

UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTE DE SANTE - DEPARTEMENT D'ODONTOLOGIE

ANNEE 2024

2024 TOU3-3009

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE
DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

par

Eloïse RUIZ

Le 16 février 2024

**DÉVIATION DE LA TRAJECTOIRE CANALAIRE : ÉTUDE IN
VITRO DE LA MISE EN FORME PAR LE SU DU REVOS+®
EN RECIPROCITÉ**

Directeur de thèse : Professeur Franck DIEMER

JURY

Président :	Professeur Franck DIEMER
1er assesseur :	Docteur Marie GURGEL-GEORGELIN
2 ^{ème} assesseur :	Docteur Matthieu MINTY
3 ^{ème} assesseur :	Docteur Maxime LUIS



Faculté de santé
Département d'Odontologie

→ DIRECTION

Doyen de la Faculté de Santé

M. Philippe POMAR

Vice Doyenne de la Faculté de Santé
Directrice du Département d'Odontologie

Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN

Directeurs Adjointes

Mme Sarah COUSTY
M. Florent DESTRUHAUT

Directrice Administrative

Mme Muriel VERDAGUER

Présidente du Comité Scientifique

Mme Cathy NABET

→ HONORARIAT

Doyens honoraires

M. Jean LAGARRIGUE +
M. Jean-Philippe LODTER +
M. Gérard PALOUDIER
M. Michel SIXOU
M. Henri SOULET

Chargés de mission

M. Karim NASR (*Innovation Pédagogique*)
M. Olivier HAMEL (*Maillage Territorial*)
M. Franck DIEMER (*Formation Continue*)
M. Philippe KEMOUN (*Stratégie Immobilière*)
M. Paul MONSARRAT (*Intelligence Artificielle*)

→ PERSONNEL ENSEIGNANT

Section CNU 56 : Développement, Croissance et Prévention

56.01 ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE et ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE (Mme Isabelle BAILLEUL-FORESTIER)

ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE

Professeurs d'Université : Mme Isabelle BAILLEUL-FORESTIER, M. Frédéric VAYSSE
Maîtres de Conférences : Mme Marie- Cécile VALERA, M. Mathieu MARTY
Assistants : Mme Anne GICQUEL, M. Robin BENETAH
Adjointes d'Enseignement : M. Sébastien DOMINE, M. Mathieu TESTE, M. Daniel BANDON

ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Maîtres de Conférences : M. Pascal BARON, M. Maxime ROTENBERG
Assistants : M. Vincent VIDAL-ROSSET, Mme Carole VARGAS JOULIA, Mme Chahrazed BELAILI
Adjointes d'Enseignement : Mme. Isabelle ARAGON

56.02 PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ, ODONTOLOGIE LÉGALE (Mme Catherine NABET)

Professeurs d'Université : M. Michel SIXOU, Mme Catherine NABET, M. Olivier HAMEL, M. Jean-Noël VERGNES
Maîtres de Conférences : Mme Géromine FOURNIER
Adjointes d'Enseignement : M. Alain DURAND, Mlle. Sacha BARON, M. Romain LAGARD, M. Jean-Philippe GATIGNOL
Mme Carole KANJ, Mme Mylène VINCENT-BERTHOUMIEUX, M. Christophe BEDOS

Section CNU 57 : Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

57.01 CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE (M. Philippe KEMOUN)

PARODONTOLOGIE

Professeurs d'Université : Mme Sara LAURENCIN- DALICIEUX,
Maîtres de Conférences : Mme Alexia VINEL, Mme. Charlotte THOMAS
Assistants : M. Joffrey DURAN, M. Antoine AL HALABI
Adjointes d'Enseignement : M. Loïc CALVO, M. Antoine SANCIER, M. Ronan BARRE , Mme Myriam KADDECH,
M. Mathieu RIMBERT

CHIRURGIE ORALE

Professeur d'Université : Mme Sarah COUSTY
Maîtres de Conférences : M. Philippe CAMPAN, M. Bruno COURTOIS
Assistants : M. Antoine DUBUC
Adjoints d'Enseignement : M. Gabriel FAUXPOINT, M. Arnaud L'HOMME, Mme Marie-Pierre LABADIE, M. Jérôme SALEFRANQUE, M. Clément CAMBRONNE

BIOLOGIE ORALE

Professeurs d'Université : M. Philippe KEMOUN, M. Vincent BLASCO-BAQUE
Maîtres de Conférences : M. Pierre-Pascal POULET, M. Matthieu MINTY
Assistants : Mme Chiara CECCHIN-ALBERTONI, M. Maxime LUIS, Mme Valentine BAYLET GALY-CASSIT, Mme Sylvie LE
Adjoints d'Enseignement : M. Mathieu FRANC, M. Hugo BARRAGUE, Mme Inessa TIMOFEEVA-JOSSINET

Section CNU 58 : Réhabilitation Orale

58.01 DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESES, FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX (M. Franck DIEMER)

DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE

Professeur d'Université : M. Franck DIEMER
Maîtres de Conférences : M. Philippe GUIGNES, Mme Marie GURGEL-GEORGELIN, Mme Delphine MARET-COMTESSE
Assistants : M. Nicolas ALAUX, M. Vincent SUAREZ, M. Loris BOIVIN, M. Thibault DECAMPS, Mme Emma STURARO, Mme Anouk FESQUET
Adjoints d'Enseignement : M. Eric BALGUERIE, M. Jean- Philippe MALLET, M. Rami HAMDAN, M. Romain DUCASSE, Mme Lucie RAPP, Mme Marion CASTAING-FOURIER

PROTHÈSES

Professeurs d'Université : M. Philippe POMAR, M. Florent DESTRUHAUT,
Maîtres de Conférences : M. Antoine GALIBOURG, M. Julien DELRIEU
Assistants : Mme Coralie BATAILLE, Mme Mathilde HOURSET, Mme Constance CUNY, M. Anthony LEBON
Adjoints d'Enseignement : M. Christophe GHRENASSIA, Mme Marie-Hélène LACOSTE-FERRE, M. Olivier LE GAC, M. Luc RAYNALDY, M. Jean-Claude COMBADAZOU, M. Bertrand ARCAUTE, M. Fabien LEMAGNER, M. Eric SOLYOM, M. Michel KNAFO, M. Victor EMONET-DENAND, M. Thierry DENIS, M. Thibault YAGUE, M. Antonin HENNEQUIN, M. Bertrand CHAMPION, M. Steven CECCAREL

FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Professeur d'Université : Mr. Paul MONSARRAT
Maîtres de Conférences : Mme Sabine JONJOT, M. Karim NASR, M. Thibault CANCEILL,
Assistants : M. Olivier DENY, Mme Laura PASCALIN, Mme Alison PROSPER
Adjoints d'Enseignement : Mme Sylvie MAGNE, M. Thierry VERGÉ, M. Damien OSTROWSKI

Mise à jour pour le 11 janvier 2024

Remerciements...

Au président du jury,

Monsieur le Professeur Franck DIEMER

Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie

Docteur en Chirurgie Dentaire,

D.E.A. de Pédagogie (Education, Formation et Insertion) Toulouse Le Mirail,

Docteur de l'Université Paul Sabatier,

Responsable de la Sous-Section de Réhabilitation Orale

Coordonnateur ERASMUS

Vice-Président de la Commission des Relations Internationale de L'UFR Santé

Responsable du Diplôme Universitaire d'Hypnose

Co-Responsable du Diplôme Inter Universitaire d'Endodontie à Toulouse,

Co-Responsable du Diplôme Inter Universitaire d'Odontologie du Sport

Lauréat de l'Université Paul Sabatier

Je tiens à vous remercier pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de mon jury de thèse.

Je vous fais également part de ma gratitude pour vos enseignements et votre accompagnement durant mon cursus et vous suis reconnaissante pour la confiance que vous m'avez accordée tout au long de cette étude ainsi que pour votre disponibilité et réactivité en tant que directeur de thèse.

Veuillez trouver ici l'expression de ma reconnaissance et de mon respect.

A mon jury de thèse,

Madame le Docteur Marie GURGEL-GEORGELIN

Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,

Docteur en Chirurgie Dentaire,

Maîtrise des Sciences Biologiques et Médicales

D.E.A. MASS Lyon III,

Ancienne Interne des Hôpitaux,

Doctorat d'Université - Université d'Auvergne-Clermont

*Je vous remercie d'avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse.
Je vous fais également part de ma gratitude pour vos enseignements et votre
accompagnement durant mon cursus clinique et universitaire.
Veuillez trouver ici l'expression de ma reconnaissance et de mon respect.*

A mon jury de thèse,

Monsieur le Docteur Matthieu MINTY

Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,

Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie-Dentaire

Master 1 de Biologie de la Santé en « Anthropologie » et « Physiopathologie des infections ».

Lauréat de l'Université Paul Sabatier

Diplôme Inter Universitaire MBDS : Médecine Bucco-Dentaire du Sport

Certificat d'Etude Supérieure d'Odontologie Conservatrice – Endodontie –

Biomatériaux

Master 2 Physiopathologie des infections

AEU de Biomateriaux

Thèse Universitaire de Biologie

Je te remercie d'avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse.

*Je te fais également part de ma reconnaissance pour m'avoir accompagné durant
ma première année de clinique.*

*Tu m'as permis de découvrir les premiers gestes de notre beau métier, d'en acquérir
des bases solides, le tout dans la bonne humeur et le plaisir.*

Merci pour ton professionnalisme et ta gentillesse.

A mon jury de thèse,

Monsieur le Docteur Maxime LUIS

Assistant hospitalo-universitaire d'Odontologie,

Docteur en Chirurgie Dentaire.

CES Biomatériaux en Odontologie Mention Caractérisation et évolution,

Membre de l'équipe Intestin ClinicOmics Oral Microbiote INCOMM/INSERM

Je te remercie d'avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse.

*Je te fais également part de ma reconnaissance pour m'avoir accompagné durant
ma dernière année de clinique.*

*J'y ai eu l'opportunité de mettre en pratique les connaissances que j'avais acquises,
ce qui m'a permis d'avoir confiance en moi lorsque j'étais livrée à moi-même.*

Merci pour ta rigueur et ta gentillesse.

A mes parents, sans qui je ne serai jamais arrivée jusqu'ici aujourd'hui ; merci pour votre amour inconditionnel et votre soutien durant tout ce parcours.

Maman, merci pour ta douceur. Tu es pour moi un exemple de gentillesse et d'indulgence. Toujours à cultiver les ondes positives et prête à rendre service à n'importe quel moment. Merci d'avoir écouté mes histoires pendant des heures, et d'être venue me chercher à la BU toutes ces fois au début. Ce sont des détails oui, mais qui font partie de ceux, innombrables, qui m'ont permis de me sentir bien, d'avancer avec la plus grande des sérénités et sécurité, et surtout qui comptent comme les plus belles preuves d'amour.

Papa, merci pour ton amour. Tu es pour moi un exemple de volonté, de détermination et de rigueur. Tu m'as appris à ouvrir mon esprit et à me connecter à mon intuition. Toujours là pour nous cuisiner de bons petits plats et nous faire tes petites blagues, tu m'as surtout transmis une des choses les plus importantes de ma vie : l'amour pour la musique. Je me rappellerai toujours lors de mon enfance, de tes gammes de musique matinales, me réveillant tout doucement, blottie dans mon lit. C'est le son de la vie, et c'est toi qui m'a bercé avec depuis le début.

Rafa, mon petit frère, merci d'avoir partagé avec moi tous ces moments de joie et de partage, mais également les petites bêtises et les chamailleries. Merci de m'avoir fait connaître le bonheur d'être grande sœur. Tu es ma petite fierté Rafael, je t'aime très fort *hermanito*.

A l'ensemble de ma famille, et tout particulièrement à **mes grands-parents**, Antonio et Eloisa, Raphaël et Joséphine, merci pour votre soutien et votre amour inconditionnel. Merci pour la transmission de toutes vos belles valeurs et surtout de votre culture espagnole qui fait partie, elle aussi, d'une de mes plus grandes fiertés.

A Lola, ma binôme à la fac et dans la vie. Ma plus belle rencontre également de ces années d'étude, celle sans qui elles n'auraient jamais eu la même saveur. A tous nos rires, nos voyages, notre goût pour la cuisine, la danse ; à nos verres au marché noir, nos folles soirées au bikini et à toutes ces choses à venir qui nous attendent encore !

Aux copains de la fac, plus particulièrement à Margaux, Chloé, Mélanie et Marine. A tous ces moments passés ensemble qui ont rendu ma vie plus belle et agréable à vos côtés pendant mes années d'étude.

Aux PCs, mes *ptits-culs*, Emilie, Marion, Alicia, Aurélie, Mathilde, Claire, Julie et Flore. A notre amitié qui existe maintenant depuis près de 10ans ; j'ai grandi avec vous, vous êtes là depuis le début et m'avez vu sous tous mes angles. Je vous aime de tout mon cœur car vous êtes à la fois mes sœurs, ma seconde famille, et des personnes sur qui, je le sais, je pourrai toujours compter.

A mes dentistes préférées, Leslie et France-Orlane, à qui je dois énormément. Nos chemins se sont respectivement croisés aux bons moments, et je crois n'avoir jamais rencontré des personnes aussi généreuses et attentionnées que vous deux. Merci pour tout ce que vous m'avez apporté et m'apportez encore.

TABLE DES MATIÈRES

<u>INTRODUCTION</u>	11
I. <u>MATERIELS ET METHODES</u>	12
A. Schéma d'étude.....	12
B. Matériel.....	12
C. Protocole.....	14
1. <i>Mesure de la longueur de travail et cathétérisme</i>	14
2. <i>Scan pré-opérateurs</i>	15
3. <i>Mise en forme en rotation continue</i>	16
4. <i>Mise en forme en réciprocity</i>	16
5. <i>Scan post-opérateur</i>	16
6. <i>Moyennage des fichiers pré-opérateurs</i>	16
7. <i>Moyennage des fichiers post-opérateurs</i>	16
8. <i>Individualisation des échantillons et création de ROI (region of interest)</i>	23
9. <i>Évaluation de la déviation canalaire</i>	26
D. Mesures et observations.....	31
1. <i>Mesures des mises en formes</i>	31
2. <i>Observations</i>	31
3. <i>Temps d'utilisation instrumentale</i>	31
II. <u>RESULTATS</u>	31
A. Description des résultats.....	31
1. <i>En rotation continue</i>	31
2. <i>En réciprocity</i>	32
B. Analyse statistique.....	33
III. <u>DISCUSSION ET CONCLUSION</u>	34
<u>CONCLUSION GÉNÉRALE</u>	41
<u>BIBLIOGRAPHIE</u>	42
<u>TABLE DES ILLUSTRATIONS</u>	45

INTRODUCTION

La séquence **Revo-S®** de Micro-Méga est un concept de préparation endodontique en crown-down utilisée lors du traitement initial et commercialisée en 2008. Elle se compose de 3 instruments en Ni-Ti :

- deux instruments de descente apicale (SC1 et SC2)
- un instrument de récapitulation et de nettoyage (SU)

Cette séquence, en profil à triple hélice dissymétrique, permet de fonctionner selon un cycle de « coupe, dégagement et nettoyage », permet d'assurer la mise en forme et le nettoyage canalaire de manière concomitante. (1,2)

Les instruments ont tous une section en triple hélice à lame active et à angle d'hélice progressif. La pointe des instruments de 25/100° est passive avec un effacement de l'angle de transition. (2)

Les avantages de cette séquence sont de permettre le nettoyage de canaux minéralisés, le nettoyage des anfractuosités voire même des isthmes de façon efficace. (1,2)

La séquence **Revo-S+®**, commercialisée en 2022 par GenEndo, a subi un traitement thermique supplémentaire. Elle reprend exactement les caractéristiques géométriques de la séquence Revo-S® avec un traitement thermique (C-wire) amenant l'alliage dans une composition cristalline majoritairement martensitique.

La présence de courbures primaires et secondaires dans les canaux radiculaires impose que les instruments soient flexibles pour réduire l'effet des forces de rappel qui tendent à déplacer l'axe central de la lime hors de l'axe central du canal radiculaire.(3) Le **traitement thermique** des alliages en NiTi permet d'améliorer leurs performances mécaniques en modifiant la structure de la phase cristalline. Ce qui améliore in fine la flexibilité et la résistance à la fatigue cyclique et donc les qualités de mise en forme du canal radiculaire et la sécurité (vis-à-vis de la rupture instrumentale). (3)

Cet instrument a la particularité de pouvoir travailler en **rotation continue et en réciprocité droite** selon le fabricant. Seulement aucune étude n'a évalué cette capacité.

Dans le cadre de notre thèse, nous souhaitons évaluer la capacité de centrage de l'instrument SU de la séquence RevoS+® en fonction du type de mouvement utilisé.

L'objectif de notre travail est donc l'étude, en tomographie à faisceau conique (ou CBCT), de la déviation de la trajectoire canalaire de la lime SU utilisée en réciprocité droite ou en rotation continue.

I. MATERIELS ET METHODES

A. Schéma d'étude

Nous avons procédé à une étude in vitro dans laquelle nous avons comparé la déviation de la trajectoire canalaire (4–24) de limes de préparation canalaire obtenue en les utilisant d'une part en rotation continue (utilisation séquentielle : SC2 + SU) et d'autre part en réciprocité (utilisation en instrument unique : SU) lors de la mise en forme de simulateurs en résine.

Nous avons donc réalisé une étude comparative sur 30 blocs en résine (5–10,16–19,21,24). Les 15 premiers sont mis en forme en rotation continue en passant la lime SC2 puis la lime SU et les 15 autres sont mis en forme en réciprocité en passant seulement la lime SU.

Le moyen d'évaluation est une acquisition en tomographie volumique à faisceau conique (ou CBCT)(4,11,13,15,23,25,26) avec superposition des volumes obtenus pour analyser la déviation canalaire. (25)

B. Matériel

- 30 simulateurs endodontiques : blocs en résine acrylique Endo training-bloc.02 Taper® (Dentsply-Sirona, Ballaigues – Suisse)
 - o Ils mesurent 30x10x10 mm
 - o Ils comportent un canal de 16 mm de longueur et de diamètre initial 10/100ème (norme ISO)
 - o La conicité des 4 premiers millimètres est fortement majorée
 - o Les 10 mm « coronaires » sont rectilignes et les 6 mm « apicaux » sont courbes
 - o L'angle de courbure est de 40° d'après la méthode de Schneider et son rayon mesure r=4mm
 - o Ils sont numérotés de 1 à 30



Figure 1: blocs en résine Endo training-bloc.02 Taper® (Dentsply-Sirona, Ballaigues – Suisse).

- 6 limes MMC K10[®] (Micro-Méga, Besançon, France)
- 6 limes MMC K15[®] (Micro-Méga, Besançon, France)
- Alcool 60°
- Eau

- 15 instruments SC2 du Revo S+[®] (Micro-Méga, Besançon, France)
 - o Diamètre de pointe 25/100
 - o Conicité 4%
 - o Longueur 25 mm
 - o Partie travaillante en Nickel-titane
 - o Traité thermiquement (C-wire)



Figure 2 : SC2 du Revo S+[®] (Micro-Méga, Besançon, France)

La dynamique qui est appliquée au SC2 est un mouvement en 3 vagues successives de pénétration progressive.

- 30 instruments SU du Revo S+[®] (Micro-Méga, Besançon, France)
 - o Diamètre de pointe 25/100
 - o Conicité 6%
 - o Longueur 25 mm
 - o Partie travaillante en Nickel-titane
 - o Traité thermiquement (C-wire)



Figure 3 : SU du Revo S+[®] (Micro-Méga, Besançon, France)

La dynamique du mouvement qui est appliquée au SU est un mouvement de descente lent. Un mouvement de brosse par appui pariétal de remontée peut être ensuite utilisé avec rinçage abondant.

La lime SU a une section en triple hélice à face décalée qui permet la finition de la préparation canalaire par récapitulation et du nettoyage. (2)

- Moteur d'endodontie Smart-A® de chez Woodpecker (Guilin WoodPecker Medical Instrument, Guangxi – China)



Figure 4 : Moteur d'endodontie Smart-A® de chez Woodpecker (Guilin WoodPecker Medical Instrument, Guangxi - China)

- Cone Beam : CS 8100 3D® (CareStream Health, Trophy, France)
- Logiciel Matlab®

C. Protocole

1. Mesure de la longueur de travail et cathétérisme

Avant toute instrumentation, chaque simulateur en résine est irrigué à l'alcool afin de rendre plus tendre la résine.

Le cathétérisme et la mesure de la longueur de travail (LT) sont réalisés par un seul opérateur, expérimenté, à l'aide d'une lime MMC 10® (Micro-Méga, Besançon, France) puis d'une lime MMC15® (Micro-Méga, Besançon, France). Les limes sont éliminées après leur utilisation dans 5 simulateurs consécutifs afin d'éviter le risque de fracture instrumentale.

La longueur de travail est de 15 mm pour la grande majorité des simulateurs. C'est cette longueur de travail qui a été choisie pour la mise en forme. Chaque simulateur est de nouveau irrigué à l'alcool puis séché à la soufflette.

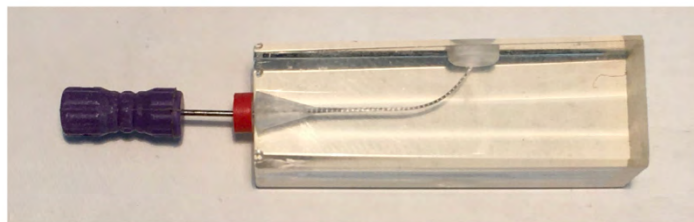


Figure 5 : Cathétérisme et mesure de la LT avec une lime MMC 10® (Micro-Méga, Besançon, France)

Chaque simulateur en résine est respectivement numéroté de 1 à 30 : la gravure du numéro se fait sur la face inférieure du bloc à la fraise boule sur contre-angle bague bleue.

2. Scan pré-opératoires

Les simulateurs ont été scannés (4 à la fois du n°1 au 28 et par 2 pour les derniers n°29 et 30) au cabinet du Dr Jérôme Michetti avec un CBCT petit champ in vivo utilisé en pratique dentaire conventionnelle : le CS 8100 3D® (Carestream Health, Trophy, France). (25)

- Programme : D, incisives mandibulaires petit champ 5x5
- Patient : normal
- Paramètres :
 - o VoxelSize : 75
 - o kV : 70 (baissé par rapport au paramètres de base afin d'obtenir une meilleure qualité d'acquisition)
 - o mA : 2.00 (baissé par rapport au paramètres de base afin d'obtenir une meilleure qualité d'acquisition)
 - o zS : 15.0
 - o mGy.cm2 : 143

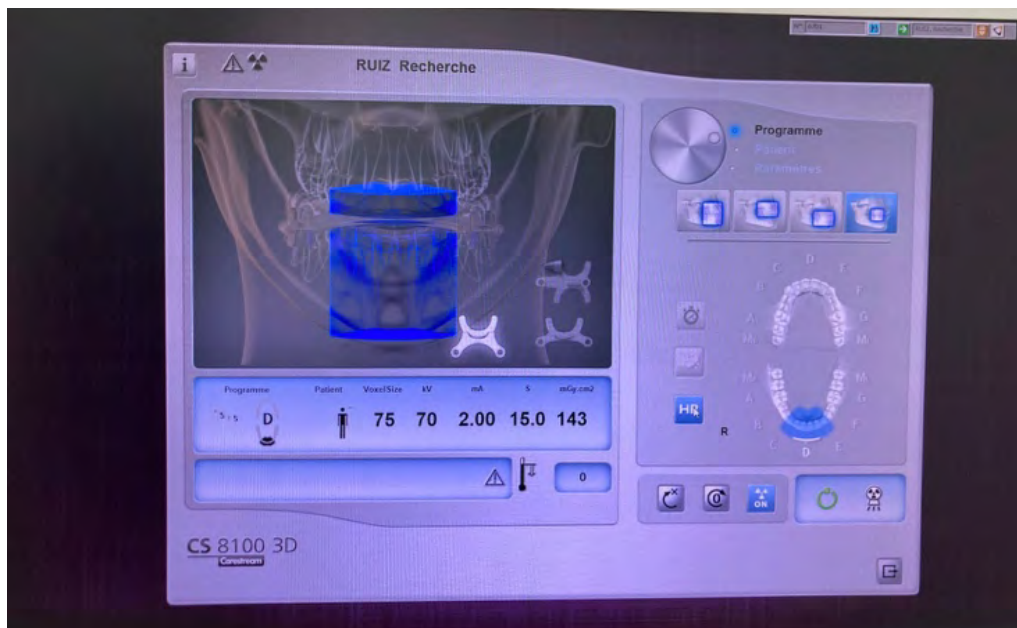


Figure 6 : Fenêtre des paramètres du CBCT

Les 4 simulateurs sont positionnés sur la plateforme du CBCT, avec 1 cm de distance entre chaque simulateur. La sortie de la courbure est située en vestibulaire pour les 4 blocs.

Le déclenchement de l'acquisition se fait à l'extérieur de la pièce de radiologie. L'acquisition dure une dizaine de secondes.

Étant donné que nous souhaitions réaliser deux acquisitions par bloc, nous avons enregistré 16 volumes au total.

Les fichiers d'acquisition ont ensuite été importés dans le logiciel Matlab® R2020b en vue d'en effectuer le moyennage dans un premier temps.

3. Mise en forme en rotation continue

Les simulateurs en résine numérotés de 1 à 15 ont été mis en forme en rotation continue en passant en premier la lime **SC2** puis la lime **SU** du Revo S+®. Le moteur Smart-A® (Woodpecker) est réglé à 400tr/min et 4 N.cm de couple.

4. Mise en forme en réciprocity

Les simulateurs en résine numérotés de 16 à 30 ont été mis en forme en réciprocity droite en passant seulement la lime **SU** du Revo S+® avec un mouvement alternatif à droite utilisant les angles 170° (horaire) – 60° (anti-horaire).

5. Scan post-opérateur

Les scans post-opérateurs ont été réalisés selon le même procédé et les mêmes méthodes que les scans pré-opérateurs.

6. Moyennage des fichiers pré-opérateurs

La première étape est celle de la conversion des fichiers sur **Mevislab®** :

- Ouvrir le logiciel Mevislab® et ouvrir le module « DicomImport.mlab »

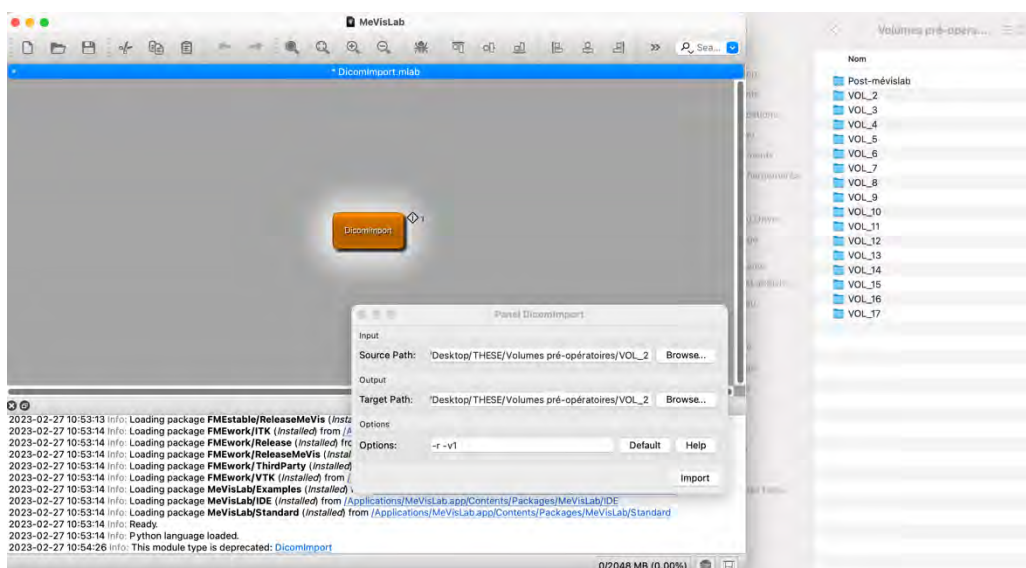


Figure 7 : Fenêtre Mevislab® illustrant le module « DicomImport.mlab » ouvert

- Cliquer 2 fois sur le module « Dicom import » : la boîte de dialogue apparaît (« Panel »)
- Sélectionner le volume CBCT à convertir pour les 2 lignes « Source path » et « Target path »
- Cliquer sur « import »
- La conversion du fichier est terminée quand apparaît « Finished , exit status 0 »

```

Running Dicom Import
.....
# Siemens-MR-style treatment of FrameOfReferenceUID
[1.2.250.1.90.5.1255042441].# Add vector (0x3045af440) to
ImagePositionPatient (now: 9.95\11.975\14990.8)
Switching to content time as time point information for the slices,because
acquisition time is the same throughout all slices
# save DICOM info to </Users/eloiseruiz/Desktop/THESE/Volumes pré-
opératoires/VOL_2/RUIZ_Reche_R0000084_0001.dcm>
# * patients name: RUIZ*Recherche
# * patients ID: R0000084
# * patients birth date: 20211024
# * patients sex: O
# * institution name:
# * acquisition date: 20221024
# * acquisition time: 145209
# * study description:
# * series description: 3D CBCT Image Set
# * pixel x/y spacing: 7.50000000E-002\7.50000000E-002
# * pixel z spacing: 0.075
# * number of frames: 690
# * number of image positions: 690
eD: Sorting finished

Finished,exit status 0|

```

Figure 8 : Fenêtre Mevislab® illustrant la fin de la conversion

- Cet outil permet de convertir l'ensemble des coupes DICOM en 2 fichiers : un fichier image .tif et un fichier de métadonnées .dcm.

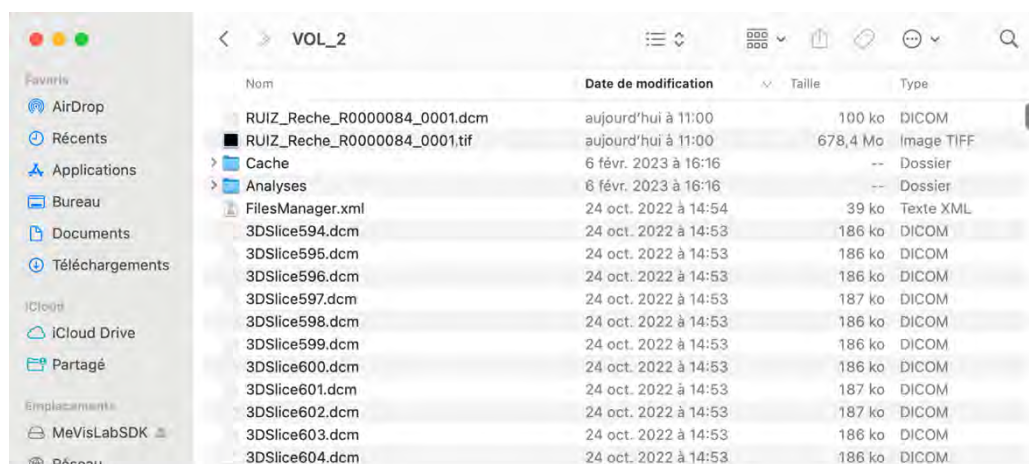


Figure 9 : Fenêtre du bureau illustrant les 2 fichiers obtenus

- Répéter cette étape pour tous les volumes
- Puis dans la barre de recherche « Search Modules » en haut à droite, sélectionner les modules « ImageLoad » et « ImageSave »
- Connecter les deux modules entre eux en reliant les triangles jaunes
- Double cliquer sur le module « Image Load » et sélectionner le fichier .tif créé avec le module « DicomImport » précédemment et cliquer sur « Load File »

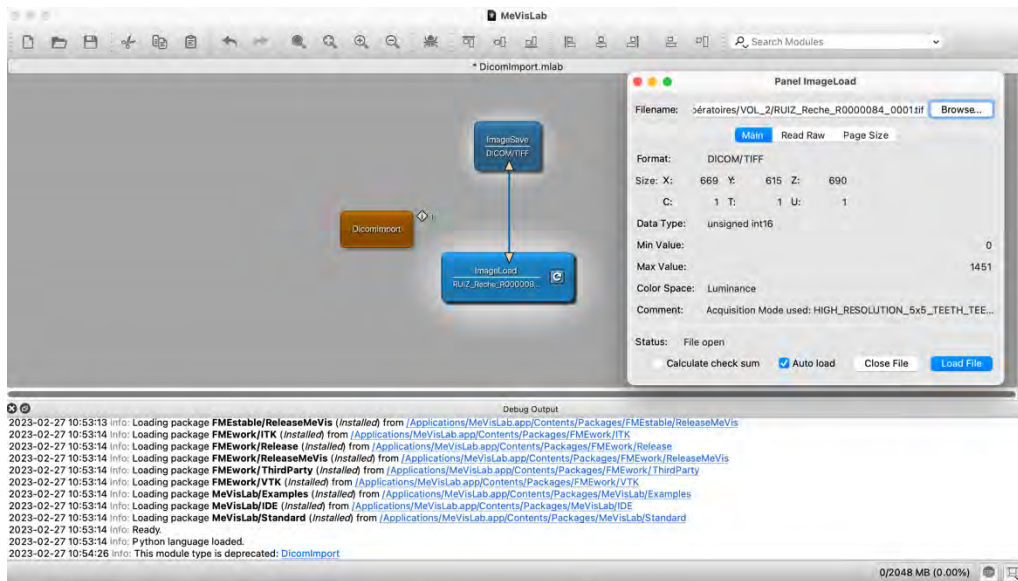


Figure 10 : Fenêtre Mevislab® illustrant l'ouverture du mode « Image Load »

- Double cliquer sur le module « ImageSave » et sélectionner le format DICOM seul dans les paramètres
- Déterminer le nom pour le nouveau fichier (par exemple ici « vol2 ») et un emplacement sur l'ordinateur (différent de celui utilisé pour placer les fichiers après la conversion, afin de faciliter la recherche de celui-ci)

- Cliquer sur « Save »



Figure 11 : Fenêtre Mevislab illustrant l'ouverture du mode « ImageSave »

- Un nouveau fichier .dcm est créé et pourra être lu dans le code Matlab®

Lors de cette étape nous avons donc importé le fichier .tif obtenu précédemment afin d'en exporter un nouveau fichier .dcm qui pourra être lu dans le code Matlab®.

La deuxième étape est celle du moyennage sur **Matlab®** :

Lorsque l'on réalise deux acquisitions coup sur coup au CBCT, les 2 volumes obtenus ne sont pas tout à fait identiques. En effet, du fait du passage aléatoire des rayons X et de la numérisation qui suit, on obtient lors de l'échantillonnage une légère différence en terme de taille de volume et de nombre de voxel.

Le script dans le logiciel Matlab® est justement fait pour corriger manuellement cette différence.

Lorsque l'on effectue le moyennage des deux volumes, on réalise donc la moyenne des valeurs du même voxel présent dans les 2 volumes acquis successivement.

- Choisir dans « Current folder » le dossier dans l'ordinateur contenant les volumes créés avec Mevislab® à moyenner et le script « moyennage.m ». Sur l'image ci-dessous, il s'agit du dossier « post-mevislab »

- Faire click-droit sur ce dossier et sélectionner « Add to path » comme sur l'image ci-dessous, puis « Selected Folders and Subfolders ». Le logiciel Matlab® ne travaillera qu'avec les données de ce dossier.

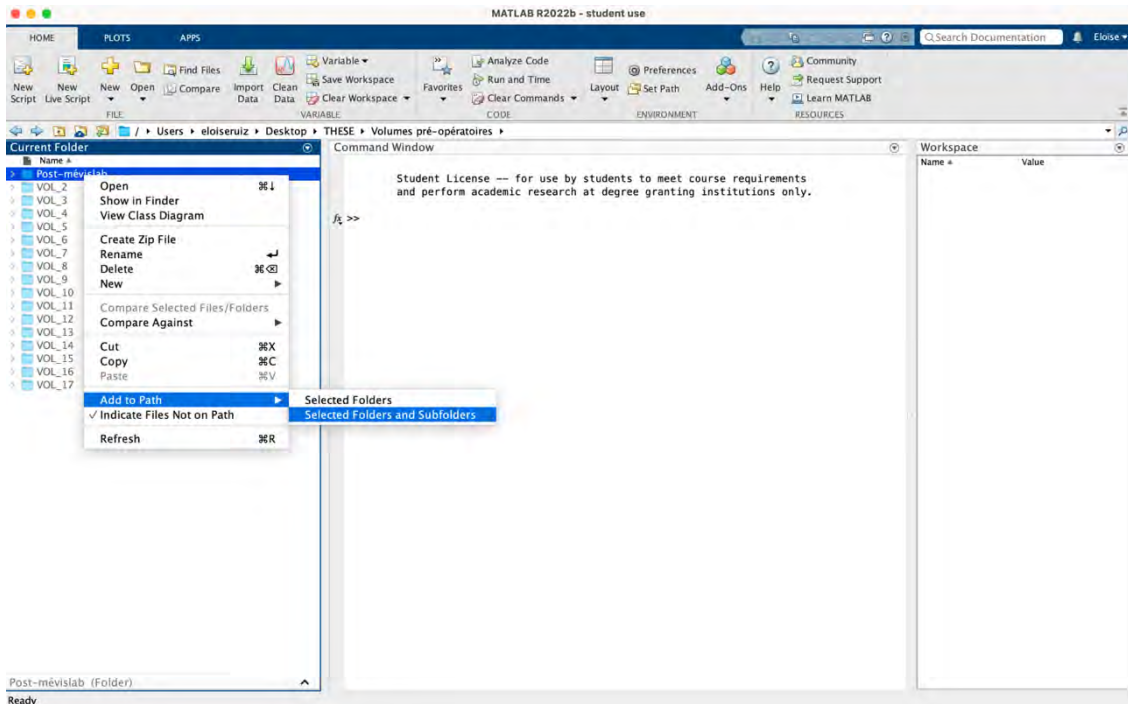


Figure 12 : Fenêtre Matlab® illustrant la sélection du dossier

- Double cliquer sur le fichier afin de l'ouvrir
- Double cliquer sur le fichier « moyennage.m » pour que le script apparaisse

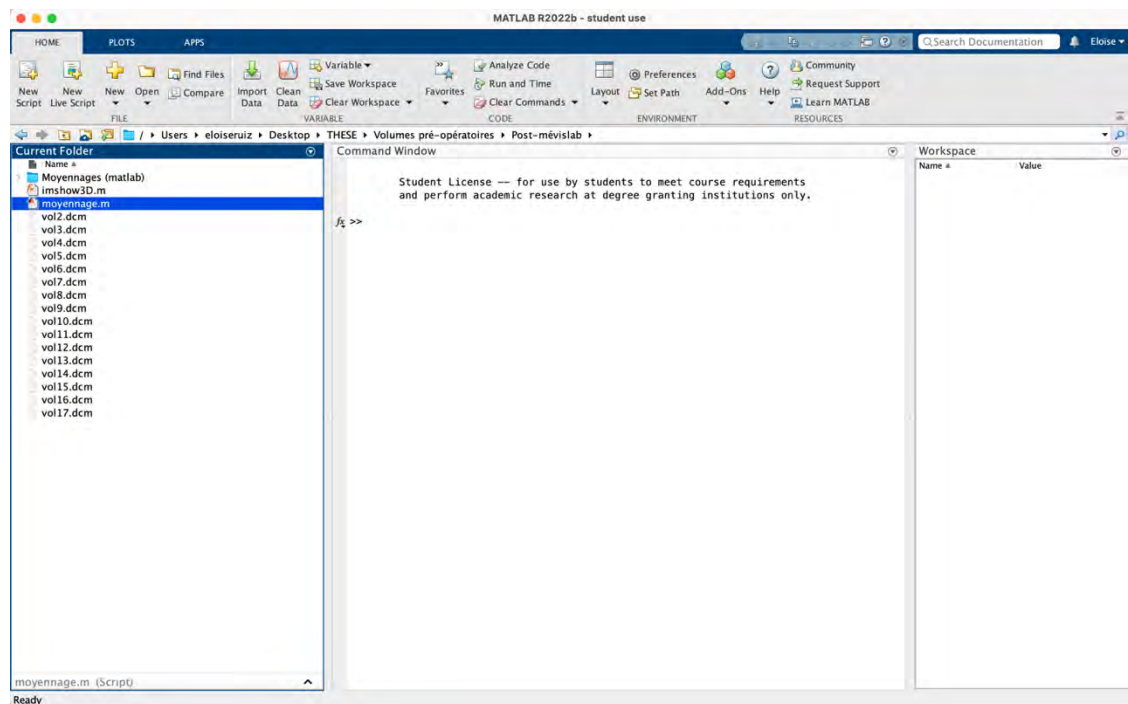


Figure 13 : Fenêtre Matlab® illustrant où se situe la fonction « moyennage »

- Inscrire dans les lignes 3 et 4 le nom des volumes à moyenner

```

1 clear all
2 close all
3 X=squeeze(dicomread('Vol2.dcm'));
4 Y=squeeze(dicomread('Vol3.dcm'));
5
6 if size(X,2) == size(Y,2)
7     Z=(X+Y)/2;figure;imshow3D(X);figure;imshow3D(Z);
8
9 elseif size(X,2) > size(Y,2)
10    figure; plot(squeeze(X(200,1:667,300))); hold; plot(squeeze(Y(200,:,300)),'r'
11    figure; plot(squeeze(X(200,2:668,300))); hold; plot(squeeze(Y(200,:,300)),'r'
12    uiwait(msgbox('Choix de l option'))
13    n=input('Option: ')
14    if n ==1
15        Xb=X(:,1:667,:);
16    else
17        Xb=X(:,2:668,:);
18    end
19    Z=(Xb+Y)/2;figure;imshow3D(X);figure;imshow3D(Z);
20
21 else size(X,2) <= size(Y,2)
22    figure; plot(squeeze(Y(200,1:667,300))); hold; plot(squeeze(X(200,:,300)),'r'
23    figure; plot(squeeze(Y(200,2:668,300))); hold; plot(squeeze(X(200,:,300)),'r'
24    uiwait(msgbox('Choix de l option'))
25    n=input('Option: ')
26    if n ==1

```

Figure 14 : Fenêtre Matlab® illustrant le début de l'algorithme de moyennage : ici les volumes à moyenner sont le vol2.dcm et vol3.dcm

- Inscrire dans la ligne 44 le nom du volume résultat en .tif

```

29    yp=y(:,z:bb0,:);
30    end
31    Z=(Yb+X)/2;figure;imshow3D(X);figure;imshow3D(Z);
32
33 end
34
35 % figure; plot(squeeze(Y(200,1:667,300))); hold; plot(squeeze(X(200,:,300)),'r');
36 % Xb=X(:,2:668,:);
37 % Z=(Xb+Y)/2;figure;imshow3D(X);figure;imshow3D(Z);
38 % Z=(Yb+X)/2;figure;imshow3D(X);figure;imshow3D(Z);
39
40
41 RF=uint16(Z);
42 for K=1:length(RF(1,1,:));
43     imwrite(RF(:,:,K),'Vol2et3Moyennes.tif','WriteMode','append','Compression','r
44 end
45
46
47
48 % X=squeeze(dicomread('VOL_127_Marjorie_1234_75micronsApost.dcm'));
49 % RF=uint16(X);
50 % for K=1:length(RF(1,1,:));
51 %     imwrite(RF(:,:,K),'VOL_Marjorie_1234_75micronsPostOLD.tif','WriteMode','app
52 % end
53
54

```

Figure 15: Fenêtre Matlab® illustrant la ligne 44 de l'algorithme de moyennage : ici le nom du volume résultat est « Vol2et3Moyennes.tif »

- Lorsque les volumes sont rentrés, cliquer sur « Run » dans la barre de menu en haut
- Si les volumes X et Y sont identiques, alors la moyenne est appliquée directement.

- Si l'un des volumes est plus grand en Y, il faudra choisir quelle ligne de Y on retire entre la première ou la dernière (ce qui en code se traduit par 1 :667 ou 2 :668 pour toujours être à 667). Pour choisir, un graphe apparaît. Il compare des profils de densités sur une ligne pour trouver quel est le meilleur ajustement. Il faut choisir entre les 2 options celle où les lignes rouges et bleues sont les plus proches. Puis l'on rentre notre choix dans « Command window »

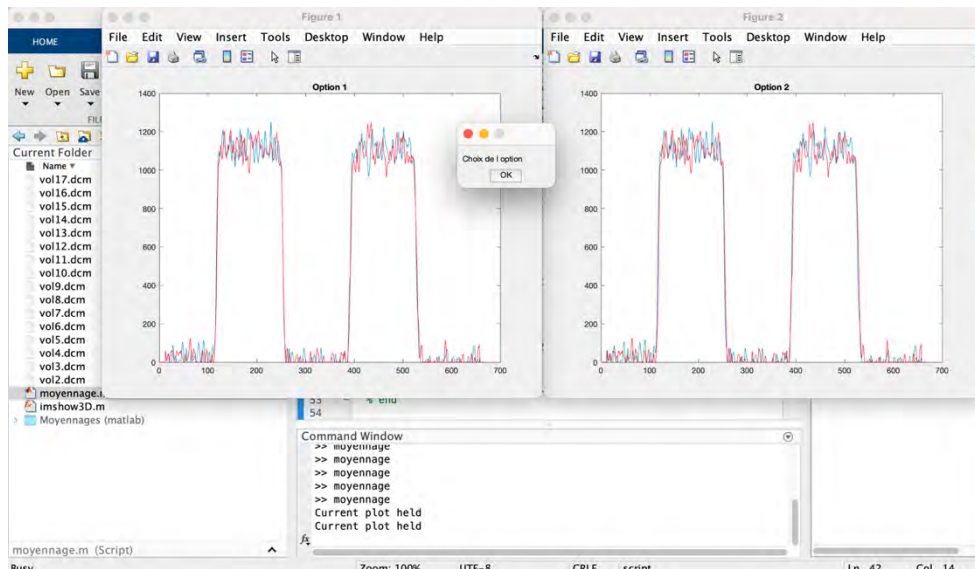


Figure 16 : Fenêtre Matlab® illustrant le choix de l'option

- Le résultat du moyennage s'affiche ensuite dans 2 figures. Pour visualiser les blocs, il faut cliquer sur « AutoW/L »

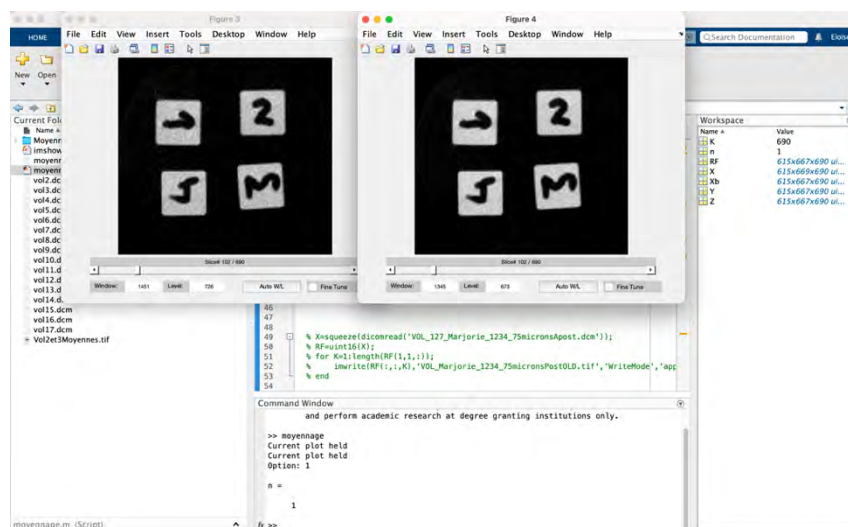


Figure 17 : Fenêtre Matlab® illustrant le résultat du moyennage

- Cette étape sera répétée pour tous les volumes.

7. Moyennage des fichiers post-opérateurs

Le moyennage des volumes post-opérateurs a été réalisé selon le même procédé et les mêmes méthodes que pour les volumes pré-opérateurs.

8. Individualisation des échantillons et création de ROI (region of interest)

Tout d'abord nous devons procéder à une étape de conversion sur le logiciel **Fiji**[®] car Mevislab[®] n'arrive pas à lire directement les .tif issus de Matlab[®] :

- Importer le fichier de moyennage .tif obtenu avec Matlab[®] en cliquant sur « open »

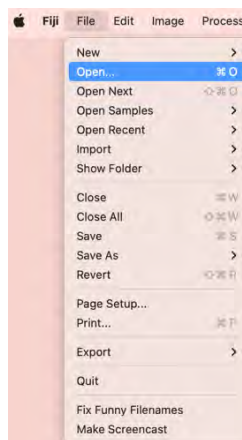


Figure 18 : Fenêtre Fiji[®] illustrant l'importation du fichier de moyennage .tif

- Noter la taille du fichier en haut à gauche : 667x615 pour 690 coupes soit :
 - o x = 667
 - o y = 615
 - o z = 690

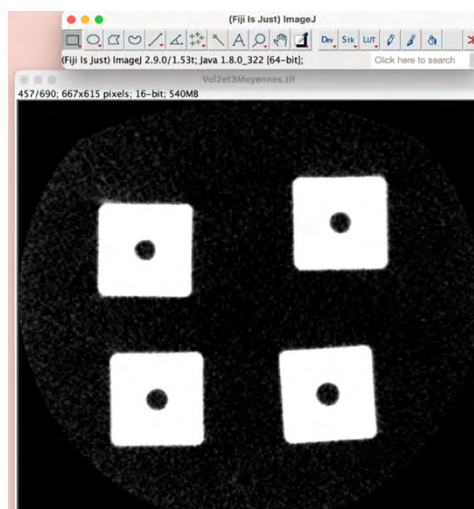


Figure 19 : Fenêtre Fiji[®] avec le fichier ouvert

- Sauvegarder le fichier directement en .raw

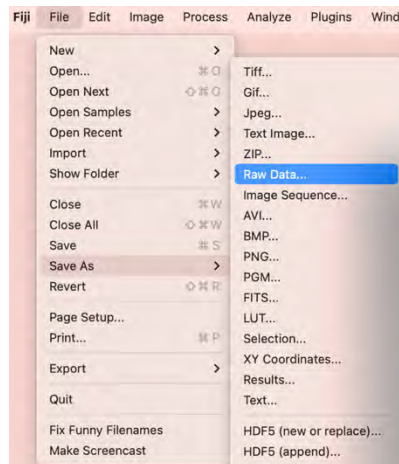


Figure 20 : Fenêtre Fiji® illustrant la sauvegarde du fichier en .raw

Une fois les conversions réalisées, nous allons pouvoir procéder aux créations de ROI sur **Mevislab**® :

- Ouvrir le fichier « ROIRevoS.mlab »
- Double cliquer sur le module « imageload » pour faire apparaître le panel, puis charger le dernier fichier créé par Fiji®
- Contrairement à la première manipulation sur Mevislab®, il faut sélectionner l'onglet « Read raw » au lieu de « Main »
- Cocher la case devant « Enable »
- Dans la ligne « Size » : rentrer les dimensions relevées dans Fiji®
- Dans la ligne « Data type » : sélectionner « unsigned int16 »
- Dans la ligne « Planar config » : sélectionner « contiguous »
- Dans la ligne « Byte order » : sélectionner « big endian »

- Puis cliquer sur « Load File »

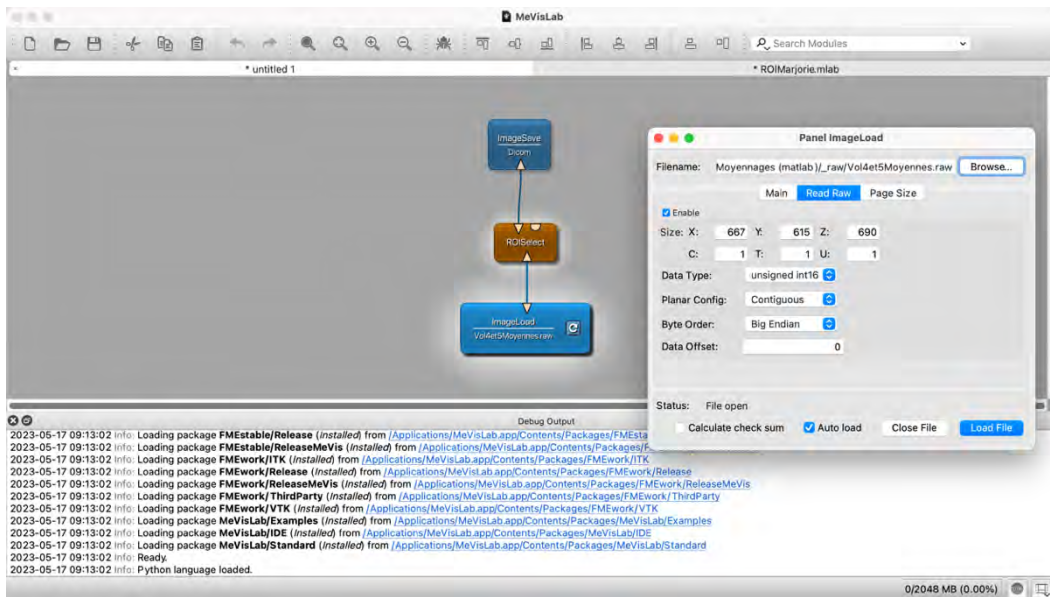


Figure 21 : Fenêtre Mevislab® illustrant le chargement du fichier pour la création de ROI

- Pour vérifier que le volume soit bien chargé, il est possible de cliquer sur le connecteur de sortie du module (à savoir le petit triangle en haut du module). Une image est censée apparaître dans « output inspector ». Pour régler le contraste de visualisation, il suffit de faire un clic droit et de bouger la souris comme sur les viewers cone-beam.
- Double cliquer sur le module ROI pour que la fenêtre d'utilisation apparaisse. Il s'agit d'un outil très rapide de sélection d'une région d'intérêt. 3 vues orthogonales apparaissent. Pour mieux voir les blocs et régler le contraste de visualisation, il faut également faire un clic droit et bouger la souris comme précédemment.

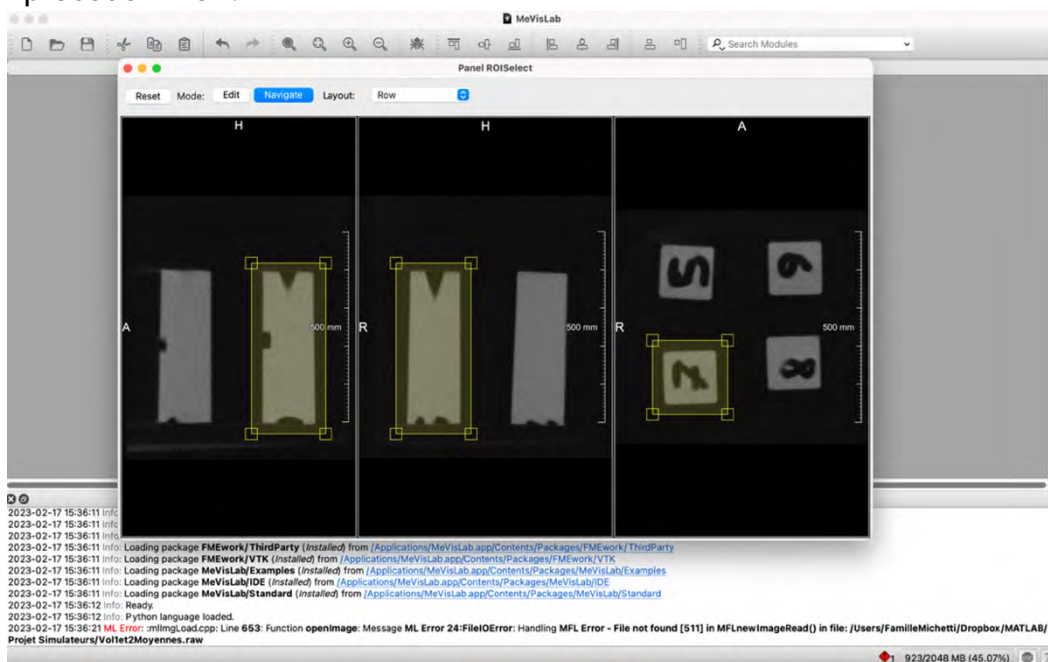


Figure 22 : Fenêtre Mevislab® illustrant la sélection de la ROI

- Pour que tous les volumes soient identiques, une fois que la première ROI est créée selon la description dans la figure ci-dessous, il suffit de la déplacer sur la coupe axiale sur le nouveau bloc.
- Pour chaque bloc, une fois la ROI positionnée, il faut sauvegarder le nouveau fichier du bloc individualisé avec le module « image save » réglé sur « DICOM »

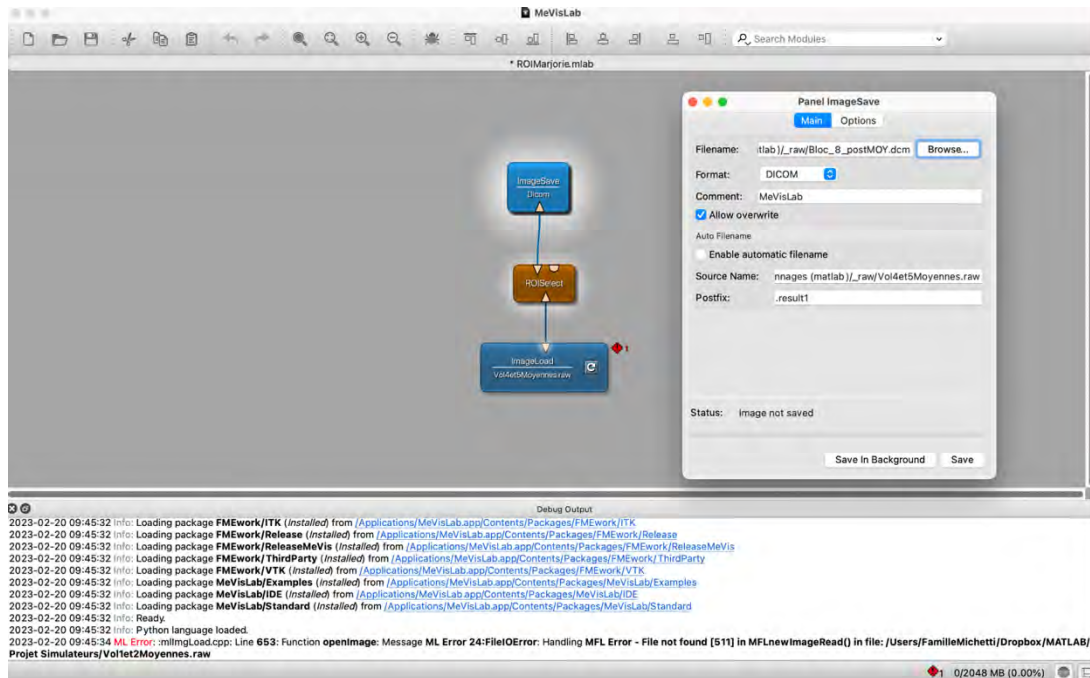


Figure 23 : Fenêtre illustrant la sauvegarde au format DICOM de la ROI

- Les fichiers moyennés de chaque bloc individualisé sont ainsi créés en .dcm.

9. Évaluation de la déviation canalaire

Une fois les volumes pré- et post-opérateurs moyennés de façon indépendante, une superposition des 2 volumes obtenus permettra d'analyser la mise en forme canalaire.

A l'aide du logiciel Matlab®, nous avons utilisé un algorithme nous permettant d'évaluer la déviation canalaire après préparation instrumentale.

- Ouvrir Matlab® et sélectionner dans la colonne « Current folder » le fichier contenant à la fois les fonctions Matlab® et les volumes pré- et post-opérateurs à traiter
- Dans cette même colonne, double cliquer sur la fonction « SimulateurMesuresFINAL.m »

- Une fenêtre s'affiche alors sur Matlab®, au centre, dans laquelle il faut modifier les noms en violet
- Cliquer sur « RUN » sur la barre en haut, à droite

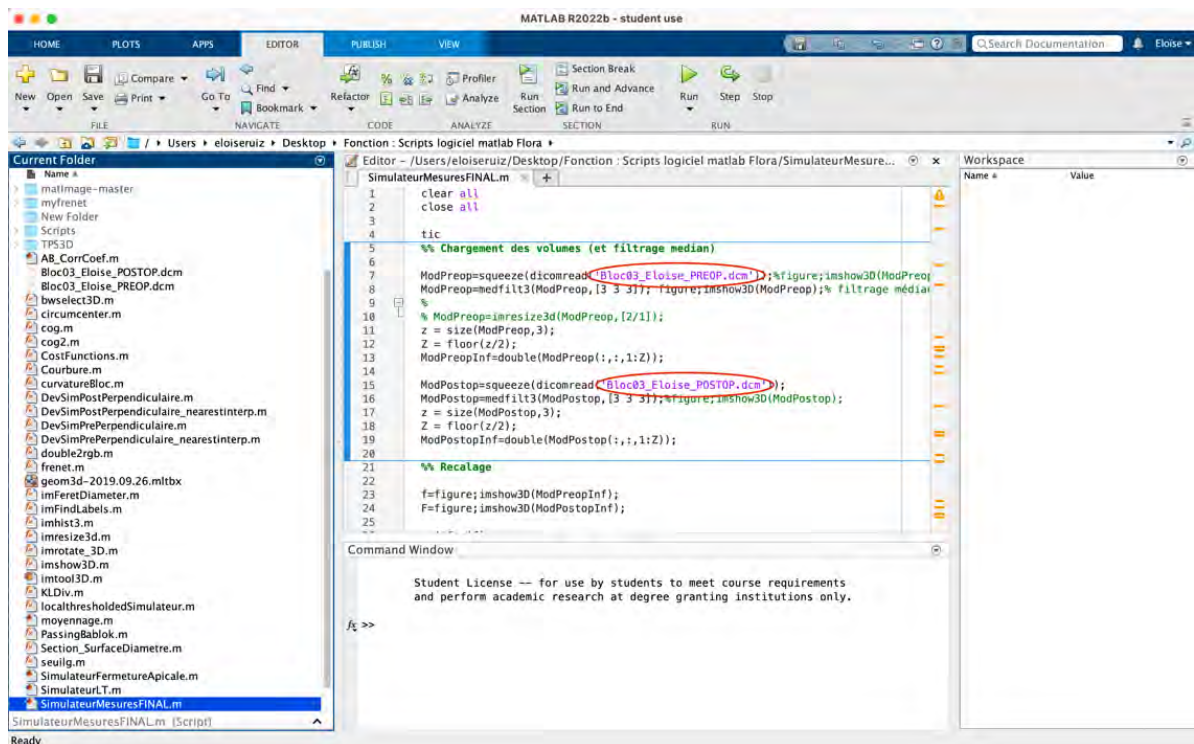


Figure 24 : Fenêtre Matlab® illustrant les fichiers à renommer avant de lancer l'algorithme (entouré en rouge)

- Cliquer sur « Ok » lorsque la fenêtre ci-dessous s'affiche

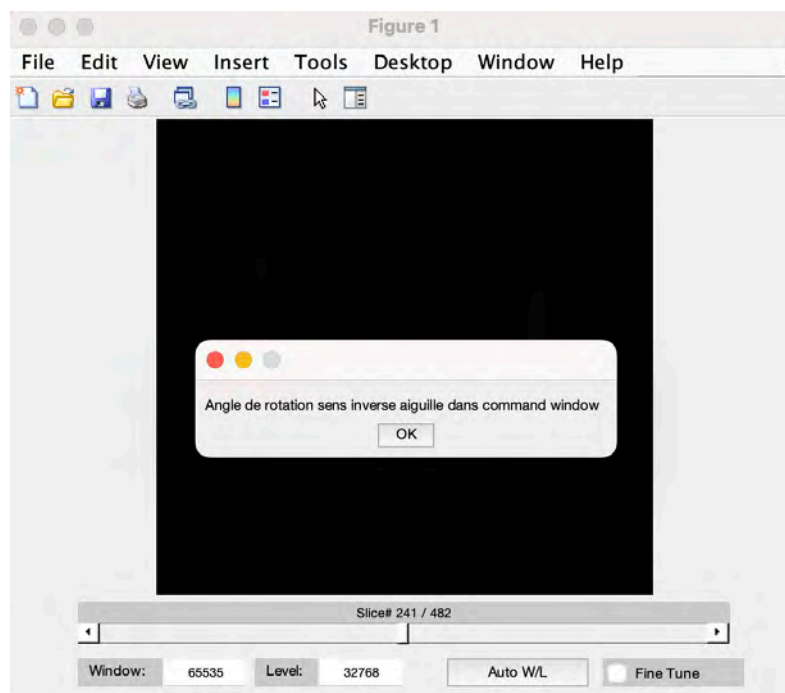


Figure 25 : Fenêtre Matlab® illustrant où il faut cliquer sur « Ok »

- Inscrire la valeur « 0 » lorsque l'algorithme nous demande de définir l'angle de rotation

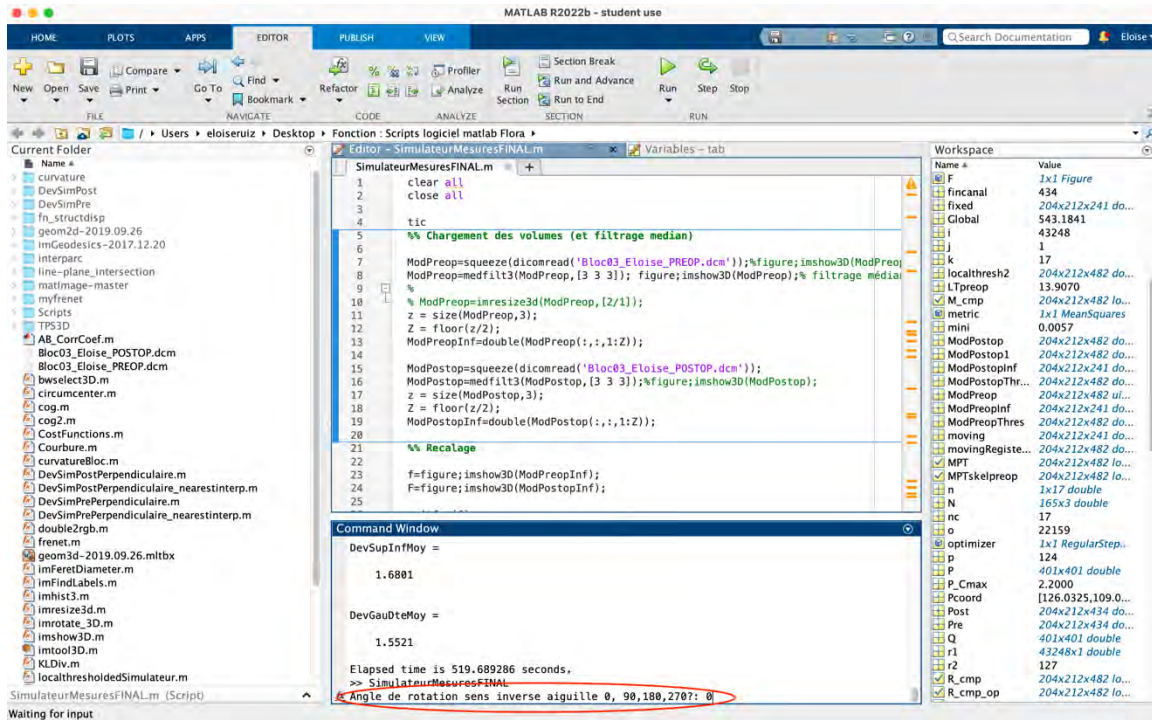


Figure 26 : Fenêtre Matlab® illustrant l'endroit où inscrire « 0 » (entouré en rouge)

- Cliquer sur « Ok » lorsque la fenêtre ci-dessous s'affiche
- Relever la valeur de la coupe de fermeture coronaire et la noter dans la fenêtre centrale (là où il y a écrit « Niveau de la coupe pour la fermeture coronaire »)

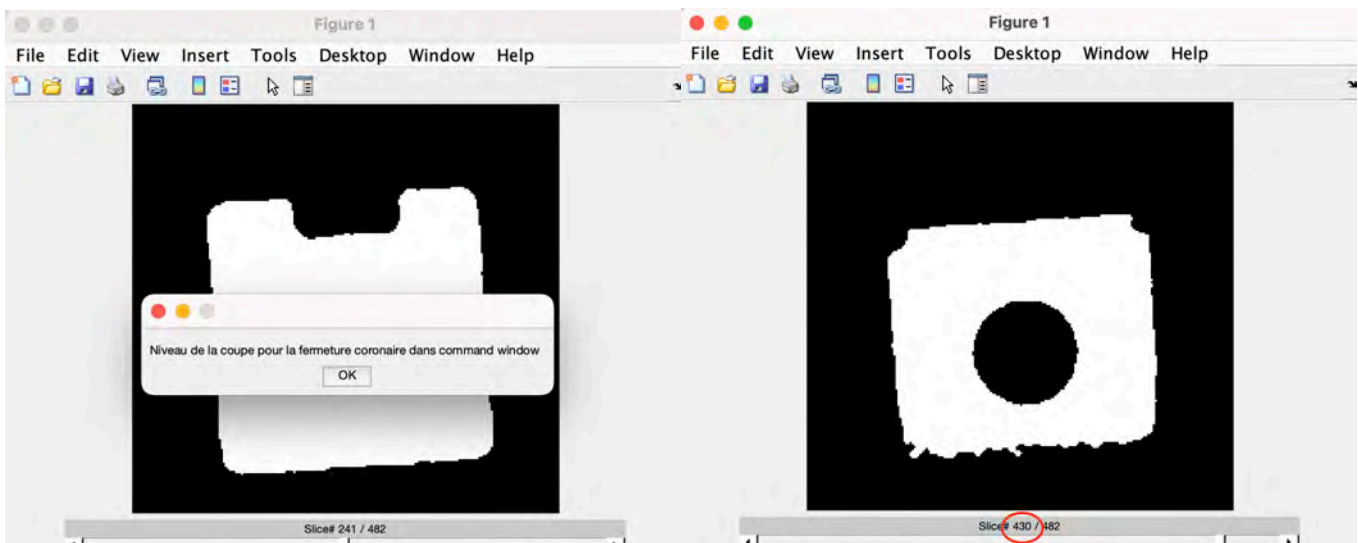


Figure 27 : Fenêtre Matlab® illustrant où il faut cliquer sur « Ok » puis l'endroit où se trouve la valeur de la coupe de fermeture coronaire entourée en rouge

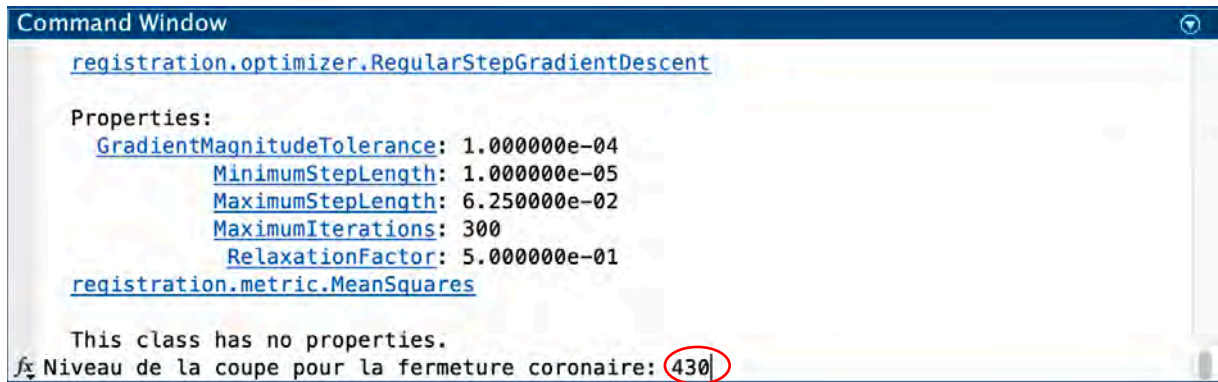


Figure 28 : Fenêtre Matlab® illustrant l'endroit où inscrire cette même valeur (entouré en rouge)

- Cliquer sur « Ok » lorsque la fenêtre ci-dessous s'affiche
- Relever la valeur de fermeture apicale et la noter dans la fenêtre centrale (là où il y a écrit « Inscire début du canal »)

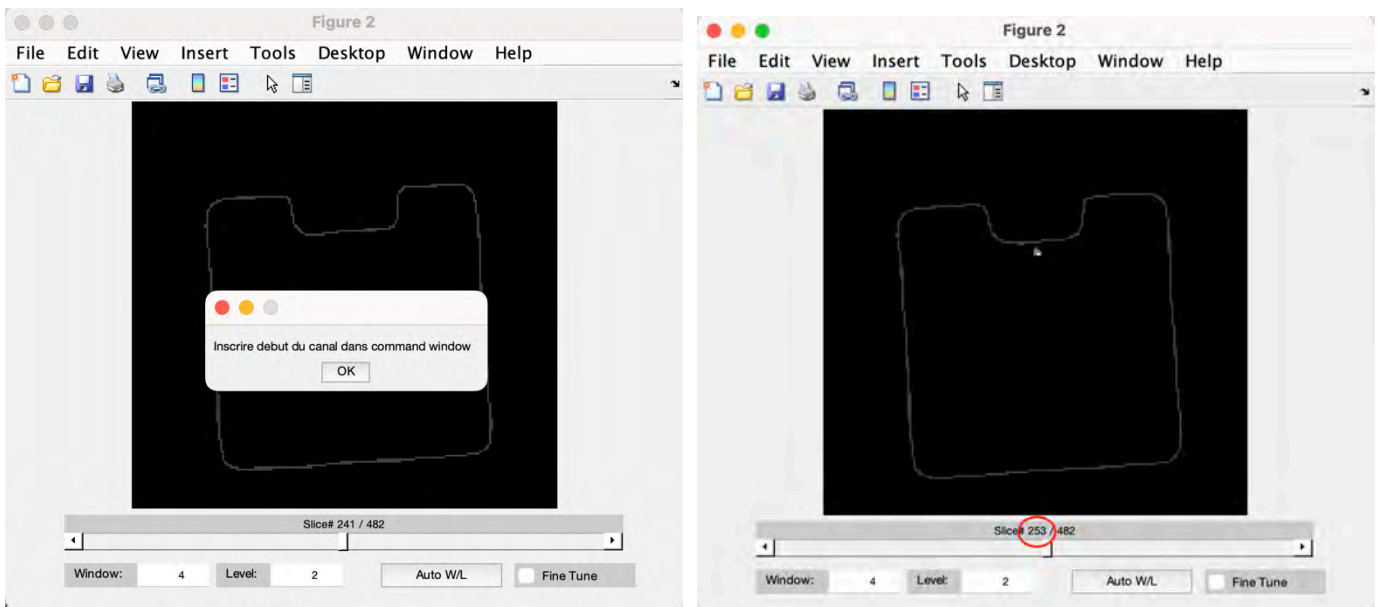


Figure 30 : Fenêtre Matlab® illustrant où il faut cliquer sur « Ok » puis l'endroit où se trouve la valeur de la fermeture apicale (entouré en rouge)

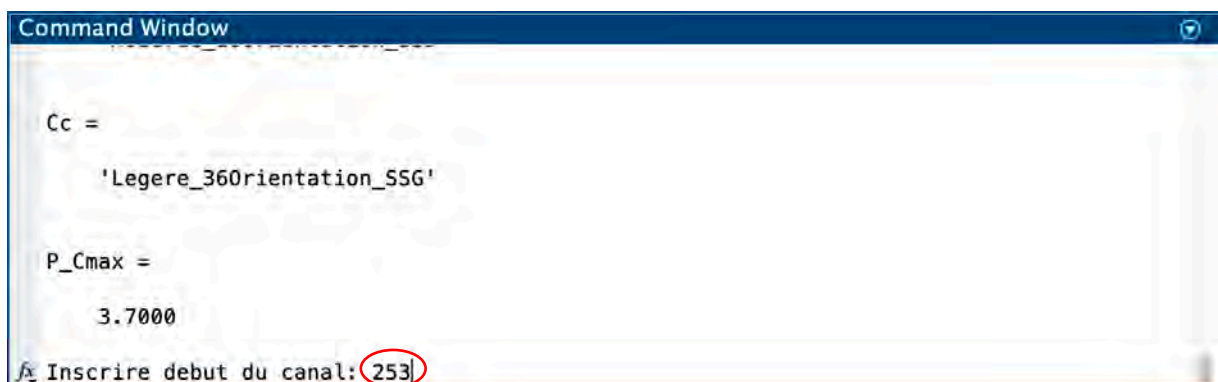


Figure 29 : Fenêtre Matlab® illustrant l'endroit où inscrire cette même valeur (entouré en rouge)

- Une fois le traitement de données effectué, relever la valeur du Cmax et la valeur de la LT dans la colonne à droite
- Relever également la valeur du temps de traitement en bas de l'algorithme

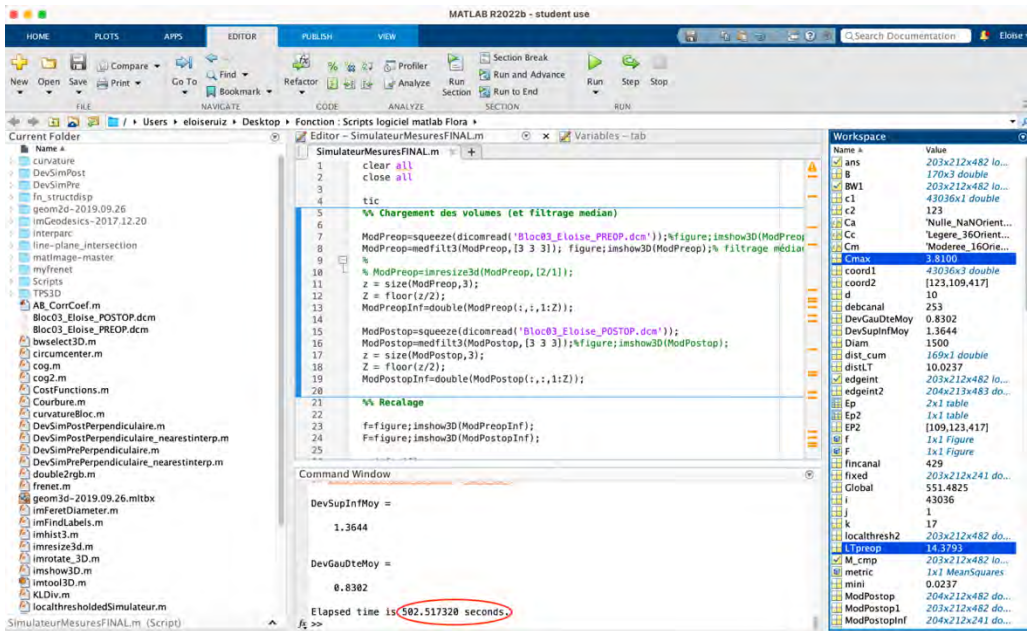


Figure 31 : Fenêtre Matlab® illustrant les valeurs du Cmax et LT surligné en bleu d'une part, et la valeur du temps de traitement entourée en rouge

- Dans la colonne à droite, cliquer sur « tab » : cela fait apparaître dans la fenêtre centrale le tableau que nous allons copier/coller dans le fichier excel (mis au point par le Dr Jérôme Michetti) nous permettant d'établir les graphiques nécessaires à l'interprétation des résultats

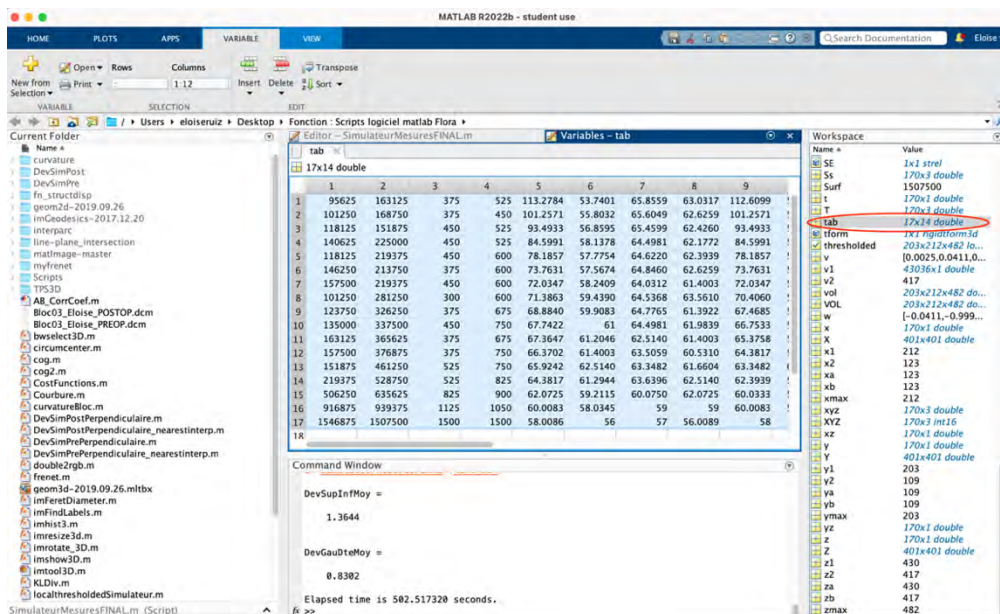


Figure 32 : Fenêtre Matlab® illustrant l'endroit où se situe "tab" entouré en rouge, ainsi que le tableau qui apparaît dans la partie centrale

D. Mesures et observations

1. *Mesures des mises en formes*

Toutes les mesures se font de façon automatique, sans intervention d'un opérateur.

2. *Observations*

Chaque instrument a été observé sous binoculaire (leica, wild Heerbrugg M3B, Allemagne) au grossissement x6,4. Le dévissage ou la rupture de chaque instrument a été noté ainsi que le potentiel dépassement de la constriction du simulateur lors de la mise en forme.

3. *Temps d'utilisation instrumentale*

Ce temps est noté sur un tableau en déclenchant le chronomètre au début de la mise en forme et en l'arrêtant à la fin de cette dernière (lorsque la longueur de travail est atteinte).

II. RÉSULTATS

A. Description des résultats

1. *En rotation continue*

Nombre de dévissage : 0

Nombre de fractures : 0

Temps d'utilisation instrumentale : durée recueillie sur les 6 derniers blocs seulement.

- Pour les blocs 10 à 15, la durée d'utilisation du SC2 était en moyenne de 6 secondes.
- Pour les blocs 10 à 15, la durée d'utilisation du SU était en moyenne de 7 secondes.

Au total, le temps d'utilisation de la séquence RevoS+® était en moyenne de 13 secondes.

L'irrigation de chaque bloc s'est faite à l'eau car l'alcool rendait la résine des blocs trop molle et l'instrument s'enfonçait trop rapidement dans le canal.

Ce qui a d'ailleurs entraîné quelques dépassements de limes au travers de la constriction apicale.

Dépassement de la constriction apicale d'1mm ou plus :

Lorsque la case est cochée, cela correspond à un dépassement de plus d'1mm.
Lorsqu'il était égal à 1mm, cela a été noté dans le tableau.

N° de bloc	SC2	SU
1		
2		
3	x	x
4	x	
5		
6		
7	x	
8	1mm	
9		
10	x	x
11		x
12	x	
13		
14	x	1mm
15		

2. En réciprocité

Nombre de dévissage : 6 (lors de la préparation des blocs 16 à 21)

Nombre de fractures : 1

Temps d'utilisation instrumentale (SU) : 18,6 secondes en moyenne. La durée a été recueillie sur les 15 blocs, de 16 à 30.

L'irrigation des blocs 16 à 21 s'est faite à l'eau.

L'irrigation des blocs 22 à 30 s'est faite à l'alcool.

Dépassement de la constriction apicale d'1mm ou plus :

La constriction apicale a été dépassée d'1mm lors de la mise en forme du bloc 19.

L'instrument utilisé s'est cassé lors de la préparation du bloc 25.

Lorsque l'on compare les temps d'utilisation de la séquence RevoS+® en entre les deux mouvements on se rend compte qu'il y a une différence statistiquement significative : le temps est plus long lors d'une utilisation en réciprocité.

B. Analyse statistique

Les simulateurs avec des dépassements ont été éliminés de l'analyse statistique.

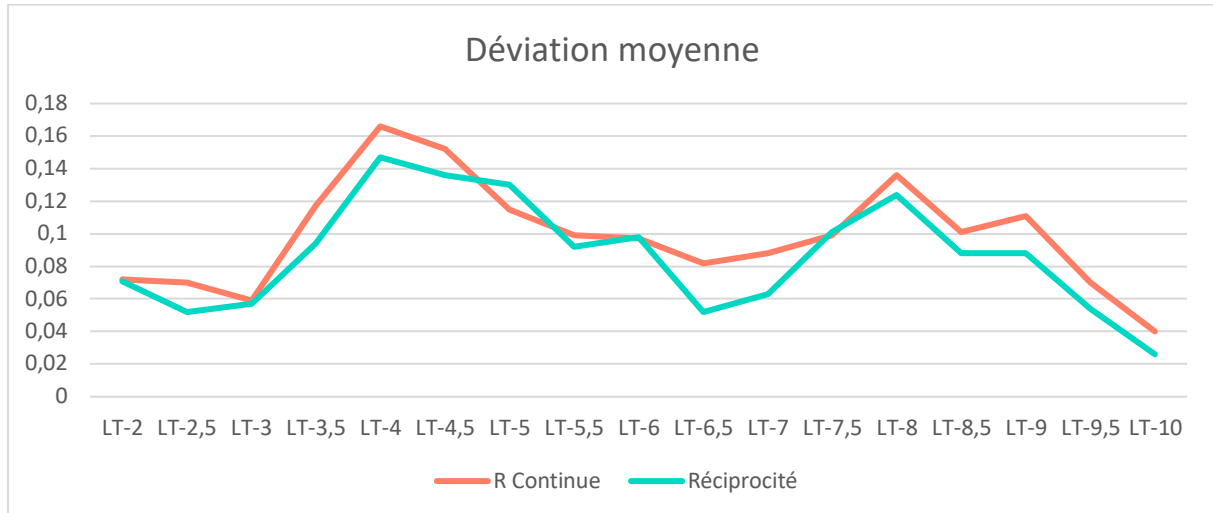


Figure 33 : Graphique de la déviation moyenne en rotation continue et en réciprocité (en millimètres) en fonction de la longueur de travail LT (en centimètre)

Il n'y a pas de différence de préparation de l'instrument en fonction du mouvement utilisé ($p=0,1527$).

III. DISCUSSION ET CONCLUSION

Cette étude avait pour objectif d'évaluer la déviation de la trajectoire canalaire de la lime SU du RevoS+® utilisée en réciprocity en comparaison avec son utilisation en rotation continue.

La **rotation continue** (8,12,14) est une technique de préparation canalaire coronapicale dans laquelle l'instrument tourne dans le sens horaire en permanence et à vitesse constante entre 250 et 800 tours par minute en fonction des systèmes pour couper la dentine.

La rotation continue consiste à préparer dans un premier temps la partie coronaire du canal, ce qui permet de supprimer les interférences coronaires et ainsi d'accéder progressivement au tiers apical.

Les avantages historiques de cette technique sont une mise en forme plus efficace et un gain de temps de mise en forme par rapport aux limes manuelles. (26)

Le concept de **mouvement réciproque**, basé sur la technique des forces équilibrées (27), a été introduit en 2008 par Yared en utilisant le ProTaper F2®.

Dans le mouvement réciproque, aussi appelé mouvement alternatif transversal asymétrique (MATA), l'instrument effectue un mouvement horaire/antihoraire d'amplitude variable. (28)

L'instrument réalise d'abord un mouvement antihoraire pour couper la dentine, puis un mouvement horaire pour se désengager du canal et éviter l'effet de vissage.

Le mouvement antihoraire a une amplitude plus importante afin d'améliorer l'efficacité de coupe. Le sens horaire lui facilite la progression au sein du canal. Il faut donc plusieurs cycles à l'instrument pour réaliser une rotation à 360° ce qui diminue les forces exercées sur l'instrument.

Le mouvement réciproque présente plusieurs avantages.

En effet, on obtient, comme pour la rotation continue, une mise en forme plus efficace et un gain de temps par rapport aux limes manuelles. Mais comme nous le montre l'étude de Ramazani et Al. (26), cette efficacité est plus importante en mouvement réciproque qu'en rotation continue. Dans cette étude, la lime K® et le Mtwo® en rotation continue ont été comparés au Reciproc® en réciprocity.

Un autre avantage est que le mouvement réciproque permet aux instruments de mieux résister à la fatigue cyclique et aux contraintes de torsion. Ceci leur permet, selon certains auteurs, d'avoir moins tendance à transporter les canaux. (16) (29) (30)

Cela constitue un apport de sécurité lors de la mise en forme d'un canal. (31)

Dans une récente étude (7) le système de réciprocity (à profil en S, le Reciproc Blue®) a montré une meilleure capacité de centrage dans la partie apicale et un respect majeur des courbures du canal par rapport à un instrument unique utilisé en rotation continue (à profil en triple hélice, le One Curve®).

D'autre part, l'utilisation d'un instrument unique constitue un gain de temps et d'ergonomie lors de la préparation endocanalaire. (30) .

Pour finir, lorsque les instruments sont soumis à un mouvement alternatif, leur durée de vie semble plus longue. (30)

Il faut maintenant noter que, en rotation continue ou en réciprocité, l'apparition du **traitement thermique** a diminué le nombre de fractures instrumentales, ce qui a permis aux utilisateurs de se sentir plus en **sécurité** lors d'un traitement endodontique. (32)

L'utilisation d'instruments en réciprocité ou en rotation continue exerce une **action antibactérienne presque similaire**. Cette dernière consiste, en plus de l'élimination mécanique, en l'agitation et au réchauffement de l'irrigant/agent antimicrobien provoqué par la rotation mécanique des instruments. Des essais cliniques sont nécessaires pour évaluer l'efficacité des différents systèmes d'instrumentation. (30)

En revanche, lorsque nous observons les résultats de différentes études évaluant la **capacité de centrage/ le transport canalaire** d'instruments utilisés en réciprocité et en rotation continue, nous trouvons des résultats différents.

Ceci est notamment lié à la diversité des paramètres pris en compte dans chaque étude.

En effet, dans certaines études (11,13,15,19,24) nous pouvons voir en conclusion qu'il n'y a pas de différence de déviation canalaire entre les instruments, ceux-ci étant de rotation continue ou de réciprocité. *Cela pourrait faire penser que la cinématique n'a pas d'influence sur la déviation canalaire des instruments.*

Par exemple dans une étude comparant le ProTaper Gold[®], le Trunatomy[®] et le WaveOne Gold[®] (9) ou dans une autre étude comparant le ProTaper[®], le Sendoline S5[®], le GT Series X[®] et le WaveOne[®]. (19)

Dans d'autres articles, comparant également des instruments utilisés en rotation continue et en réciprocité, nous pouvons observer en conclusion que les instruments à mouvement alternatif provoquent moins de transport canalaire que ceux utilisés en rotation continue. C'est ce que l'on peut voir dans une revue systématique des études in vitro sur dents naturelles ou blocs résine parue en 2016 (16), ou également dans cette étude dans des blocs résine en forme de S comparant le OneCurve[®] avec le ReciprocBlue[®]. (7)

Cela pourrait faire penser, contrairement au paragraphe précédent, que le mouvement alternatif provoque moins de transport canalaire que la rotation continue.

Enfin, dans d'autres études, comparant toujours des instruments utilisés en rotation continue et en réciprocité, nous trouvons des résultats contraires. Nous pouvons observer en conclusion que les systèmes de rotation continue améliorent la capacité de centrage par rapport aux systèmes utilisés en réciprocité. Comme par exemple dans ces études où le ProTaper Next[®] a une meilleure capacité de centrage que le WaveOne[®] (17,18) ; ou encore dans cette étude comparant le OneShape[®], le F360[®] avec le Reciproc[®] et le WaveOne[®] (5) ; ou encore dans celle-ci de Hasheminia et Al où le Edge File[®] apporte un meilleur centrage que les systèmes de réciprocité Reciproc[®] et WaveOne[®]. (23)

Tout ceci ne nous permet pas in-fine de conclure sur **l'impact de la cinématique** sur la **déviaton de la trajectoire canalaire** d'un instrument, car bien d'autres paramètres sont à prendre en compte, et pourraient être à l'origine de ces différents résultats.

Suite à de nombreuses discussions avec mon directeur de thèse, le Dr F. Diemer, j'ai compris qu'un des paramètres pouvant influencer ces résultats est en priorité la section instrumentale, voire le couple mouvement/section et très certainement le profil de la pointe instrumentale.

Des articles ont également comparés plusieurs instruments de **rotation continue entre eux**, et il s'est avéré que l'on obtenait des capacités de centrages différentes en fonction des instruments.(8,12,14,20) En effet, cela pourrait être dû, entre autre, à la section instrumentale et à la forme de la pointe.

Ce qui nous permet d'ajouter que le « design » de l'instrument jouerait donc un rôle dans sa capacité de centrage, en dehors de sa cinématique.

On peut ainsi rajouter que le **type de matériaux** de l'instrument semblerait également influencer les résultats de capacité de centrage.

C'est ce que montre cet article comparant les systèmes ProTaper®, RaCe® (NiTi, rotation continue) et SafeSider® (acier inoxydable, mouvement alterné) : ceux en NiTi ont montré une meilleure capacité de centrage que celui en acier inoxydable. La différence de centrage n'est donc pas liée au type de mouvement mais à la structure flexible de l'alliage NiTi et à la géométrie instrumentale. (22)

Dans le cadre de notre étude nous avons utilisé des **blocs en résine**. Ceux-ci présentent de nombreux avantages.

En effet, leurs propriétés sont normalisées en termes de dureté, de courbure du canal, ainsi que de rayon de la courbe ce qui permet d'éliminer de nombreux facteurs de confusion que les variations des dents peuvent entraîner.(3)

Ils permettent également de visualiser les changements intra-canaux, la reproductibilité et la normalisation de la morphologie du canal radiculaire par rapport aux dents naturelles. (33)

On sait également depuis longtemps que les canaux radiculaires simulés formés dans une résine coulée transparente à base de polyester sont un modèle valable pour l'étude de la mise en forme du canal radiculaire. (34)

Or souvent, le type de résine n'est pas précisé dans les études. On pourrait donc émettre des réserves sur les résultats obtenus. Cependant, dans cette étude utilisant des blocs simulés en diatrizoate de méglucamine, et comparant le ProTaper® Universal, le Reciproc® et le K3XF®, les mêmes résultats sont obtenus qu'avec nos blocs simulés en résine acrylique, à savoir : pas de différence de déviaton canalaire entre le mouvement alternatif et la rotation continue. (24)

Les blocs en résine présentent cependant quelques inconvénients.

L'un d'entre eux est l'enfoncement, des arêtes de coupes instrumentales, dans la résine lors de la mise en forme. Cela provoque une sensation d'aspiration, décuplée par la section en triple hélice des instruments, entraînant parfois un dépassement de la longueur de travail. Cette notion communément admise est liée au profil des instruments.

D'autre part, les propriétés physiques de la résine ont une plus grande dureté que celle de la dentine (35)

Un des autres inconvénients que l'on peut noter est que les blocs résine ne reflètent pas la diversité de la morphologie réelle du canal radiculaire. (35)

En effet, la variabilité anatomique des simulateurs résine est faible et leur coût est plus important lorsqu'ils ressemblent à une dent.

Il faut également noter qu'il existe **deux types de blocs en résine** : ceux avec un canal en forme de J et d'autres avec un canal en forme de S.

La caractéristique principale des **blocs résine en forme de J** est qu'ils ne présentent qu'une seule courbure.

Plusieurs études utilisent des blocs résine en forme de J pour leurs expériences.(3,10) Notamment certaines pour comparer la capacité de centrage des instruments de rotation continue VS instruments de réciprocité. (16–18,24). Et dans le cadre de notre étude, ce sont ceux que nous avons également utilisé.

La caractéristique principale des **blocs résine en forme de S** est qu'ils présentent plusieurs courbures, en l'occurrence deux et dans le même plan de l'espace.

Plusieurs études utilisent ces blocs résine en forme de S pour leurs expériences. (5,8,9,18,19,36)

Voici une étude qui illustre l'utilisation de blocs résine en forme de S pour comparer la capacité de centrage des instruments de rotation continue entre eux (ProTaper Next[®], HyFlex EDM[®] et One Curve[®]) (8) .

Elle nous montre qu'avec une même cinématique, les différents paramètres de l'instrument jouent un rôle dans leur capacité de centrage comme énoncé plus haut.

Plusieurs études utilisent des blocs résine en forme de S pour comparer la capacité de centrage et le maintien des courbures canalaire d'instruments de rotation continue et de réciprocité.

Celles-ci comparaient d'une part le ProTaper Gold[®], le Trunatomy[®] et le WaveOne Gold[®] (9) et d'autre part le ProTaper[®], le Sendoline S5[®], le GT Series X[®] et le WaveOne[®]. (19)

Les résultats ne montrent aucune différence significative entre les deux types de mouvement.

En revanche, l'instrument Trunatomy[®] a mieux maintenu la courbure apicale originale.(9)

Voici une autre étude qui illustre l'utilisation de blocs résine en forme de S pour comparer la capacité de centrage et le maintien des courbures canalaires d'instruments de rotation continue (One Curve®) comparés à des instruments de réciprocité (Reciproc Blue®).

Les résultats montrent que le système de réciprocité a une meilleure capacité de centrage dans la partie apicale et un respect majeur des courbures du canal par rapport au système de rotation continue. (7)

Il faut toutefois noter que ces deux instruments ont une section et un traitement thermique différents.

On a également pu constater que dans les canaux simulés en forme de S, peu importe le mouvement réciproque ou de rotation continue, les limes (ici le ProTaper Next®, le ProTaper® Universal et le WaveOne®) avaient tendance à redresser le canal dans la partie apicale. En effet, ceci semble directement lié à la présence d'une double courbure canalair. (6,18)

Avec l'illustration de ces articles, nous pouvons conclure qu'à utilisation de bloc de formes identiques, les résultats obtenus sont différents car d'autres paramètres sont pris en compte.

Il est toutefois à noter que les systèmes NiTi comprenant des instruments moins coniques et plus flexibles semblent être plus favorables à la préparation des canaux en forme de S. (5,20)

Il existe d'autres alternatives à l'utilisation de blocs résines : les dents naturelles ou les dents imprimées en 3D.

L'un des avantages principaux de l'utilisation de **dents naturelles** (4,11–16,22,23,26) est qu'elles permettent de refléter la diversité morphologique réelle du canal radiculaire, ainsi que de réaliser une mise en forme dans de la dentine réelle. (35)

En revanche, l'inconvénient est que les dents naturelles possèdent un système canalair unique qui empêchent l'uniformité des études. (35) (37)

En effet, les canaux radiculaires des dents naturelles présentent des courbures multiples dans les différents plans. (38)

En ce qui concerne les **dents imprimées en 3D**, une étude (35) a montré qu'aucune différence n'a été constatée entre les dents imprimées en 3D et les dents réelles en ce qui concerne le volume, la surface ou le transport après la préparation. Ce résultat suggère que les dents imprimées en 3D peuvent convenir à l'étude des instruments rotatifs en Ni-Ti.

L'avantage est que ces dents imprimées en 3D sont uniformes et correspondent à la réalité anatomique. (35) Seul le matériau les constituant diffère.

Toutefois nous émettons des réserves sur le type de résine avec laquelle elles sont fabriquées dans les différentes études car elles sont variables et souvent sans précision dans les articles les utilisant.

Dans le cadre de notre étude, nous avons utilisé une technique d'acquisition par **CBCT**.

Il s'agit d'une technique d'imagerie à rayons X, également connue sous le nom de tomographie à faisceau conique ou de tomographie volumique numérique. Le CBCT permet d'obtenir une représentation de l'anatomie en 3 dimensions, sous forme numérique. (39)

Un des avantages principaux de l'utilisation d'une technique de tomographie volumique est l'apport d'une troisième dimension. En effet, elle rend possible l'analyse de la déviation canalaire dans le sens mésio-distal mais également dans le sens vestibulo-lingual (4,23) (13–15,26)

Il existe cependant d'autres techniques d'acquisition des résultats et d'analyse. En commençant par les méthodes 2D.

En effet, des **images bidimensionnelles superposées (photographies, radiographies numériques, images obtenues par stéréomicroscope)** peuvent donner des résultats comparables pour l'évaluation des effets de mise en forme des instruments (8,9,17–21,40,41)

Cependant l'analyse tridimensionnelle par tomographie (**CBCT**) permet de mieux distinguer les changements dans les espaces canaux que les mesures photographiques. (19)

Une autre technique de tomographie volumique, encore plus précise, possède de nombreux avantages par rapports aux méthodes 2D : il s'agit du **microCT** ou **μCT**.

La technique d'analyse par microCT est une technique valable pour évaluer l'élimination des tissus durs par les instruments dans un canal radiculaire simulé dans un bloc résine de manière non-destructive. (3,12,24) Son niveau de précision est élevé (voxel de 10 à 40 microns en général parfois encore moins).

C'est également une technique valable dans les dents naturelles extraites. (22)

En effet, le microCT permet de mieux distinguer les modifications dans l'espace canalaire associées à l'utilisation d'instruments endodontiques que les mesures photographiques (42) ainsi que les techniques basées sur les radiographies bidimensionnelles. (38) Cette étude renforce d'ailleurs la valeur de la μCT avec la modélisation mathématique.

Vu qu'il existe donc deux méthodes de tomographie volumique plus avantageuses que les techniques 2D, il serait intéressant de voir quels sont les avantages de l'un par rapport à l'autre.

En effet, l'imagerie tomographique volumique à faisceaux coniques (CBCT) produit une qualité d'image inférieure à celle fournie par les appareils microCT. (43)

Mais les appareils CBCT sont plus abordables et plus accessibles que les appareils microCT. (25)

Le Dr. J. Michetti a d'ailleurs montré qu'il était possible de mesurer de manière automatique, précise et reproductible la déviation canalaire sur des images cone-beam segmentées. (25)

Dans le cadre de notre étude, **deux acquisitions ont été réalisées coup sur coup** sans déplacement des simulateurs, (pour chaque phase de scannage et pour chaque groupe de 4 échantillons) afin d'améliorer le rapport signal/bruit des images et donc d'en améliorer la qualité. Les 2 volumes obtenus ont été **moyennés** de manière à augmenter artificiellement le signal (avec Matlab® R2020b). (25)

Nous avons réalisé cette étude avec **un seul opérateur**, manuellement, et nous avons réalisé une analyse automatique afin d'éviter les biais liés à l'opérateur. (25)

Toutes les mises en formes canalaires ont été réalisées à **température ambiante**. Cependant il faut noter que cette dernière a un impact sur la mémoire de forme, le module d'élasticité et la déformation d'un instrument en NiTi.

En effet, initialement les alliages NiTi conventionnels ont une phase austénite à des températures élevées. Lorsqu'ils sont soumis à une contrainte mécanique ou un refroidissement, ils peuvent passer en phase martensite : on parle de transformation martensitique. (44)

Les dernières générations d'instruments sont traitées thermiquement, ce qui a permis de favoriser le pourcentage de phase martensitique, et ainsi d'augmenter leur flexibilité et donc leur résistance à la fatigue.

A température ambiante (environ 20°C), les instruments en Ni-Ti gardent donc leurs caractéristiques martensitiques obtenues par traitement thermique. Tandis que lorsqu'il y a une augmentation de température, comme c'est le cas à température buccale (environ 36°C), ils peuvent perdre ces caractéristiques là (si $A_s \leq 36^\circ$ et encore plus si $A_f \leq 36^\circ$) et adoptent un comportement plus austénitique, ce qui induit une réduction de leur flexibilité et de leur résistance à la fatigue cyclique. (45,46)

Ceci implique que les résultats de notre étude, obtenus avec des conditions à température ambiante, auraient peut-être été différents avec des conditions à température buccale.

Finalement, dans les limites de cette étude, nous pouvons conclure qu'il n'y a pas de différence significative entre les deux mouvements.

En d'autres termes, il n'y a pas de différence de déviation canalaire entre l'utilisation du SU du Revo-S+® en rotation continue ou en réciprocité.

Nous pouvons également conclure dans un second temps que la section en triple hélice asymétrique est compatible avec un entraînement en rotation continue ou en réciprocité droite.

CONCLUSION GÉNÉRALE

La séquence **Revo-S®** de Micro-Méga est un concept de préparation endodontique en crown-down utilisée lors du traitement initial et commercialisée en 2008. Elle se compose de 3 instruments en Ni-Ti : le SC1 et SC2, instruments de descente apicale et le SU instrument de récapitulation et de nettoyage.

Cette séquence a ensuite été traitée thermiquement (C-wire) afin d'en améliorer les propriétés mécaniques et d'augmenter ainsi sa flexibilité et donc sa résistance à la fatigue cyclique, limitant ainsi le risque de fracture instrumentale : il s'agit de la séquence **Revo-S+®** commercialisée en 2022 par GenEndo.

Cet instrument a la particularité de pouvoir travailler en **rotation continue et en réciprocité droite** selon le fabricant. Comme aucune étude n'avait été réalisée pour en évaluer la capacité, cela a constitué l'objet de mes recherches.

Nous avons donc souhaité évaluer la capacité de centrage de l'instrument SU de la séquence RevoS+® en fonction du type de mouvement utilisé par acquisition en tomographie volumique à faisceau conique (CBCT) avec superposition des volumes obtenus.

Dans les limites de cette étude, nous avons pu conclure qu'il n'y avait pas de différence significative de déviation canalaire entre l'utilisation du SU du RevoS+® en rotation continue ou en réciprocité.

Nous avons également pu conclure dans un second temps que la section en triple hélice asymétrique est compatible avec un entraînement en rotation continue ou en réciprocité droite.

Il serait maintenant intéressant de faire varier d'autres paramètres comme la température ambiante pour compléter cette étude sur blocs résines ; voire même de la réaliser sur dents naturelles.

Il serait aussi intéressant d'évaluer la résistance à la fracture de ces instruments utilisés en rotation continue ou en réciprocité, car cela correspond à l'un des principaux inconvénients de l'endodontie.

Le président du jury et directeur de thèse

Pr. F. DIEMER



BIBLIOGRAPHIE

1. Diemer F, Mallet JP. Une innovation instrumentale pour le traitement endodontique initial : la séquence Revo-S®. *Clinic (Paris)*. 2008;Novembre(29):5.
2. Mallet JP, Diemer F. Le Revo-S. Alpha Omega. 2011;Novembre(145):11-3.
3. Huang Z, Quan J, Liu J, Zhang W, Zhang X, Hu X. A microcomputed tomography evaluation of the shaping ability of three thermally-treated nickel-titanium rotary file systems in curved canals. *J Int Med Res*. janv 2019;47(1):325-34.
4. Nathani TI, Nathani AI, Pawar AM, Khakiani MI, Ruiz XF, Olivieri JG. Canal Transportation and Centering Ability in Long Oval Canals: A Multidimensional Analysis. *J Endod*. oct 2019;45(10):1242-7.
5. Saleh AM, Vakili Gilani P, Tavanafar S, Schäfer E. Shaping Ability of 4 Different Single-file Systems in Simulated S-shaped Canals. *J Endod*. avr 2015;41(4):548-52.
6. Yilmaz A, Kucukay ES, Istektepe M, Sisli SN, Ersev H, Karagoz-Kucukay I. Comparison of the Shaping Ability of WaveOne Reciprocating Files with or without Glide Path in Simulated Curved S-shaped Root Canals. *J Int Soc Prev Community Dent*. juin 2017;7:13-7.
7. Biasillo V, Castagnola R, Colangeli M, Panzetta C, Minciocchi I, Plotino G, et al. Comparison of shaping ability of the Reciproc Blue and One Curve with or without glide path in simulated S-shaped root canals. *Restor Dent Endod*. 2022;47(1):e3.
8. Gomaa MA, Osama M, Badr AE. Shaping ability of three thermally treated nickel-titanium systems in S-shaped canals. *Aust Endod J*. déc 2021;47(3):435-41.
9. Kim H, Jeon SJ, Seo MS. Comparison of the canal transportation of ProTaper GOLD, WaveOne GOLD, and TruNatomy in simulated double-curved canals. *BMC Oral Health*. 16 oct 2021;21:533.
10. Maki K, Ebihara A, Kimura S, Nishijo M, Tokita D, Okiji T. Effect of Different Speeds of Up-and-down Motion on Canal Centering Ability and Vertical Force and Torque Generation of Nickel-titanium Rotary Instruments. *J Endod*. janv 2019;45(1):68-72.e1.
11. Saberi E, Farhad-Mollashahi N, Bijari S, Daryaeian M. Comparative Evaluation of Root Canal Transportation by Three NiTi Single-File Systems in Curved Canals: A Cone Beam Computed Tomography Study. *Int J Dent*. 2018;2018:1-6.
12. Saberi N, Patel S, Mannocci F. Comparison of centring ability and transportation between four nickel titanium instrumentation techniques by micro-computed tomography. *Int Endod J*. juin 2017;50(6):595-603.
13. Mamede-Neto I, Borges AH, Guedes OA, De Oliveira D, Pedro FLM, Estrela C. Root Canal Transportation and Centering Ability of Nickel-Titanium Rotary Instruments in Mandibular Premolars Assessed Using Cone-Beam Computed Tomography. *Open Dent J*. 14 févr 2017;11(1):71-8.
14. Shenoi PR, Luniya DA, Badole GP, Makade CS, Kubde R, Khode RT. Comparative evaluation of shaping ability of V-Taper 2H, ProTaper Next, and HyFlex CM in curved canals using cone-beam computed tomography: An in vitro Study. *Indian J Dent Res*. 3 janv 2017;28(2):181.
15. González-Chapela J, Castelo-Baz P, Varela-Patiño P, Martín-Biedma B, Ruíz-Piñón M. Alternating versus continuous rotation: Root canal transportation and centering ratio with the ProTaper Next. *J Conserv Dent JCD*. 2017;20(4):255-9.
16. Ahn SY, Kim HC, Kim E. Kinematic Effects of Nickel-Titanium Instruments with Reciprocating or Continuous Rotation Motion: A Systematic Review of In Vitro Studies. *J Endod*. juill 2016;42(7):1009-17.

17. Troiano G, Dioguardi M, Cocco A, Giuliani M, Fabiani C, D'Alessandro A, et al. Centering Ability of ProTaper Next and WaveOne Classic in J-Shape Simulated Root Canals. *Sci World J.* 2016;2016:1-5.
18. Wu H, Peng C, Bai Y, Hu X, Wang L, Li C. Shaping ability of ProTaper Universal, WaveOne and ProTaper Next in simulated L-shaped and S-shaped root canals. *BMC Oral Health.* déc 2015;15(1):27.
19. Ceyhanli KT, Kamaci A, Taner M, Erdilek N, Celik D. Shaping ability of two M-wire and two traditional nickel-titanium instrumentation systems in S-shaped resin canals. *Niger J Clin Pract.* déc 2015;18(6):713.
20. Bonaccorso A, Cantatore G, Condorelli GG, Schäfer E, Tripi TR. Shaping Ability of Four Nickel-Titanium Rotary Instruments in Simulated S-Shaped Canals. *J Endod.* juin 2009;35(6):883-6.
21. Thompson M, Sidow SJ, Lindsey K, Chuang A, McPherson JC. Evaluation of a New Filing System's Ability to Maintain Canal Morphology. *J Endod.* juin 2014;40(6):867-70.
22. Ceyhanli KT, Erdilek N, Tatar İ, Çetintav B. Comparative micro-computed tomography evaluation of apical root canal transportation with the use of ProTaper, RaCe and Safesider systems in human teeth. *Aust Endod J.* avr 2014;40(1):12-6.
23. Hasheminia SM, Farhad A, Sheikhi M, Soltani P, Hendi SS, Ahmadi M. Cone-beam Computed Tomographic Analysis of Canal Transportation and Centering Ability of Single-file Systems. *J Endod.* déc 2018;44(12):1788-91.
24. Wei Z, Cui Z, Yan P, Jiang H. A comparison of the shaping ability of three nickel-titanium rotary instruments: a micro-computed tomography study via a contrast radiopaque technique in vitro. *BMC Oral Health.* déc 2017;17(1):39.
25. Michetti J. Nouvelle méthode cone-beam d'évaluation automatique de la déviation canalaire. Thèse pour l'obtention du Doctorat d'Université [Toulouse]: Paul Sabatier - Toulouse III - Faculté de chirurgie dentaire; 2022.
26. Ramazani N, Mohammadi A, Amirabadi F, Ramazani M, Ehsani F. In vitro investigation of the cleaning efficacy, shaping ability, preparation time and file deformation of continuous rotary, reciprocating rotary and manual instrumentations in primary molars. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 1 mars 2016;10(1):49-56.
27. Roane J, Sabala C, Duncansonjr M. The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. *J Endod.* mai 1985;11(5):203-11.
28. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J.* avr 2008;41(4):339-44.
29. Ferreira F, Adeodato C, Barbosa I, Aboud L, Scelza P, Zaccaro Scelza M. Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review. *Int Endod J.* févr 2017;50(2):143-52.
30. Siddique R, Nivedhitha MS. Effectiveness of rotary and reciprocating systems on microbial reduction: A systematic review. *J Conserv Dent JCD.* 2019;22(2):114-22.
31. Kim JW, Ha JH, Cheung GSP, Versluis A, Kwak SW, Kim HC. Safety of the Factory Preset Rotation Angle of Reciprocating Instruments. *J Endod.* oct 2014;40(10):1671-5.
32. Coelho MS, Rios MDA, Bueno CEDS. Separation of Nickel-Titanium Rotary and Reciprocating Instruments: A Mini-Review of Clinical Studies. *Open Dent J.* 25 oct 2018;12(1):864-72.
33. Weine FS, Kelly RF, Lio PJ. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endod.* août 1975;1(8):255-62.
34. Lim KC, Webber J. The validity of simulated root canals for the investigation of

the prepared root canal shape. *Int Endod J.* oct 1985;18(4):240-6.

35. Cui Z, Wei Z, Du M, Yan P, Jiang H. Shaping ability of protaper next compared with waveone in late-model three-dimensional printed teeth. *BMC Oral Health.* 25 juin 2018;18:115.
36. Biasillo V, Castagnola R, Colangeli M, Panzetta C, Minciocchi I, Plotino G, et al. Comparison of shaping ability of the Reciproc Blue and One Curve with or without glide path in simulated S-shaped root canals. *Restor Dent Endod.* 2022;47(1):e3.
37. Versiani MA, Pécora JD, Sousa-Neto MD. Microcomputed tomography analysis of the root canal morphology of single-rooted mandibular canines. *Int Endod J.* sept 2013;46(9):800-7.
38. Lee JK, Ha BH, Choi JH, Heo SM, Perinpanayagam H. Quantitative Three-Dimensional Analysis of Root Canal Curvature in Maxillary First Molars Using Micro-Computed Tomography. *J Endod.* oct 2006;32(10):941-5.
39. Kaasalainen T, Ekholm M, Siiskonen T, Kortensniemi M. Dental cone beam CT: An updated review. *Phys Med.* août 2021;88:193-217.
40. Hülsmann M. Research that matters - canal preparation, retreatment and working length studies. *Int Endod J.* avr 2013;46(4):293-5.
41. Çelik D, Taşdemir T, Er K. Comparative Study of 6 Rotary Nickel-Titanium Systems and Hand Instrumentation for Root Canal Preparation in Severely Curved Root Canals of Extracted Teeth. *J Endod.* févr 2013;39(2):278-82.
42. Ounsi HF, Franciosi G, Paragliola R, Al Huzaimi K, Salameh Z, Tay FR, et al. Comparison of Two Techniques for Assessing the Shaping Efficacy of Repeatedly Used Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod.* juin 2011;37(6):847-50.
43. Poly A, AlMalki F, Marques F, Karabucak B. Canal transportation and centering ratio after preparation in severely curved canals: analysis by micro-computed tomography and double-digital radiography. *Clin Oral Investig.* déc 2019;23(12):4255-62.
44. Generali L, Malovo A, Bolelli G, Borghi A, La Rosa GRM, Puddu P, et al. Mechanical Properties and Metallurgical Features of New Green NiTi Reciprocating Instruments. *Materials.* 24 août 2020;13(17):3736.
45. Dosanjh A, Paurazas S, Askar M. The Effect of Temperature on Cyclic Fatigue of Nickel-titanium Rotary Endodontic Instruments. *J Endod.* mai 2017;43(5):823-6.
46. De Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CAT, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for Reduced Fatigue Resistance of Contemporary Rotary Instruments Exposed to Body Temperature. *J Endod.* mai 2016;42(5):782-7.

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1: blocs en résine Endo training-bloc.02 Taper® (Dentsply-Sirona, Ballaigues – Suisse).	12
Figure 2 : SC2 du Revo S+® (Micro-Méga, Besançon, France)	13
Figure 3 : SU du Revo S+® (Micro-Méga, Besançon, France)	13
Figure 4 : Moteur d'endodontie Smart-A® de chez Woodpecker (Guilin WoodPecker Medical Instrument, Guangxi - China)	14
Figure 5 : Cathétérisme et mesure de la LT avec une lime MMC 10® (Micro-Méga, Besançon, France)	14
Figure 6 : Fenêtre des paramètres du CBCT	15
Figure 7 : Fenêtre Mevislab® illustrant le module « DicomImport.mlab » ouvert	16
Figure 8 : Fenêtre Mevislab® illustrant la fin de la conversion	17
Figure 9 : Fenêtre du bureau illustrant les 2 fichiers obtenus	17
Figure 10 : Fenêtre Mevislab® illustrant l'ouverture du mode « Image Load »	18
Figure 11 : Fenêtre Mevislab illustrant l'ouverture du mode « ImageSave »	19
Figure 12 : Fenêtre Matlab® illustrant la sélection du dossier	20
Figure 13 : Fenêtre Matlab® illustrant où se situe la fonction « moyennage »	20
Figure 14 : Fenêtre Matlab® illustrant le début de l'algorithme de moyennage : ici les volumes à moyenner sont le vol2.dcm et vol3.dcm	21
Figure 15: Fenêtre Matlab® illustrant la ligne 44 de l'algorithme de moyennage : ici le nom du volume résultat est « Vol2et3Moyennes.tif »	21
Figure 16 : Fenêtre Matlab® illustrant le choix de l'option	22
Figure 17 : Fenêtre Matlab® illustrant le résultat du moyennage	22
Figure 18 : Fenêtre Fiji® illustrant l'importation du fichier de moyennage .tif	23
Figure 19 : Fenêtre Fiji® avec le fichier ouvert	23
Figure 20 : Fenêtre Fiji® illustrant la sauvegarde du fichier en .raw	24
Figure 21 : Fenêtre Mevislab® illustrant le chargement du fichier pour la création de ROI	25
Figure 22 : Fenêtre Mevislab® illustrant la sélection de la ROI	25
Figure 23 : Fenêtre illustrant la sauvegarde au format DICOM de la ROI	26
Figure 24 : Fenêtre Matlab® illustrant les fichiers à renommer avant de lancer l'algorithme (entouré en rouge)	27
Figure 25 : Fenêtre Matlab® illustrant où il faut cliquer sur « Ok »	27
Figure 26 : Fenêtre Matlab® illustrant l'endroit où inscrire « 0 » (entouré en rouge)	28
Figure 27 : Fenêtre Matlab® illustrant où il faut cliquer sur « Ok » puis l'endroit où se trouve la valeur de la coupe de fermeture coronaire entourée en rouge	28
Figure 28 : Fenêtre Matlab® illustrant l'endroit où inscrire cette même valeur (entouré en rouge)	29
Figure 29 : Fenêtre Matlab® illustrant l'endroit où inscrire cette même valeur (entouré en rouge)	29
Figure 30 : Fenêtre Matlab® illustrant où il faut cliquer sur « Ok » puis l'endroit où se trouve la valeur de la fermeture apicale (entourée en rouge)	29
Figure 31 : Fenêtre Matlab® illustrant les valeurs du Cmax et LT surligné en bleu d'une part, et la valeur du temps de traitement entourée en rouge	30
Figure 32 : Fenêtre Matlab® illustrant l'endroit où se situe "tab" entouré en rouge, ainsi que le tableau qui apparait dans la partie centrale	30
Figure 33 : Graphique de la déviation moyenne en rotation continue et en réciprocity (en millimètres) en fonction de la longueur de travail LT (en centimètre)	33

DÉVIATION DE LA TRAJECTOIRE CANALAIRE : ÉTUDE IN VITRO DE LA MISE EN FORME PAR LE SU DU REVOS+® EN RÉCIPROCITÉ

RESUME EN FRANÇAIS :

La séquence **Revo-S+®**, commercialisée en 2022 par GenEndo, a subi un traitement thermique supplémentaire par rapport à son analogue le Revo-S de chez Micro-Mega commercialisé en 2008. Cet instrument a la particularité de pouvoir travailler en **rotation continue et en réciprocité droite** selon le fabricant.

L'objectif de notre travail est donc l'étude, en tomographie à faisceau conique (ou CBCT), de la déviation de la trajectoire canalaire de la lime SU de la séquence RevoS+® utilisée en réciprocité droite ou en rotation continue. Cette étude a été réalisée sur 30 blocs résines en forme de J. Après analyse statistique des résultats obtenus, nous avons pu conclure qu'il n'y avait **pas de différence significative de déviation canalaire** entre l'utilisation du SU du RevoS+® en rotation continue ou en réciprocité et que la section en triple hélice asymétrique est compatible avec un entraînement en rotation continue ou en réciprocité droite.

TITRE EN ANGLAIS : Respect of the root canal trajectory: in vitro study of SU of RevoS+® in right reciprocity and continuous rotation.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Chirurgie dentaire

MOTS-CLES : trajectoire ; CBCT ; RevoS + ; réciprocité ; simulateur résine

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE :

Université Toulouse III-Paul Sabatier

Faculté de santé – Département d'Odontologie 3 chemin des Maraîchers 31062

Toulouse Cedex 09

Directeur de thèse : Pr Franck DIEMER