



HAL
open science

Transport canalaire : expérimentation préliminaire relative à une nouvelle méthode d'exploration en imagerie 3D

Raphaël Boulic

► **To cite this version:**

Raphaël Boulic. Transport canalaire : expérimentation préliminaire relative à une nouvelle méthode d'exploration en imagerie 3D. Autre [q-bio.OT]. 2013. dumas-01027623

HAL Id: dumas-01027623

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01027623>

Submitted on 22 Jul 2014

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



université de bretagne
occidentale



THESE POUR L'OBTENTION DU DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Année : 2013

Thèse N° : 29016

présentée par

Raphaël BOULIC

Né le 16 mai 1987 à BREST

Préparée à l'UFR d'odontologie de BREST

Thèse soutenue le 13 décembre 2013

devant le jury composé de :

M. le Professeur Reza ARBAB-CHIRANI

PU-PH, UFR d'odontologie de Brest / Président / Directeur

Mme le Docteur Céline BODERE

MCU-PH, UFR d'odontologie de Brest / Assesseur

M. le Docteur Bertrand PIVER

MCU-PH, UFR d'odontologie de Brest / Assesseur

Mme le Docteur Emilie THIEBAUT

AHU, UFR d'odontologie de Brest / Assesseur

M. Gaël BOURBOUZE

Ingénieur en mécanique au CRT de Morlaix / Invité

**Transport canalairé :
expérimentation préliminaire
relative à une nouvelle méthode
d'exploration en imagerie 3D.**

PLAN

INTRODUCTION	14
CHAPITRE I. LA PREPARATION CANALAIRE EN ENDODONTIE	16
1.1 Objectifs de l'endodontie	16
1.2 Préparation du système canalaire.....	17
1.2.1 Etapes préliminaires.....	17
1.2.1.1 Connaissance des structures anatomiques.....	17
1.2.1.2 Champ opératoire et asepsie.....	18
1.2.1.3 Réalisation de la cavité d'accès endodontique.....	19
1.2.2 Cathétérisme.....	19
1.2.3 Préparation canalaire mécanique.....	20
1.2.3.1 Préparation canalaire manuelle.....	21
1.2.3.2 Préparation canalaire mécanisée.....	21
1.2.3.2.1 En rotation continue.....	21
1.2.3.2.2 En réciprocité et en instrumentation unique.....	22
1.2.3.2.2.1 Le Wave•One®	23
1.2.3.2.2.2 Le Reciproc®	23
1.2.3.2.3 Avec le Self-Adjusting File (SAF®).....	24
1.2.4 Préparation canalaire chimique.....	25
1.2.4.1 Objectifs de l'irrigation.....	25
1.2.4.2 Solutions d'irrigation.....	25
1.3 Echecs de préparation liés au non-respect de l'anatomie canalaire.....	28
1.3.1 Stripping et zipping.....	28
1.3.2 Butée.....	29

1.3.3 Faux canal.....	30
1.3.4 Perforation.....	30

CHAPITRE II. MOYENS D’ETUDE DES EFFETS DE LA PREPARATION CANALAIRE

MECANIQUE	31
------------------------	-----------

2.1 Radiographie intra buccale.....	31
2.2 Technique de Bramante.....	33
2.3 Imagerie sectionnelle ou en coupes.....	35
2.4.1 Microtomographie.....	35
2.4.1.1 Principes généraux.....	35
2.4.1.2 Etudes du transport canalaire par microtomographie.....	38
2.4.2 Tomographie volumique à faisceau conique ou Cone Beam (CBCT).....	44
2.4.1.1 Principes généraux.....	44
2.4.1.2 Etudes du transport canalaire par CBCT.....	46

CHAPITRE III. EFFETS SUR LA PRÉPARATION CANALAIRE DE L’INSTRUMENTATION NI-TI : EXPERIMENTATION PRELIMINAIRE RELATIVE A UNE NOUVELLE METHODE D’EXPLORATION EN IMAGERIE 3D	50
---	-----------

3.1 Objectifs.....	50
3.2 Matériels et Méthodes.....	51
3.2.1 Sélection des échantillons.....	51
3.2.2 Préparation des échantillons.....	51
3.2.3 Préparation canalaire.....	52
3.2.4 Procédures d’imagerie et analyses.....	52

3.2.4.1 Sources d'imagerie.....	52
3.2.4.1.1 Microtomographie.....	52
3.2.4.1.2 Tomographie volumique à faisceau conique ou Cone Beam Computerized Tomography ou CBCT.....	53
3.2.4.2 Acquisition des clichés.....	54
3.2.4.2.1 Acquisition par Micro-CT.....	54
3.2.4.2.2 Acquisition par CBCT.....	56
3.2.5 Reconstruction.....	57
3.3 Résultats.....	58
3.3.1 Evaluation du transport canalaire.....	58
3.3.1.1 Méthode de Gambill.....	58
3.3.1.2 Nouvelle approche de la mesure des effets de la préparation instrumentale	60
3.4 Discussions.....	66
3.5 Conclusion.....	69
CONCLUSION	70
BIBLIOGRAPHIE	71
ANNEXES	81

INTRODUCTION

Le traitement endodontique est l'un des actes clés de l'odontologie. En effet, c'est une intervention complexe et délicate sur laquelle reposent la santé parodontale et la pérennité de l'organe dentaire. Cet acte est à la base de l'exercice du chirurgien-dentiste et constitue un pilier indispensable à la pratique odontologique. Il est composé de plusieurs étapes essentielles dont la préparation canalaire. Cette dernière consiste en une préparation instrumentale des canaux radiculaires avec utilisation conjointe de solutions d'irrigation diverses pour bénéficier de leur action antiseptique, solvante et déminéralisante (CNEOC, 2010).

Les objectifs de la mise en forme canalaire ont été définis en 1974 par Herbert Schilder (Schilder, 1974). L'un des critères essentiels reste le respect de l'anatomie canalaire. Le transport canalaire, c'est-à-dire la déviation de la trajectoire originale du canal due à un redressement canalaire par les instruments endodontiques, ne permet ni un nettoyage efficace ni une obturation étanche. Des zones non travaillées restent alors présentes et sont susceptibles d'occasionner des infections péri-apicales par la colonisation bactérienne (Machtou, 1999 ; Medioni et Vene, 1995 ; Schilder et al., 1974).

Depuis Schilder, ces objectifs ont peu évolué mais les techniques se sont modernisées avec l'apparition du nickel-titane et de l'endodontie mécanisée. Très régulièrement, de nouveaux instruments apparaissent sur le marché. Mais respectent-ils toujours les critères de mise en forme canalaire ?

De nombreuses études démontrent l'existence d'un transport canalaire (Gergi et al., 2010 ; Guelzow et al., 2005) . Ces études emploient des techniques d'imagerie en 2 dimensions (El Batouty et al., 2011 ; Maden et al., 2009) ou en 3 dimensions comme la microtomographie (Gonzales Freire et al., 2011 ; Peters et al., 2001) et le CBCT (Elsherief et al., 2013 ; Oliveira et al., 2009). Cependant, que les acquisitions soient en 2D ou en 3D, ces études réalisent leur évaluation du transport canalaire à partir de coupes issues de différents niveaux de la racine, avant et après traitement endodontique. Des mesures sont effectuées sur ces coupes. On peut regretter notamment la perte d'information entre l'acquisition 3D et l'évaluation du transport sur des coupes en 2D.

Au travers de l'étude préliminaire proposée dans ce travail, l'évolution de la trajectoire canalaire lors de la préparation endodontique sera étudiée par un nouveau protocole. Celui-ci vise à obtenir une comparaison en 3D des volumes des racines initiales et préparées. Le but reste d'obtenir une comparaison complète, précise et la moins opérateur-dépendante possible. Une fois ce protocole validé, il pourra être utilisé dans des études de plus grande envergure, visant à étudier l'évolution de la

trajectoire canalaire après utilisation de différents instruments endodontiques, notamment des instruments uniques.

Dans ce travail, après avoir rappelé des généralités sur la préparation canalaire, les différentes méthodes d'étude des effets de la préparation canalaire seront présentées. Enfin, dans la dernière partie, une expérimentation préliminaire visant à développer un nouveau protocole pour les études sur le transport canalaire par CBCT ou par microtomographie sera présentée.

CHAPITRE I. LA PREPARATION CANALAIRE EN ENDODONTIE

1.1 Objectifs de l'endodontie

Le traitement endodontique permet de prévenir ou de traiter une pulpopathie inflammatoire irréversible ou une nécrose pulpaire. Il consiste à préparer, décontaminer et obturer dans les trois dimensions le système canalaire. Cela constitue les trois piliers de l'endodontie décrits par Schilder en 1974 (Schilder, 1974).

Le traitement endodontique doit permettre l'élimination et la neutralisation de la totalité des substances organiques et des bactéries présentes et ainsi éviter la colonisation bactérienne pouvant aboutir à des affections des tissus péri-apicaux accompagnées ou non de lésions apicales. Son but est également de rechercher la guérison d'une pathologie péri-apicale ou péri-radriculaire éventuellement pré-existante, le tout, en respectant l'anatomie canalaire d'origine (Yared, 2008 ; Hulsmann et al., 2005).

Le résultat obtenu doit être stable et durable et correspondre aux critères de réussite clinique et radiographique (Yared, 2008).

Ces critères de réussite clinique sont :

- la fonctionnalité de la dent sur l'arcade,
- l'absence de tout signe infectieux (fistule, tuméfaction...),
- l'absence de signes cliniques d'échec (mobilité, sensibilité à la percussion/palpation...),
- une mobilité physiologique,
- l'absence de signe subjectif d'inconfort,
- aucune symptomatologie (ESE, 2006 ; ANDEM, 1996).

Les critères de réussite radiographique sont :

- la disparition ou non-apparition d'une raréfaction osseuse,
- une obturation dense, sans manque apparent, de l'ensemble du réseau canalaire,
- l'absence de desmodontite (espace desmodontal inférieur à 1mm),
- une absence de résorption,
- une lamina dura normale analogue à celle de la dent adjacente (ANDEM, 1996).

Pour résumer, l'objectif du traitement endodontique est le maintien durable, asymptomatique et fonctionnel de la dent sur l'arcade (Schilder, 1974).

1.2 Préparation du système canalaire

1.2.1 Etapes préliminaires

1.2.1.1 Connaissance des structures anatomiques

Afin de réaliser une préparation canalaire correcte, le praticien doit connaître les structures endodontiques camérales et radiculaires des différents types de dents. Il doit également être conscient que dans sa portion apicale, le canal radiculaire se rétrécit jusqu'à la jonction cémento-dentinaire (constriction apicale) qui marque la frontière entre l'endodonte et le parodonte et devient ainsi la limite de préparation. Cette limite se situe à une distance allant de 0,5 à 3 mm de l'extrémité radiculaire anatomique, créant un espace décrit comme un cône à sommet pulpaire et à base desmodontale, appelé cône cémentaire de Kuttler (Figure 1.1) (Lautrou 1998).

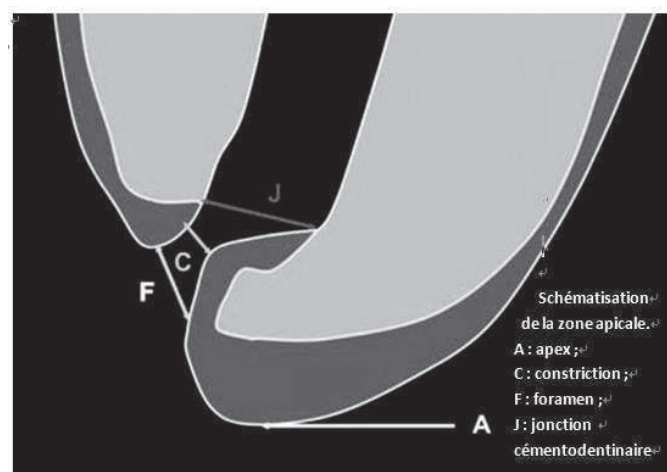


Fig 1.1 : Représentation du cône de Kuttler (Lautrou 1998).

La pulpe radiculaire peut être très complexe et présenter différentes anatomies. C'est pourquoi Vertucci, en 1984, a réalisé diverses recherches sur les réseaux canaux menant à la classification des différentes situations rencontrées (figure 1.2).

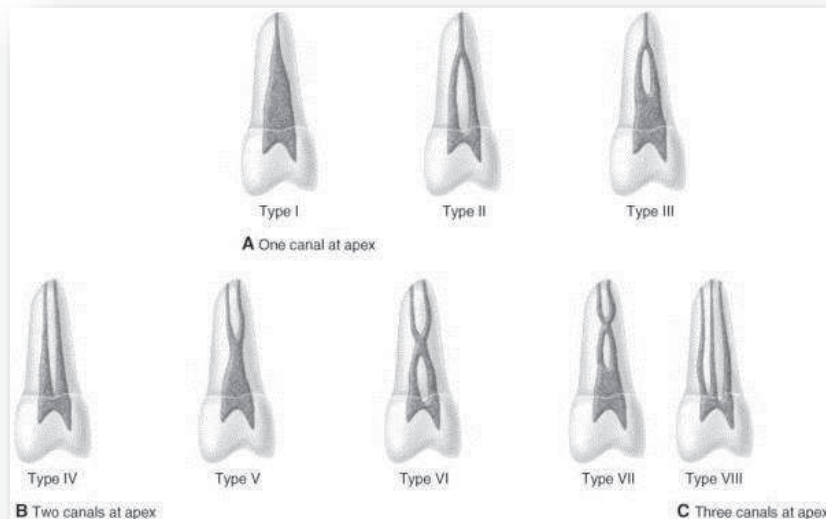


Fig 1.2 : Classification des anatomies radiculaires d'une prémolaire maxillaire (Vertucci, 1984).

On comprend aisément que le praticien doit connaître l'ensemble des configurations même si certaines semblent très difficiles, voire impossibles à préparer mécaniquement. De plus, il existe des particularités telles que des anastomoses, des deltas apicaux, des canaux accessoires, des canaux latéraux, des connexions inter-canalaires qui compliquent d'autant plus l'instrumentation. C'est pourquoi il reste primordial de préparer chimiquement le système endocanalair tout au long du traitement endodontique (Vertucci, 1984).

1.2.1.2 Champ opératoire et asepsie

Quel que soit le type de traitement endodontique adopté, le strict respect des règles d'asepsie et la pose d'un champ opératoire sont indispensables. En effet, la digue est le moyen le plus adapté pour isoler la dent de la cavité buccale. Elle favorise ainsi les conditions d'asepsie puisqu'elle met la dent à l'abri de toute contamination salivaire. Elle prévient également les accidents d'inhalation ou d'ingestion des instruments et produits utilisés, mais aussi des débris engendrés. Enfin, elle facilite le travail du praticien, en augmentant la visibilité et l'accessibilité, et en favorisant l'ouverture constante de la cavité buccale (Pertot et al., 2004).

1.2.1.3 Réalisation de la cavité d'accès endodontique

Après avoir posé un diagnostic sûr et fiable, pris une radiographie préopératoire et posé son champ opératoire, il convient de commencer le travail endodontique par la réalisation d'une cavité d'accès adéquate.

Souvent négligée, la cavité d'accès est un élément clef du traitement endodontique. Etant la première étape du travail, la suite du traitement dépendra de sa bonne réalisation.

Sa morphologie varie en fonction de la dent concernée. Elle peut être ronde, ovalaire, triangulaire ou encore trapézoïdale (Burns et Herbranson, 2002 ; Laurichesse et al., 1986).

Les objectifs de la cavité d'accès sont :

- l'élimination complète du plafond pulpaire, qu'il soit composé de tissus dentaires comme de matériaux de reconstitution coronaire,

- l'élimination de l'intégralité du contenu de la chambre camérale,

- l'obtention d'un réservoir de solution d'irrigation. Ainsi une reconstitution pré-endodontique devra être systématiquement réalisée en cas de trop fort délabrement. Grâce à cette reconstitution, la cavité d'accès comportera quatre parois ce qui permettra d'assurer ce réservoir et d'éviter tout contact avec la salive ;

- une visualisation directe de toutes les entrées canalaires,

- un accès des instruments endodontiques au tiers apical sans interférence avec les parois coronaires. L'utilisation des forêts de Gates ou d'orifice Openers de type Endoflare® (Micro-Méga, Besançon, France) est nécessaire afin de préparer le tiers coronaire ;

- l'élimination de toutes les contre-dépouilles pouvant cacher des restes de tissus pulpaire ou des entrées canalaires. Pour cela, on peut utiliser une fraise multilames à bout mousse de type Zekrya Endo® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suisse) (HAS, 2008 ; ESE, 2006).

1.2.2 Cathétérisme

Le cathétérisme était traditionnellement l'exploration du canal ou d'une portion canalaire avec des instruments de type lime K en acier allant d'un diamètre 8 à 15/100èmes de mm. Cette exploration permet de découvrir l'anatomie canalaire, vérifier l'axe du canal et voir s'il n'existe pas d'interférence avec les parois de la cavité d'accès.

Ces instruments manuels de pénétration initiale ne sont jamais forcés apicalement pour rechercher d'emblée la longueur de travail. De plus, ces instruments sont pré-courbés, si nécessaire, selon l'anatomie canalaire.

Si ces limes bloquent avant l'apex, il est préférable de réaliser la mise en forme du tiers coronaire du canal avant de faire une mesure précise de la longueur de travail. De plus, il a été démontré que l'élargissement coronaire précoce augmente la précision des localisateurs d'apex électroniques (ESE, 1994).

Il existe actuellement des instruments de cathétérisme en Nickel-Titane (Ni-Ti) utilisés en rotation continue tels que le G-files® (Micro-Méga, Besançon, France), le Scout Race® et le RaCe ISO® (FKG Dentaire, La Chaux de Fonds, Suisse) et encore le PathFile® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suisse). Les instruments Ni-Ti rotatifs permettraient de préparer un passage plus rapidement et de manière plus sûre qu'avec des instruments manuels. On observerait un meilleur respect de l'anatomie des tiers médian et apical, sans transport ni formation de butée. Grâce à leur faible conicité et leur extrême flexibilité, les instruments Ni-Ti rotatifs suivraient parfaitement l'anatomie du canal et seraient utilisés sans pression jusqu'à la longueur de travail, permettant d'amorcer au mieux la mise en forme canalaire (Nakagawa et al., 2013 ; Berutti et al., 2009).

Cependant, il existe peu d'études testant la flexibilité et la résistance à la torsion de ces instruments. Il semblerait que ces instruments permettent un meilleur cathétérisme, mais sont moins résistants au torque que les limes en acier (Nakagawa et al., 2013 ; Berutti et al., 2009).

1.2.3 La préparation canalaire mécanique

La mise en forme du canal est une étape primordiale de tout traitement endodontique. Ses objectifs sont :

- une conicité continue sur toute la longueur du canal, sans déviation de sa trajectoire originelle dans les deux tiers apicaux. L'évasement doit être régulier dans tous les plans de l'espace en se calquant sur l'anatomie canalaire initiale,
- une mise en forme suffisante à la jonction entre le 1/3 apical et le 1/3 moyen permettant l'obtention d'une conicité apicale adéquate facilitant le renouvellement des bains d'irrigation au niveau apical,
- le maintien du foramen apical le plus étroit possible avec la création d'un stop apical situé environ à 0,5mm de l'apex anatomique,
- le maintien du foramen apical dans sa position initiale, sans déchirure ni déplacement,
- un parage permettant l'élimination de tout le tissu pulpaire vivant ou nécrosé et de toutes les bactéries potentiellement présentes,
- l'absence d'irritation toxique (propulsion de débris nécrotique), mécanique (sur-instrumentation) ou chimique (irrigants) du péri-apex (Medioni et Vene, 1994 ; ESE, 1994 ; Machtou, 1993).

1.2.3.1 Préparation canalaire manuelle

Aujourd'hui encore, le traitement endodontique peut se faire de façon traditionnelle manuelle par l'utilisation d'instrument en acier inoxydable. On distingue trois principaux types d'instruments manuels : les limes K, les limes H encore appelées racleurs, et les broches.

En dehors de ces trois types, il existe un grand nombre d'instruments manuels avec diverses sections, longueurs, conicités et divers diamètres. Ces instruments ont été classés selon une normalisation définie lors de la conférence internationale d'endodontie de Philadelphie de 1955. Cette normalisation a été complétée par d'autres organismes tels que l'Organisation Internationale des Standards (ISO) et s'applique encore aujourd'hui à certains instruments manuels ou mécanisés (Arbab-Chirani et al., 2010 ; Médioni et al., 1995).

La technique standardisée consiste, une fois le cathétérisme réalisé et la longueur de travail déterminée, à amener successivement des limes et broches (ou racleurs) de diamètre croissant jusqu'à la longueur de travail (Arbab-Chirani et al., 2010 ; Médioni et al., 1995).

Les broches et limes K utilisées en alternance jusqu'au numéro 25 ou 30 (voire jusqu'au 40 ou plus pour les canaux larges) réalisent ainsi une « butée » apicale (Médioni et al., 1995).

La préparation manuelle effectuée par les instruments en acier inoxydable est longue et fastidieuse. Les résultats obtenus sont souvent insuffisants en terme de conicité et de respect de l'anatomie, et ne valorisent pas les efforts fournis, surtout dans le cas de canaux courbes. En effet, l'acier inoxydable étant peu flexible, les instruments ont tendance à se redresser et à créer une déviation du canal : le transport canalaire (Médioni et al., 1995).

1.2.3.2 Préparation canalaire mécanisée

1.2.3.2.1 En rotation continue

La découverte du Nickel-Titane (Ni-Ti) dans les années 90 a été une vraie révolution dans le domaine de l'endodontie. Ce matériau a pour caractéristiques d'être super-élastique et résistant en flexion et en torsion. Ces propriétés en font un allié précieux dans la préparation de canaux courbés (Arbab-Chirani et al., 2010). En effet, la super-élasticité du Ni-Ti favorise le respect de l'anatomie canalaire lors de la préparation et permet de maintenir la constriction apicale en minimisant les phénomènes d'évasement et/ou de transport. Un des inconvénients de l'alliage reste une capacité de coupe réduite en comparaison avec celle de l'acier (Arbab-Chirani et al., 2010 ; Médioni et al., 1995).

Ainsi, les premiers instruments en Ni-Ti étaient destinés à une utilisation manuelle, mais pour combler le manque de coupe, ils ont été couplés à une mécanisation (Arbab-Chirani et al., 2010 ; Saunders, 2005). Le plus souvent, cette dernière passe par l'utilisation de la rotation continue.

L'association du Nickel-Titane et de la rotation continue confèrent alors au système une efficacité de coupe correcte voire nettement meilleure que celle des instruments en acier utilisés manuellement. De plus, la plus grande flexibilité de l'alliage permet la confection d'instruments de conicité augmentée. Cette conicité augmentée permet une préparation corono-apicale optimale. Il y a une meilleure irrigation (plus profonde et efficace) et ainsi une meilleure évacuation de la smear layer. Le nombre d'instrument est par conséquent diminué, ce qui rend le travail plus ergonomique et moins fatigant qu'avec une instrumentation manuelle, aussi bien pour le patient que pour le praticien (Arbab-Chirani et al., 2010 ; Saunders, 2005 ; Kazemi et al., 2000 ; Torissi, 1999).

Il existe de nombreux systèmes de préparation canalaire mécanisés en Ni-Ti tels que le Hero 642® (Micro-Méga, Besançon, France), le HeroShaper® (Micro-Méga), le M two® (Dentsply VDW, Munich, Allemagne), le Revo-S® (Micro-Méga), le RaCe® (FKG Dentaire, La Chaux de Fonds, Suisse) et le Protaper® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suisse)...

L'inconvénient majeur de l'instrumentation Ni-Ti en rotation continue, est le risque de fracture. En effet, les difficultés anatomiques (courbures supérieures à 30°), une mauvaise utilisation, mais également la fatigue cyclique du matériau font que l'instrument peut se casser dans le canal sans signe avant-coureur. Il existe également des phénomènes de rupture en torsion. Des techniques existent pour extraire le fragment instrumental fracturé mais elles ne peuvent s'appliquer à toutes les situations cliniques (Arbab-Chirani et al., 2010).

Les cliniciens se trouvent face à deux préoccupations majeures concernant l'utilisation des instruments rotatifs en Ni-Ti : le risque de fracture et la difficulté de nettoyer et stériliser parfaitement ces instruments. Ces risques peuvent être diminués par l'utilisation d'instruments à usage unique, mais ceci entraîne un surcoût important pour les praticiens, surtout avec les séquences instrumentales comprenant plusieurs instruments.

C'est pourquoi en 2012, la société Micro-Méga a mis en place un système de traitement canalaire avec un instrument unique à usage unique : le One Shape®. Ce système utilise la rotation continue sur un contre-angle réducteur endodontique traditionnel.

1.2.3.2.2 En réciprocité et en instrumentation unique

Mais bien avant, en 2007, Yared a proposé dans une étude un nouveau type de préparation canalaire. Il a proposé d'utiliser un seul instrument, le Finisher 2 (F2) du système ProTaper® en utilisant un mouvement de rotation alternée asymétrique, autrement appelé la réciprocité. L'instrument dit « unique » effectue des rotations horaires et anti-horaires respectivement de 144° et 72°. La différence

d'amplitude de ces composantes permet à l'instrument de progresser dans le canal par des mouvements légers jusqu'à la longueur de travail préalablement définie par un cathétérisme (Yared et al., 2007).

Les fabricants ont cherché à exploiter cette étude et ce concept. Ainsi la société Dentsply a mis sur le marché deux instruments pouvant être utilisés avec le mouvement de réciprocité : le Wave•One® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suisse) et le Reciproc® (Dentsply-VDW, Munich, Allemagne).

1.2.3.2.2.1 Le Wave•One®

Le Wave•One® est un instrument endodontique en Ni-Ti de section triangulaire. Il s'inspire largement du mouvement décrit par Yared à la différence près qu'ici l'amplitude horaire (50°) est inférieure à l'amplitude anti-horaire (170°). La lime Wave•One® présente en effet un hélicoïde anti-horaire (pas à gauche) lui procurant un sens de coupe anti-horaire. Cet instrument présente une conicité variable inversée avec une conicité maximale dans les trois millimètres apicaux. Cette caractéristique permettrait d'obtenir une conicité apicale importante et éviter une élimination trop grande de dentine au niveau coronaire (Burklein et al., 2012 ; Webber et al., 2011).

Le Wave•One® est usiné dans un fil d'alliage Ni-Ti ayant subi un traitement thermique particulier : le M-Wire. Ce processus améliorerait la résistance à la fatigue cyclique et permettrait d'obtenir une flexibilité accrue (Johnson et al., 2008).

L'utilisation est prévue sur un moteur dédié, le moteur Wave•One® commercialisé par la société Dentsply, couplé à un contre-angle réducteur.

Peu d'études à ce jour estiment le transport canalaire avec ce type d'instrument. Goldberg et son équipe montrent que le Wave•One® a une excellente capacité de centrage avec un faible risque de fracture et une forte rapidité d'exécution (Goldberg et al., 2012). Yoo et Beruti démontrent que le Wave•One® a un transport canalaire nettement inférieur à celui du Protaper® et des instrumentations manuelles en acier (Yoo et al., 2012 ; Beruti et al., 2012).

1.2.3.2.2.2 Le Reciproc®

Le Reciproc® possède une section asymétrique en forme de « S » avec deux arêtes de coupe. Sa grande différence avec le Wave•One® se trouve au niveau de la conicité. Elle est constante sur les trois millimètres apicaux de la partie travaillante puis décroissante jusqu'au manche. Cette particularité lui confère un diamètre coronaire inférieur pour un diamètre de pointe comparable, permettant ainsi une meilleure flexibilité et une meilleure résistance à la fatigue cyclique (Arias et al., 2012 ; Kim et al., 2012).

Le système Reciproc® a des caractéristiques similaires au système Wave•One®. Ils sont réalisés tous les deux dans l'alliage nickel-titane M-Wire®, ils présentent également un pas et un angle d'hélice

variable, une hélice à gauche et une pointe non active. Ils sont également à usage unique et ont leur propre système de motorisation.

Comme pour le système Wave•One® il existe peu d'études sur le transport canalair. L'étude de Yoo, avec des canaux artificiels en résine et un stéréomicroscope, démontre que le système Reciproc® est tout aussi efficace que le système Wave•One® dans le maintien de la courbure initiale dans le tiers apical (Yoo et al., 2012). Bürklein avance que le Reciproc® a un degré de redressement inférieur au Wave•One® dans le tiers apical. Contrairement à Yoo, il utilise comme échantillon des racines mésiales de molaires mandibulaires et un système de radiographie numérique. A l'aide d'un logiciel informatique, il mesure la différence de degré de courbure canalair avant et après instrumentation (Bürklein et al., 2012). Bürklein, compare également la capacité de redressement du OneShape® et du Reciproc® à celle des instruments de rotation continue conventionnels. Il en conclut que le Reciproc® est l'instrument qui génère le moins de transport canalair devant le OneShape®, puis devant les instruments de rotation continue conventionnels (Bürklein et al., 2013).

1.2.3.2.3 Avec le Self-Adjusting File® (SAF®)

Le Self-Adjusting File® (SAF®) (ReDent Nova, Ra'anana, Israel) a été l'un des premiers instruments uniques de préparation canalair. Il est très différent des autres instruments, tant par son concept que de sa mise en œuvre. Il s'agit d'une lime évidée compressible, flexible et déformable. L'instrument qui est compressé dans le canal tend à regagner ses dimensions initiales et exerce donc une légère pression sur les parois canalaires. La lime s'adapte d'elle-même à la forme du canal, transversalement et longitudinalement. Cette caractéristique est particulièrement intéressante pour la préparation des canaux ovalaires ou aplatis (Metzger et al., 2010).

Le SAF® peut se décrire comme un cylindre pointu dont les parois fines sont composées d'un treillage en Nickel-Titane de 120µm d'épaisseur. La surface de l'instrument est légèrement abrasive. Le SAF® s'utilise sur une pièce à main qui lui confère un mouvement oscillatoire vertical de 3000 à 5000 vibrations par minute, de 0,4mm d'amplitude. Le mouvement combiné au contact intime sur tout le volume canalair retire une couche de dentine uniforme, de 60 à 75µm d'épaisseur sur toute la circonférence du canal. La préparation résulterait en un diamètre apical équivalent à celui obtenu avec une lime de diamètre 40/100ème (Metzger et al., 2010 ; Hof et al., 2010).

Le design creux de l'instrument autorise une irrigation continue durant toute la procédure (Hof et al., 2010). Ce système offrirait une propreté des parois instrumentées convenable, ainsi qu'un transport canalair réduit. En effet, Metzger compare en 2010 le transport canalair lié au SAF® à celui lié aux instruments de rotation continue en Ni-Ti. Il en conclut que le SAF® respecte mieux la forme du canal et suit son axe principal même dans les courbures (Metzger et al., 2010). Les performances de

débridement du SAF apparaissent comparables à celles des instruments Ni-Ti en rotation continue (Ruckman et al., 2013 ; Burroughs et al., 2012 ; Peters et Paqué, 2011).

L'obturation des canaux ne peut cependant être obtenue par des cônes de gutta calibrés mais doit passer par un dispositif de gutta chaude.

1.2.4 Préparation canalaire chimique

1.2.4.1 Objectifs de l'irrigation

Quels que soient la technique ou les instruments utilisés, l'irrigation joue un rôle primordial en endodontie et fait partie intégrante de la séquence de préparation canalaire (Gulabivala et al., 2005).

Contrairement à ce que l'on pourrait penser, ce ne sont pas seulement les instruments endodontiques qui permettent, par leur travail de coupe et d'élargissement, le nettoyage et l'élimination des bactéries du système canalaire. Le nettoyage endodontique repose sur les solutions d'irrigation utilisées tout au long du traitement endodontique (Hülsmann et al., 2005 ; ESE, 1994).

En effet, les solutions d'irrigation doivent assurer l'antiseptie canalaire. D'autre part, elles doivent avoir une action sur les substances organiques mais aussi minérales. Ainsi, elles pourront dissoudre la smear-layer. Les solutions d'irrigation ont également pour but d'assurer une lubrification des instruments, de mettre en suspension les débris dentinaires engendrés par la préparation canalaire, et de les évacuer (ESE, 1994).

Des études démontrent qu'approximativement un tiers des parois radiculaires ne sont pas préparées mécaniquement. Il est donc impératif de pallier ce manque de désinfection mécanique par une désinfection chimique, visant à éliminer au maximum les micro-organismes présents dans les canaux (Peters et al., 2001).

1.2.4.2 Solutions d'irrigation

Aujourd'hui, chercheurs et fabricants nous proposent différentes molécules ayant chacune ses propriétés, comme les agents oxydants, les agents chélatants, les acides, les antibiotiques et bien d'autres. En 2005, Gulabivala synthétise dans le tableau ci-dessous les principales solutions d'irrigation selon leur famille chimique (tableau 1.1) :

Type of chemical	Generic and brand examples
Chelating agents (EDTA containing)	EDTA, EDTAC, REDTA, Salvizol, Tublicid, RCPrep; Glyde; EGTA
Halide complexes	Sodium hypochlorite, tincture of iodine, povidone-iodine, iodine potassium iodide, oxidative potential water (electrochemically activated water)
Acids (organic and inorganic)	Phosphoric acid, citric acid, lactic acid, polyacrylic acid, tannic acid, DMSA (dimercaptosuccinic acid)
Antibiotics	Tetracycline hydrochloride, doxycycline hydrochloride
Oxidizing agents	Hydrogen peroxide
Others	Cetrimide, bardac-22 (quaternary ammonium compound), tergenol (0.2% lauryl sodium sulfate), chlorhexidine, MTAD (tetracycline isomer, an acid, detergent), ethylenediamine, methylene blue dye, titanium tetrafluoride, trientine hydrochloride (Syrine), Succimer (Chemet)
Organic solvents	Chloroform, halothane, xylene, eucalyptus oil, orange oil

Tab 1.1 : Classification des principales solutions d'irrigation (Gulabivala et al., 2005).

Le tableau 1.2 reprend les principales caractéristiques des agents d'irrigation les plus utilisés :

	Hypochlorite de sodium	EDTA	Acide Citrique	Chlorhexidine	Eau Oxygénée
Type d'irrigant	Agent Oxydant	Agent Chélatant	Acide	Dérivés Bisguaniques	Composé Oxydant
Mécanisme d'action	solution fortement alcaline et hypertonique (concentration de chlore entre 0,5% et 5,25%)	agent déminéralisant agissant comme un acide en formant des complexes chélatés en captant les ions métalliques	même fonctionnement qu'un agent chélatant	lipophile, hydrophobe et chargé positivement réagit avec les membranes bactériennes et les membranes des champignons chargées négativement)	produisent des radicaux libres qui interagissent avec les protéines des lipides et dans les chaînes de l'ADN
Propriété antiseptique	puissante à large spectre sur les bactéries, virus, spores et levures,	très limitée	limitée (uniquement les anaérobies)	++ (excepté les virus)	+ agit sur les Gram+, virus levures et spores
Action solvante sur les substances organiques	+++	non	non	non	non
Cytotoxicité	+++ (surtout les résidus de pulpe nécrotique et smear layer)	-	--	---	+ peut provoquer des réactions inflammatoires apicales et parfois des résorptions
Coût	---	+++	+	-	---
Remarques	instable dans le temps	utilisé en gel ou sous forme liq. Associé le plus souvent à l'hypochlorite de sodium	élimine la smear layer sans déminéralisation excessive des tubuli	utilisé en gel ou sous forme liquide	a un effet effervescent et hémostatique

Tab 1.2 : Synthèse des principales caractéristiques des agents d'irrigation les plus utilisés (Raisingani et al., 2010 ; HAS, 2008 ; Young et al., 2007 ; Gulabivala et al., 2005).

Aucun des produits proposés ne correspond exactement à toutes les attentes des endodontistes. Il sera par conséquent nécessaire d'associer les solutions d'irrigation afin de répondre aux objectifs fixés. Cependant, l'hypochlorite de sodium est la solution de choix en endodontie. Elle est utilisée depuis plus de 90 ans. C'est un puissant antiseptique à large spectre qui s'est avéré efficace contre les bactéries, spores, levures et virus. Il a également une bonne action solvante sur les substances organiques. Il agit très rapidement et à de faibles concentrations, ce qui le place au premier rang des irrigants endodontiques (Young et al., 2007). Comme l'hypochlorite n'a que peu d'action sur les substances minérales et ne peut éliminer la smear-layer, elle devra être associée à un agent chélatant, de type EDTA (HAS, 2008). La technique d'irrigation consiste à remplir abondamment le canal avec de l'hypochlorite de sodium à l'aide d'une fine aiguille d'irrigation (dont le diamètre est adapté à la taille de la préparation). La solution est renouvelée entre chaque instrumentation à hauteur de 1 ml par canal. Une fois la mise en forme terminée, un rinçage avec une solution d'EDTA (5 à 10 ml durant 1 minute) est recommandé suivi immédiatement par un rinçage final avec la solution d'hypochlorite de sodium (HAS, 2008).

Après avoir préparé, désinfecté et séché l'ensemble du système endocanalair, l'obturation canalair est l'étape ultime du traitement endodontique. Elle consiste à sceller de façon étanche, durable et tridimensionnelle système endocanalair (Laurichesse et Breillat 1986).

1.3 Echecs de préparation liés au non-respect de l'anatomie canalair

Il existe différents types d'échec de préparation canalair. Ils sont souvent liés à des phénomènes de transport canalair, à des grades plus ou moins marqués. Le transport est défini comme une déviation iatrogène intraradiculaire du trajet du canal principal, due à la mémoire élastique des instruments endodontiques (CNEOC, 2010). Un léger transport canalair est souvent inévitable dans les canaux courbes. Cependant, en association avec une mauvaise manipulation des instruments, les conséquences peuvent être irréversibles, jusqu'à l'extraction dentaire, dans le pire des cas.

1.3.1 Stripping et zipping

Le stripping est défini comme une lésion iatrogène pouvant survenir lors de la mise en forme canalair. Elle consiste en une surpréparation de la partie interne de la courbure canalair. Ce phénomène est rencontré plus particulièrement sur la face distale des racines mésiales des molaires mandibulaires (CNEOC, 2010). Une fois le transport canalair réalisé, il est impossible de retrouver l'axe originel du canal. Des parois non instrumentées sont souvent présentes, laissant des tissus nécrotiques ou des agents bactériens pouvant amener à des lésions périapicales (Karabucak et al., 2010).

Une ovalisation du foramen (zipping) peut aussi être créée si l'instrument tend à se redresser au niveau de la dernière courbure. Une sur-instrumentation peut également être à l'origine de cette ovalisation. Cette zone devient très fragile, une partie des parois est alors détruite, ouvrant ainsi le foramen. L'obturation la plus étanche possible est par conséquent compromise (Hulsmann et al., 2005 ; Medioni et al., 1994).

1.3.2 Butée

La création d'une butée, autrement appelée marche, résulte d'un stripping dans une zone étroite souvent située au niveau de la courbure canalaire maximale (figure 1.3). Un travail en force répété à ce niveau et un manque de flexibilité entraîne la déviation de l'instrument du canal et le blocage de l'instrument. Pour y remédier, une lime 8, pré-courbée de façon accentuée à son extrémité, est utilisée et amenée à la longueur convenable. Elle doit travailler assez longtemps axialement au niveau de la marche, pour obtenir une liberté totale de passage. Elle sera alors suivie par une série de limes de diamètre croissant (AAE, 2012 ; Hulsmann et al., 2005 ; Medioni et al., 1994).

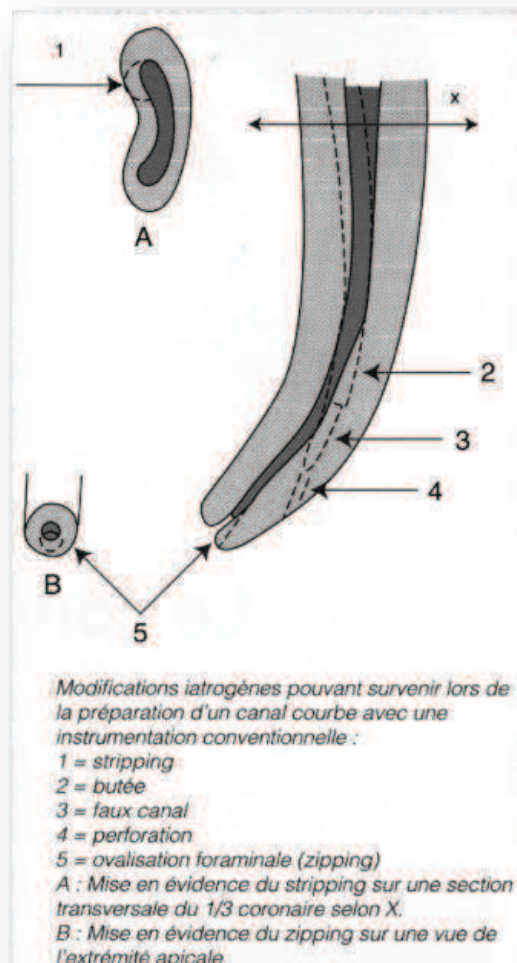


Fig 1.3 : Représentation des divers échecs de préparation (Calas et Vulcain, 1999).

1.3.3 Faux canal

La poursuite d'un travail en force avec des instruments manquant de flexibilité au niveau d'une butée conduit à la formation d'un faux canal (figure 1.3). Ce dernier fragilise la racine et constitue une véritable zone de faiblesse. Il est assez difficile de reprendre le travail du canal original, car les instruments ont tendance à se diriger dans le faux canal. Un long travail avec de fines limes pré-courbées est nécessaire (AAE, 2012 ; Hulsmann et al., 2005 ; Medioni et al., 1994).

1.3.4 Perforation

La perforation canalaire est la suite d'une instrumentation dans un faux canal (figure 1.3). L'instrument perce ainsi le ciment de la racine et fait communiquer la zone ligamentaire avec la zone endocanalaire. Une irritation du parodonte est créée, pouvant aboutir à une infection irréversible menant à l'extraction (AAE, 2012).

D'autre part, une perforation du plancher pulpaire peut également avoir lieu lors de l'ouverture de la chambre pulpaire (Hulsmann et al., 2005 ; Medioni et al., 1994).

Depuis des décennies, praticiens et chercheurs tentent de respecter l'anatomie canalaire originale. De nouveaux instruments, avec des concepts innovants, sont créés afin d'améliorer leur ergonomie, leur résistance mécanique et pour diminuer le transport canalaire. Cependant, ces instruments nécessitent de subir des études, notamment concernant l'évaluation du transport canalaire qu'ils engendrent. Dans la partie suivante, seront exposés les moyens d'étude des effets de la préparation canalaire mécanique.

CHAPITRE II. MOYENS D'ETUDE DES EFFETS DE LA PREPARATION CANALAIRE MECANIQUE

Depuis des années, chercheurs et chirurgiens-dentistes tentent de visualiser les dents dans leur ensemble, notamment les parties invisibles à l'œil nu : le système endocanalaire. Au fil des ans, différentes techniques sont apparues et ne cessent d'évoluer, encore de nos jours. L'avancée à la base de toutes les autres est la découverte du rayon X en 1895 par M. Wilhelm Conrad Roentgen. Très rapidement, le 14 décembre 1895, Walkhoff effectue la première radiographie dentaire. En 1901, Roentgen obtient le premier Prix Nobel de physique qui marque la naissance d'une méthode d'évaluation anatomique *in vivo* non destructive : la radiographie (Katz et al., 2001 ; Giron et al., 1993).

Cette technique a permis une première approche de l'étude du transport canalaire. Cependant elle présente des limites certaines, car elle donne des informations seulement en 2 dimensions. C'est pourquoi elle est aujourd'hui supplantée par les techniques d'imagerie sectionnelle ou en coupes, qui devraient permettre des études en 3D (Katz et al., 2001 ; Rhodes et al., 1999).

2.1 Radiographie intra buccale

La radiographie intra buccale est la technique d'imagerie la plus utilisée quotidiennement, et ce, depuis des décennies. Elle demeure en effet la méthode *in vivo* la plus rapide et la moins ionisante pour le patient. Depuis sa création, le principe reste le même. Toutefois les avancées technologiques ont permis de restreindre le temps d'exposition et l'intensité du rayonnement utilisé (Giron et al., 1993).

Le principe est de projeter un faisceau de rayons X homogène et linéaire au travers d'une structure anatomique dont le rayonnement émergent modulé vient frapper un récepteur. Ce récepteur peut être argentique ou numérique. L'objet ionisé absorbe une partie du rayonnement en fonction de sa densité et laisse donc apparaître différentes nuances de gris sur une plaque photosensible, créant ainsi une image (Katz et al., 2001).

Les clichés rétro-alvéolaires visualisent 2 à 4 dents. Ils apportent des éléments complémentaires au diagnostic clinique notamment sur l'anatomie radiculaire, canalaire ainsi que sur l'os alvéolaire environnant et l'espace desmodontal. Cependant, il ne faut pas oublier que cela reste une image en 2 dimensions avec des superpositions pouvant constituer de véritables sources d'erreur, notamment dans la visualisation des canaux (Hodez et Bravetti, 2010 ; Cavézian et al., 2006).

Des études sur le transport canalaire, déviation du canal originel après instrumentation, peuvent être réalisées à l'aide de la radiographie. Afin de comparer les clichés avant et après instrumentation, il est impératif de fournir une position reproductible pour l'alignement du capteur et du tube à rayons X. C'est pourquoi les dents sont généralement placées dans un moule en silicone personnalisé afin d'obtenir le même axe avant et après avoir effectué la préparation canalaire. Afin d'éviter toute superposition, les dents pluriradiculées sont coupées au niveau de leur furcation ; par exemple, les racines mésiales des molaires mandibulaires sont séparées des racines distales par l'opérateur. Le bloc mésial peut ainsi être orienté de façon à visualiser les courbures canalaires. Les images sont par la suite transmises à un logiciel informatique, comme le AutoCAD® 2008 (Autodesk Inc, San Rafael, Californie), pour y faire des mesures d'angle et de longueur de travail. Après instrumentation, une nouvelle radiographie est réalisée et est superposée à la radio pré-opératoire. La déviation de l'instrument dans la courbure est observée et mesurée comme sur la figure 2.1 ci-contre (Garcia et al., 2012 ; Lopez et al., 2008).

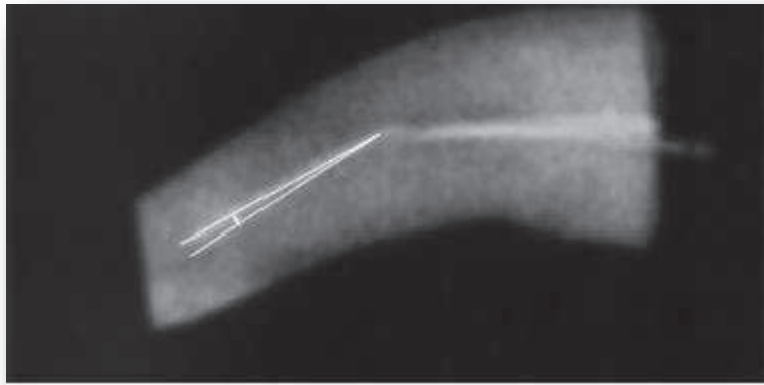


Fig 2.1 : Mesure de la déviation apicale à l'aide de superpositions de radiographies pré et post opératoires, lime en place, avec un tracé préalable des courbures (Lopez et al., 2008).

Cette technique est facile à utiliser, peu coûteuse et potentiellement informative sur l'efficacité de l'instrument, mais elle reste assez peu précise et n'a pas la capacité de divulguer des informations volumétriques. De plus, elle est très opérateur-dépendante et des imprécisions de superposition des radiographies peuvent exister (Garcia et al., 2012). Depuis l'avancée des dernières technologies, notamment en 3D, cette technique de visualisation du transport canalaire devrait être abandonnée, du fait de son manque de précision.

2.2 Technique de Bramante

En 1987, Bramante et son équipe introduisent une nouvelle méthodologie afin d'évaluer le transport canalaire, en prenant des sections de la racine avant et après l'instrumentation. La technique consiste à noyer les racines dans une résine acrylique incolore, versée dans un moule en plâtre amovible. Avant instrumentation, les dents sont sectionnées en trois zones perpendiculairement à l'axe de la courbure, afin d'évaluer en différents points le transport canalaire. Une radiographie préopératoire permet de déterminer ces zones de coupe. Le premier niveau de coupe est situé au début de la courbure, le deuxième au maximum de la courbure et le dernier 3 mm au-dessus de l'apex de la racine, comme le résume la figure ci-dessous (figure 2.2). Des photographies de chaque section au stéréomicroscope couplé à une caméra, sont prises avant toute préparation canalaire et les sections sont repositionnées dans le moule. L'instrumentation est alors réalisée et de nouvelles photographies sont effectuées dans les 3 zones différentes après démontage. A l'aide d'un logiciel informatique, les images avant et après instrumentation sont superposées et colorées afin de visualiser les canaux (figure 2.3) (Lopez et al., 2008 ; Yang et al., 2007).

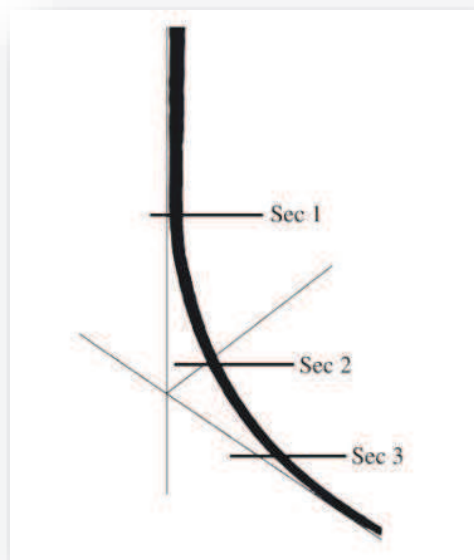


Fig 2.2 : Représentation des trois sections de la technique de Bramante en fonction de la courbure canalaire (Yang et al., 2007).

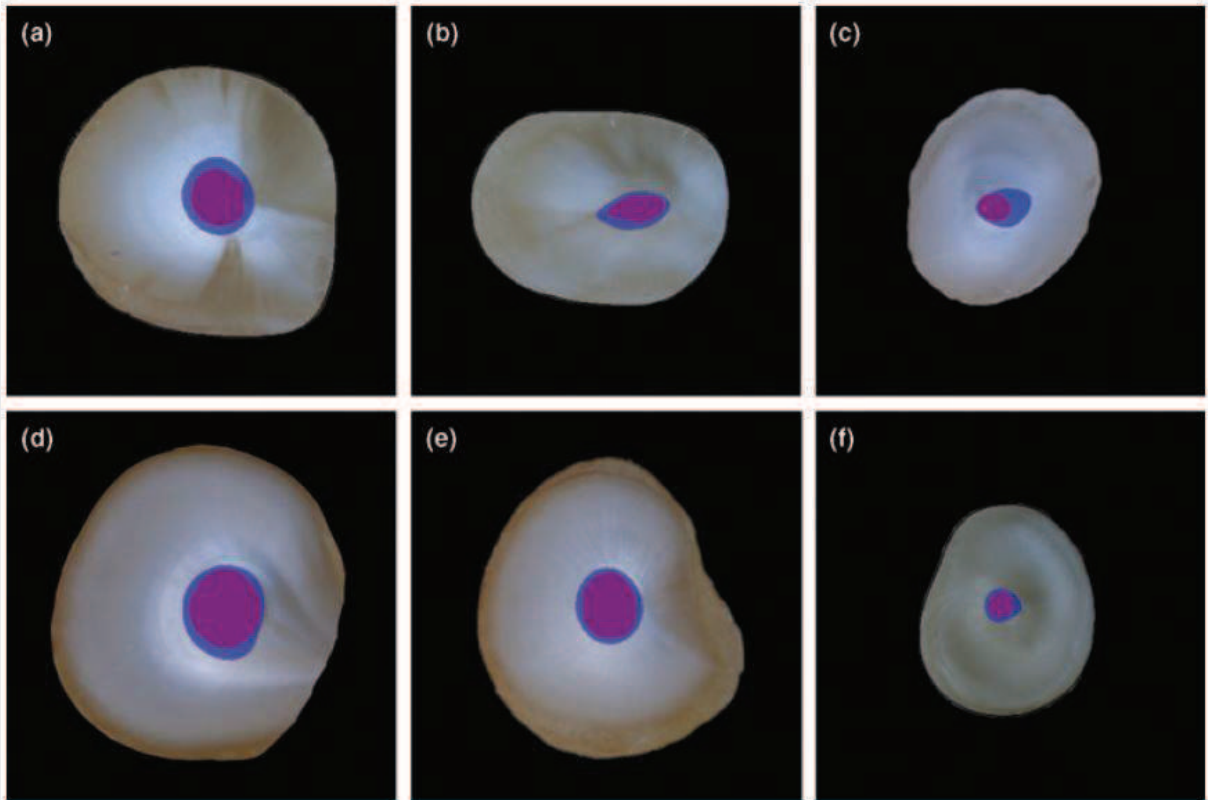


Fig 2.3 : Superpositions d'images en coupe transversale de deux groupes d'instrumentation. Les régions mauves définissent la section transversale pré-opératoire et les régions bleues définissent la section transversale après l'instrumentation (a, b et c sont des sections au niveau 1, 2 et 3 avec le système ProTaper® ; d, e et f sont des sections au niveau 1, 2 et 3 avec le système Hero Shaper®) (Yang et al., 2007).

Cette technique a fait ses preuves puisqu'elle permet, par le biais de ses coupes, de visualiser directement la déviation canalaire et le respect ou non de l'axe originel du canal. Cependant, elle présente un certain nombre de limites. En effet, cette méthode demande une préparation longue et méticuleuse de la dent par confinement dans un bloc de résine, une visualisation radiologique de la courbure (afin de repérer les 3 points de section) et la coupe nette de la racine pour le repositionnement. De plus, les sections dans les différentes zones peuvent entraîner des pertes de matière et des altérations de tissu dentaire ; ces changements peuvent alors influencer les mesures et être une source d'erreur potentielle. Enfin, la technique de Bramante permet des sections uniquement au niveau de trois, voire quatre régions maximum, ce qui constitue une limite dans l'évaluation des critères de transport canalaire (Unal et al., 2009 ; Tasdemir et al., 2005).

Cette technique reste toujours utilisée de nos jours, mais est de moins en moins employée du fait de la modernisation de l'imagerie sectionnelle et des avantages qu'elle confère.

2.3 Imagerie sectionnelle ou en coupes

La tomодensitométrie du grec « tomo » signifiant « coupe » fait son avènement dans les années 70. En 1972, le premier scanner à rayons X est inventé par Hounsfield et Cormack, ce qu'il leur vaut le prix Nobel de Médecine en 1979. En association avec l'introduction de l'ordinateur, on obtient ainsi des images numériques en 3 dimensions, permettant d'améliorer les diagnostics et de bouleverser la recherche. Le principe reste le même que celui d'une radiographie à rayon X hormis le fait que la source tourne et balaye dans la globalité l'élément à analyser. Un traitement informatique est réalisé pour créer des coupes dans les trois plans de l'espace (Katz et al., 2001 ; Giron et al., 1993).

Schématiquement, il existe 3 types d'appareils ou de dispositifs d'imagerie tridimensionnelle qui font appel aux principes de la tomographie (Giron et al., 1993) :

- le scanner conventionnel clinique à rayons X,
- la microtomographie à rayons X,
- la tomographie volumique à faisceau conique ou Cone Beam Computerized Tomography (CBCT).

Dans ce travail, ne seront détaillées que la microtomographie et la tomographie volumique à faisceau conique, car le scanner conventionnel à rayons X n'est pas utilisé pour les études *in vitro* du transport canalaire.

2.4.1 Microtomographie

2.4.1.1 Principes généraux

La microtomographie à rayons X (micro computed tomography MCT, microscanner, Micro-CT ou μ -CT) a été développée par Elliott et Dover en 1982, afin d'étudier la densité osseuse en 3 dimensions (Elliott et Dover, 1984).

La Micro-CT est une technique d'imagerie qui utilise un générateur de rayons X, émettant un faisceau de forme conique, qui traverse l'objet à explorer avant d'être analysé, après atténuation, par un système de détection (Reimann et al., 1995). C'est une forme dérivée d'un scanner conventionnel à rayons X mais l'épaisseur des coupes est moindre. De plus, le fait d'utiliser un faisceau conique, et non linéaire comme

le scanner (Fan Beam), lui permet en une seule révolution de balayer l'ensemble du volume à radiographier au lieu de superposer les coupes lors des multiples rotations du système (Katz et al., 2001 ; Giron et al., 1993).

La source de rayons X et le récepteur sont solidaires et alignés. Soit ils réalisent autour de l'objet, une rotation complète (360°) ou semi partielle (180°), soit le complexe tube-détecteur reste immobile et c'est alors la dent qui effectue une rotation pendant l'émission du faisceau (Giron et al., 1993). L'ensemble du mécanisme est résumé dans le schéma ci-contre (figure 2.4) (Katz et al., 2001 ; Giron et al., 1993).

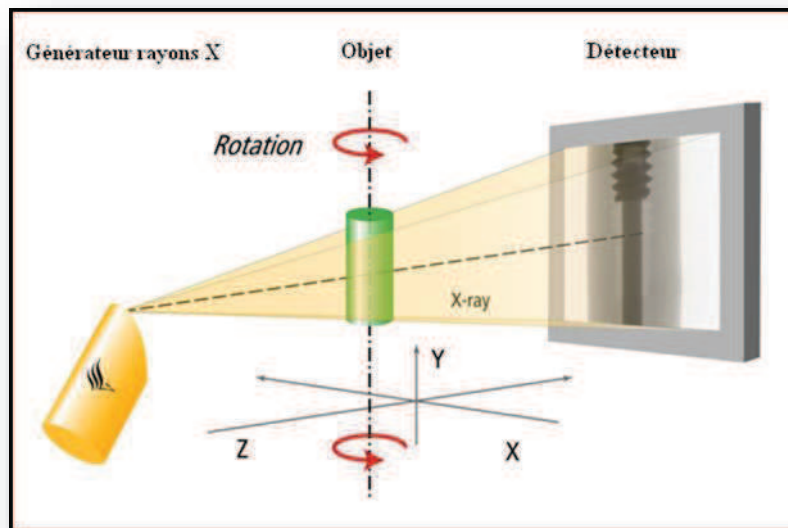


Fig 2.4 : Complexe tube-détecteur immobile – objet en rotation (Document CRT Morlaix).

Après une analyse des données collectées par l'ordinateur grâce à divers algorithmes mathématiques, on obtient des images numériques dans les différents plans de l'espace par coupes successives (images planes numérisées se répartissant selon la trajectoire circulaire de rotation du système). L'unité de volume est dénommée voxel, il s'agit du « volume élément » qui permet d'évaluer la résolution de la reconstruction 3D, il est l'équivalent du pixel sur les clichés en 2D. Le voxel d'un examen microtomographique est cubique (voxel isotrope). Les coupes obtenues ont la même résolution spatiale quelle que soit leur orientation. A l'inverse, pour un examen de type scanner conventionnel, le voxel est parallélépipédique c'est-à-dire que la longueur d'une de ses arêtes (correspondant à l'épaisseur de coupe) est supérieure à celle des deux autres. Le volume est donc anisotrope et les reconstructions

sagittales ou coronales sont affectées d'une moindre résolution spatiale (Katz et al., 2001 ; Giron et al., 1993).

Ces machines peuvent donc accomplir une exploration complète ou localisée et proposer un ensemble de reconstructions planes ou courbes, dans les sens coronal, sagittal, oblique, mais également des reconstructions tridimensionnelles (Katz et al., 2001 ; Giron et al., 1993).

Les images obtenues dépendent de trois caractéristiques fondamentales et complémentaires qui assurent leurs qualités :

- **la taille du voxel** : plus il est petit, plus la résolution de l'image sera grande (de l'ordre de 5 à 20 μm). De plus, si les voxels sont cubiques, la résolution peut être augmentée de près de 50%.
- **la taille de l'objet** : elle est déterminée par le diamètre du faisceau conique et la taille du capteur. Plus le diamètre du faisceau est faible, plus les rayons seront ciblés sur l'objet donnant plus d'informations. Il est en général possible, sur les appareils à grand champ, de réduire le volume exploré par collimation en n'utilisant qu'une partie de la surface du capteur, offrant ainsi plusieurs options de volumes d'exploration. Ainsi plus l'objet est petit, meilleure peut être la résolution.
- **le temps de reconstruction** : il augmente avec la taille de l'objet. Ainsi, plus l'image est grande et définie, et plus son poids informatique est important. Des volumes si imposants demandent l'utilisation d'ordinateurs de dernière génération, avec des mémoires vives importantes (4 Go) et d'une carte graphique puissante (au moins 1 Go de mémoire vidéo) (Katz et al., 2001 ; Giron et al., 1993).

La Micro-CT est actuellement considérée comme l'outil le plus performant permettant d'obtenir des résolutions fortes (de l'ordre du micron). Son domaine d'application en odontologie est exclusivement destiné à la recherche. Pour étudier le système endocanalaire, les acquisitions tridimensionnelles sont réalisées à partir de dents extraites, limitant ainsi la taille des échantillons analysés. Bien que la microtomographie ne puisse être utilisée *in vivo*, elle est considérée comme la méthode radiologique tridimensionnelle de référence en recherche dentaire (Hannig et al., 2006 ; Peters et al., 2000).

En effet, les avantages de la microtomographie sont :

- une précision des images (jusqu'au micromètre),
- une visualisation dans les 3 plans de l'espace,
- une absence de superposition,
- une reconstruction en 3 dimensions,
- une méthode non invasive.

Les inconvénients sont :

- une réalisation *in vitro* exclusivement,
- le coût élevé de l'analyse,
- un temps d'acquisition important,
- le peu de microtomographes disponibles (Hannig et al., 2006 ; Peters et al., 2000).

2.4.1.2 Etudes du transport canalaire par microtomographie

Comme la microtomographie est à ce jour la méthode *in vitro* la plus précise, de nombreuses études l'utilisent afin d'observer en détail l'anatomie endodontique et de comparer les propriétés des instruments face au transport canalaire. Cette technique non destructive permet d'obtenir une image en 3D de la dent, afin de mesurer les variations de volume du canal et les variations de surface, sur l'ensemble des canaux. L'utilisation de la Micro-CT associée aux logiciels informatiques, devrait permettre l'évaluation du volume canalaire, du pourcentage de surfaces non instrumentées, de la quantité de dentine retirée et du transport canalaire (Huslmann et al., 2005).

La plupart des dents utilisées dans les études sont, soit des premières molaires maxillaires, soit des premières molaires mandibulaires. La courbure canalaire des racines mésiales des molaires mandibulaires et des racines mésio et disto-vestibulaires des molaires maxillaires en font de bons outils pour évaluer le redressement créé par les instruments endodontiques. Le plus souvent, les dents sont extraites pour des raisons indépendantes de l'étude et sont sélectionnées selon des critères spécifiques comme : des apex fermés, aucune reconstitution coronaire, aucune résorption ou minéralisation trop importante, et des degrés de courbure (définis selon les critères de Schneider) homogènes au sein de l'échantillon (Gergi et al., 2010).

Les racines mésiales des molaires mandibulaires sont souvent séparées des racines distales afin de ne s'intéresser qu'aux racines les plus courbées et faciliter les numérisations. Il en est de même pour les racines mésio et disto-vestibulaires des molaires maxillaires. Ces séparations se font à l'aide de disques diamantés sous spray d'eau froide (Versiani et al., 2008 ; Paqué et al., 2009 ; Yang et al., 2011). Cependant, certains auteurs préconisent de garder la couronne afin de reproduire au maximum les

conditions cliniques, avec notamment les interférences cervicales des instruments endodontiques avec les parois et les débris dentinaires cervicaux (Peters et al., 2000 ; Hartmann et al., 2007).

Avant toute préparation, les racines des échantillons sont généralement incluses dans des blocs de résine afin de faciliter leur manipulation et leur numérisation. Des précautions sont à prendre lors de la réalisation de cette étape. En effet, il s'est avéré que la résine très fluide pénètre le canal par l'apex sur quelques millimètres. L'instrumentation des échantillons est alors compromise et l'évaluation du transport canalaire est impossible (Hartmann et al., 2007). Versiani et al. se sont inspirés de ces échecs et ont mis au point une autre méthode de préparation des échantillons. Les échantillons sont ainsi placés dans des moules rectangulaires en métal où les 3 derniers millimètres des racines sont inclus dans de la cire, et où le reste de l'échantillon est confiné dans de la résine. Une fois la polymérisation effectuée, la cire est fondue laissant alors les apex libres (Versiani et al.2008).

Après numérisation et reconstructions informatiques, les images avant et après instrumentation sont généralement superposées et analysées. Les caractéristiques d'utilisation des microtomographes diffèrent d'une étude à l'autre. Le réglage du tube à rayons X varie de 60kV à 120kV, avec une intensité allant de 112µA jusqu'à 150mA (Freire et al., 2011 ; Hartmann et al., 2007 ; Peters et al., 2000). La reconstruction 3D permet d'évaluer directement à l'œil nu la trajectoire de l'instrument par rapport au canal d'origine et donne un bon aperçu des surfaces non travaillées (figure 2.5).

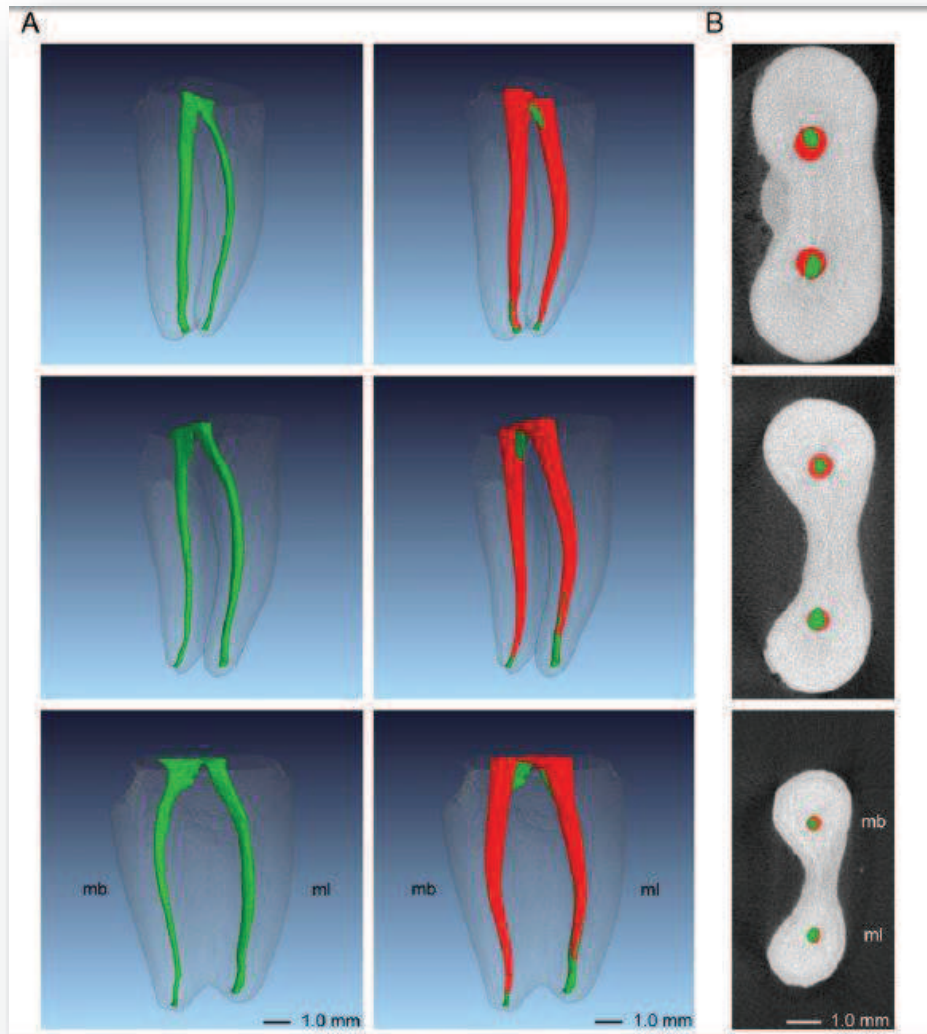


Fig 2.5 : Exemple de représentation en 3D à l'aide de Micro-CT avant instrumentation (colonne A gauche, couleur verte) et après préparation canalaire (colonne A centrale, couleur rouge). La colonne centrale est une superposition des données préopératoires (en vert) et après instrumentation (en rouge). Des coupes transversales au niveau coronaire, central et apical sont représentées dans la colonne B (Paqué et al., 2011).

Le transport canalaire est évalué à l'aide de coupes transversales, perpendiculairement à l'axe du canal, tous les millimètres à partir de l'apex ou généralement au tiers apical, au tiers moyen et au tiers coronaire. Il est calculé en millimètres selon la formule $[(X1 - X2) - (Y1 - Y2)]$, décrite par Gambill (Gambill et al., 1996) (figure 2.6) où :

- X1 est la plus petite distance entre le bord mésial du canal non instrumenté et le bord mésial de la racine,
- Y1 est la plus petite distance entre le bord distal du canal non instrumenté et le bord distal de la racine,
- X2 est la plus petite distance entre le bord mésial du canal instrumenté et le bord mésial de la racine,
- Y2 est la plus petite distance entre le bord distal du canal instrumenté et le bord distal de la racine (Paqué et al., 2011).

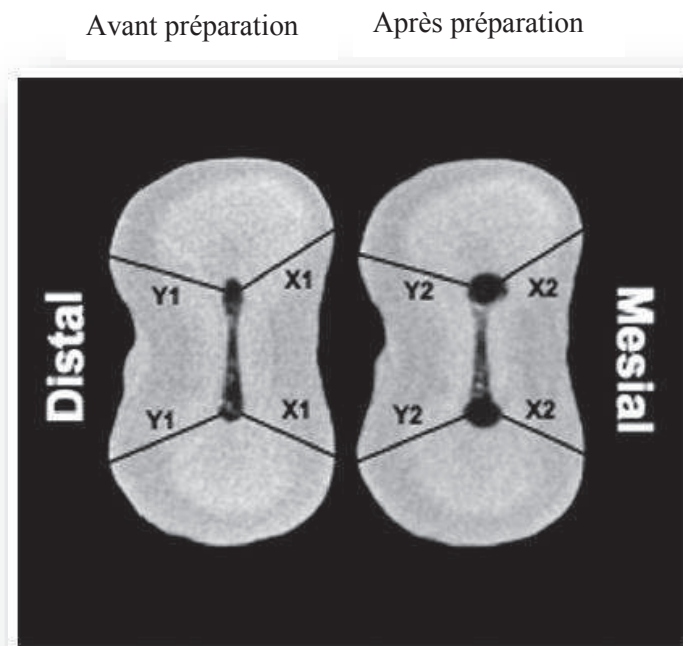


Fig 2.6 : Représentation d'une coupe transversale de molaire maxillaire, issue de la microtomographie, où la méthode de Gambill est appliquée afin de calculer le transport canalaire (Paqué et al., 2011).

Le transport canalaire est également mesuré à l'aide de la technique de Peters (Peters et al., 2001). Toujours sur des coupes transversales et avec un fort grossissement, le centre du canal est marqué de façon manuelle sur les coupes avant et après instrumentation. Les coupes sont superposées et les points sont comparés. Si les deux centres de gravité se superposent, cela signifie qu'il n'y a pas de transport canalaire. Cependant si les points ne coïncident pas, une déviation de l'axe original est alors mise en évidence. La distance entre ces deux points représente le transport canalaire (Yang et al., 2011 ; Hartmann et al., 2007).

Le pourcentage de surfaces non travaillées est obtenu en analysant la superposition des données avant et après préparation canalaire. Les voxels statiques sont comptabilisés coupe par coupe, et comparés au nombre total de voxels. L'ensemble des études conclut que le pourcentage de surfaces non travaillées est compris entre 35 et 42% (Yang et al., 2011 ; Peters et al., 2000). Le logiciel compte un voxel de surface comme appartenant à une structure donnée seulement lorsque le voxel est complet (figure 2.7). Si la résolution ne permet pas de différencier la limite exacte du canal, cette dernière peut ainsi être artificiellement réduite dans l'image reconstruite. Par conséquent, les évaluations quantitatives des images reconstruites en trois dimensions doivent être interprétées avec prudence (Peters et al., 2000).

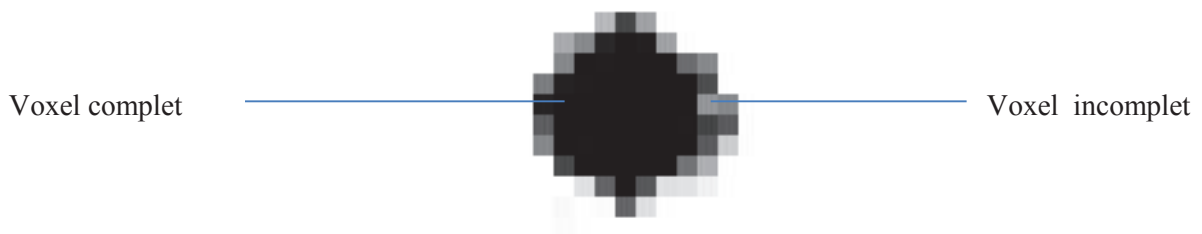


Fig 2.7 : Schématisation de la détermination des limites du canal instrumenté.

Malgré cette limite, la microtomographie est un excellent outil, tant par sa précision de résolution que par la visualisation en trois dimensions qu'elle fournit. Les progrès techniques permettent d'obtenir des résolutions de plus en plus fines pour étudier le transport canalaire : de 127 μ m (Nielsen et al., 1995), à 33 μ m (Bjorndal et al., 1999) et jusqu'à 11,84 μ m (Freire et al., 2011).

Toutes les études utilisant la microtomographie pour l'étude du transport canalaire utilisent des coupes transversales des canaux. Les coupes post-opératoires sont diminuées de 50% de leur opacité afin d'être superposées aux coupes initiales. La superposition se fait soit manuellement par un opérateur (Versiani et al., 2008), soit à l'aide d'un logiciel informatique (Paqué et al., 2009 ; Hartmann et al., 2007). Certaines études ne superposent pas les clichés et effectuent les mesures sur chacune des coupes (Freire et al., 2011).

Des études sur toute la hauteur de la racine sont effectuées afin de quantifier le transport canalaire dans son ensemble. Des mesures sont alors réalisées tous les millimètres, généralement en partant de l'apex, mais il existe également des études où les mesures sont seulement effectuées au niveau des tiers apical, moyen et coronaire. La plupart des études comparant les instruments de préparation canalaire démontre qu'il y a peu de déviation de l'axe canalaire initial dans le tiers coronaire

et dans le tiers moyen. C'est pourquoi, certaines études se consacrent exclusivement à l'étude du transport canalaire dans le tiers apical (Paqué et al., 2009).

D'autre part, certaines études tendent à prouver que les variations d'anatomies canalaires initiales ont plus d'influence sur les changements induits par les instruments que l'instrumentation en elle-même. Il est donc important et nécessaire de prendre en considération l'anatomie canalaire initiale et de faire des groupes d'étude les plus homogènes possibles (Peters et al., 2000 ; Hartmann et al., 2007). Ces variations d'anatomie expliqueraient pourquoi certaines publications se contredisent sur l'étude des mêmes instruments endodontiques (Glosson et al., 1995 ; Kosa et al., 1999 ; Tasdemir et al., 2005 ; Hartmann et al., 2007).

De nombreuses études démontrent que le système GT Files® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suisse) est l'un des instruments qui provoqueraient le moins de transport canalaire dans le tiers apical. La petite taille de l'extrémité de ce système en serait la cause et serait à prendre en considération. Ce système serait un de ceux qui respectent le mieux l'anatomie canalaire, mais également un des systèmes qui gardent le plus de surfaces inchangées après préparation (près de 80%) (Peters et al., 2000). Parallèlement, le système Protaper® serait un des systèmes de rotation continue engendrant le plus de déviation canalaire dans le tiers apical (Yang et al., 2011 ; Paqué et al., 2009 ; Hartmann et al., 2007). A ce jour et à notre connaissance, il existe une seule étude, sur dents naturelles et par Micro-CT, réalisée afin d'évaluer le transport canalaire des instruments uniques. Kim compare sur des molaires maxillaires les systèmes d'instrumentation unique Wave•One® et ProTaper F2® utilisé seul, associés à un mouvement de réciprocité. Il ne trouve pas de différence significative entre ces instruments concernant les effets de la préparation canalaire. De plus, il semblerait que ces instruments provoqueraient autant de transport canalaire que les systèmes conventionnels (Kim et al., 2013).

Les autres études s'intéressant aux instruments uniques utilisent des canaux artificiels en résine. Les avantages de ces canaux artificiels sont la reproductibilité des échantillons et la visualisation immédiate du transport canalaire. Cependant ces blocs de résine ne représentent pas les conditions cliniques d'utilisation. En effet, les propriétés des résines sont totalement différentes de celles de la dentine, et leur échauffement par l'instrumentation peut fausser les résultats (Yoo et al., 2012 ; Beruti et al., 2012 ; Setzer et al., 2010).

Dans une autre étude, Freire et al. estime qu'un transport canalaire de 0,15mm serait acceptable et qu'une déviation du canal dépassant les 0.3mm aurait une incidence négative sur le scellement apical après obturation canalaire (Freire et al., 2011). D'autre part, Lopez et al. et Kunert et al. ont étudié les effets des conicités des instruments sur le transport canalaire. Ils en concluent que les instruments ayant une conicité supérieure à 6% provoquent le plus de transport et doivent être utilisés avec prudence, surtout dans les racines courbées (Kunert et al., 2010 ; Lopez et al., 2008).

Les études actuelles du transport canalaire montrent quelques limites. En effet, bien que la Micro-CT soit employée, ce sont des coupes transversales en deux dimensions que l'opérateur utilise

pour effectuer ses mesures. De plus, les mesures sont souvent effectuées manuellement. Le calcul du transport canalaire est par conséquent opérateur-dépendant. En outre, certaines publications ne s'intéressent qu'au tiers apical pour étudier le transport canalaire. Or, ce travail est non représentatif de l'ensemble du canal. Par ailleurs, les variations d'anatomies canalaires préopératoires auraient plus d'influence sur les changements induits par les instruments que l'instrumentation en elle-même, ce qui pose le problème de la sélection des échantillons qui devrait probablement être réalisée en elle-même systématiquement à partir de la microtomographie, afin d'obtenir des groupes réellement homogènes.

2.4.2 Tomographie volumique à faisceau conique ou Cone Beam (CBCT)

La Tomographie Volumique à Faisceau Conique autrement appelé Cone Beam Computerized Tomography, ou encore CBCT, est le dernier né de l'imagerie sectionnelle. Le premier Cone Beam élaboré date de la fin des années 1990. Le CBCT est rapidement devenu populaire dans le monde de l'odontologie car c'est une méthode fiable, rapide et peu ionisante pour obtenir des informations anatomiques utiles à l'endodontie, mais également à l'implantologie et à la chirurgie. En effet, il permet d'analyser soit l'ensemble du complexe maxillo-facial, soit une zone limitée des structures maxillo-mandibulaires et dento-alvéolaires. Le CBCT se distingue du scanner conventionnel qui effectue plusieurs coupes linéaires se superposant lors des multiples rotations du système. Le CBCT, quant à lui, travaille avec un faisceau conique ouvert lui permettant de balayer en une seule révolution l'ensemble du volume à radiographier (HAS, 2009).

2.4.2.1 Principes généraux

La technique reste la même que pour un microtomographe. En effet, un générateur de rayons X émet un faisceau de forme conique traversant l'objet à explorer avant d'être analysé après atténuation par un système de détection. Le tube à rayons X et l'aire de détecteurs sont solidaires et alignés ce qui permet d'acquérir des données numériques dans les différents plans de l'espace. Ces données sont ensuite transmises à un ordinateur pour une reconstruction volumique grâce à des algorithmes mathématiques. Les voxels sont également isotropes (Hodez et Bravetti, 2010 ; Cavézian et al., 2006 ; Scarfe et al., 2006). Cependant, les différences avec le microtomographe sont :

- une épaisseur de coupe plus importante (100µm contre 1µm),
- une radiation moindre permettant une utilisation *in vivo*. Le CBCT est 15 fois moins irradiant qu'un scanner conventionnel, lui-même inférieur à la Micro-CT en terme d'irradiation,
- une rapidité d'acquisition (10-70 secondes contre 15-40 minutes),
- une reconstruction informatique utilisant des algorithmes mathématiques différents (Saberi, 2013 ; Scarfe et al., 2006).

Les images obtenues dépendent, tout comme pour la Micro-CT, de la taille du voxel, de la taille de l'objet et du temps de reconstruction informatique. Cependant d'autres facteurs complémentaires sont à prendre en compte:

- **le contrôle de l'exposition** : il permet d'adapter la dose de rayonnement émise en fonction du sujet, et de sa corpulence. Cet ajustement est utile chez l'enfant et le jeune adolescent. Généralement il existe 3 à 4 niveaux prédéfinis.
- **la durée d'exposition** : elle est significativement courte ce qui entraîne peu d'artéfacts cinétiques dus aux mouvements du patient lors de l'examen. Un examen CBCT dure entre 10 et 70 secondes selon les machines.
- **le type de rayons X** : il peut être constant ou pulsé. L'exposition effective est réduite avec un faisceau pulsé, ce qui permet de limiter la dose irradiante délivrée (Hodez et Bravetti, 2010 ; HAS, 2009).

Les images obtenues ne sont pas aussi précises qu'avec un microtomographe. L'ordre de grandeur du voxel est de 100 microns. Cependant, le CBCT est très utile dans la recherche de l'existence d'un canal, notamment le MV2, mais aussi dans la mise en évidence d'infection péri-apicale, fêlure et/ou fracture radiculaire (Flores et al., 2012 ; Oliveira et al., 2009).

Les avantages de l'imagerie par CBCT sont :

- une réalisation *in vivo* possible,
- la possibilité de cibler des zones précises,
- une visualisation dans les 3 plans de l'espace,
- une absence de superposition,
- une reconstruction en 3 dimensions,
- une méthode non invasive,
- une rapidité de l'examen (Hodez et Bravetti, 2010 ; HAS, 2009).

Les inconvénients sont :

- une irradiation non négligeable du patient, mais moindre que celle d'un scanner,
- une précision modérée de l'image (Flores et al., 2012 ; Oliveira et al., 2009 ; Hartmann et al., 2007).

2.4.1.2 Etudes du transport canalaire par CBCT

Il existe quelques études employant le CBCT comme outil de visualisation des effets de la préparation canalaire. Bien qu'il soit toujours employé, le CBCT a un niveau de résolution nettement inférieur à la Micro-CT (100µm pour le CBCT et jusqu'au micromètre pour la Micro-CT). Cependant, il permet de faire des études *in vitro*, non invasives, sur la comparaison de divers instruments endodontiques et donnerait un bon aperçu sur le volume de dentine retiré lors de l'instrumentation et sur le transport canalaire (Peters et al., 2000).

A ce jour, nous n'avons trouvé que six publications s'y référant. Ces publications tentent de comparer le transport engendré par différents systèmes instrumentaux sur des coupes transversales en 2D. Elles utilisent des molaires mandibulaires ou des molaires maxillaires. Le protocole de préparation des dents est le même que pour les études issues de la Micro-CT. Les racines mésio et disto-vestibulaires des molaires maxillaires ou les racines mésiales des molaires mandibulaires sont séparées du reste de la dent et incorporées dans des blocs de résine (Hashem et al., 2012 ; Flores et al., 2011 ; Pasternak-Junior et al., 2009). Ozer et al. innove en créant des socles en silicone où sont placées les couronnes des échantillons (Ozer et al., 2011). Par manque de méthodologie reconnue, Flores et al. abordent un nouveau protocole de préparation des échantillons avant la numérisation. Il consiste en la confection d'un coffret en bois (10cm x 10cm x 3cm) où 16 cubes creux en plastique (1,5cm x 1,5cm x 1,5cm) sont espacés les uns des autres et scellés par du plâtre. Après lubrification à la vaseline, les cubes sont remplis de résine acrylique où les échantillons, préalablement vernis, sont introduits, couronne vers le haut. Ce protocole permet un repositionnement exact des échantillons pour la numérisation après instrumentation (Flores et al., 2011).

Comme pour la microtomographie, des coupes transversales sont utilisées en diverses zones (1, 3, 5, 7 mm ou aux tiers apical, moyen et coronaire) afin d'appliquer la méthode de Gambill (figure 2.9) (Elsherief et al., 2013 ; Hashem et al., 2012 ; Oliveira et al., 2009 ; Pasternak-Junior et al., 2009). La résolution de la numérisation étant inférieure aux limites des échantillons, une méthode est à mettre en place afin de définir les limites de la racine et du canal. La règle du « oui ou non » y est appliquée. Au niveau de la limite extérieure, chaque voxel apparaissant grisé est considéré comme contenant de la dentine et fait alors partie de la racine. Inversement au niveau du canal, chaque voxel apparaissant noir

est considéré comme contenant de l'air, et donc ne faisant pas partie de la limite interne de la racine. Les voxels sont alors comptabilisés et selon la méthode de Gambill, sur les coupes avant et après instrumentation, le calcul du transport canalaire est établi (figures 2.8 et 2.9) (Elsherief et al., 2013 ; Oliveira et al., 2009). Cependant, Elsherief et al. ne trouvent pas de différence significative entre les effets des systèmes Protaper®, Revo-S® et HeroShaper® sur le maintien de la courbure initiale des échantillons (Elsherief et al., 2013).

Des calculs de volume et de pourcentage de surfaces non travaillées peuvent être également effectués. Pasternak-Junior et al. estiment le pourcentage de surfaces canales non préparées après instrumentation entre 35 et 45% (Pasternak-Junior et al., 2009).

Concernant la méthode de superposition, seul Ozer et al. arrivent à superposer les numérisations avant et après préparation canalaire à l'aide d'une reconnaissance automatique par un logiciel. Ils admettent, cependant, la possibilité d'erreurs minimales dans cette procédure (figure 2.10). Ils réalisent ensuite la mesure du transport canalaire par la différence des centres de gravité selon la méthode de Peters. Cependant, ils ne montrent pas de différence significative entre les systèmes d'instrumentation sur le transport canalaire et reconnaissent que le CBCT n'est pas un outil adapté à l'évaluation de ce critère (Ozer et al., 2011).

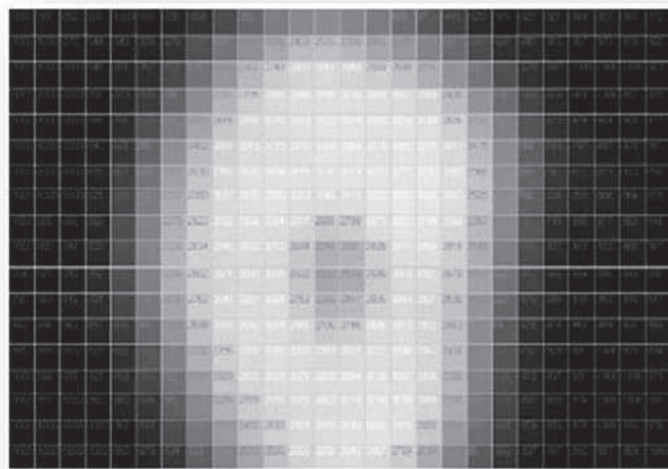


Fig 2.8 : Exemple de représentation de numérisation d'un canal par CBCT (Oliveira et al., 2009).

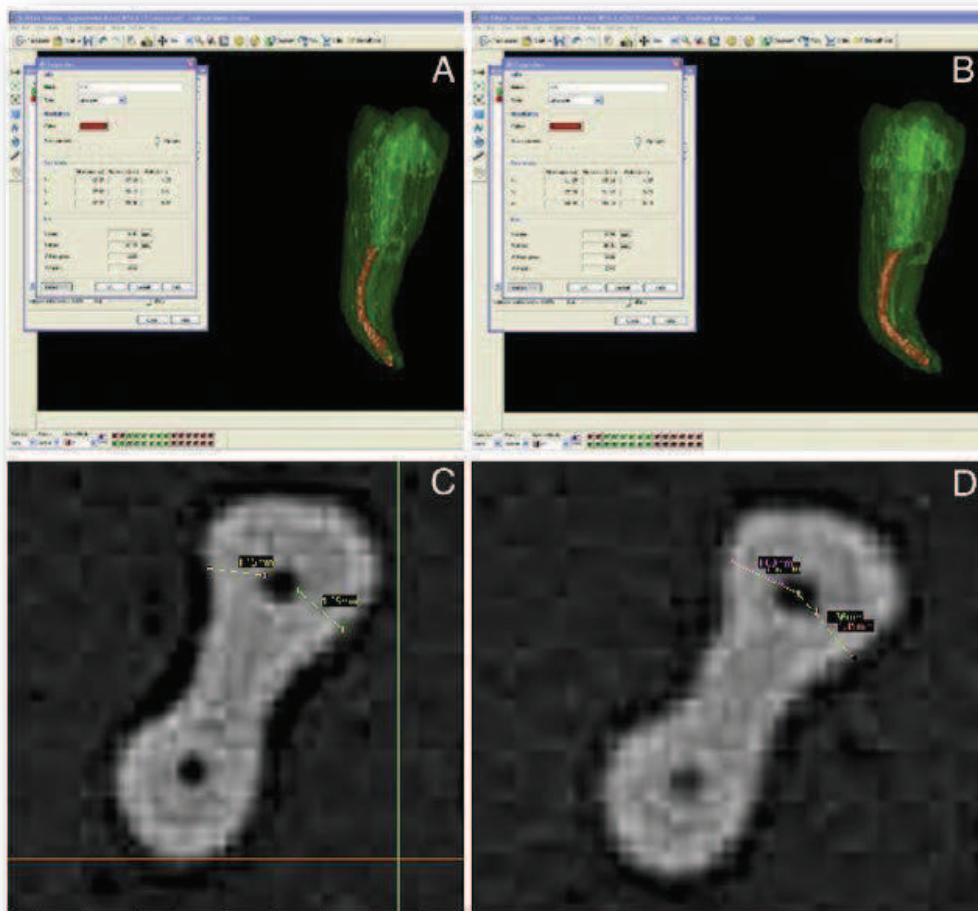


Fig 2.9 : Mesures du volume canalaire (A) avant d'instrumentation et (B) après instrumentation. Mesures du transport canalaire (C) avant l'instrumentation et (D) après l'instrumentation (Rahman Hashem et al., 2012).

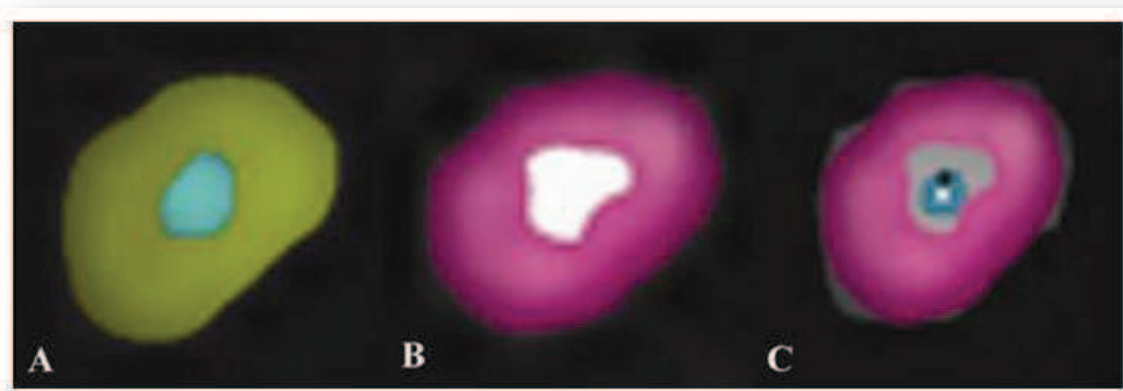


Fig 2.10 : Représentation des superpositions des numérisations (C) avant préparation (A) et après instrumentation (B). Les parties grises en périphérie sont des zones d'erreurs de superposition (Ozer et al., 2011).

Pasternak-Junior et al. estiment dans leur étude l'influence de la taille du dernier instrument utilisé sur le transport canalaire et sur sa capacité de centrage. Ils utilisent le système RaCe® (FKG, La Chaux de Fonds, Suisse) jusqu'au diamètre 35 puis jusqu'au 50. Entre les deux préparations, les échantillons sont numérisés et comparés aux échantillons avant préparation. Ils en concluent que l'augmentation de diamètre du dernier instrument n'a aucune incidence sur le transport canalaire et sur sa capacité de centrage sur les canaux courbes (Pasternak-Junior et al., 2009).

Le CBCT, utilisé comme outil d'évaluation du transport canalaire, pourrait présenter plusieurs avantages par rapport à la microtomographie. En effet, il est moins coûteux que la Micro-CT, ce qui le rend plus accessible. De plus, les temps d'acquisition sont nettement plus courts et le taux d'irradiation est moindre. Enfin, comme pour la Micro-CT, le CBCT est un outil non invasif et n'engendre pas de modifications des échantillons comme pour la technique de Bramante par exemple. Cependant, il présente certaines limites dans l'appréciation du transport canalaire. En effet, les images issues du CBCT sont « voxélisées » ce qui entraîne une difficulté à obtenir une netteté suffisante pour distinguer de manière correcte les différents tissus dentaires. Des variations importantes d'un opérateur à l'autre peuvent exister lors de l'analyse, modifiant les calculs des volumes et les mesures du transport canalaire. Cela est d'autant plus marqué que les mesures sont réalisées manuellement, le plus souvent. La comparaison des effets des instruments sur la trajectoire initiale semble alors compromise. De plus, comme pour la microtomographie, les études sont réalisées sur des coupes transversales à certains niveaux définis. Par conséquent, elles ne sont pas représentatives de l'ensemble des modifications créées par l'instrumentation sur la racine. Enfin, il y a une perte d'information entre les acquisitions volumiques et les transports calculés sur des coupes en 2D (Elsherief et al., 2013 ; Rahman Hashem et al., 2012 ; Michetti et al., 2009 ; Oliveira et al., 2009 ; Pasternak-Junior et al., 2009 ; Hartmann et al., 2007). Pour synthétiser, le CBCT semble moins bien adapté que la Micro-CT pour l'étude du transport canalaire *in vitro*.

Pour conclure, plusieurs méthodes existent afin d'étudier le système endocanalaire et notamment le transport canalaire induit par les instruments endodontiques. Cependant, seules deux méthodes sont toujours d'actualité, la microtomographie et la tomographie volumique à faisceau conique. Néanmoins, il existe des limites dans l'utilisation de ces moyens d'études tridimensionnels. C'est pourquoi dans l'étude préliminaire présentée au chapitre 3, il va être proposé un nouveau protocole d'étude du transport volumique et moins opérateur-dépendant, à la fois par Micro-CT et par CBCT.

CHAPITRE III. EFFETS SUR LA PRÉPARATION CANALAIRE DE L'INSTRUMENTATION NI-TI : EXPERIMENTATION PRELIMINAIRE RELATIVE A UNE NOUVELLE METHODE D'EXPLORATION EN IMAGERIE 3D

3.1 Objectifs

Comme nous l'avons précisé dans le premier chapitre, la préparation canalaire est l'une des étapes clefs et fondamentales dans la réussite du traitement endodontique. En effet, le passage des instruments a pour but de potentialiser la désinfection et l'obturation (Yared et al., 2009 ; Schneider, 1974). Depuis quelques années, les avancées techniques dans le domaine de l'imagerie nous permettent de mieux comprendre les échecs des traitements et d'en cibler les causes (Huslmann et al., 2005 ; Peters et al., 2000). L'étape de préparation canalaire peut notamment engendrer des effets iatrogènes. Le transport canalaire en fait partie. C'est une déviation externe du canal original dans les courbures canalaire, notamment dans la moitié apicale de la racine. Il est principalement dû à un manque de flexibilité des instruments endodontiques et à leur capacité à reprendre leur forme initiale (AAE, 2012). Il génère des zones sur-travaillées pouvant fragiliser la racine, et parallèlement laisser des zones non travaillées favorisant la présence de micro-organismes et de tissus nécrotique (Karabucak et al., 2010).

De nombreuses études se sont intéressées à ce problème et comparent les instruments endodontiques entre eux afin d'identifier ceux qui respectent au mieux la courbure initiale du canal. Ainsi sont mesurés le transport canalaire, la capacité de l'instrument à rester dans une position centrale au sein du canal (centering ability), mais également la quantité de dentine évacuée lors de la préparation canalaire (Goldberg et al., 2012 ; Paqué et al., 2011 ; Peters et al., 2001). Depuis quelques années, l'imagerie tridimensionnelle est utilisée pour analyser ces caractéristiques : la microtomographie et plus récemment la tomographie volumique à faisceau conique. Ces méthodes permettent d'avoir une résolution importante, elles ne sont pas invasives et préservent les échantillons.

L'objectif de cette pré-étude est de tester un protocole plus précis et moins opérateur-dépendant, permettant d'évaluer les effets de la préparation canalaire sur l'ensemble de la racine par microtomographie (Micro-CT) et par tomographie volumique à faisceau conique (CBCT). Ce protocole, s'il est validé, sera utilisé dans une étude comparative du transport canalaire dans le cadre de l'utilisation de différents instruments endodontiques notamment les dernières générations.

3.2 Matériels et Méthodes

3.2.1 Sélection des échantillons

Pour des raisons éthiques et de radioprotection cette étude est uniquement *in vitro*.

147 molaires mandibulaires humaines, extraites pour des raisons variables, sont collectées. Les critères de sélection de l'étude de Lopez sont appliqués (Lopez et al., 2009). Chaque dent est radiographiée 3 fois : orthogonalement, sous incidence légèrement mésialée et distalée afin de contrer les superpositions et d'obtenir toutes les informations nécessaires. Ainsi toutes les dents présentant des minéralisations, résorptions (externes ou internes), traitements endodontiques, restaurations importantes, apex ouverts mais encore des degrés de courbure exagérés sont éliminées. Après une première sélection, l'échantillon se porte à 122 dents.

A l'aide du logiciel de visualisation de radiographie Kodak 2100 (Eastman Kodak Company, Rochester, Etats Unis) la courbure des racines mésiales est mesurée en appliquant la méthode de Schneider (Yang et Al., 2007 ; Schneider, 1971). Une droite partant de l'entrée canalair et suivant l'axe de la racine est tracée, elle est coupée par une deuxième droite partant de l'apex et suivant le canal. La section de ces 2 droites permet de mesurer l'angle de courbure radulaire. Dans la mesure du possible et selon les superpositions, l'angle de courbure est calculé pour le canal mésio-vestibulaire et le canal mésio-lingual. Les angles varient entre 13 et 57 degrés.

Pour l'étude préliminaire, nous avons sélectionné 5 molaires mandibulaires, soit 10 canaux, avec des courbures mésiales supérieures à la moyenne afin d'accentuer la déviation de l'instrument pour faciliter la mise en place du protocole et de ses calculs. La valeur de leur courbure est comprise entre 48 et 51 degrés. Le reste de la collection de dents sera utilisé pour une étude comparative entre différents instruments après avoir validé la nouvelle méthodologie.

3.2.2 Préparation des échantillons

Chaque couronne est coupée à l'aide d'un disque diamanté, monté sur turbine sous spray d'eau froide, au niveau de la jonction email-cément afin d'avoir accès à la chambre pulpaire. Une fraise Zekrya Endo® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suisse) permet d'éliminer les contres dépouilles et d'optimiser l'entrée canalair. Toujours à l'aide du disque diamanté, la racine mésiale est séparée de la racine distale ne laissant qu'un bloc radulaire. Les racines sont rincées avec une solution d'hypochlorite de sodium à 0.5% puis conservées dans du sérum physiologique (Lopez et al., 2009).

3.2.3 Préparation canalaire

Ce travail est réalisé à la faculté d'odontologie de Brest dans les salles de travaux pratiques, par un même opérateur. Une radiographie préopératoire est réalisée pour chaque échantillon afin d'évaluer toutes les difficultés potentielles. Les entrées canalaires sont localisées et le cathétérisme du canal est effectué avec une lime K manuelle en acier de diamètre 10 puis 15. La longueur de travail est déterminée à l'aide d'une radiologie lime en place à - 0,5 millimètre de l'apex radiographique, soit à la jonction cémento-dentinaire probable (ANDEM, 1996). La préparation canalaire est réalisée à l'aide du système de rotation continue en Nickel-Titane : Revo-S® (Micromega, Besançon, France). Le protocole suit les recommandations du fabricant. Une seule série d'instruments est utilisée pour l'ensemble des 10 canaux. Une irrigation avec 2mL d'hypochlorite de sodium à une concentration de 0,5% est effectuée entre chaque instrument et dans chaque canal (Huslmann et al., 2005). Le dernier instrument utilisé est l'AS35 dont les caractéristiques sont un diamètre de 35/100 et une conicité de 6%. Pour finir, une irrigation passive ultrasonique est réalisée à l'aide d'un insert endodontique monté sur P-Max (Acteon, Bordeaux, France) avec une solution d'hypochlorite de sodium de concentration 2,5% (Zehnder et al., 2006).

Bien que les conditions opératoires soient respectées, des événements indésirables se sont produits. Une fracture instrumentale a eu lieu dans le tiers moyen de la racine de la dernière dent. Malgré une irrigation abondante et l'utilisation des ultrasons, l'instrument est resté bloqué dans l'échantillon. De plus, sur une des dents, une ovalisation foraminale a été créée suite au dépassement important d'un instrument au-delà de la constriction apicale.

3.2.4 Procédures d'imagerie et analyses

Les deux procédures d'imagerie 3D choisies sont appliquées sur l'échantillon avant et après préparation canalaire.

3.2.4.1 Sources d'imageries

3.2.4.1.1 Microtomographie

Nous utilisons le microtomographe V-tome-X 240D® (GE Measurement & Control, Billerica, Massachusetts, USA) du CRT de Morlaix (figure 3.1), qui est composé :

- d'un tube à rayon X : xs-240D, ayant pour caractéristiques :
 - un angle directionnel de sortie 60°,
 - un voltage compris entre 10 et 240 kV,

- une intensité allant de 5 μA à 3000 μA ,
 - une reconnaissance des détails inférieure à $3 \times 5 \mu\text{m}$.
- d'un détecteur haute résolution :
- de type : XRD 1640,
 - ayant une résolution de 1024 x 1024 pixels de 400 x 400 microns et un déplacement de détecteur pour doubler la résolution (2048 x 1024),
 - d'une échelle de 65536 niveaux de gris (16 bits),
 - d'une vitesse d'acquisition de 15 images par secondes,
 - de taille de 400mm x 400 mm (source : CRT de Morlaix).



Fig 3.1 : Microtomographe V-tome-X 240D du CRT de Morlaix.

3.2.4.1.2 Tomographie volumique à faisceau conique ou Cone Beam Computerized Tomography ou CBCT

Nous utilisons le ProMax 3D Mid Planmeca® (Planmeca, Helsinki, Finland) du service d'Odontologie du CHRU de Brest. Il est composé :

- d'un tube rayon X de type Toshiba D-054SB-P (Toshiba, Tokyo, Japon) ayant pour caractéristiques :
 - un voltage de 54 à 90 kV,
 - une intensité de 1 à 14 mA,
 - une reconnaissance de détail allant jusqu'à $100\mu\text{m}$,

- une tâche focale de 0,5 x 0,5 mm.
- d'un détecteur Flat Panel avec :
 - une vitesse d'acquisition de 18 à 26s par rayonnement pulsé,
 - une vitesse de reconstruction de 13 à 26s,
 - une taille de l'image de 13 x 13 cm,
 - une taille de pixel de 127 μm (site internet Planmeca).

3.2.4.2 Acquisition des clichés

3.2.4.2.1 Acquisition par Micro-CT

Les dents sont placées dans le V-tome-X 240 D® sur un support en mousse entre le tube à rayons X et le récepteur, tous les deux étant fixes (figures 3.2 et 3.3). C'est le support qui effectue une rotation complète sur lui-même lors de l'irradiation de la dent. Le réglage du tube étant de 120 kV avec une intensité de 300 μA permet d'avoir une résolution de 20 μm . L'acquisition dure environ 18 minutes par dent.

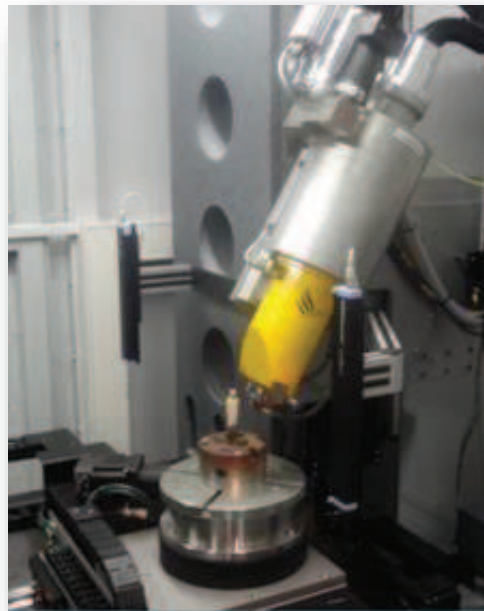


Fig 3.2 : Tube à rayon X xs-240D (CRT Morlaix).

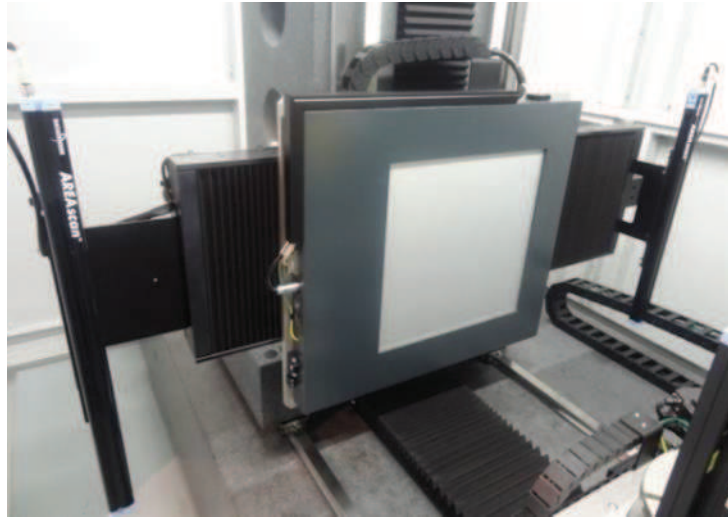


Fig 3.3 : Détecteur haute résolution.

Les données récoltées sont traitées informatiquement par le logiciel Phoenix datos|x acquisition CT software® (GE Measurement & Control, Billerica, Massachusetts, USA) puis par le datos|x reconstruction CT software® (GE Measurement & Control, Billerica, Massachusetts, USA) qui convertit ces images en numérisation tridimensionnelle sous forme de « nuages de point » à l'aide d'un algorithme de reconstruction. Des milliers de points avec une nuance de gris différente sont créés en fonction des reliefs et des zones de vide, formant ainsi une image en 3 dimensions.

Les images microtomographiques sont traitées à l'aide du logiciel VGstudio 2.0® (Volume Graphics, Heidelberg, Germany) où l'endodonte des dents étudiées est mis en évidence à l'aide d'un outil de détection de porosité qui visualise les zones de vide ou de moindre densité par rapport aux tissus minéralisés. Enfin, notre étude des clichés est réalisée à l'aide du logiciel MyVgl 2.0® (Volume Graphics GmbH, Heidelberg, Germany) (figure 3.4).

Lors de l'ouverture du fichier, quatre fenêtres de visualisation apparaissent :

- une fenêtre de visualisation exposant une reconstitution tridimensionnelle de la dent et de son endodonte mis en évidence grâce à un outil de variation de transparence. La dent peut être déplacée et mise en rotation dans les trois plans de l'espace (x, y et z).

- les trois autres fenêtres exposent les coupes en deux dimensions de la dent suivant les trois axes définis par le plan de coupe préétabli. Des outils d'agrandissement, de choix de niveau de coupe et de mesure sont disponibles pour chacune de ces trois fenêtres.

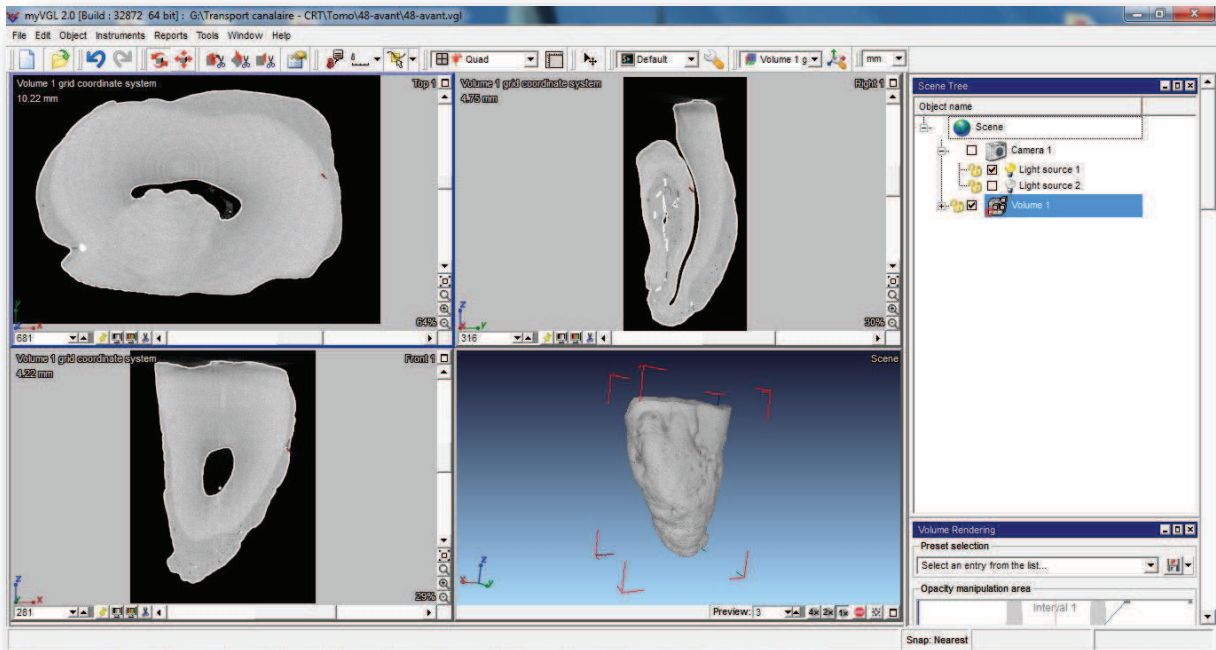


Fig 3.4 : Exemple de reconstruction avec le logiciel MyVgl 2.0® (Volume Graphics GmbH, Heidelberg, Germany).

3.2.4.2.2 Acquisition par CBCT

Les échantillons sont placés dans la même mousse que pour la microtomographie. L'ensemble est installé au niveau du repose menton. Contrairement au Micro-CT, le support de la dent est fixe et l'ensemble tube à rayon X / détecteur est mobile. Son degré d'amplitude varie de 200 à 360°. Grâce aux lasers de détection du CBCT, nous arrivons à cibler la dent afin d'obtenir le champ d'irradiation le plus faible à savoir, 40 x 50 mm.

Le ProMax 3D Mid Planmeca® propose différents choix de numérisation en fonction de la résolution et par conséquent de la dose de rayon X généré. Le mode haute résolution est choisi avec un voltage de 90kV et une intensité de 10mA. La taille de l'image obtenue est de 401 x 401 x 501 mm avec des voxels de 100µm et le temps de numérisation est de 12,258 secondes. Ces réglages sont comparés avec le mode haute définition. Le voltage et l'intensité sont identiques, mais la taille des images est de 268 x 268 x 334 mm avec des voxels de 150µm et un temps d'exécution de 15,387 secondes. La différence entre ces modes de résolution réside dans la reconstruction informatique. En effet, le mode haute résolution prendrait en compte les artéfacts et les éliminerait de l'image.

Les données informatiques sont transmises à un premier ordinateur qui les analyse et reconstruit l'image par un algorithme mathématique. Ces images sont accessibles par le deuxième ordinateur grâce

au logiciel de visualisation Planmeca Romexis 3D explorer® (Planmeca, Helsinki, Finland). Comme pour la Micro-CT, ce logiciel se compose de quatre fenêtres avec les visualisations de l'échantillon dans ses trois plans de l'espace et une fenêtre avec une reconstruction en 3 dimensions (figure 3.5).

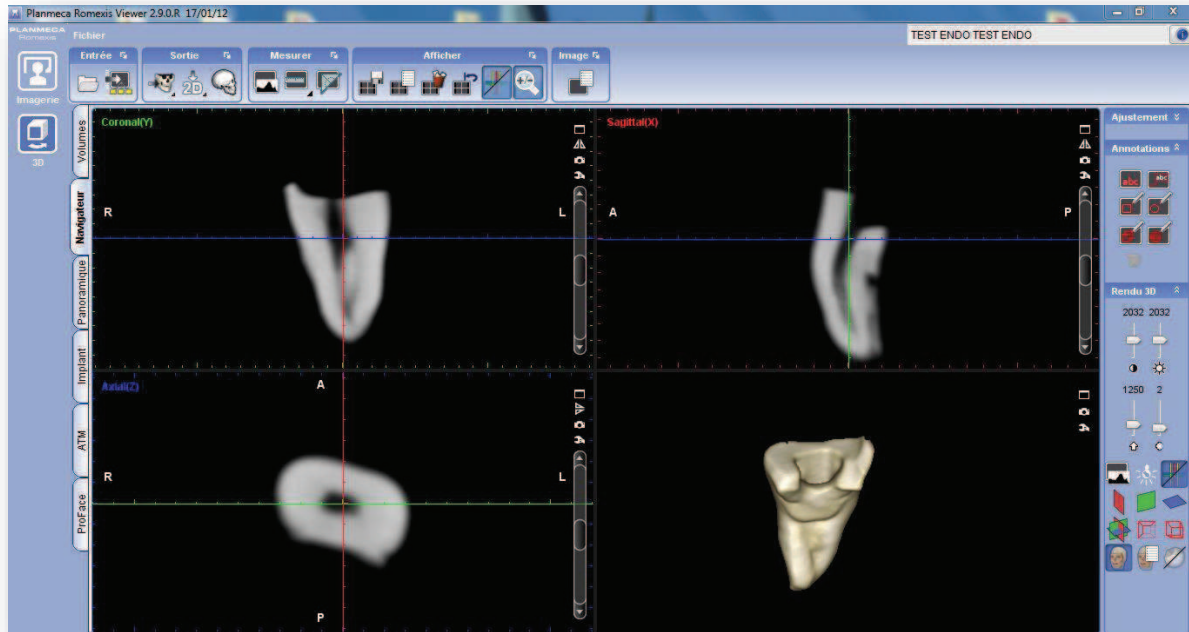


Fig 3.5 : Visualisation d'un échantillon passé au CBCT par le logiciel Planmeca Romexis 3D®.

3.2.5 Reconstruction

La superposition des données récoltées, grâce à l'alignement des parois externes de la racine, est possible de façon sûre uniquement pour la Micro-CT. En effet, les numérisations issues du CBCT ne sont pas assez précises pour permettre une superposition acceptable. Même avec un mode de reconnaissance automatique, un manque de précision génère un décalage de voxel sur toute la racine modifiant les volumes canalaires.

Les numérisations issues de la Micro-CT avant et après instrumentation sont superposées au micromètre près, à l'aide du logiciel VGstudio 2®. La question de créer des reliefs reconnaissables sur la dent s'est posée afin de faciliter les superpositions, telles que 3 petites cavités en forme de triangle sur le côté de racine. Cette solution a vite été écartée, d'une part parce que ces cavités peuvent être altérées lors du transport des dents et lors de leur manipulation, d'autre part parce que, dans le cas de la Micro-CT, chaque dent présente assez de caractéristiques discernables et utilisables telles que des fêlures et autres reliefs.

Le logiciel Focus Inspection Viewer 8.3® (Nikon, Tokyo, Japon) permet une découpe informatique minutieuse des images afin d'extraire les canaux. Il offre également la possibilité de prendre des mesures précises au moyen de côtes ou d'étiquettes d'information. Une échelle de couleurs est utilisée afin de visualiser les zones où de la matière a été enlevée, voire ajoutée, par rapport à la dent initiale. Cette échelle est à la base de notre protocole. En la calibrant, elle nous offre une représentation graphique des écarts de points entre l'image initiale pré-instrumentation et l'image post-instrumentation. Il peut s'avérer nécessaire de modifier l'échelle de couleur afin de mettre en évidence les zones hors tolérance ou pour ne pas prendre en compte les points qui sont trop éloignés du canal initial (le nominal).

Grâce à la représentation en 3D, apparaissent clairement les zones non travaillées et les exagérations de travail au niveau des courbures, principalement dues au redressement des instruments. Nous pouvons ainsi mesurer en tout point l'écart par rapport au point nominal et obtenir la déviation canalaire (figure 3.6).

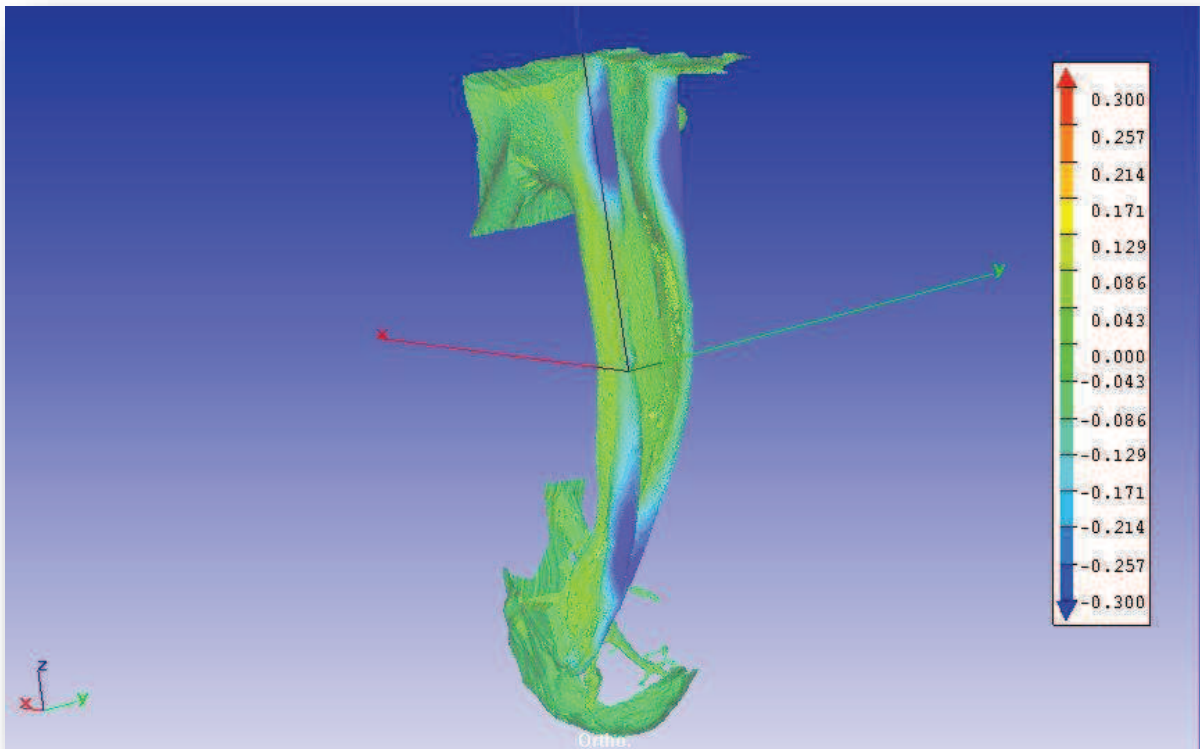


Fig 3.6 : Exemple de reconstruction suite à une acquisition au Micro-CT à l'aide du logiciel Focus Inspection Viewer 8.3®.

3.3 Résultats

3.3.1 Evaluation du transport canalaire

3.3.1.1 Méthode de Gambill

La déviation canalaire est généralement déterminée sur des coupes numériques issues de Micro-CT ou de CBCT (Gonzales Freire et al, 2011 ; Yang et al, 2011 ; Oliveira et al, 2009 ; Peters et al, 2001). Les coupes sont généralement prises tous les millimètres en partant de l'apex. Certaines études font des coupes seulement aux 1^{er}, 3^{ème}, 5^{ème} et 7^{ème} millimètres (Gergi et al., 2010). Le segment représentant la plus courte distance partant du bord du canal non instrumenté jusqu'à la périphérie de la racine est tracé et mesuré sur la coupe pré-instrumentation (figure 3.7). Les mêmes étapes sont réalisées sur la coupe post instrumentation (figure 3.7). Le transport canalaire est alors calculé. La formule suivante est appliquée afin de constater le degré de déviation du canal après instrumentation par rapport au canal original : $[(a1-a2) - (b1-b2)]$

a1 : la plus petite distance entre le bord mésial du canal non instrumenté et le bord mésial de la racine,

b1 : la plus petite distance entre le bord distal du canal non instrumenté et le bord distal de la racine,

a2 : la plus petite distance entre le bord mésial du canal instrumenté et le bord mésial de la racine,

b2 : la plus petite distance entre le bord distal du canal instrumenté et le bord distal de la racine.

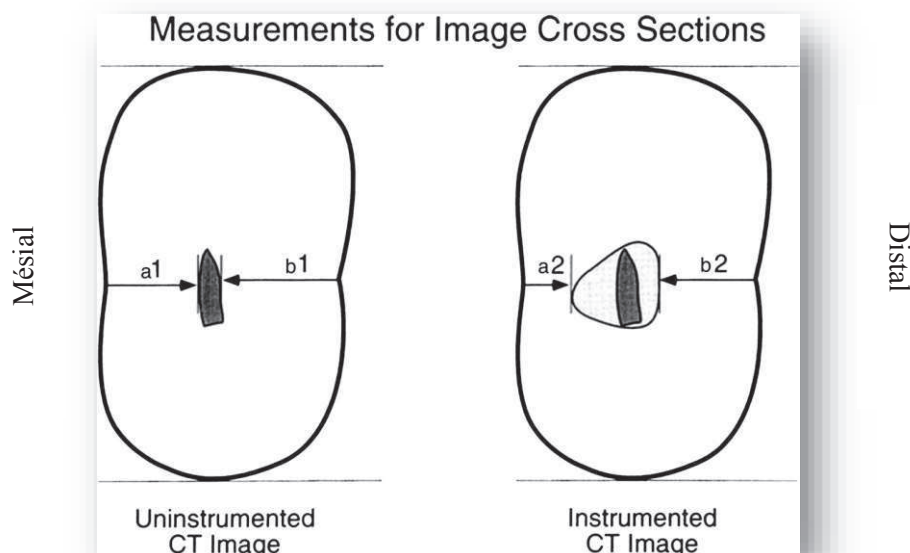


Fig 3.7 : Mesure du transport canalaire sur des coupes avant préparation (à gauche) et après préparation (à droite) (Gergi et al. 2010).

D'après la formule, si la valeur est différente de 0 cela signifie qu'il y a une déviation de la courbure d'origine. Une valeur négative représente une déviation dans le sens distal et *a contrario* une valeur positive représente une déviation dans le sens mésial (Elsherief et al., 2013 ; Gergi et al. 2010).

La capacité de centrage d'un instrument est obtenue en utilisant les données récoltées et appliquées dans la formule suivante : $[(a1-a2) / (b1-b2)]$.

Cette équation est choisie en fonction du numérateur, qui est toujours la valeur la plus faible des deux différences. L'instrument est parfaitement centré dans le canal quand la valeur de ce ratio est égale à 1. A l'inverse, si la valeur est proche de zéro, cela signifie que l'instrument a une faible capacité à rester dans l'axe du canal (Elsherief et al., 2013).

Cette méthode est appliquée à l'échantillon sur des coupes transversales issues de la Micro-CT à l'aide du logiciel MyVgl®. Nous avons réalisé des mesures à 1, 3, 5 et 7mm (tableau 3.1).

Echantillon	n°1				n°2				n°3				n°4				n°5			
	1mm	3mm	5mm	7mm	1mm	3mm	5mm	7mm	1mm	3mm	5mm	7mm	1mm	3mm	5mm	7mm	1mm	3mm	5mm	7mm
Transport canalair																				
Racine MV	0,350	0,340	0,070	0,440	0,320	0,400	0,010	0,010	0,110	0,290	0,110	0,190	0,000	0,390	0,020	0,170	0,280	0,290	0,100	0,460
Racine ML	ND	0,470	0,180	0,450	ND	ND	ND	0,351	ND	0,050	0,030	0,390	0,020	ND	0,040	0,080	-	-	-	-
Capacité de centrage																				
Racine MV	0,029	0,029	0,682	0,023	0,031	0,025	0,954	0,952	0,607	0,934	0,561	0,406	0,818	0,029	0,909	0,452	0,036	0,340	0,643	0,080
Racine ML	ND	0,021	0,471	0,182	ND	ND	ND	0,340	ND	0,782	0,812	0,264	1,000	0,166	0,789	0,601	-	-	-	-

Tab 3.1 : Calcul du transport canalair et de la capacité de centrage de l'instrument sur l'échantillon selon la méthode de Gambill.

Les données manquantes (ND) s'expliquent principalement par une communication des canaux dans le tiers apical, ou par l'impossibilité d'effectuer les mesures (comme dans l'échantillon n°5 où un instrument est cassé dans la racine mésio-linguale).

3.3.1.2 Nouvelle approche de la mesure des effets de la préparation instrumentale

Afin d'évaluer le transport canalair, il est nécessaire de superposer les numérisations. Or la superposition des données issues du CBCT n'est pas possible de façon satisfaisante dans notre échantillon. De trop grandes irrégularités sont présentes dans les superpositions, ce qui peut fausser les résultats. Ceci est d'ailleurs suggéré lors du calcul (logiciel MyVgl®) des volumes des échantillons avant et après instrumentation issus de l'acquisition au CBCT. La résolution de 100 µm ne permet pas de distinguer correctement les limites des canaux. Une reconnaissance automatique est choisie car une

sélection manuelle est totalement subjective et varie entre chaque opérateur. Des contradictions dans les résultats des volumes canalaires, avant et après préparation, sont visibles malgré une vérification des résultats (tableau 3.2). En effet, dans certains échantillons les volumes après préparation sont supérieurs aux volumes initiaux. De plus, en fonction du mode de numérisation utilisé pour le même échantillon (HR ou HD), ces contradictions de volume peuvent disparaître.

Volume total de la dent (en mm ³)	n°1	n°1	n°2	n°2	n°3	n°3	n°4	n°4	n°5	n°5
	HR	HD	HR	HD	HR	HD	HR	HD	HR	HD
Avant	311,13	312,11	209,92	211,31	178,13	180,14	166,19	166,33	163,01	163,09
Après	312,19	313,64	210,47	211,13	174,67	174,49	160,5	160,78	162,63	163,79
Différence (en %)	+0,34	+0,49	+0,26	0,08	1,94	3,14	3,42	3,33	0,23	+0,04

Tab 3.2 : Volume des échantillons issus d'acquisition CBCT avant et après préparation pour les modes de numérisation haute résolution (HR) et haute définition (HD) (logiciel MyVgl®).

Le calcul des volumes est également effectué pour les numérisations issues de la Micro-CT. La résolution étant plus grande, les limites des canaux sont parfaitement discernables. La reconnaissance automatique des limites est également choisie. Ces résultats indiquent les volumes de matière dentinaire retirés (en mm³) pendant la préparation. Les résultats sont synthétisés dans le tableau ci-dessous (tableau 3.3) :

Volume total de la dent (en mm ³)	n°1	n°2	n°3	n°4	n°5
Avant	308,8	211,45	176,6	163,71	163,58
Après	299,7	205,11	166,38	151,54	158
Différence (en %)	2,95	2,99	5,79	7,43	3,41

Tab 3.3 : Volume des échantillons issus d'acquisition Micro-CT avant et après préparation (logiciel MyVgl).

Comme nous l'avons précisé précédemment, les mesures du transport canalair, selon notre nouvelle approche, sont possibles à l'aide des superpositions de données. Les résultats ci-dessous proviennent uniquement des données de la Micro-CT. Le logiciel Focus Inspection Viewer 8.3® nous permet de choisir n'importe quel point de la reconstruction en 3D et d'obtenir directement l'écart entre

la partie instrumentée et la partie initiale (figures 3.8 et 3.9). Afin de faciliter les mesures, nous avons préalablement réalisé un maillage des canaux. Le logiciel MX Siemens PLM software® (Siemens, Californie, USA) permet de créer des cercles sur tous les millimètres en partant de l'apex, et sur chaque canal. L'axe utilisé est celui du canal et non l'axe Z. Ces anneaux sont intégrés aux données du logiciel Focus Inspection® et facilitent ainsi les mesures.

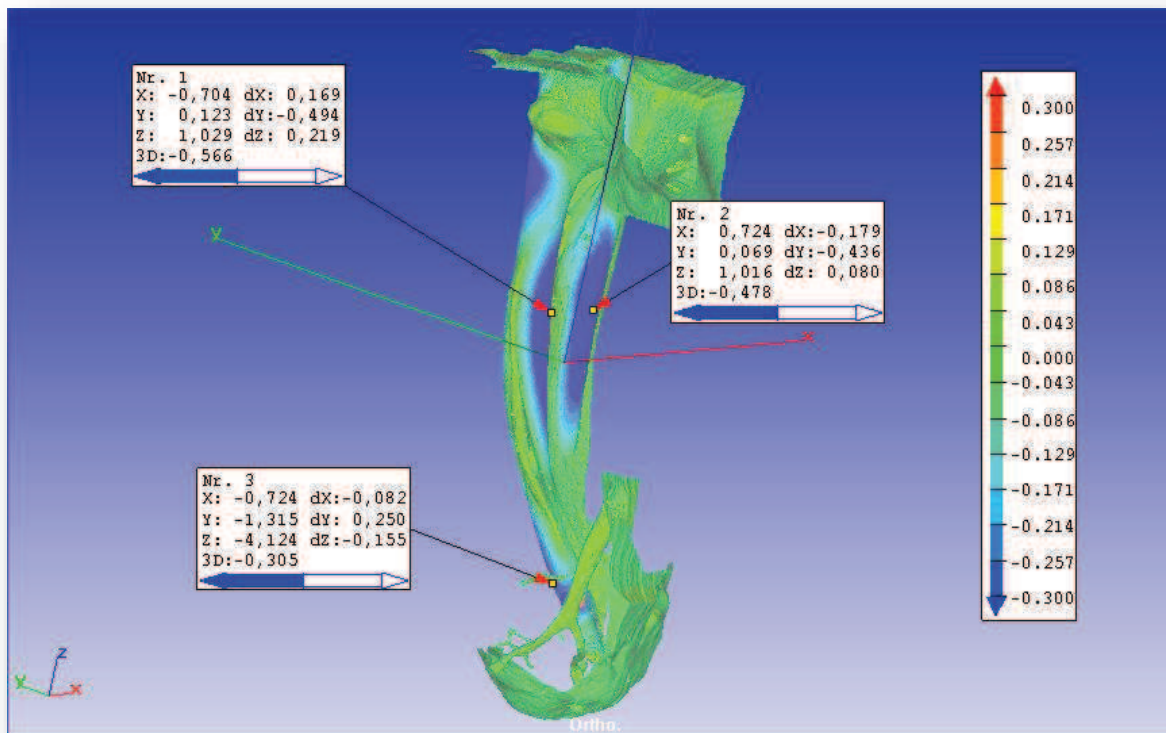


Fig 3.8 : Représentation d'une superposition de numérisations Micro-CT reconstruite par le logiciel Focus Inspection Viewer 8.3 (Nikon, Tokyo, Japon). Les zones bleues sont les zones où la matière est la plus évacuée et où la courbure originale du canal est la moins respectée.

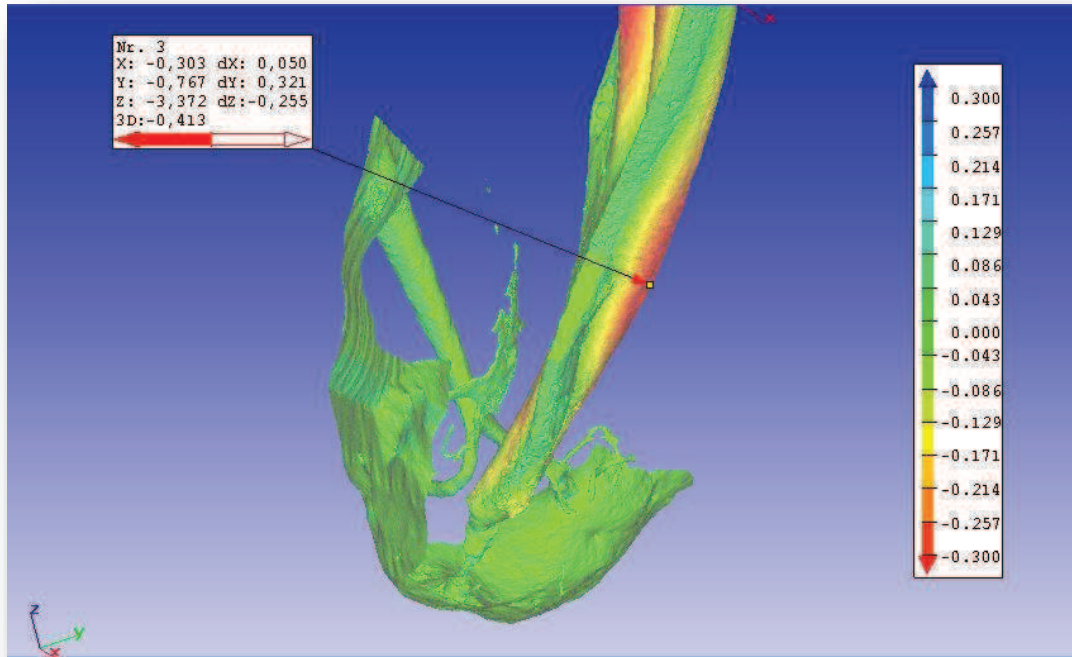


Fig 3.9 : Agrandissement de la zone apicale où le transport canalaire est représenté en rouge. Le point indiqué est la zone la plus déportée suite au travail instrumental.

Afin de calculer le transport canalaire, nous appliquons une modification de la méthode de Gambill. En effet, la méthode originale mesure la différence entre le bord de la racine et le bord du canal, sur des coupes avant et après préparation. Ces mesures se font en mésial et en distal. La différence de ces valeurs nous donne le transport canalaire. Avec notre méthode, nous disposons instantanément de la différence des bords du canal avant et après préparation. Les distances sont relevées en mésial et en distal et leur différence nous donne le transport canalaire (tableau 3.4). La capacité de centrage est également calculée (tableau 3.4).

Echantillon	n°1				n°2				n°3				n°4				n°5			
	1mm	3mm	5mm	7mm	1mm	3mm	5mm	7mm	1mm	3mm	5mm	7mm	1mm	3mm	5mm	7mm	1mm	3mm	5mm	7mm
Transport canalaire																				
Racine MV	0,389	0,294	0,030	0,408	0,292	0,354	0,020	0,427	0,073	0,264	0,023	0,240	0,015	0,361	0,040	0,160	0,290	0,200	0,043	0,452
Racine ML	ND	0,409	0,084	0,422	ND	ND	ND	0,360	ND	0,069	0,020	0,334	0,050	ND	0,060	0,140	-	-	-	-
Capacité de centrage																				
Racine MV	0,030	0,030	0,840	0,080	0,030	0,030	0,920	0,660	0,700	0,030	0,990	0,350	0,910	0,140	0,840	0,520	0,100	0,230	0,830	0,140
Racine ML	ND	0,020	0,740	0,200	ND	ND	ND	0,320	ND	0,680	0,700	0,290	0,950	ND	0,760	0,500	-	-	-	-

Tab 3.4 : Calcul du transport canalaire et de la capacité de centrage de l'instrument sur l'échantillon selon notre nouvelle approche.

Le logiciel Focus Inspection® nous permet également d'évaluer le pourcentage de surfaces non travaillées après l'instrumentation du canal (tableau 3.5).

	n°1	n°2	n°3	n°4	n°5
Pourcentage de parois non travaillées	30,50%	36,10%	42,60%	21,80%	23,60%

Tab 3.5 : Pourcentage de parois canalaire non travaillées des échantillons.

Pour vérifier cette nouvelle approche de mesure de transport canalaire, nous comparons la mesure du point le plus éloigné sur la représentation en 3D, à l'étude de la coupe transversale issue de ce même point par le logiciel Focus Inspection®. Ce point se situe au 4^{ème} millimètre en partant de l'apex en suivant l'axe du canal et non pas l'axe Z. La représentation en 3D nous indique que l'écart entre la partie non-instrumentée et la partie instrumentée est de 0,392mm (figure 3.10). En faisant une coupe transversale au 4^{ème} millimètre, nous obtenons deux tracés. Le premier en bleu représente le canal original, le deuxième en rouge représente le canal après instrumentation. La distance les séparant est de 0,396mm (figure 3.11). La différence est due à la difficulté de trouver à l'œil nu la plus petite distance entre les deux tracés. Grâce à cette comparaison, nous observons la précision de la 3D et de sa simplicité d'utilisation.

Le logiciel Focus Inspection® donne instantanément sur l'image 3D, la distance entre le point post instrumentation et son point équivalent sur l'image pré instrumentation, ce qui correspond dans la formule de Gambill à (a1-a2) ou (b1-b2) selon que l'on se situe en mésial ou en distal. Dans la méthode classiquement utilisée, le calcul et le choix des points sont totalement opérateur-dépendants, ce qui entraîne donc des variations selon les sélections réalisées. Avec le logiciel Focus Inspection, seul le choix du point post instrumentation dépend de l'opérateur. Le choix du point correspondant sur l'image initiale et le calcul de la distance sont automatisés.

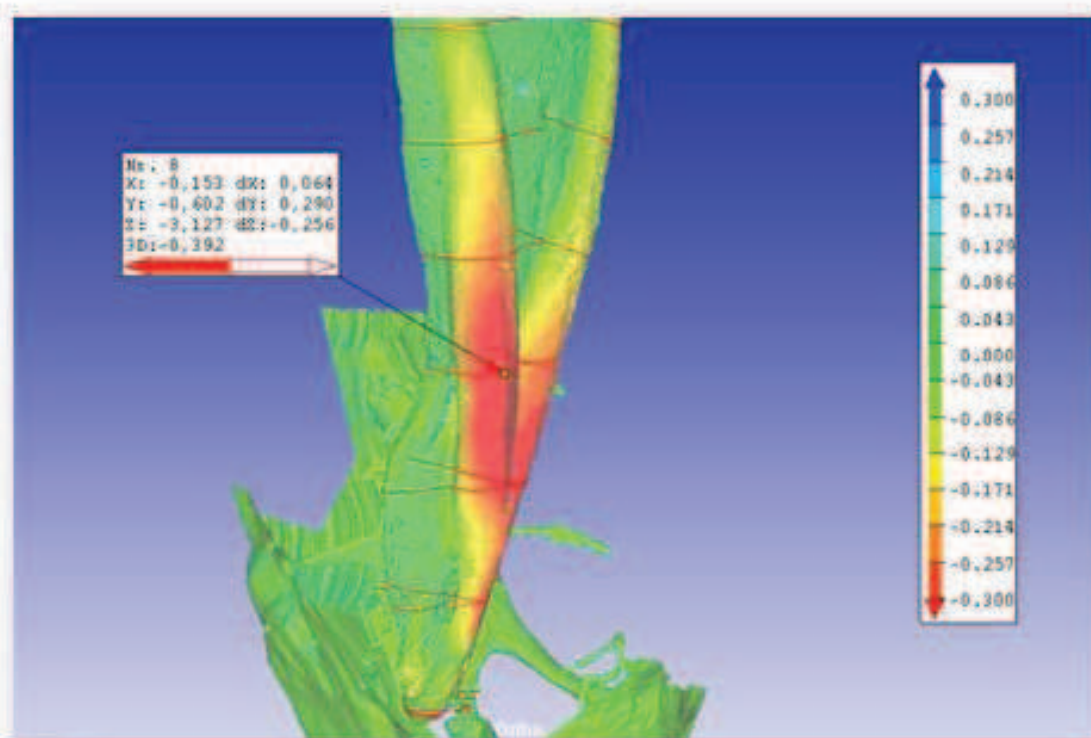


Fig 3.10 : Autre point de vue du transport canalaire après agrandissement de la zone apicale. En rouge les zones les plus déviées, en vert les zones inchangées. L'étiquette correspond au calcul automatisé de la distance entre le bord mésial du canal instrumenté et le bord mésial du canal non instrumenté.

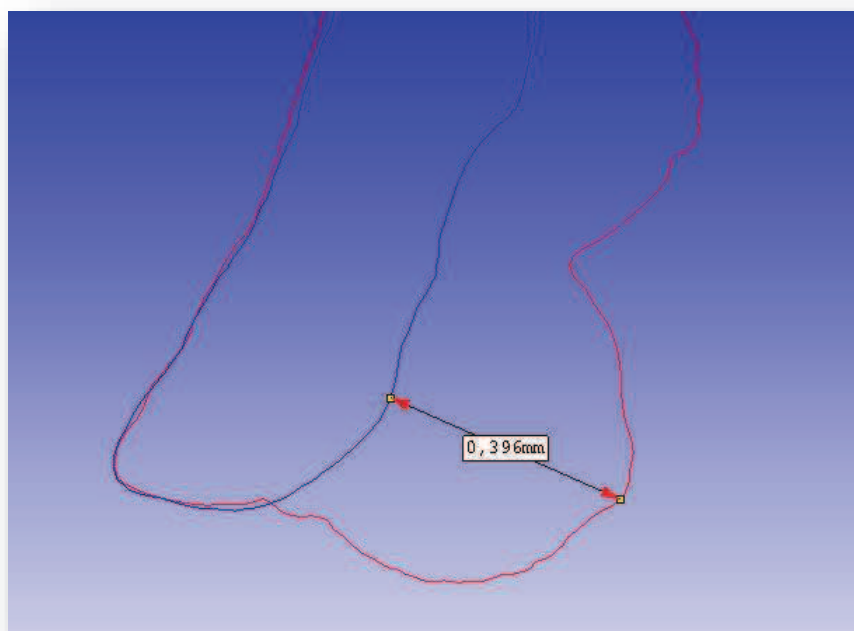


Fig 3.11 : Coupe transversale informatique au 4^{ème} millimètre de l'apex et calcul de la distance entre le bord mésial du canal instrumenté et le bord mésial du canal non instrumenté (en bleu le canal original, en rouge le canal après instrumentation).

3.4 Discussion

L'un des principaux objectifs de la préparation canalaire est d'obtenir une mise en forme de conicité continue sur toute la longueur du canal, en maintenant la trajectoire initiale (Machtou, 1999 ; Medioni et Vene, 1995 ; Schilder, 1974). Des événements indésirables, tels que le transport canalaire, peuvent avoir lieu lors de la préparation de canaux courbes. Pour étudier l'efficacité des instruments et des techniques de préparation radiculaire, un certain nombre de méthodes sont utilisées pour comparer l'anatomie du canal avant et après la préparation (Karabucak et al., 2010 ; Huslmann et al., 2005 ; Peters et al., 2000). Ces méthodes utilisent de plus en plus les dernières techniques d'imagerie tridimensionnelle à savoir le CBCT et le Micro-CT. En effet, l'imagerie bidimensionnelle est peu indiquée pour l'évaluation des phénomènes liés à la préparation canalaire, du fait des superpositions des canaux et de la perte d'information qui en découle (Hodez et Bravetti, 2010 ; Cavézian et al., 2006 ; Giron et al., 1993). Cependant la radiographie numérique reste indispensable à tout traitement endodontique car elle permet une certaine visualisation du système endocanalaire, et une anticipation des éventuelles difficultés rencontrées lors de la préparation. Les imageries en 3D offrent indéniablement une vision plus globale de l'endodonte dans les trois plans de l'espace et la possibilité de mesurer les conséquences de l'instrumentation (Goldberg et al., 2012 ; Paqué et al., 2011 ; Peters et al., 2001).

La méthode de Gambill est une des méthodes les plus employées pour l'évaluation des effets de la préparation instrumentale sur le canal (Gambill et al., 1996). Elle consiste à mesurer, sur des coupes transversales issues d'imagerie tridimensionnelle, la distance entre les parois de la racine et les parois canalaires avant et après préparation. A travers une formule mathématique, le transport canalaire est déterminé ainsi que la capacité de centrage de l'instrument. Des difficultés existent lors de son évaluation. La première étant d'obtenir exactement la même coupe transversale, dans les mêmes plans de l'espace, pour les données avant et après instrumentation. La manipulation en 3D du logiciel MyVgl® demande un temps d'apprentissage. De plus, il est difficile d'orienter la dent de façon à ce que la coupe soit perpendiculaire au canal. Si nous réalisons une coupe perpendiculaire à la racine, le canal est ovalisé et les mesures sont faussées. L'autre difficulté est de trouver la distance la plus faible entre le canal et le bord de la racine. Cette étape, opérateur-dépendante, est totalement subjective et est une source d'incertitude faisant faire varier les résultats. Enfin, la réalisation de coupes tous les 2 millimètres voire tous les millimètres ne nous donne qu'un aperçu du trajet de l'instrument. Il peut donc exister une perte d'informations quant à la réelle préparation du canal.

L'objectif de cette étude préliminaire est de comparer les données issues des CBCT et Micro-CT, et de mesurer le transport canalaire d'une façon plus simple et moins opérateur-dépendante. Le CBCT est actuellement la référence en imagerie dento maxillaire *in vivo* (Hodez et Bravetti, 2010 ;

Cavézian et al., 2006). Il permet de constater la complexité du réseau canalaire et son ensemble de canaux accessoires qui ne sont pas visibles à la radiographie. Malgré une résolution importante, de l'ordre de 100µm dans notre cas, les limites radiculaires et canalaires sont peu différenciables, rendant la superposition des clichés pré et post-opératoires très aléatoires. Afin de numériser à l'identique les échantillons, plusieurs études utilisent des dispositifs de mise en condition. En effet, les dents sont généralement intégrées dans des moules en résine, permettant une manipulation plus aisée et un repositionnement plus adéquat (Paqué et al., 2009 ; Hartmann et al., 2007). Devant notre impossibilité à superposer les données du CBCT, un protocole de mise en condition semble nécessaire, type clé de repositionnement... Toutefois, nous émettons des réserves sur la fiabilité des résultats de transport obtenus par le CBCT. En effet les calculs de volumes avant et après la préparation canalaire ne sont pas cohérents (tableau 3.7). Les volumes de certains échantillons après instrumentation sont plus importants que les volumes initiaux. Or la préparation canalaire augmente la taille du canal en enlevant de la dentine. Les volumes après préparation doivent être logiquement plus faibles. Cette source d'erreur peut être expliquée par le manque de résolution des numérisations. Le CBCT est certes, plus rapide, plus accessible et moins coûteux qu'un Micro-CT, mais son manque de résolution reste un obstacle dans l'évaluation précise des effets de la préparation canalaire (de l'ordre de 100µm).

Le Micro-CT est ainsi notre moyen d'étude de référence. Cette imagerie à haute résolution permet d'obtenir des clichés de l'ordre du micron. La superposition des données est alors possible. Après découpe informatique, nous isolons le système endocanalaire et le reconstruisons en 3D par le biais de nuages de points. Une échelle de couleur permet de visualiser directement les zones les plus travaillées et les zones inchangées (figure 3.8). Le logiciel Focus Inspection® nous permet également de mesurer précisément la distance entre le canal original et le canal instrumenté. Il nous donne également les points les plus éloignés et le pourcentage de surfaces non travaillées (tableau 3.5). Ainsi le transport canalaire est mesuré en appliquant la formule de Gambill modifiée, où les distances mesurées ne le sont pas du bord du canal au bord de la racine, mais directement entre la partie instrumentée et la partie initiale. Les mesures peuvent être réalisées en n'importe quel point du canal. Nous pouvons en l'occurrence, calculer le transport canalaire sur diverses hauteurs et en faire une moyenne.

Chaque dent étant unique, il est difficile de comparer objectivement les effets des instruments endodontiques entre eux, même si le travail sur dents naturelles permet de se rapprocher au mieux des conditions cliniques. Des précautions doivent être prises. Les études emploient généralement des groupes de dents avec des courbures canalaires de l'ordre de 20° à 40° (Paqué et al., 2009 ; Hartmann et al., 2007). De plus, certaines études tendent à prouver que les variations d'anatomies canalaires initiales ont plus d'influence sur les changements induits par les instruments que l'instrumentation en elle-même (Peters et al., 2000). On peut se demander si le choix des échantillons ne devrait pas être réalisé à partir de Micro-CT ou de CBCT afin d'en augmenter l'homogénéité réelle. Cependant, le fait de pouvoir mesurer le transport canalaire dans des zones spécifiques et d'en faire une moyenne peut être

une manière, plus objective et moins opérateur-dépendante, de comparer les caractéristiques des instruments endodontiques.

A l'aide du logiciel Focus inspection®, nous pouvons également connaître le pourcentage de parois canalaires non travaillées (tableau 3.5). Les résultats obtenus dans cette étude sont cohérents avec les données de la littérature. En effet, les études évaluant ce critère concluent que le pourcentage est compris entre 35 et 42% (Yang et al., 2011 ; Peters et al., 2000). Dans la limite de notre étude de 5 échantillons, le pourcentage de parois non travaillées est compris entre 21 et 43%.

La comparaison des mesures du transport canalaire et de la capacité de centrage avec la méthode de Gambill et notre méthode sont relativement proches (tableau 3.1 et 3.4). Toutefois, des différences peuvent être notées et expliquées par la difficulté d'effectuer informatiquement les coupes transversales. La manipulation en 3D est complexe et demande un apprentissage. Une concordance de mesure sur coupe informatique issue de Focus Inspection® à un niveau donné et la mesure directe sur la représentation tridimensionnelle, nous fait penser que notre méthode est fiable et simple d'exécution (figures 3.10 et 3.11). Il faudrait augmenter le nombre d'échantillons, qui pour cette étude préliminaire est faible, afin de le confirmer. Cependant, d'autres facteurs d'imprécision existent. Au cours de l'analyse des 5 échantillons, nous observons une quantité de matière « ajoutée » dans le canal instrumenté. Cette matière semble provenir de la boue dentinaire non évacuée. Cet excédent est minime mais vient potentiellement modifier les calculs de volume et les mesures du transport canalaire. En effet, si un dépôt de matière vient se poser contre la paroi du canal, la circonférence de celle-ci en est modifiée. L'utilisation d'un produit chélatant tel que l'EDTA (acide éthylène diamine tétra acétique) à 17% en fin de traitement s'impose. Il permet de dissoudre cette boue dentinaire et ainsi d'obtenir son élimination maximale (Gulabivala et al., 2005). Enfin, il faut prendre en considération que les reconstructions numériques peuvent présenter de très minimes défauts. Sur l'une des dents traitées, nous pouvons remarquer une plaque de matière ajoutée. Sa forme étant trop géométrique nous évoquons un bug de reconstruction.

3.5 Conclusion

Au travers de ces expérimentations et malgré leurs limites (dont la taille de l'échantillon), nous proposons une nouvelle méthode de mesure du transport canalaire innovante et précise, par microtomographie. Son utilisation est simple, une fois les superpositions et reconstructions informatiques réalisées. Cette technique a pour avantage d'être au minimum opérateur-dépendante. En effet, nous pouvons informatiquement mesurer la distance entre le canal original et le canal instrumenté en n'importe quel point de la racine. Des moyennes de ces déviations sont réalisables en différentes zones et permettraient ainsi d'évaluer d'une façon différente les effets des instruments endodontiques sur la préparation canalaire. De cette manière, nous pourrions essayer de comparer les instruments de dernière génération entre eux et d'identifier ceux respectant au mieux la courbure canalaire initiale.

CONCLUSION

Dans une première partie, nous avons vu l'importance du respect de l'anatomie canalaire originale dans le traitement endodontique. Or, les instruments de préparation canalaire ont tendance à se redresser lors du travail des canaux courbes, créant ainsi une déviation de l'axe originel : le transport canalaire. De nouveaux instruments, avec des concepts innovants, sont créés afin d'améliorer l'ergonomie, la résistance mécanique et de diminuer le transport canalaire. Actuellement, peu d'études évaluent le transport canalaire engendré par ces instruments récents.

Dans un deuxième chapitre, nous avons recensé plusieurs méthodes visant à étudier le transport canalaire induit par les instruments endodontiques. Cependant, seules deux méthodes nous paraissent toujours d'actualité : la microtomographie et la tomographie volumique à faisceau conique. Néanmoins, il existe des limites à l'utilisation de ces moyens d'étude 3D : les évaluations du transport sont notamment réalisées à partir de coupes en 2 dimensions et restent opérateur-dépendantes.

C'est pourquoi, dans la dernière partie, nous avons proposé un nouveau protocole d'étude du transport, à la fois par Micro-CT et par CBCT, qui vise à être volumique et moins opérateur-dépendant. Notre étude préliminaire montre que le CBCT est un outil de visualisation en 3D, certes plus accessible et moins coûteux que la Micro-CT, mais que son manque de résolution reste un obstacle dans l'évaluation précise des effets de la préparation canalaire. En effet, il ne nous permet pas de superposer les données avant et après préparation canalaire. Un protocole de « mise en condition », type clé de repositionnement, semble nécessaire, afin de faciliter les numérisations et les superpositions. Notre nouvelle méthodologie d'étude du transport ne pourra s'appliquer, par conséquent, qu'aux données issues de la Micro-CT dans l'immédiat. Cette méthode paraît simple, une fois les superpositions et reconstructions informatiques volumiques réalisées. Elle permet de mesurer informatiquement la distance entre le canal original et le canal instrumenté en n'importe quel point de la racine. Des moyennes de ces déviations sont également réalisables en différentes zones. Cette nouvelle méthodologie permettrait ainsi d'évaluer d'une façon innovante les effets des instruments endodontiques sur la préparation canalaire, en Micro-CT. De cette manière, nous pourrions ensuite envisager de comparer les instruments de dernière génération entre eux et d'identifier ceux respectant le mieux la courbure canalaire initiale.

BIBLIOGRAPHIE

ADF (Association Dentaire de France)
Matériaux et techniques d'obturation endodontique.
Les Dossiers de l'ADF, **2003**.

AAE (American Association of Endodontists)
Quality guidelines for endodontic treatment, **2012**.

ANDEM (Agence Nationale pour le Développement de l'Evaluation Médicale)
Recommandations et références dentaires, **1996**.

ARBAB-CHIRANI R, CHEVALIER V, ARBAB-CHIRANI S, CALLOCH S
Instrumentation canalaire de préparation.
Encyclopédie Médico Chirurgicale, **2010** 28-725-A-10.

ARIAS A, PEREZ-HIGUERAS JJ, DE LA MACORRA JC
Differences in cyclic fatigue resistance at apical and coronal levels of Reciproc and WaveOne new files.
J Endod., **2012** Sep;38(9):1244-8.

EL BATOUTY KM, ELMALLAH WE
Comparison of canal transportation and changes in canal curvature of two nickel-titanium rotary instruments.
J Endod., **2011** Sep;37(9):1290-2.

BERUTTI E, CANTATORE G, CASTELLUCCI A
Use of nickel-titanium rotary PathFile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals.
J Endod., **2009** Mar;35(3):408-12.

BERUTTI E, CHIANDUSSI G, SALVATORE PAOLINO D, ET AL
Canal Shaping with WaveOne Primary Reciprocating Files and ProTaper System: A Comparative Study.
J Endod. **2012** Apr;38:505-509.

BJØRNDAL L, CARLSEN O, THUESEN G, DARVANN T, KREIBORG S
External and internal macromorphology in 3D-reconstructed maxillary molars using computerized X-ray microtomography.
Int Endod J., **1999** Jan;32(1):3-9.

BRAMANTE CM, BERBERT A, BORGES RP
A methodology for evaluation of root canal instrumentation.
J Endod., **1987** (13):243-5.

BÜRKLEIN S, BENTEN S, SCHÄFER E
Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth.
Int Endod J., **2013** Jun;46(6):590-7.

BÜRKLEIN S, HINTSCHITZA K, DAMMASCHKE T, SCHAFER E

Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper.
Int Endod J., **2012** May, 45(5) : 449-61.

BURNS RC ET HERBRANSON EJ

Tooth morphology and cavity preparation. In Pathways of the pulp.
St Louis, Cohen S, Burns RC, 8th édit., **2002** 173-229.

BURROUGHS J, BERGERON B, ROBERTS M, HAGAN JL, HIMEL V

Shaping Ability of Three Nickel-Titanium Endodontic File Systems in Simulated S-shaped Root Canals.
J Endod., **2012** Dec;38(12)1618-21.

CALAS P, VULCAIN JM

Le concept du Hero 642.
Rev Odonto-Stomat., **1999** 28(1)47-56.

CAVÉZIAN R, PASQUET G, BEL G, BALLER G

Imagerie dento-maxillaire, approche radioclinique.
Elsevier Masson, Paris, 3e édit., **2006**.

CNEOC (Collège National des Enseignants en Odontologie Conservatrice et endodontie)

Dictionnaire Francophone des termes d'Odontologie Conservatrice, Endodontie et Odontologie Conservatrice, Espace ID édit., **2010**.

ELLIOTT JC, DOVER SD

Three-dimensional distribution of mineral in bone at a resolution of 15 micron determined by x-ray microtomography.
Metab Bone Dis Relat Res., **1984** 5(5):219-21.

ELSHERIEF SM, ZAYET MK, HAMOUDA IM

Cone-beam computed tomography analysis of curved root canals after mechanical preparation with three nickel-titanium rotary instruments.
J Biomed Res., **2013** Jul;27(4):326-35.

ESE (EUROPEAN SOCIETY OF ENDODONTOLOGY)

Consensus report of the European Society of Endodontology on quality guidelines for endodontic treatment.
Int Endod J., **1994** (27),115–24.

ESE (EUROPEAN SOCIETY OF ENDODONTOLOGY)

Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology.
Int Endod J., **2006** 39,(12):921-30.

GAMBILL JM, ALDER M, DEL RIO CE

Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography.

J Endod., **1996** 22:369-75.

GARCIA M, DURAN-SINDREU F, MERCADE M, BUENO R, ROIG M

A Comparison of Apical Transportation between ProFile and RaCe Rotary Instruments.

J Endod., **2012** Jul;38(7):990-2.

GERNHARDT CR

One Shape – a single file NiTi system for root canal instrumentation used in continuous rotation.

Endo. (Lond Engl), **2013** 7(3):211-216.

GERGI R, RJEILY JA, SADER J, NAAMAN A

Comparison of Canal Transportation and Centering Ability of Twisted Files, Pathfile-ProTaper System, and Stainless Steel Hand K-Files by Using Computed Tomography.

J Endod., **2010** May;36(5):904-7.

GIRON J, JOFFRE F

Bases physiques et évolution de l'imagerie radiologique.

Paris, Masson, **1993**.

GOLDBERG M, DAHAN S, MACHTOU P

Centering Ability and Influence of Experience When Using WaveOne Single-File Technique in Simulated Canals.

Int J Dent., **2012** May;20:63-21.

GONZALES FREIRE LG, GAVINI G, BRANCO-BARLETTA F, ET AL

Microscopic computerized tomographic evaluation of root canal transportation prepared with twisted or ground nickel-titanium rotary instruments.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod., **2011** Dec;112(6):143-8.

GULABIVALA K, PATEL B, EVANS G AND NG YL

Effects of mechanical and chemical procedures on root canal surfaces.

Endodontic Topics, **2005** 10(1):103-22.

HAS (Haute Autorité de Santé)

Traitement endodontique - Rapport d'évaluation technologique, **2008**.

HAS (Haute Autorité de Santé)

Tomographie volumique à faisceau conique de la face - Rapport d'évaluation technologique, **2009**.

HANNIG C, KRIEGER E, DULLIN C, MERTEN HA, ATTIN T, GRABBE E, ET AL

Volumetry of human molars with flat panel-based volume CT *in vitro*.

Clin Oral Investig., **2006** 10(3):253-7.

HARTMANN MS, BARLETTA FB, CAMARGO FONTANELLA VR, VANNI JR

Canal transportation after root canal instrumentation: a comparative study with computed tomography.
J Endod., 2007 Aug;33(8):962-5.

HASHEM AA, GHONEIM AG, LUTFY RA, FODA MY, OMAR GA

Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems.
J Endod., 2012 Jul;38(7):996-1000.

HODEZ C, BRAVETTI P

Imagerie dento-maxillo-faciale par faisceau conique Cone Beam.
Sauramps Medical, Montpellier, 2010.

HOF R, PEREVALOV V, ELTANANI M, ET AL

The Self Adjusting File (SAF). Part 2: mechanical analysis.
J Endod., 2010 36:691-6.

HÜLSMANN M, PETERS OA, DUMMER PMH

Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means.
Endodontic Topics, 2005 (10),30-76.

JOHNSON E, LLOYD A, KUTTLER S

Comparaison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments.
J Endod., 2008 Nov;34(11):1406-9.

KARABUCAK B, GATAN AJ, HSIAO C, IQBAL MK

A comparison of apical transportation and length control between EndoSequence and Guidance rotary instruments.
J Endod., 2010 Jan;36(1):123-5.

KATZ D, MATH K, GROSKIN K

Les secrets de la radiologie.
Paris, Berti édit., 2001.

KAZEMI R, STENMAN E, SPANBERG L

A comparison of stainless steel and nickel-titanium H-type instruments of identical design: torsional and bending tests.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod., 2000 Oct;90(4):500-6.

KIM HC, KWAK S, CHEUNG GSP, KO D, CHUNG S, LEE W

Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne.
J Endod., 2012 Apr;38(4):541-4.

KIM HC, HWANG YJ, JUNG DW, YOU SY, KIM HC, LEE W

Micro-computed tomography and scanning electron microscopy comparisons of two nickel-titanium rotary root canal instruments used with reciprocating motion.
Scanning., 2013 Mar-Apr;35(2):112-8.

KOSA DA, MARSHALL G, BAUMGARTNER JC

An analysis of canal centering using mechanical instrumentation techniques.
J Endod., 1999 Jun;25(6):441-5.

KUNERT GG, CAMARGO FONTANELLA VR, DE MOURA AA, BARLETTA FB

Analysis of apical root transportation associated with ProTaper Universal F3 and F4 instruments by using digital subtraction radiography.
J Endod., 2010 Jun;36(6):1052-5.

LAURICHESSE JM, BREILLAT J

Principes fondamentaux de la préparation canalaire en endodontie clinique.
Endodontie clinique, Paris, CDP édit., 1986.

LAURICHESSE JM, BREILLAT J

Le scellement du système canalaire (obturation de l'endodonte) : le concept d'unité biocompatible de substitution.
Endodontie clinique, Paris, CDP édit., 1986.

LAUTROU A

Anatomie dentaire.
Paris, Masson édit., 1998.

LOPEZ FU, TRAVESSAS JA, FACHIN E, FONTANELLA V, GRECCA F

Apical transportation: two assessment methods.
Aust Endod J., 2009 Aug;35(2):85-8.

MACHTOU P

Endodontie.
Paris, CDP édit., 1993.

MEDIONI E, VENE G

Anatomie endodontique fondamentale et clinique.
Encyclopédie Médico Chirurgicale, Paris Stomat Odont., 1994 23-050A05:10p.

MEDIONI E, VENE G

Obturation canalaire.
Encyclopédie Médico Chirurgicale, Paris, Stomat Odont., 1995 23-050C10:7p.

MEDIONI E, VENE G

Matériaux endodontiques.
Encyclopédie Médico Chirurgicale, Paris Stomat Odont., 1995 23-050C08:7p.

METZGER Z, TEPEROVICH E, ZARY R, COHEN R, HOF R

The self-adjusting file (SAF). Part 1 respecting the root canal anatomy a new concept of endodontic files and its implementation.
J Endod., 2010 (36):679-690.

METZGER Z, ZARY R, COHEN R, TEPEROVICH E, PAQUE F

The quality of root canal preparation and root canal obturation in canals treated with rotary versus Selfadjusting Files : a three-dimensional micro-computed tomographic study.
J Endod., **2010** Sep;36(9):1569-73.

MICHETTI J, MARET D, MALLET JP, DIEMER F

Validation of cone beam computed tomography as a tool to explore root canal anatomy.
J Endod., **2010** Jul;36(7):1187-90.

NAKAGAWA RK, ALVES JL, BUONO VT, BAHIA MG

Flexibility and torsional behaviour of rotary nickel-titanium PathFile, RaCe ISO 10, Scout RaCe and stainless steel K-File hand instruments.
Int Endod J., **2013** Jun;10.

NIELSEN RB, ALYASSIN AM, PETERS DD, CARNES DL, LANCASTER J

Microcomputed tomography: an advanced system for detailed endodontic research.
J Endod., **1995** Nov;21(11):561-8.

OH S, CHANG S, LEE Y, GU Y

A comparison of nickel-titanium rotary instruments manufactured using different methods and cross-sectional areas: ability to resist cyclic fatigue.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. **2010** Apr;109(4):622-8.

OLIVEIRA CA, MEURER MI, PASCOALATO C, SILVA SR

Cone-beam computed tomography analysis of the apical third of curved roots after mechanical preparation with different automated systems.
Braz Dent J., **2009** 20(5):376-81.

ÖZER SY

Comparison of root canal transportation induced by three rotary systems with noncutting tips using computed tomography.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. **2011** Feb;111(2):244-50.

PAQUÉ F, GANAHL D, PETERS OA

Effects of root canal preparation on apical geometry assessed by micro-computed tomography.
J Endod., **2009** Jul;35(7):1056.

PAQUÉ F, ZEHNDER M, DE-DEUS G

Microtomography-based comparison of reciprocating single-file F2 ProTaper technique versus rotary full sequence.
J Endod., **2011** Oct;37(10):1394-7.

PASTERNAK-JÚNIOR B, SOUSA-NETO MD, SILVA RG

Canal transportation and centring ability of RaCe rotary instruments.
Int Endod J., **2009** Jun;42(6):499-506.

PERTOT WJ., SIMON S., MACHTOU P

Réussir le traitement endodontique.

Paris, édit. Quintessence-International, **2004** 127p.

PETERS OA, LAIB A, GÖHRING TN, BARBAKOW F

Changes in root canal geometry after preparation assessed by high-resolution computed tomography.

J Endod., **2001** Jan;27(1):1-6.

PETERS OA, LAIB A, RÜEGSEGG P, BARBAKOW F

Three-dimensional analysis of root canal geometry by high-resolution computed tomography.

J Dent Res., **2000** 79:1405-1409.

PETERS OA, PAQUE F

Root canal preparation of maxillary molars with the self-adjusting file: a micro-computed tomography study.

J Endod., **2011** Jan;37(1):53-7.

PETERS OA, SCHÖNENBERGER K, LAIB A

Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography.

Int Endod J., **2001** (34):211-30.

REIMANN DA, FLYNN MJ, HAMES SM

A exible laboratory system for 3D x-ray microtomography of 3-50 mm specimens.

SPIE Vol. 2412-26 3D Microscopy: Image Acquisition and Processing, **1995**.

RHODES JS, FORD TR, LYNCH JA, LIEPINS PJ, CURTIS RV

Micro-computed tomography : a new tool for experimental endodontology.

Int Endod J., **1999** May;32(3):165-70.

RUCKMAN J, WHITTEN B, SEDGLEY C, SVEC T

Comparison of the Self-Adjusting File with rotary and hand instrumentation in long-oval-shaped root canals.

J Endod., **2013** Jan;39(1)92-5.

SABERI N

Cone Beam Computed Tomography (CBCT) within endodontics: an introduction.

International dentistry, African édit., **2013** vol.3(2).

SAUNDERS E

Hand instrumentation in root canal preparation.

Endod Topics, **2005** 10:163-167.

SCARFE WC, FARMAN AG, SUKOVIC P

Clinical applications of Cone-Beam Computed Tomography in dental practice.

J Can Dent Assoc., **2006** 72(1):75-80

SCHILDER H

Cleaning and shaping the root canal system.
Dent Clin North Am., **1974** 18(2):269-296.

SCHNEIDER SW

A comparison of canal preparations in straight and curved root canals.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol, **1971** 32:271-5.

SETZER FC, KWON TK, KARABUCAK B

Comparison of apical transportation between two rotary file systems and two hybrid rotary instrumentation sequences.
J Endod., **2010** Jul;36(7):1226-9.

TASDEMIR T, AYDEMIR H, INAN U, UNAL O

Canal preparation with Hero 642 rotary Ni-Ti instruments compared with stainless steel hand K-file assessed using computed tomography.
Int Endod J., **2005** 38:402-8.

TORRISI L

The NiTi superelastic alloy application to the dentistry field.
Biomed Mater Eng, **1999** 9:39-47.

UNAL GC, MADEN M, SAVGAT A, ONUR ORHAN E

Comparative investigation of 2 rotary nickel-titanium instruments: protaper universal versus protaper.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod., **2009** Jun;107(6):886-92.

VERTUCCI FJ

Root canal anatomy of the human permanent teeth.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol., **1984** 58:589-599.

VERSIANI MA, PASCON EA, DE SOUSA CJ, BORGES MA, SOUSA-NETO MD

Influence of shaft design on the shaping ability of 3 nickel-titanium rotary systems by means of spiral computerized tomography.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod., **2008** Jun;105(6):807-13.

VILLEGAS JC, YOSHIOKA T, KOBAYASHI C, SUDA H

Three-step versus single-step use of system B: evaluation of gutta-percha root canal fillings and their adaptation to the canal walls.
J Endod., **2004** Oct;30(10):719-21.

WEBBER J, MACHTOU P, PERTOT W, KUTTLER S, RUDDLE C, WEST J.

The WaveOne single-file reciprocating system. Roots
International magazine of endontology **2011** (1):28-33.

YANG G, YUAN G, YUN X, ZHOU X, LIU B, WU H

Effects of two nickel-titanium instrument systems, Mtwo versus ProTaper universal, on root canal geometry assessed by micro-computed tomography.
J Endod., **2011** Oct;37(10):1412-6

YANG GB, ZHOU XD, ZHENG YL, ZHANG H, SHU Y, WU HK

Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in curved root canals of extracted teeth.
Int Endod J., **2007** Sep;40(9):707-14.

YARED G

Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument : preliminary observations.
Int Endod J., **2007** Apr;41(4):339-44.

YOO YS, CHO YB

A comparison of the shaping ability of reciprocating NiTi instruments in simulated curved canals.
Restor Dent Endod., **2012** Nov;37(4):220-7.

YOUNG G, PARASHOS P AND MESSER H

The principles of techniques for cleaning root canals.
Aust Dent J., **2007** (1)Suppl:52-63.

Annexes

Annexe n°1 : Liste des figures apparaissant dans ce document

Figure n°	Titre	Page n°
1.1	Représentation du cône de Kuttler	17
1.2	Classification des anatomies radiculaires d'une prémolaire maxillaire	18
1.3	Représentation des divers échecs de préparation	29
2.1	Mesure de la déviation apicale à l'aide de superpositions de radiographies pré et post opératoires, lime en place, avec un tracé préalable des courbures	32
2.2	Représentation des trois sections de la technique de Bramante en fonction de la courbure canalaire	33
2.3	Superpositions d'images en coupe transversale de deux groupes d'instrumentation.	34
2.4	Complexe tube-détecteur immobile – objet en rotation	36
2.5	Exemple de représentation en 3D à l'aide de Micro-CT avant instrumentation et après préparation canalaire.	40
2.6	Représentation d'une coupe transversale de molaire maxillaire, issue de la microtomographie, où la méthode de Gambill est appliquée afin de calculer le transport canalaire	41
2.7	Schématisation de la détermination des limites du canal instrumenté	42
2.8	Exemple de représentation de numérisation d'un canal par CBCT	47
2.9	Mesures du volume canalaire avant d'instrumentation et après instrumentation. Mesures du transport canalaire avant l'instrumentation et après l'instrumentation	48
2.10	Représentation des superpositions des numérisations avant préparation et après instrumentation. Les parties grises en périphérie sont des zones d'erreurs de superposition	48
3.1	Microtomographe V-tome-X 240D du CRT de Morlaix	53
3.2	Tube à rayon X xs-240D	54
3.3	Détecteur haute résolution	55
3.4	Exemple de reconstruction avec le logiciel MyVgl 2.0®	56
3.5	Visualisation d'un échantillon passé au CBCT par le logiciel Planmeca Romexis 3D®	57
3.6	Exemple de reconstruction suite à une acquisition au Micro-CT à l'aide du logiciel Focus Inspection Viewer 8.3®	58
3.7	Mesure du transport canalaire sur des coupes avant préparation et après préparation	59
3.8	Représentation d'une superposition de numérisations Micro-CT reconstruite par le logiciel Focus Inspection Viewer 8.3® (Nikon, Tokyo, Japon).	62
3.9	Agrandissement de la zone apicale où le transport canalaire est représenté en rouge.	63
3.10	Autre point de vue du transport canalaire après agrandissement de la zone apicale.	65
3.11	Coupe transversale informatique au 4 ^{ème} millimètre de l'apex et calcul de la distance entre le bord mésial du canal instrumenté et le bord mésial du canal non instrumenté	65

Annexe n°2 : Liste des tableaux apparaissant dans ce document

Tableau n°	Titre	Page n°
1.1	Classification des principales solutions d'irrigation	26
1.2	Synthèse des principales caractéristiques des agents d'irrigation les plus utilisés	27
3.1	Calcul du transport canalaire et de la capacité de centrage de l'instrument sur l'échantillon selon la méthode de Gambill	60
3.2	Volume des échantillons issus d'acquisition CBCT avant et après préparation pour les modes de numérisation haute résolution et haute définition	61
3.3	Volume des échantillons issus d'acquisition micro-CT avant et après préparation	61
3.4	Calcul du transport canalaire et de la capacité de centrage de l'instrument sur l'échantillon selon notre nouvelle approche	63
3.5	Pourcentage de parois canalaire non travaillées des échantillons	64

N° 29016

BOULIC Raphaël

TITRE : Transport canalaire : expérimentation préliminaire relative à une nouvelle méthode d'exploration en imagerie 3D.

Thèse ; Chir. Dent. ; Brest ; 2013 ; (N° 29016)

RESUME :

Le transport canalaire, c'est-à-dire la déviation de la trajectoire originale du canal due à un redressement canalaire par les instruments endodontiques, ne permet ni un nettoyage efficace ni une obturation étanche. De nombreuses études démontrent l'existence de ce transport canalaire lors des traitements endodontiques des canaux courbes, même en utilisant l'instrumentation en Ni-Ti. Ces études emploient des techniques d'imagerie en 2 dimensions ou en 3 dimensions comme la microtomographie et la tomographie volumique à faisceau conique. L'évaluation du transport canalaire se fait à partir de coupes transversales avant et après traitement endodontique. Dans ce travail, une expérimentation préliminaire visant à développer un nouveau protocole pour les études sur le transport canalaire par CBCT ou par Micro-CT sera présentée. Elle vise à obtenir une comparaison en 3D des volumes des racines initiales et préparées. L'objectif reste d'obtenir une comparaison complète, précise et la moins opérateur-dépendante possible.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : ODONTOLOGIE CONSERVATRICE ET ENDODONTIE

MOTS CLES :

Transport canalaire, Préparation canalaire, Microtomographie, Tomographie Volumique à Faisceau Conique

JURY :

Président et directeur : M. Le Professeur Reza ARBAB CHIRANI

Assesseurs : Mme le Docteur Céline BODERE

M. le Docteur Bertrand PIVER

Mme le Docteur Emilie THIEBAUT

Invité : M. Gaël BOURBOUZE

ADRESSE DE L'AUTEUR :

BOULIC Raphaël

15, rue Coat Ar Gueven

29200 BREST