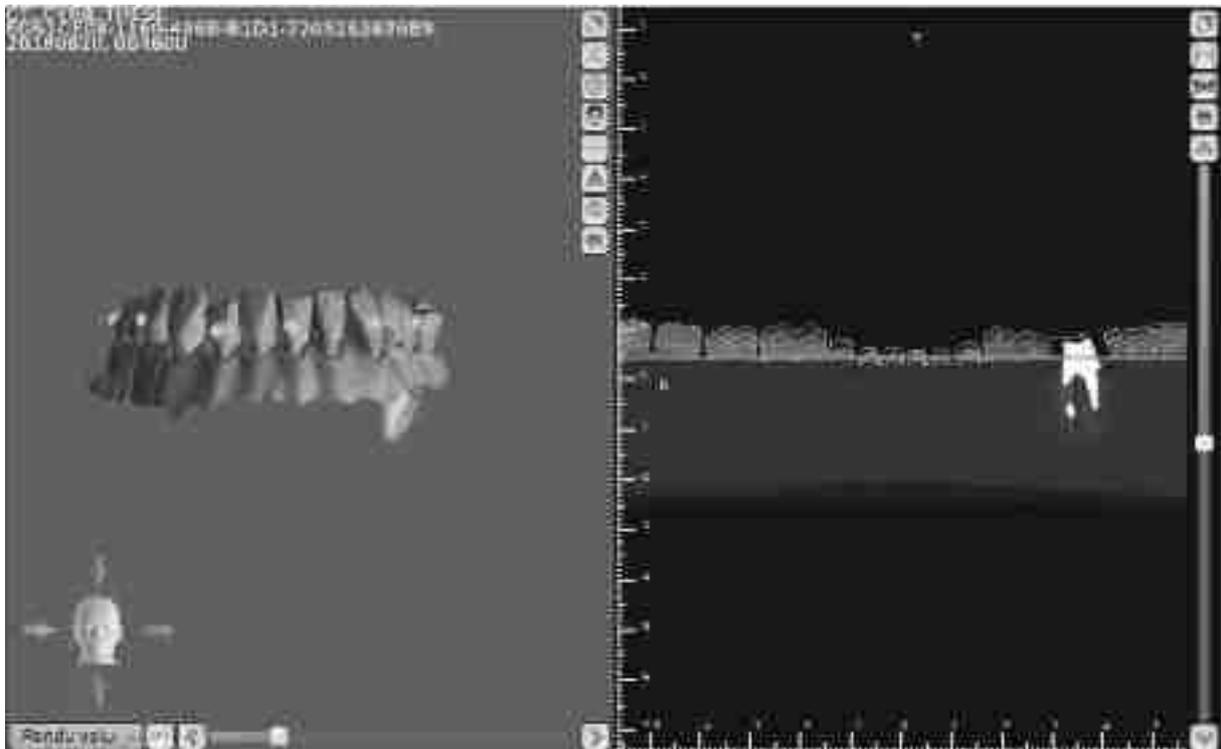
L'originalité de notre travail comparé aux précédentes études *ex vivo*, d'évaluation du guidage en endodontie est de se placer dans une situation clinique où la présence de matériau de reconstitution va générer des artéfacts sur l'examen CBCT rendant le recalage plus difficile (55–57). De plus, dans un souci économique, nous avons pris le parti d'utiliser un logiciel de planification implantaire dont le seul coût est l'exportation au format STL des guides. Ceci donnant accès à cette technique à l'ensemble des praticiens.

Au cours de cette étape de notre travail, le logiciel n'a pas été en mesure de reconnaître les morphologies occlusales de façon automatique et fiable entre les deux fichiers DICOMs et STL et ce, peu importe le mode de fusion sélectionné. L'imprécision retrouvée dans le recalage pouvait s'expliquer par :

- la radio opacité des surfaces dentaires insuffisantes,
- la taille de la surface à aligner trop petite,
- la différence de surface prise en compte entre l'empreinte optique et le CBCT,
- la texture de la surface du modèle,

- les artefacts générés trop importants.

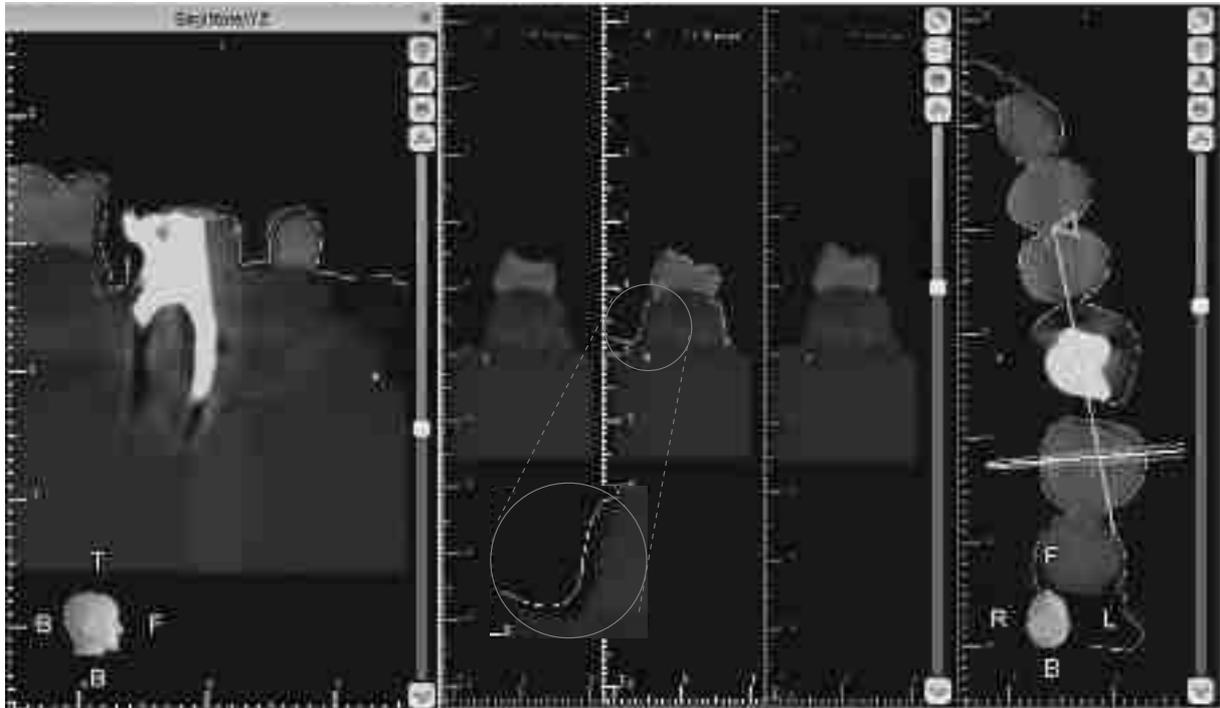
Pour voir si le problème du recalage se situait au niveau de la taille du champ d'acquisition, nous avons réalisé un nouveau projet et fusionné le CBCT post opératoire (différant de l'original uniquement par la présence du forage) et l'empreinte optique réalisée initialement, illustré en figure 37.



*Figure 36 Recalage du CBCT post opératoire avec empreinte optique, noter que l'alignement du modèle est perfectible*

L'alignement est certes meilleur visuellement mais des ajustements manuels nous semblent encore nécessaire. On peut donc supposer que le facteur « différence de surface » entre les deux fichiers est en cause mais non exclusif. La nécessité d'ajustement manuel peut être source d'erreur aux conséquences importantes dans la planification. C'est un problème auquel nous nous sommes heurtés avec notre premier modèle. Le forage effectué, le CBCT post opératoire a été réalisé. Après recalage des images nous avons observé une déviation importante et une perforation de la racine par notre foret. Nous avons donc avant de poursuivre l'expérimentation, cherché à comprendre l'origine d'une telle déviation. L'analyse de la planification nous a montré un décalage lors de la fusion des fichiers DICOMs et STL. Le guide se générant à partir du fichier STL et la planification à partir des informations issues des données

DICOMs la non concordance va être transmise au guide (fig. 38). Il s'agit du même problème rencontré par *De Waard & coll.* (79). Avant de passer à l'étape suivante, un contrôle attentif de la fusion doit donc être faite par le praticien.



*Figure 37 Décalage dans le sens sagittal expliquant la déviation lors du forage n°1*

Le problème du recalage entre le CBCT et l'empreinte optique a pu être remarqué dans un article publié par *Ahn & coll.* (63), dans lequel une planification de chirurgie endodontique au niveau d'une molaire mandibulaire a été réalisée. Si on s'attarde sur les figures publiées, on peut remarquer un mauvais alignement des deux fichiers. Ceci obligeant le praticien à agrandir la fenêtre au cours de l'intervention.

L'utilisation de dents naturelles non restaurées semblerait également intéressant pour améliorer le modèle et l'étape de recalage des deux fichiers.

## 4.5 IMPRESSION DES GUIDES

Il a fallu ensuite choisir le mode d'impression de nos guides générés.

Différentes technologies sont à notre disposition afin de réaliser cette impression 3D :

- Par dépôt de filament fondu ou *FDM (Fused Deposition Modeling)*,
- Par frittage laser ou *SLS (Selective Laser Sintering)*,
- Par MultiJet ou *MJP (MultiJet Processing)*,
- Par Stéréolithographie laser ou *SLA (StereoLithography Apparatus)*,
- Par traitement numérique de la lumière *DLP (Digital Light Processing)*.

Les deux derniers procédés vont être ceux qui sont le plus couramment utilisés dans la fabrication de guides. Ils sont assez similaires et font partie de la famille de la *vat polymerisation* ou polymérisation en cuve décomposés de la façon suivante :

- Un bac de monomère liquide photopolymérisable ;
- Une source lumineuse pour la photopolymérisation ;
- Un support mobile (voir fig. 39).

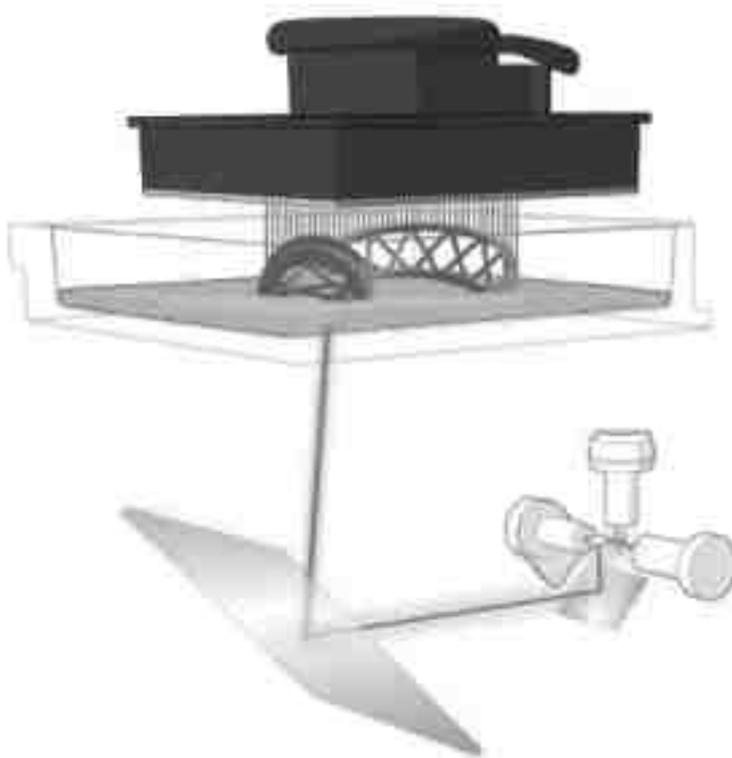


Figure 38 Schématisation de l'impression 3D

Il s'agit d'une impression couche par couche.

Pour le procédé *SLA*. La source lumineuse est ponctiforme et va venir frapper le liquide qui se solidifie à son action. Le modèle est décomposé en une série de point et de ligne répartis en couche permettant la réalisation de l'objet sur son support mobile.

Pour le procédé *DLP*, il s'agit d'un écran numérique qui va projeter une seule image de chaque couche sur l'ensemble de la surface de fabrication. Chaque couche est constituée d'un ensemble de voxels (fig. 40).

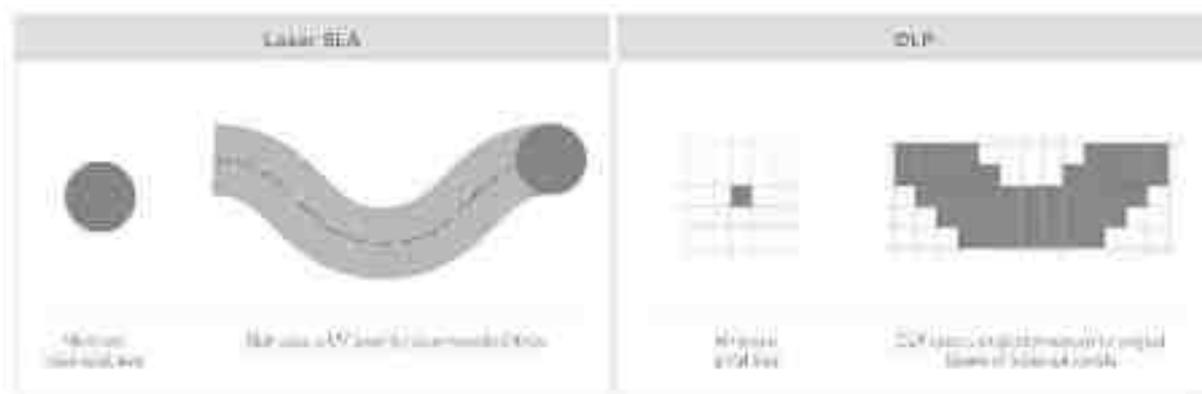


Figure 39 Comparaison des procédés SLA et DLP (FormLabs®)

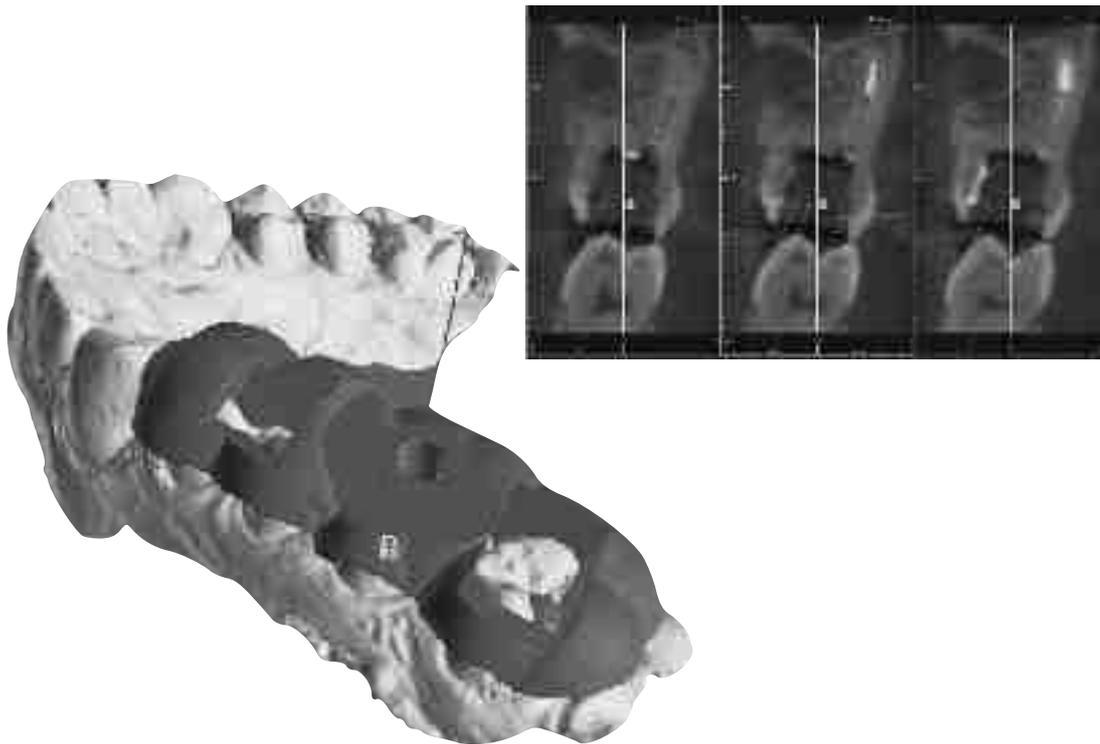
Lors de la génération des guides nous avons volontairement augmenté le diamètre de l'opercule devant recevoir la douille à 3,70mm au lieu des 3,50mm, en accord avec ce que préconisaient les utilisateurs du logiciel. Ces utilisateurs utilisaient les imprimantes 3D FormLabs® utilisant le procédé SLA. Nous avons pour notre part utilisé une impression selon le procédé DLP avec l'imprimante SolFlex de VOCO® qui s'est révélé avoir une meilleure résolution d'impression. En effet, les douilles ne montraient pas de friction dans l'opercule à ce diamètre d'ouverture. Il est également intéressant de remarquer que les paramètres d'impression (axe et offset) vont influencer sur la précision de l'impression. Ceci a été remarqué et publié dans une étude de *Reymus & coll. (83)*. L'imprécision au cours de l'impression pourrait se répercuter sur l'axe du forage.

Nous avons donc demandé à la société VOCO de réaliser de nouvelles impressions des guides en modifiant le diamètre du tube de guidage à une valeur de 3,55mm et des paramètres d'impression selon l'axe x et un offset de 0,05mm afin de poursuivre l'expérimentation. Ces guides prenaient appui sur deux dents en avant et deux dents

en arrière afin d'assurer une bonne stabilité. Il pourrait être intéressant de tester la stabilité de guides prenant appui sur moins de dents. Ceci permettrait de diminuer la taille du champ opératoire (digue) nécessaire ainsi que l'encombrement.

#### 4.6 REALISATION DE LA PROCEDURE DE FORAGE ET MESURE DES DEVIATIONS

Notre expérimentation prévoyait la dépose du tenon fibré dans un canal distal de molaire mandibulaire. Afin d'évaluer la faisabilité clinique, nous avons placé notre modèle sur un simulateur mécanique (Frasaco, GmbH) des salles de travaux pratiques de la faculté de chirurgie dentaire de Strasbourg. Cela nous a permis d'évaluer l'encombrement du dispositif en bouche. L'inclinaison mésiale du canal distal des molaires mandibulaires, de même que l'inclinaison vestibulaire des canaux palatins des molaires maxillaires facilite l'insertion des forets. Cependant il pourrait être envisagé une série de foret de longueur croissante permettant une insertion plus aisée dans les canaux. Une alternative pour limiter l'encombrement dans les situations de faible ouverture buccale pourrait être de retirer l'ensemble du matériau de la chambre afin que le tube de guidage se situe plus apicalement (cette possibilité est illustrée en figure 41 dans le cas d'un tenon fibré présent dans le canal palatin d'une molaire maxillaire).



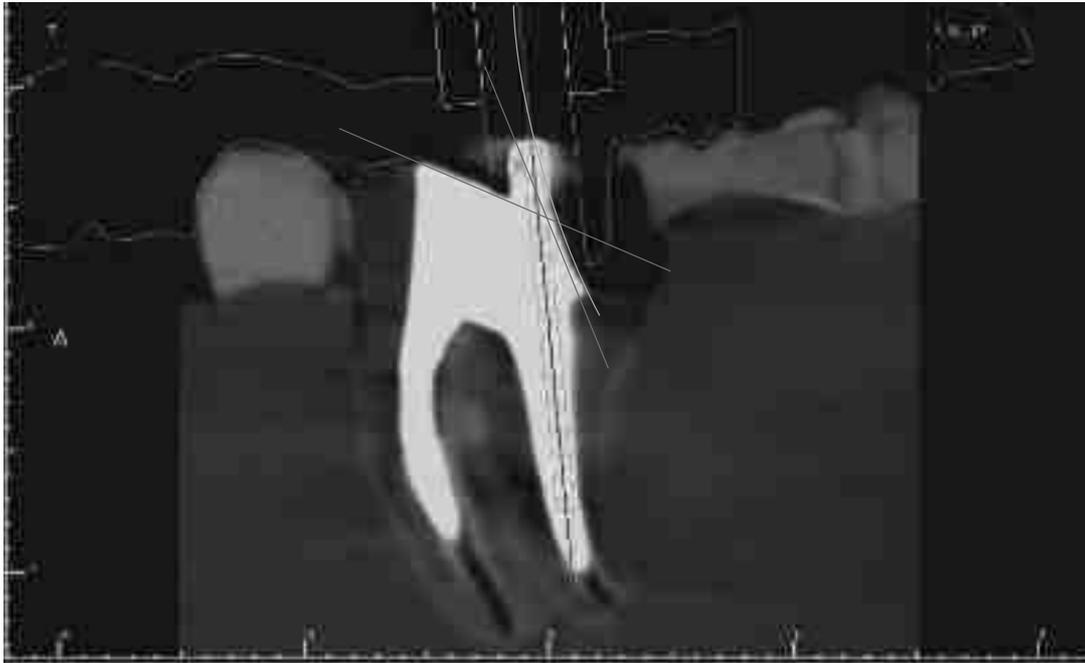
*Figure 40 Diminution de l'encombrement du guide en retirant le matériau de reconstitution de la chambre camerale afin d'y placer le tube de guidage*

#### 4.6.1 LE FORAGE

Nous avons fait le choix de déposer nos reconstitutions intra radicaire par forage car cette technique préserverait d'avantage les dents des microfêlures. Ces microfêlûres diminuent la résistance de la racine (41,43). Les forets utilisés dans ce travail ont été développés en collaboration avec la société FFDM-PNEUMAT® avec l'idée de ne pas être plus délabrant que des instruments de mise en forme canalaire classique, surtout dans le tiers apical. Les diamètres développés (0,75mm et 0,95mm) semblent intéressants pour une utilisation en endodontie. En revanche, ce diamètre plus faible s'accompagne d'une flexibilité accrue du foret avec comme désavantage de risquer un fléchissement de celui-ci avant de pénétrer le matériau.

C'est ce qui a pu être expérimenté au cours de la réalisation du forage sur le modèle n°3. La planification de forage a été placé trop proche de la périphérie de la reconstitution ceci associé à la topographie en pente a conduit à un glissement du

foret sur la paroi distale illustré en figure 42. Retirer l'ensemble de la reconstitution coronaire et réaliser le forage aurait dû être envisagé.



*Figure 41 Illustration du fléchissement du foret sur la reconstitution*

Un foret s'est fracturé au cours de l'expérimentation sur le modèle numéro 5 conduisant au changement de la douille dont la partie interne a été altérée, la rendant inutilisable. Le trait de fracture se situait au niveau coronaire de la douille, le retrait du guide a permis de retirer le foret avec une précelle. Le foret était en rotation à 40000 rpm, dans l'idée d'augmenter l'efficacité de coupe. Il est intéressant de rapporter que la mise en rotation initiale du foret ne peut se faire uniquement si l'axe de la douille est respectée lorsqu'elle ne présente pas d'usure.

L'efficacité de coupe insuffisante des forets a rapidement été notée. La progression dans le matériau étant principalement dû au ramollissement du composite par la chaleur générée par le foret en rotation. Cette chaleur importante a également été ressentie sur la douille en friction avec le foret. Cette chaleur va être responsable de phénomène de fatigue prématurée de la dent et de modifications délétères au niveau parodontal (41,44,45) dans le cas d'une exposition prolongée en bouche. Il faudra donc avant de poursuivre ce travail revoir le design instrumental pour augmenter l'efficacité de coupe et diminuer son fléchissement, et ce en collaboration avec la société de développement. L'utilisation de l'irrigation sur le contre-angle

pourrait être intéressante pour refroidir la douille et le foret. Des fenêtres d'irrigation pourraient également être imaginées pour refroidir la dent lors de la procédure.

Il s'agit des forets de diamètres les plus faibles rapportés à 0,75mm comparés au forets de 0,85mm de diamètre de l'étude de *Connert & coll.* (57), ce qui permet leur utilisation dans des situations où les parois radiculaires sont fines.

L'état d'usure de la douille doit également être prise en compte, un moyen facilement réalisable est de tester la mobilité du foret lorsque celui-ci est inséré dans la douille à vide.

#### *4.6.2 RECALAGE DES FICHIERS DICOM POST OPERATOIRE AU PROJET ET MESURE DES DEVIATIONS*

Le recalage du CBCT post-opératoire a été l'étape la plus compliquée de ce travail. Le logiciel utilisé ne disposait pas de programme spécifique pour faire cette manipulation. Nous voulions exporter en format .dcm, ce qui s'est révélé impossible après demande aux développeurs du logiciel.

En revanche, le logiciel permet d'importer un deuxième fichier DICOM dans une même planification mais seulement en mode rendu surfacique. Les deux CBCT pré et post opératoire ayant été acquis avec des appareils différents, le recalage a été très compliqué. Après différents tests, le recalage a été effectué avec la fonction « Numérisation du modèle ». Nous avons pu obtenir un recalage satisfaisant après reconnaissance de points remarquables sur le matériau de reconstitution et ainsi mesurer nos déviations.

Actuellement des améliorations dans les fonctionnalités du logiciel permettent d'exporter sous format STL l'empreinte optique avec la planification, ce qui facilitera les futures étapes de recalages dans la poursuite du projet.

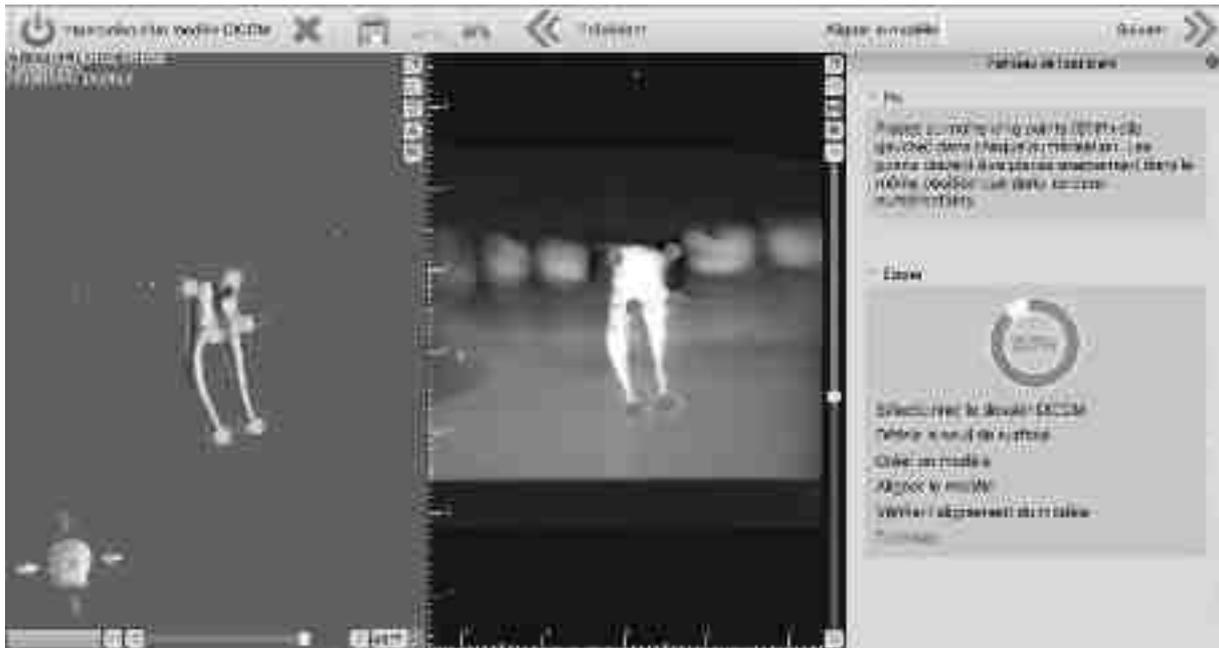


Figure 42 Fusion CBCT post opératoire à la planification en limitant la fusion à la reconstitution (voxels blanc et points remarquables)

Bien que cette méthode ait déjà prouvé son intérêt dans le traitement des dents à pulpe calcifiée. Nous pouvons, dans la limite de cette pré-étude montrer la validité de son application dans le cas de dépose des tenons fibrés.

En accord avec les études de *Buchgreitz et coll.*, *Zehnder & coll.* et *Connert & coll.* (55–57), nous avons fait 6 mesures de déviations, selon l'aspect mésio-distal, vestibulo-lingual et entre le centre de la planification et de la procédure mise en œuvre. Ceci en coronaire et apical. Nous avons retrouvé en coronaire dans les deux sens de l'espace, des déviations comprises entre 0,09 mm et 0,34 mm et en apical entre 0,02 mm et 0,26 mm, concordantes avec les valeurs retrouvées dans les 3 études citées. Nous n'avons pas compris comment les déviations d'angles et les mesures dans sens apico-coronaire ont été réalisées. Ceci n'étant pas expliqué dans le protocole nous ne les avons pas pris en compte.

Nous avons réalisé nos mesures de déviations soit en jugeant visuellement le centre du forage, soit en planifiant un nouvel implant avec les mêmes caractéristiques sur la marque du forage. Les deux méthodes de mesures réalisées n'ont pas montré de différences entre elles en utilisant un test de comparaison de *Mann-Whitney*. Le *t-test* n'a pas été utilisé car les valeurs sur coupes apicale dans le sens vestibulo-linguales ne présentaient pas de distributions normales. Une des limites de ces mesures a été

que nous n'avons pas pu prendre la même coupe coronaire et apicale pour effectuer nos mesures sur l'ensemble des modèles.

Il s'agit du seul protocole ayant pris en compte la simulation du ligament parodontal. Cependant aux vues des similitudes des mesures rapportées, celui-ci ne semble pas avoir d'influence sur la précision du ciblage.

Nous pouvons donc conclure que malgré l'ensemble des imprécisions retrouvées à chaque étape du projet, ce protocole paraît suffisamment fiable. Pour valider son utilisation dans ce type de cas, il faudra l'élargir à un plus grand échantillon *ex vivo*.

## 5 CONCLUSION

Le développement croissant de la dentisterie adhésive oriente de plus en plus de chirurgiens-dentistes vers des solutions adhésives pour la reconstitution de faux moignons par association de tenons fibrés et de matériau composite. Cette tendance semble se remarquer chez nos voisins transfrontaliers allemand mais également au niveau international. Le corolaire de cette utilisation accrue des tenons fibrés est la nécessité de leur dépose dans les cas de réinfection du système endocanalaire ou d'échec prothétique. Le taux d'échec des traitements endodontiques étant toujours d'environ 4-10% en fonction des études. La dépose de ces éléments collés peut s'avérer complexe.

Différentes méthodes sont actuellement proposées pour la dépose des tenons fibrés reposant sur des kits de dépose par forage ou sur l'utilisation d'instruments soniques et ultrasoniques. Cependant, le succès de ces méthodes est corrélé à la complexité de l'anatomie radiculaire et à la dextérité du praticien. Ces techniques, tout en ayant chacune leurs avantages, semblent montrer une forte prévalence de perforation et/ou déviation de la trajectoire canalaire lors de la dépose des tenons, et ce quelle que soit la méthode. Les techniques proposées actuellement peuvent donc être considérées comme insuffisamment fiables. La recherche actuelle tendant tout de même à favoriser l'utilisation des techniques de forage.

Mais il subsiste un manque de reproductibilité et de sûreté pour le patient. Afin de remédier à cela des guides intrabuccaux associés aux forets permettraient d'apporter une méthode simple, fiable, reproductible et rapide, pour ces traitements jugés complexes.

Ces guides issues des technologies de planification implantaire semblent trouver des utilisations plus larges. Actuellement rapportées dans la littérature, ces méthodes se sont développées dans le traitement de dents présentant des calcifications intraradiculaires, et ce, avec succès. Une bonne fiabilité et reproductibilité de ces techniques sont rapportées. Il est cependant intéressant de remarquer que ces études ne mimaient pas totalement l'environnement buccal, pas de mobilité des dents et surtout des modèles exempts de reconstitutions responsables d'artéfacts. Cette

présence d'artefacts pouvant être source de difficulté de recalages de l'empreinte optique et de la génération d'un guide.

Des modèles en résines ont été réalisés en simulant un ligament parodontal et une dent présentant une reconstitution par tenon fibrés ont été réalisés afin de mettre à l'épreuve la technique dans cette situation spécifique.

Cette pré-étude nous a permis de tester un protocole pour la réalisation de guide de dépose de tenon fibré par forage, d'évaluer son efficacité et sa variabilité. Cette étude a permis de valider les différentes étapes du protocole : choix du modèle (truetooth versus dent naturelle), choix du mode d'imagerie, choix du logiciel de traitement des images et choix de la méthode de calcul de la déviation. Elle nous a permis d'améliorer le protocole en vue de l'élargir à un plus grand échantillon *in vitro* avant de l'évaluer chez des patients. Cette évaluation chez les patients, devra recourir à des solutions non irradiantes pour le patient, nous envisageons alors de nous orienter vers les empreintes optiques pour développer la technique.

Nous avons montré au travers de ce travail que la fabrication de guide d'aide à la dépose par la chaîne numérique peut apporter une solution intéressante fiable et relativement facile et à faible coût avec des logiciels open source. Cependant un contrôle précis à chacune des étapes paraît essentiel (notamment la phase de fusion des fichiers DICOM et STL, liés à la présence d'artefacts). Les déviations retrouvées dans ce travail restant inférieure à 0,40mm, comme retrouvée dans les études citées plus haut. La planification en amont de nos traitements permettra un travail plus serein et un gain de temps de travail au fauteuil pour le praticien et le patient.

Une perspective d'évolution de cette technique pourra être le développement d'une solution par réalité augmentée grâce aux techniques de navigation virtuelle et le développement des systèmes haptiques.

## **6 REMERCIEMENTS :**

Nous voudrions remercier le pôle de Médecine et Chirurgie Bucco-Dentaire des HUS pour l'utilisation du matériel, Amira Sayeh, manipulatrice radio pour son aide dans l'acquisition des images. Nous souhaiterions également remercier les sociétés FFDM-PNEUMAT pour la fabrication des forets et des douilles et la société VOCO pour l'impression des guides.

## 7 BIBLIOGRAPHIE :

1. Schwartz RS, Fransman R. Adhesive dentistry and endodontics: materials, clinical strategies and procedures for restoration of access cavities: a review. *J Endod.* 2005 Mar;31(3):151–65.
2. Schwartz RS. Adhesive dentistry and endodontics. Part 2: bonding in the root canal system-the promise and the problems: a review. *J Endod.* 2006 Dec;32(12):1125–34.
3. Atlan. Fracture par fatigue des éléments prothétiques. *Biomatériaux Clin.* 2017 Mar;2(1):100–3.
4. Lamichhane A, Xu C, Zhang F. Dental fiber-post resin base material: a review. *J Adv Prosthodont.* 2014 Feb;6(1):60–5.
5. Jie L, Shinya A, Lassila LVJ, Vallittu PK. Composite resin reinforced with pre-tensioned fibers: a three-dimensional finite element study on stress distribution. *Odontology.* 2013 Jan;101(1):29–33.
6. Alonso de la Peña V, Darriba IL, Caserío Valea M, Guitián Rivera F. Mechanical properties related to the microstructure of seven different fiber reinforced composite posts. *J Adv Prosthodont.* 2016 Dec;8(6):433–8.
7. Novais VR, Rodrigues RB, Simamoto Júnior PC, Lourenço C-S, Soares CJ. Correlation between the Mechanical Properties and Structural Characteristics of Different Fiber Posts Systems. *Braz Dent J.* 2016 Feb;27(1):46–51.
8. Lassila LVJ, Tanner J, Le Bell A-M, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2004 Jan;20(1):29–36.
9. Caceres EA, Sampaio CS, Atria PJ, Moura H, Giannini M, Coelho PG, et al. Void and gap evaluation using microcomputed tomography of different fiber post cementation techniques. *J Prosthet Dent.* 2018 Jan;119(1):103–7.
10. Coelho CS de M, Biffi JCG, Silva GR da, Abrahão A, Campos RE, Soares CJ. Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. *Dent Mater J.* 2009 Nov;28(6):671–8.
11. Lin J, Matinlinna JP, Shinya A, Botelho MG, Zheng Z. Effect of fiber post length and abutment height on fracture resistance of endodontically treated premolars prepared for zirconia crowns. *Odontology.* 2018 Apr;106(2):215–22.
12. Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule effect: a literature review. *J Endod.* 2012 Jan;38(1):11–9.

13. Verri FR, Okumura MHT, Lemos CAA, Almeida DA de F, de Souza Batista VE, Cruz RS, et al. Three-dimensional finite element analysis of glass fiber and cast metal posts with different alloys for reconstruction of teeth without ferrule. *J Med Eng Technol.* 2017 Nov;41(8):644–51.
14. Faria ACL, Rodrigues RCS, de Almeida Antunes RP, de Mattos M da GC, Ribeiro RF. Endodontically treated teeth: characteristics and considerations to restore them. *J Prosthodont Res.* 2011 Apr;55(2):69–74.
15. Chang JWW, Soo I, Cheung GSP. Evaluation of fiber post-supported restorations under simulated occlusal loading. *J Prosthet Dent.* 2012 Sep;108(3):158–64.
16. Bitter K, Kielbassa AM. Post-endodontic restorations with adhesively luted fiber-reinforced composite post systems: a review. *Am J Dent.* 2007 Dec;20(6):353–60.
17. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2003 May;19(3):199–205.
18. Bitter K, Gläser C, Neumann K, Blunck U, Frankenberger R. Analysis of Resin-Dentin Interface Morphology and Bond Strength Evaluation of Core Materials for One Stage Post-Endodontic Restorations. *PLoS ONE [Internet].* 2014 Feb 28 [cited 2019 Jan 6];9(2).
19. Naves LZ, Santana FR, Castro CG, Valdivia ADCM, Da Mota AS, Estrela C, et al. Surface treatment of glass fiber and carbon fiber posts: SEM characterization. *Microsc Res Tech.* 2011 Dec;74(12):1088–92.
20. Yaman BC, Irmak Ö, Orhan EO, Karabucak B, Ozer F, Blatz MB. The effect of canal cleansing protocols on cementation of a fiber post to saliva-contaminated root canals. *J Adhes Sci Technol.* 2017 Jan 2;31(1):71–81.
21. Celik C, Erkut S, Gulsahi K, Yamanel K, Kucukesmen C. Effect of sodium ascorbate on bond strength of different adhesive systems to NaOCl-treated dentin. *Aust Endod J J Aust Soc Endodontology Inc.* 2010 Apr;36(1):12–8.
22. Victorino KR, Kuga MC, Duarte MAH, Cavenago BC, Só MVR, Pereira JR. The effects of chlorhexidine and ethanol on push-out bond strength of fiber posts. *J Conserv Dent JCD.* 2016 Feb;19(1):96–100.
23. Cecchin D, Pin LC, Farina AP, Souza M, Vidal C de MP, Bello YD, et al. Bond Strength between Fiber Posts and Root Dentin Treated with Natural Cross-linkers. *J Endod.* 2015 Oct;41(10):1667–71.
24. Naumann M, Blankenstein F, Kiessling S, Dietrich T. Risk factors for failure of glass fiber-reinforced composite post restorations: a prospective observational clinical study. *Eur J Oral Sci.* 2005 Dec;113(6):519–24.
25. Naumann M, Blankenstein F, Dietrich T. Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years—an observational clinical study. *J Dent.* 2005 Apr;33(4):305–12.

26. Naumann M, Reich S, Nothdurft FP, Beuer F, Schirrmeister JF, Dietrich T. Survival of glass fiber post restorations over 5 years. *Am J Dent.* 2008 Aug;21(4):267–72.
27. Naumann M, Koelpin M, Beuer F, Meyer-Lueckel H. 10-year survival evaluation for glass-fiber-supported postendodontic restoration: a prospective observational clinical study. *J Endod.* 2012 Apr;38(4):432–5.
28. Sterzenbach G, Franke A, Naumann M. Rigid versus flexible dentine-like endodontic posts--clinical testing of a biomechanical concept: seven-year results of a randomized controlled clinical pilot trial on endodontically treated abutment teeth with severe hard tissue loss. *J Endod.* 2012 Dec;38(12):1557–63.
29. Naumann M, Sterzenbach G, Dietrich T, Bitter K, Frankenberger R, von Stein-Lausnitz M. Dentine-like versus Rigid Endodontic Post: 11-year Randomized Controlled Pilot Trial on No-wall to 2-wall Defects. *J Endod.* 2017 Nov;43(11):1770–5.
30. Figueiredo FED, Martins-Filho PRS, Faria-E-Silva AL. Do metal post-retained restorations result in more root fractures than fiber post-retained restorations? A systematic review and meta-analysis. *J Endod.* 2015 Mar;41(3):309–16.
31. Naumann M, Kiessling S, Seemann R. Treatment concepts for restoration of endodontically treated teeth: A nationwide survey of dentists in Germany. *J Prosthet Dent.* 2006 Nov;96(5):332–8.
32. Naumann M, Neuhaus KW, Kölpin M, Seemann R. Why, when, and how general practitioners restore endodontically treated teeth: a representative survey in Germany. *Clin Oral Investig.* 2016 Mar;20(2):253–9.
33. Ahmed SN, Donovan TE, Ghuman T. Survey of dentists to determine contemporary use of endodontic posts. *J Prosthet Dent.* 2017 May;117(5):642–5.
34. de Rijk WG. Removal of fiber posts from endodontically treated teeth. *Am J Dent.* 2000 May;13(Spec No):19B-21B.
35. Scotti N, Bergantin E, Alovise M, Pasqualini D, Berutti E. Evaluation of a simplified fiber post removal system. *J Endod.* 2013 Nov;39(11):1431–4.
36. Gesi A, Magnolfi S, Goracci C, Ferrari M. Comparison of two techniques for removing fiber posts. *J Endod.* 2003 Sep;29(9):580–2.
37. Lindemann M, Yaman P, Dennison JB, Herrero AA. Comparison of the Efficiency and Effectiveness of Various Techniques for Removal of Fiber Posts. *J Endod.* 2005 Jul 1;31(7):520–2.
38. Anderson GC, Perdigão J, Hodges JS, Bowles WR. Efficiency and effectiveness of fiber post removal using 3 techniques. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2007 Sep;38(8):663–70.
39. Frazer RQ, Kovarik RE, Chance KB, Mitchell RJ. Removal time of fiber posts versus titanium posts. *Am J Dent.* 2008 Jun;21(3):175–8.

40. Kim JJ, Alapati S, Knoernschild KL, Jeong Y-H, Kim DG, Lee DJ. Micro-Computed Tomography of Tooth Volume Changes Following Post Removal. *J Prosthodont.* 2017 Aug; 26(6):522-528.
41. Aydemir S, Arukaslan G, Sarıdağ S, Kaya-Büyükbayram I, Ylıdıran Y. Comparing Fracture Resistance and the Time Required for Two Different Fiber Post Removal Systems. *J Prosthodont.* 2018 Oct; 27(8):771-774.
42. Haupt F, Pfitzner J, Hülsmann M. A comparative in vitro study of different techniques for removal of fibre posts from root canals. *Aust Endod J J Aust Soc Endodontology Inc.* 2018 Dec;44(3):245–50.
43. Çapar İD, Uysal B, Ok E, Arslan H. Effect of the size of the apical enlargement with rotary instruments, single-cone filling, post space preparation with drills, fiber post removal, and root canal filling removal on apical crack initiation and propagation. *J Endod.* 2015 Feb;41(2):253–6.
44. Ettrich CA, Labossière PE, Pitts DL, Johnson JD. An investigation of the heat induced during ultrasonic post removal. *J Endod.* 2007 Oct;33(10):1222–6.
45. Dominici JT, Clark S, Scheetz J, Eleazer PD. Analysis of heat generation using ultrasonic vibration for post removal. *J Endod.* 2005 Apr;31(4):301–3.
46. Del Fabbro M, Corbella S, Sequeira-Byron P, Tsesis I, Rosen E, Lolato A, et al. Endodontic procedures for retreatment of periapical lesions. *Cochrane Database Syst Rev.* 2016 Oct 19;10:CD005511.
47. Kfir A, Telishevsky-Strauss Y, Leitner A, Metzger Z. The diagnosis and conservative treatment of a complex type 3 dens invaginatus using cone beam computed tomography (CBCT) and 3D plastic models. *Int Endod J.* 2013 Mar;46(3):275–88.
48. Byun C, Kim C, Cho S, Baek SH, Kim G, Kim SG, et al. Endodontic Treatment of an Anomalous Anterior Tooth with the Aid of a 3-dimensional Printed Physical Tooth Model. *J Endod.* 2015 Jun;41(6):961–5.
49. 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. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016 Aug;18(4):762–8.
50. Ozan O, Turkyilmaz I, Ersoy AE, McGlumphy EA, Rosenstiel SF. Clinical accuracy of 3 different types of computed tomography-derived stereolithographic surgical guides in implant placement. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2009 Feb;67(2):394–401.
51. Kühl S, Payer M, Zitzmann NU, Lambrecht JT, Filippi A. Technical accuracy of printed surgical templates for guided implant surgery with the coDiagnostiX™ software. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015 Jan;17 Suppl 1:e177-182.
52. Endodontic Case Assessment Clinical Newsletter - AAE [Internet]. American Association of Endodontists. [cited 2019 Jan 6]. Available from:

<https://www.aae.org/specialty/newsletter/endodontic-case-difficulty-assessment-referral/>

53. Van der Meer WJ, Vissink A, Ng YL, Gulabivala K. 3D Computer aided treatment planning in endodontics. *J Dent*. 2016 Feb;45:67–72.
54. 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. *Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol*. 2016 Jun;32(3):240–6.
55. 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. *Int Endod J*. 2016 Aug;49(8):790–5.
56. 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. *Int Endod J*. 2016 Oct 1;49(10):966–72.
57. 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. *J Endod*. 2017 May 1;43(5):787–90.
58. 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 Feb;51(2):247–55.
59. Zubizarreta Macho Á, Ferreira A, Rico-Romano C, Alonso-Ezpeleta LÓ, Mena-Álvarez J. Diagnosis and endodontic treatment of type II dens invaginatus by using cone-beam computed tomography and splint guides for cavity access: a case report. *J Am Dent Assoc* 1939. 2015 Apr;146(4):266–70.
60. Strbac GD, Schnappauf A, Giannis K, Bertl MH, Moritz A, Ulm C. Guided Autotransplantation of Teeth: A Novel Method Using Virtually Planned 3-dimensional Templates. *J Endod*. 2016 Dec;42(12):1844–50.
61. Mena-Álvarez J, Rico-Romano C, Lobo-Galindo AB, Zubizarreta-Macho Á. Endodontic treatment of dens evaginatus by performing a splint guided access cavity. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al*. 2017 Nov 12;29(6):396–402.
62. Strbac GD, Schnappauf A, Giannis K, Moritz A, Ulm C. Guided Modern Endodontic Surgery: A Novel Approach for Guided Osteotomy and Root Resection. *J Endod* [Internet]. 2017 Jan 28 [cited 2017 Feb 15];0(0). Available from: [http://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(16\)30865-2/abstract](http://www.jendodon.com/article/S0099-2399(16)30865-2/abstract)
63. 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*. 2018 Apr;44(4):665–70.

64. Giacomino CM, Ray JJ, Wealleans JA. Targeted Endodontic Microsurgery: A Novel Approach to Anatomically Challenging Scenarios Using 3-dimensional-printed Guides and Trepine Burs-A Report of 3 Cases. *J Endod.* 2018 Apr;44(4):671–7.
65. Shi X, Zhao S, Wang W, Jiang Q, Yang X. Novel navigation technique for the endodontic treatment of a molar with pulp canal calcification and apical pathology. *Aust Endod J J Aust Soc Endodontology Inc.* 2018 Apr;44(1):66–70.
66. Lara-Mendes ST de O, Barbosa C de FM, Santa-Rosa CC, Machado VC. Guided Endodontic Access in Maxillary Molars Using Cone-beam Computed Tomography and Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing System: A Case Report. *J Endod.* 2018 May;44(5):875–9.
67. Brito-Junior M, Braga NMA, Rodrigues DC, Camilo CC, Faria-e-Silva AL. Effect of the simulated periodontal ligament on cast post-and-core removal using an ultrasonic device. *J Appl Oral Sci Rev FOB.* 2010 Oct;18(5):528–32.
68. Brosh T, Porat N, Vardimon AD, Pilo R. Appropriateness of viscoelastic soft materials as in vitro simulators of the periodontal ligament. *J Oral Rehabil.* 2011;38(12):929–39.
69. Bouchard. Chapitre 4 Appareil d'ancrage. In: *Parodontologie & Dentisterie Implantaire.* Lavoisier - Médecine Sciences; 2015. p. 22.
70. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am.* 2008 Oct;52(4):707–30, v.
71. Patel S, Dawood A, Whaites E, Pitt Ford T. New dimensions in endodontic imaging: part 1. Conventional and alternative radiographic systems. *Int Endod J.* 2009 Jun;42(6):447–62.
72. Patel S, Aldowaisan A, Dawood A. A novel method for soft tissue retraction during periapical surgery using 3D technology: a case report. *Int Endod J.* 2016 Sep 15;
73. European Society of Endodontology, Patel S, Durack C, Abella F, Roig M, Shemesh H, et al. European Society of Endodontology position statement: the use of CBCT in endodontics. *Int Endod J.* 2014 Jun;47(6):502–4.
74. Special Committee to Revise the Joint AAE/AAOMR Position Statement on use of CBCT in Endodontics. AAE and AAOMR Joint Position Statement: Use of Cone Beam Computed Tomography in Endodontics 2015 Update. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2015 Oct;120(4):508–12.
75. Nedelcu R, Olsson P, Nyström I, Rydén J, Thor A. Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method. *J Dent.* 2018;69:110–8.
76. Gateno J, Xia J, Teichgraeber JF, Rosen A. A new technique for the creation of a computerized composite skull model. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2003 Feb;61(2):222–7.

77. Swennen GRJ, Mollemans W, De Clercq C, Abeloos J, Lamoral P, Lippens F, et al. A cone-beam computed tomography triple scan procedure to obtain a three-dimensional augmented virtual skull model appropriate for orthognathic surgery planning. *J Craniofac Surg*. 2009 Mar;20(2):297–307.
78. Swennen GRJ, Mollemans W, Schutyser F. Three-dimensional treatment planning of orthognathic surgery in the era of virtual imaging. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2009 Oct;67(10):2080–92.
79. de Waard O, Baan F, Verhamme L, Breuning H, Kuijpers-Jagtman AM, Maal T. A novel method for fusion of intra-oral scans and cone-beam computed tomography scans for orthognathic surgery planning. *J Cranio-Maxillo-fac Surg Off Publ Eur Assoc Cranio-Maxillo-fac Surg*. 2016 Feb;44(2):160–6.
80. Noh H, Nabha W, Cho J-H, Hwang H-S. Registration accuracy in the integration of laser-scanned dental images into maxillofacial cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. 2011 Oct;140(4):585–91.
81. Lee CYS, Ganz SD, Wong N, Suzuki JB. Use of cone beam computed tomography and a laser intraoral scanner in virtual dental implant surgery: part 1. *Implant Dent*. 2012 Aug;21(4):265–71.
82. Lin H-H, Chiang W-C, Lo L-J, Sheng-Pin Hsu S, Wang C-H, Wan S-Y. Artifact-resistant superimposition of digital dental models and cone-beam computed tomography images. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2013 Nov;71(11):1933–47.
83. Reymus M, Fotiadou C, Kessler A, Heck K, Hickel R, Diegritz C. 3D printed replicas for endodontic education. *Int Endod J*. 2019 Jan;52(1):123–30.

PEREZ (Cyril): Endodontie Guidée: une nouvelle approche pour la dépose des tenons fibrés.

(Thèse : 3<sup>ème</sup> cycle Sci. odontol. : Strasbourg : 2019 ; N°26)

N°43.22.19.26

Résumé :

L'objectif de cette étude était d'évaluer la précision de la technique de guidage pour obtenir l'accès au tiers apical de racines dentaires présentant des tenons fibrés collés. Pour cela un logiciel de planification implantaire a été utilisé pour générer et imprimer des guides chirurgicaux.

Cinq modèles en résine incluant des reproductions de molaires mandibulaires traités endodontiquement avec insertion d'un tenon fibré dans le canal distal, avec simulation du ligament parodontal ont été coulés. Un examen CBCT ainsi qu'un scan optique du modèle ont été effectués. Ces deux examens ont été fusionnés sur le logiciel de planification implantaire Blueskyplan™. La planification virtuelle a permis de matérialiser un axe de forage au travers de tenon fibré et ainsi accéder au tiers apical. Les guides implantaires générés ont ensuite été imprimés en 3 dimensions. Les forages ont été réalisés grâce aux guides imprimés. Un examen CBCT post-opératoire a été effectué et fusionné au projet initial pour évaluer les déviations dans les sens mésio-distal et vestibulo-lingual en coronaire et en apical.

Sur les 5 modèles coulés seul 3 ont été utilisés pour l'analyse. Les déviations moyennes retrouvées entre le forage réalisé et la planification ont été faibles avec des valeurs mesio-distal, vestibulo-lingual et une distance entre le centre de la planification et du forage, en coronaire et apical respectivement de  $0,16 \pm 0,06$  mm,  $0,26 \pm 0,09$  mm et  $0,30 \pm 0,04$  mm, et de  $0,14 \pm 0,06$  mm,  $0,13 \pm 0,12$  mm et  $0,18 \pm 0,09$  mm.

Cette étude nous a permis de mettre à l'épreuve ce protocole et prouver la possibilité d'utilisation pour la dépose des tenons fibrés.

Rubrique de classement : ENDODONTIE

Mots clés : Précision  
Endodontie  
Guidage  
Guides imprimés

Keywords: Accuracy; endodontics; guidance; template.

Jury :

Président : Professeur MEYER Florent

Assesseurs : Docteur ETIENNE Olivier  
Docteur BAHI-GROSS Sophie  
Docteur JUNG Sophie  
Docteur COUVRECHEL Cauris

Coordonnées de l'auteur :

Adresse postale :

C. PEREZ

2 place de Zurich

67000 STRASBOURG

Adresse de messagerie : cyril94700@hotmail.com