

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

Année 2023

2023 TOU3-3009

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE
DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement par :

Lola PEDECHES

Le 10 février 2023

**INFLUENCE DE LA TEMPERATURE SUR LA
RESISTANCE A LA RUPTURE D'INSTRUMENTS
ENDODONTIQUES EN RECIPROCITE**

Directeur de thèse : Pr DIEMER Franck

JURY :

Président : Professeur Franck DIEMER

1^{er} 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 Emmanuelle NOIRRIET-ESCLASSAN, Mme Marie- Cécile VALERA, M. Mathieu MARTY
Assistants : Mme Anne GICQUEL, M. Robin BENETAH
Adjoints 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
Adjoints d'Enseignement : Mme Isabelle ARAGON

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

Professeurs d'Université : M. Michel SIXOU, Mme Catherine NABET, M. Olivier HAMEL, M. Jean-Noël VERGNES
Assistante : Mme Géromine FOURNIER
Adjoints 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

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

CHIRURGIE ORALE

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

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, M. Olivier DENY, 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 : Mme Sophie BARRERE, Mme. Manon SAUCOURT, M. Ludovic PELLETIER
M. Nicolas ALAUX, M. Vincent SUAREZ, M. Loris BOVIN
Adjoints d'Enseignement : M. Eric BALGUERIE, M. Jean- Philippe MALLET, M. Rami HAMDAN, M. Romain DUCASSE, Mme Lucie RAPP

PROTHÈSES

Professeurs d'Université : M. Philippe POMAR, M. Florent DESTRUHAUT,
Maîtres de Conférences : M. Rémi ESCLASSAN, M. Antoine GALIBOURG,
Assistants : Mme Margaux BROUTIN, 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. Jean-Claude COMBADAZOU, M. Bertrand ARCAUTE, M. Fabien LEMAGNER, M. Eric SOLYOM, M. Michel KNAFO, M. Alexandre HEGO DEVEZA, M. Victor EMONET-DENAND, M. Thierry DENIS, M. Thibault YAGUE

FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Professeur d'Université : Mr. Paul MONSARRAT
Maîtres de Conférences : Mme Sabine JONJOT, M. Karim NASR, M. Thibault CANCEILL
Assistants : M. Julien DELRIEU, M. Paul PAGES,
Adjoints d'Enseignement : Mme Sylvie MAGNE, M. Thierry VERGÉ, M. Damien OSTROWSKI

Mise à jour pour le 03 janvier 2023

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 du comité scientifique de la Société française d'Endodontie
- Responsable du Diplôme Inter Universitaire d'Endodontie à Toulouse
- Responsable du Diplôme universitaire d'hypnose
- Co-responsable du diplôme Inter-Universitaire d'odontologie du Sport
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier

*Vous me faites l'honneur d'accepter la présidence de cette thèse.
Votre enseignement et votre approche clinique m'ont beaucoup apporté.
Je vous remercie du temps que vous m'avez consacré, de votre disponibilité,
réactivité et des moments partagés lors de mon étude.*

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 siéger à ce jury.
Je vous remercie, par votre présence en clinique, de m'avoir permis de découvrir
et d'apprécier le métier de chirurgien-dentiste.
Que soit exprimé ma reconnaissance et ma gratitude.*

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'étude supérieure d'Odontologie Conservatrice – Endodontie - Biomatériaux Master 2 Physiopathologie des infections
- AEU de biomatériaux
- Thèse universitaire de biologie

*Merci d'avoir accepté de siéger à ce jury de thèse.
En travaillant à tes côtés en 4^{ème} année, j'ai pu découvrir et
appréhender les premiers gestes cliniques,
apprécier ta gentillesse et ta bonne humeur.*

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

Merci d'avoir accepté de siéger à ce jury de thèse.

*En travaillant à tes côtés en 6^{ème} année,
j'ai pu apprécier ta transmission du savoir et ta gentillesse.*

À mes **parents**, Christian et Magali, qui m'ont épaulé depuis ma tendre enfance, soutenu et accompagné dans mes premiers moments d'étude les plus difficiles. Merci d'avoir toujours été là pour moi et de m'avoir poussé chaque jour à accomplir pleins de jolies choses. C'est grâce à vous que j'en suis là aujourd'hui, je vous dois ma réussite. Je vous aime !

À **Arthur, mes grands-parents et l'ensemble de ma famille**, que j'aime profondément et qui me donne le sourire à chaque fois que je les vois. Merci pour votre amour, votre confiance et votre soutien inconditionnel.

À **Elo**, ma binôme, et ma plus belle rencontre de mes années d'étude. Toujours là pour me donner le sourire et profiter de la vie à pleine dent : faire la fête, danser, cuisiner et voyager. Je t'aime fort !

À mes **copains aveyronnais**, que je connais depuis des années et avec qui j'adore passer mes week-ends mouvementés : Manon, Émilie, Juliette, Laurane, Emma, Léa, Simon, Victor, Romain, Valentin, Robin et tant d'autres.

À mes **amis toulousains**, Margaux, Mélanie, Marine, Marie, Clarisse, Chloé, Flavie, Louise, Théo, Pierre, Dine, Valentin, Mathias, Louis, Remy.. Merci pour tous ces moments passés avec vous, qui m'ont permis de vivre pleinement ma vie étudiante. Entre verres d'un soir au marché noir, folles soirées au bikini, resto à gogo, escapades rando et week-ends de folies.

À mes camarades de promotions, les **Couronnées**, pour nos premiers moments d'intégration, skiprom jusqu'à notre voyage de fin d'étude à Punta Cana !

À tous les **professeurs, praticiens et assistants** de la faculté et du CHU de Toulouse, avec qui j'ai pu apprendre et évoluer tout au long de mon cursus scolaire.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION.....	11
I. ETUDE DE FAISABILITÉ.....	13
II. MATERIELS ET METHODES.....	15
a. Schéma d'étude.....	15
b. Banc d'essai simulant l'environnement ambiant et buccal.....	15
c. Protocole de fatigue.....	18
d. Observation au microscope électronique à balayage (MEB).....	18
III. RESULTATS.....	20
a. Temps à la rupture.....	20
b. Profil de rupture.....	23
c. Analyse DRX.....	25
IV. DISCUSSION.....	26
CONCLUSION.....	33
BIBLIOGRAPHIE.....	34
LISTE DES ILLUSTRATIONS.....	36
ANNEXE.....	38

INTRODUCTION

L'endodontie est une discipline de l'odontologie qui a subi de nombreuses innovations au cours des dernières décennies, notamment dans la modification de limes endodontiques. L'utilisation des alliages en nickel-titane a révolutionné les étapes de mise en forme canalaire. Les instruments ont permis d'améliorer la prédictibilité des résultats de mise en forme canalaire. Toutefois, le risque important de rupture a poussé les fabricants à améliorer les caractéristiques instrumentales. Ils ont ainsi optimisé la modification la modification géométrique des instruments puis utilisé des traitements thermiques qui ont contribué à la modification de l'aspect métallurgique et cristallographique de l'alliage.

Ces innovations ont participé à l'amélioration des propriétés physiques des instruments telles que la flexibilité, l'élasticité, l'efficacité de coupe, la dureté de surface, la résistance à la fatigue cyclique ou la résistance à la torsion (1).

Cependant, ces instruments présentent encore un risque non négligeable de rupture instrumentale en raison de la fatigue cyclique ou de la fatigue en torsion. Pour notre étude, nous allons nous concentrer sur la fatigue cyclique qui correspond à une zone précise de l'instrument NiTi exposée de manière répétitive à des cycles d'efforts de compression et de traction pouvant conduire à une rupture (2). La rupture par fatigue cyclique est donc liée à la courbure canalaire et au rayon de courbure.

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 à la phase martensite : on parle de transformation martensitique (3). Depuis l'introduction de l'alliage NiTi traité thermiquement, la température de transition est modifiée, favorisant un pourcentage élevé de la phase martensitique, ce qui entraîne une augmentation de la flexibilité des instruments et des performances en termes de résistance à la fatigue cyclique.

Pour notre étude, nous utilisons quatre instruments en réciprocité. Ce mouvement peut être décrit comme un mouvement alternatif. Un instrument enchaîne une rotation dans un sens puis dans l'autre (la première étant plus longue que l'inversée) et termine un tour complet après plusieurs cycles d'alternance (4).

De nombreuses études ont montré que l'utilisation du mouvement alternatif prolonge la durée de vie d'un instrument NiTi en raison de la libération des contraintes et, par conséquent, la résistance à la fatigue par rapport à la rotation continue (4–6).

Pour notre étude, nous avons pris en compte la température pour évaluer son influence sur la rupture instrumentale. De récentes études ont montré que la température ambiante influence la rupture par fatigue cyclique des instruments NiTi (7,8) mais que la simulation de la température buccale (intra-canalair) reflète plus précisément les conditions cliniques (7).

L'objectif de l'étude réalisée au sein de l'université de Toulouse est d'évaluer l'influence de la température sur la résistance à la rupture de 4 instruments endodontiques en réciprocité à température ambiante (20 degrés) et à température buccale (36 degrés).

I. ETUDE DE FAISABILITÉ

L'étude de faisabilité a permis de vérifier que l'étude soit techniquement réalisable. Un premier test a été réalisé avec 10 instruments. Pour cela, nous avons choisi comme moteur, le **X-Smart Plus** de chez Dentsply (figure 1), réglé au programme Wave One Gold. Au bout de 5 minutes de mise en marche, un message « ERROR 4 » s'est affiché, signifiant une surchauffe du moteur dû à une forte pression appliquée en continu sur la pièce à main et sur une période relativement longue.



Figure 1 : moteur X-Smart Plus (Dentsply)

Afin que l'étude se réalise dans de bonnes conditions, un deuxième moteur a donc été testé, l'**EndoPilot** de chez Komet (figure 2). Nous avons décidé de régler ce moteur au programme « procodile dynamic », en tenant compte de la vitesse de rotation pour être le plus comparable possible avec le système de mise en forme des instruments endodontiques en réciprocité. Ce moteur a permis d'entraîner les instruments, sans défaillance, jusqu'à leur rupture. Nous l'avons donc sélectionné pour l'étude.



Figure 2 : Moteur EndoPilot avec pédale Bluetooth

Pour simuler la température buccale, un bain d'eau chaude a été utilisé. Il a fallu faire un étalonnage de la température et vérifier que le dispositif maintenait la température constante à l'aide d'un thermomètre. Dans le cas contraire, on avait envisagé d'utiliser une résistance pour le fonctionnement des aquariums.

Nous avons dû également gérer un chronomètre, la rupture instrumentale se faisait la plupart du temps au-delà de 10 minutes pour l'essai à température ambiante avec une variabilité assez importante. Cela demandait beaucoup de concentration pour être précise sur le moment de la rupture.

Les morceaux d'instruments fracturés (environ 5 mm) devaient être récupérés, pour cela, nous avons placé un verre sous la tête de la pièce à main où les fragments venaient se déposer par simple gravité.

II. MATERIELS ET METHODES

a. Schéma d'étude

Nous avons procédé à une étude in vitro dans laquelle nous avons évalué la fracture instrumentale sur un banc d'essai simulant l'environnement ambiant (condition 1) et l'environnement buccal (condition 2).

Cette étude utilise **40 WaveOne[®]Gold Primary 25.07** (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suisse) de conicité 7 %, de diamètre apical 25/100 et de longueur 25 mm, **40 Reciproc[®]one file endo** (VDW, Munich, Allemagne) de conicité 8 %, de diamètre apical 25/100 et de longueur 25 mm, **40 R Motion[®]** (FKG, La Chaux de Fond, Suisse) de conicité 6 %, de diamètre apical 25/100 et de longueur 25 mm, **40 Procodile Q[®]** (Komet, Lemgo, Allemagne) de conicité 6%, de diamètre apical 25/100 et de longueur 25 mm.

Il s'agit d'instruments endodontiques en NiTi utilisés pour la mise en force canalaire en réciprocité. Notre échantillon est réparti en deux groupes de 20 limes chacun. Le premier groupe est exposé à température ambiante et le deuxième groupe à température buccale.

La section de surface des instruments fracturés de chaque groupe est observée au microscope électronique à balayage de l'INSA de Toulouse (JEOL JSM 6400, Tokyo, Japon).

Les résultats de l'observation de l'état de surface au MEB sont décrits et illustrés par des images.

b. Banc d'essai simulant l'environnement ambiant et buccal

Pour réaliser notre étude, un banc d'essai a été réalisé afin de recréer les conditions de température présentes à température ambiante et buccale (figure 1). Ce banc a déjà été utilisé pour la première fois dans une étude publiée en mars

2010 qui portait sur « l'effet de l'électropolissage sur la résistance à la rupture en fatigue cyclique et sur l'état de surface d'instruments endodontiques » (9,10)

Un **bain-marie** a été constitué avec un **bac rectangulaire** de 40 cm de longueur x 25 cm de largeur x 15 cm de hauteur et un **dispositif de chauffage** (*Bioblock Scientific Polystat µpro 16000*). Un **thermomètre** a été déposé au fond du bac pour vérifier la température lors des manipulations.

Pour obtenir la température de 20 degrés, nous avons réglé le thermostat à 29 sur l'appareil. Pour définir la température buccale à 36 degrés, nous l'avons réglé à 43.

Les manipulations ont été réalisées sur plusieurs semaines, le matin de préférence pour ne pas qu'il y ait de variations sur le taux d'humidité de l'air ambiant.



Photo 1 : Banc d'essai simulant l'environnement ambiant et oral

Un **banc de fatigue** (figure 2) contenant un tube en acier creux, coudé à 60° avec $r = 10 \text{ mm}$ a été fixé de l'autre côté du bac dans lequel a été inséré une pièce à main EndoPilot (Komet) relié à un **moteur EndoPilot** (figure 3), programme « Procodile dynamic ». La pièce à main est fixée dans une position reproductible par un dispositif de serrage (figure 2). Chaque lime est fixée à la pièce à main et insérée dans le cylindre. Tous les instruments endodontiques ont été activés jusqu'à ce que la rupture se produise, et le temps a été enregistré à l'aide d'un chronomètre.

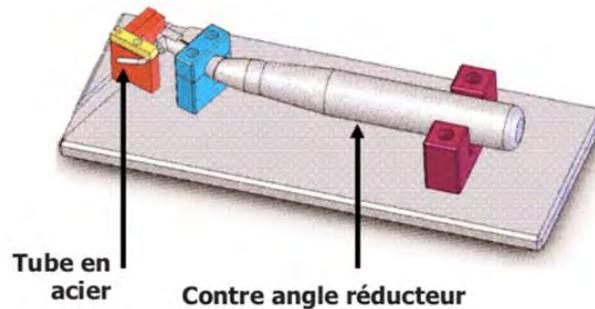


Figure 3 : Schéma d'un banc de fatigue

Le moteur est activé par une pédale bluetooth, il travaille en rotation continue ainsi qu'en rotation à gauche (avec le nouveau mouvement breveté ReFlex). Le mouvement Reflex travaille en réciprocité vers la gauche et détecte la torsion de la lime pour réduire le risque de fracture et de contrainte de torsion exercée sur l'instrument pendant la préparation du canal radiculaire. Le mouvement ReFlex peut être appliqué sur deux modes au choix : le mode ReFlex dynamic (choisi pour notre étude) ou ReFlex smart. Le mode ReFlex dynamic fonctionne avec une vitesse plus élevée pour offrir plus d'efficacité de coupe.



Photo 2 : Moteur Endopilot positionné sur le banc de fatigue

c. Protocole de fatigue

Il ne diffère que par les conditions de température et les instruments utilisés :

- Régler le bain marie à la température désirée (en positionnant le thermostat sur la position 29 ou 43 pour obtenir la température de 20 ou 36 degrés)
- Vérifier la température à l'aide du thermomètre
- Fixer un instrument à tester dans la pièce à main et l'insérer dans le cylindre en acier
- Mettre en rotation à l'aide de la pédale et enclencher le chronomètre en même temps
- Arrêter le chronomètre lorsque l'instrument se fracture

d. Observation au microscope électronique à balayage (MEB)

La section de surface des instruments fracturés de chaque groupe est observée au microscope électronique à balayage au département de génie physique de l'Institut National des Sciences Appliquées (INSA) de Toulouse. Le visionnage des échantillons a été réalisé par un seul et unique opérateur.

Les instruments fracturés ont été raccourcis à l'aide d'une pince (élimination du mandrin) puis placés verticalement sur un support métallique (figure 4). Du scotch carbone a été placé à l'intérieur du support pour fixer les échantillons verticaux. Le support métallique insérés dans le microscope électrique à balayage et observé sous vide secondaire (figure 5). 20 instruments ont pu être observé en même temps.



Photo 3 : instruments pré-coupés placés sur un support métallique



Photo 4 : microscope électronique à balayage

Les échantillons sont observés à une distance de travail de 38 mm et une tension de 20 kV. Les observations de l'état de surface au MEB sont réalisées à des grossissements x100 et enregistrés au format jpeg (figure 6). Une analyse DRX est réalisé sur l'instrument de chaque groupe.



Photo 5 : microscope électronique JSM 6400

III. RESULTATS

Une analyse descriptive puis statistique est réalisée (Excel[®] 16 .58 de Microsoft, et Statview[®] 5.0 de SAS Institute) avec un risque alpha fixé à 5%.

a. Temps à la rupture

La totalité des instruments s'est rompue. Le recueil des résultats s'est fait sous la forme d'un tableau Excel afin de visualiser et comparer les différents temps de rupture instrumentale des différentes firmes à température ambiante et à température buccale.

- A température ambiante (20 degrés) :

Numéro d'instruments	Wave One Gold	R Motion	Procodile	Reciproc
1	05:04	16:24	18:02	08:12
2	03:40	10:31	21:06	09:41
3	05:31	11:01	19:07	10:02
4	03:52	13:23	14:23	07:01
5	04:51	16:10	17:16	06:07
6	04:46	23:15	17:02	09:58
7	05:01	21:57	13:55	08:29
8	04:45	24:28	13:52	07:37
9	05:39	15:54	21:51	06:55
10	05:41	14:56	21:58	09:10
11	04:48	16:27	16:58	07:54
12	06:15	15:34	17:30	06:48
13	04:13	19:39	18:16	10:52
14	04:20	16:50	15:44	07:24
15	05:36	18:14	14:21	09:58
16	03:17	16:33	18:40	06:11
17	04:50	11:36	14:39	06:50
18	04:51	13:08	17:02	05:11
19	04:53	12:50	13:06	08:07
20	04:45	12:47	18:05	06:18
MOYENNE	04:50	16:05	17:09	07:56

Figure 4 : tableau des différents temps de rupture instrumentale à température ambiante (en minutes)

- A température buccale (36 degrés) :

Numéro d'instruments	Wave One Gold	R Motion	Procodile	Reciproc
1	02:55	04:39	10:54	04:45
2	03:09	03:37	11:51	07:04
3	02:26	03:25	10:07	05:52
4	02:44	03:53	09:45	04:44
5	02:52	04:01	10:26	05:03
6	01:36	03:44	15:37	04:29
7	02:09	03:40	11:19	04:02
8	01:53	03:37	06:25	05:22
9	02:39	04:51	09:01	06:17
10	01:35	03:59	09:48	05:15
11	02:54	03:40	08:27	05:29
12	02:28	04:03	11:33	03:18
13	04:39	03:23	11:40	03:06
14	03:31	03:54	09:37	06:25
15	03:38	03:34	12:39	04:55
16	03:46	02:48	11:33	04:35
17	02:49	03:12	07:50	05:25
18	03:43	03:40	10:18	06:07
19	02:52	03:55	08:34	05:23
20	03:11	02:59	11:03	04:32
MOYENNE	02:52	03:44	10:25	05:06

Figure 5 : tableau des différents temps de rupture instrumentale à température buccale (en minutes)

Les résultats mettent en évidence une influence considérable de la température sur la rupture instrumentale. Plus on augmente la température, plus l'instrument se rompt rapidement.

En effet, l'instrument Wave One Gold[®] de chez Dentsply se fracture en moyenne en 4 min 50 à température ambiante et en 2 min 52 à température buccale ($p < 0,0001$), soit une rupture presque 2 fois plus vite à température buccale. L'instrument R Motion[®] de chez FKG se fracture en moyenne en 16 min 05 à température ambiante et en 3 min 44 à température buccale ($p < 0,0001$), soit une rupture 4 fois plus vite à température buccale. L'instrument Procodile de chez Komet

se fracture en moyenne en 17 min 09 à température ambiante et en 10 min 25 à température buccale ($p < 0,0001$). L'instrument Reciproc de chez VDW se fracture en moyenne en 7 min 56 à température ambiante et en 5 min 06 à température buccale ($p < 0,0001$).

Une différence est également constatée entre les 4 types d'instruments. En effet, à température ambiante, l'instrument R Motion se rompt 3 fois moins vite que l'instrument Wave One Gold. A température buccale, l'instrument Procodile casse 2 fois moins vite que l'instrument Reciproc. Des 4 instruments évalués dans cette étude, le Procodile présente le temps à la rupture le plus élevé (de façon statistiquement significative).

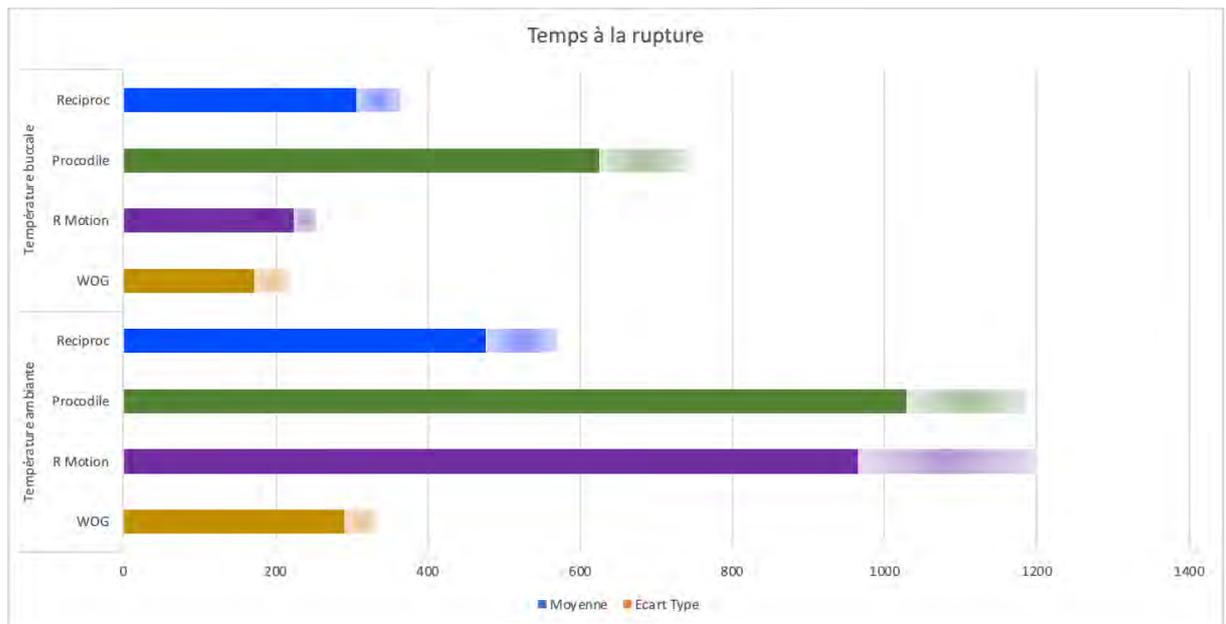


Figure 6 : Graphique des moyennes et écart type (en secondes) des temps à la rupture

b. Profil de rupture

Les résultats de l'observation du profil de rupture instrumentale analysé en MEB sont décrits et illustrés par des images (figure 7). La section de coupe transversale des instruments est différente en fonction des firmes :

- S pour le Procodile et le Reciproc
- Triple hélice pour le R Motion
- Rectangulaire pour le Wave One Gold

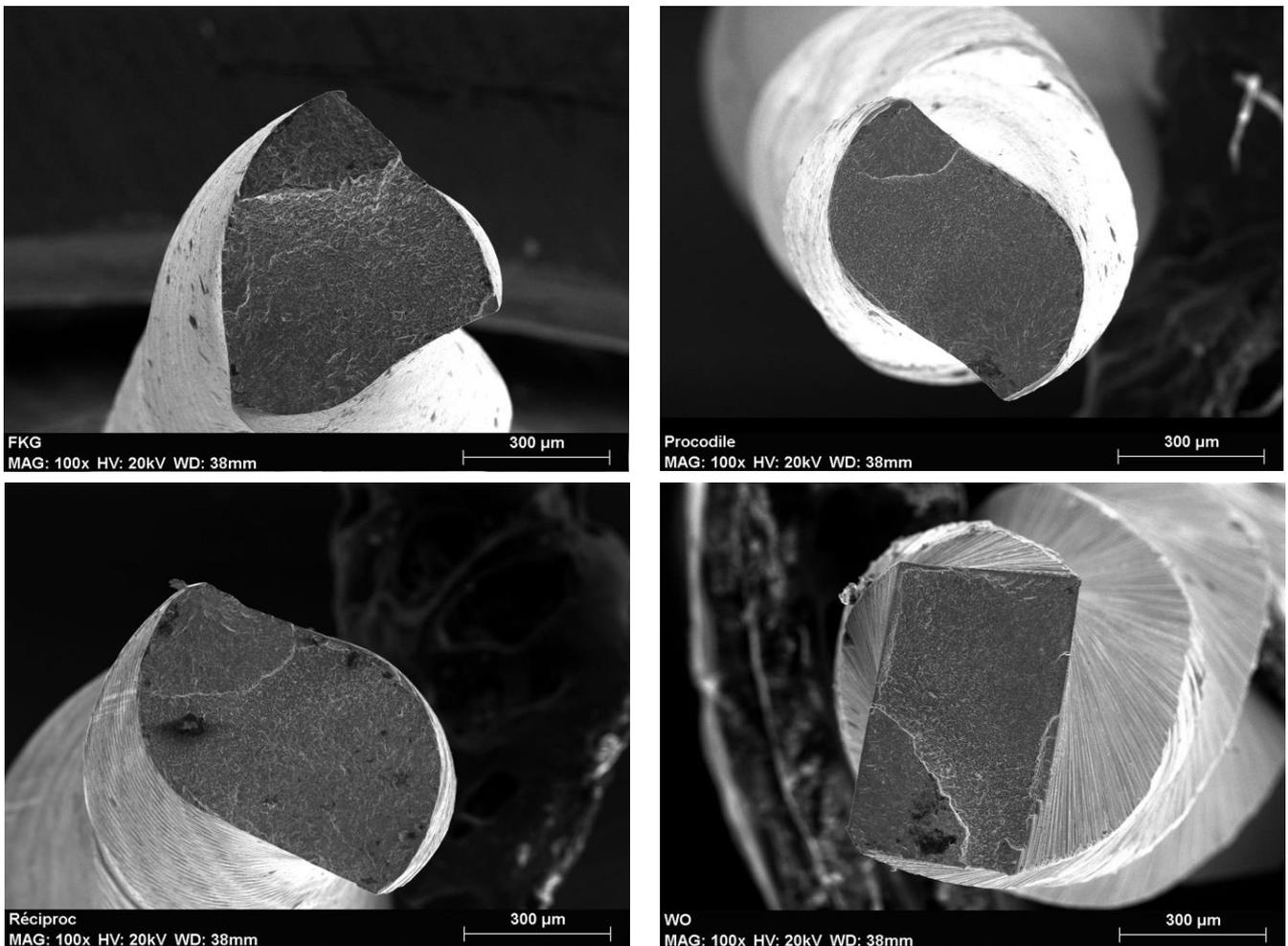


Photo 6 : observation au MEB du profil de rupture instrumentale

Le profil de rupture est systématiquement le même et correspond à une rupture classique de fatigue cyclique (figure 10 et 11). Deux zones restent identifiables sur chaque section. La zone de propagation de la fatigue cyclique et la zone terminale de rupture (figure 10 – image de droite). Cette dernière zone est souvent très petite et difficile à identifier.

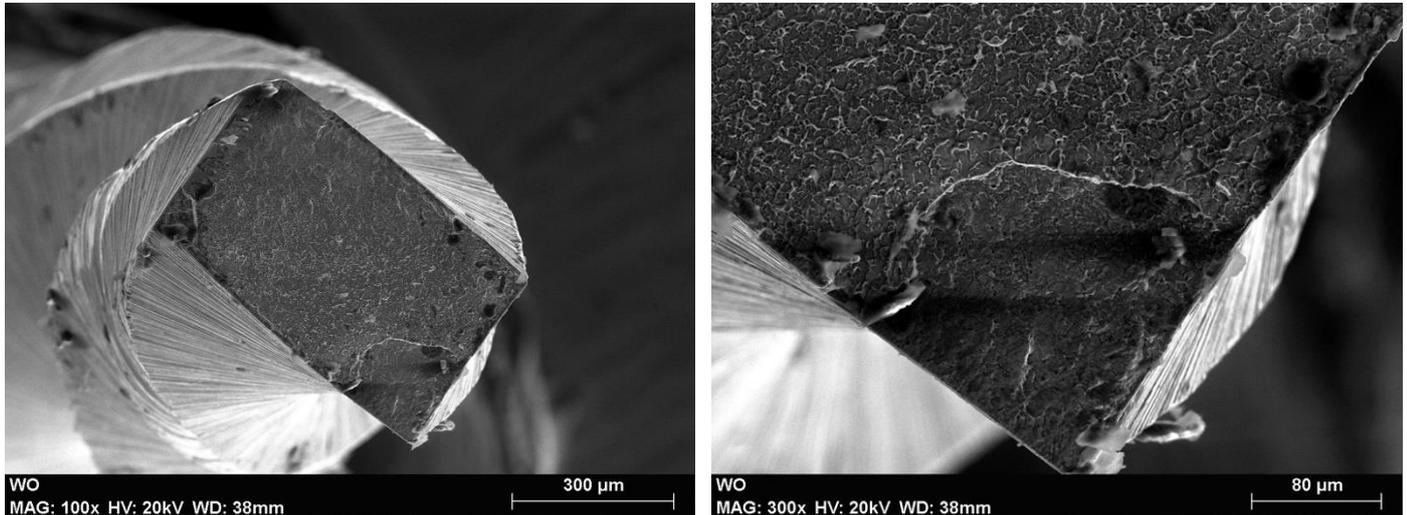


Photo 7 : observation au MEB du profil de rupture d'un instrument WOG (x100)

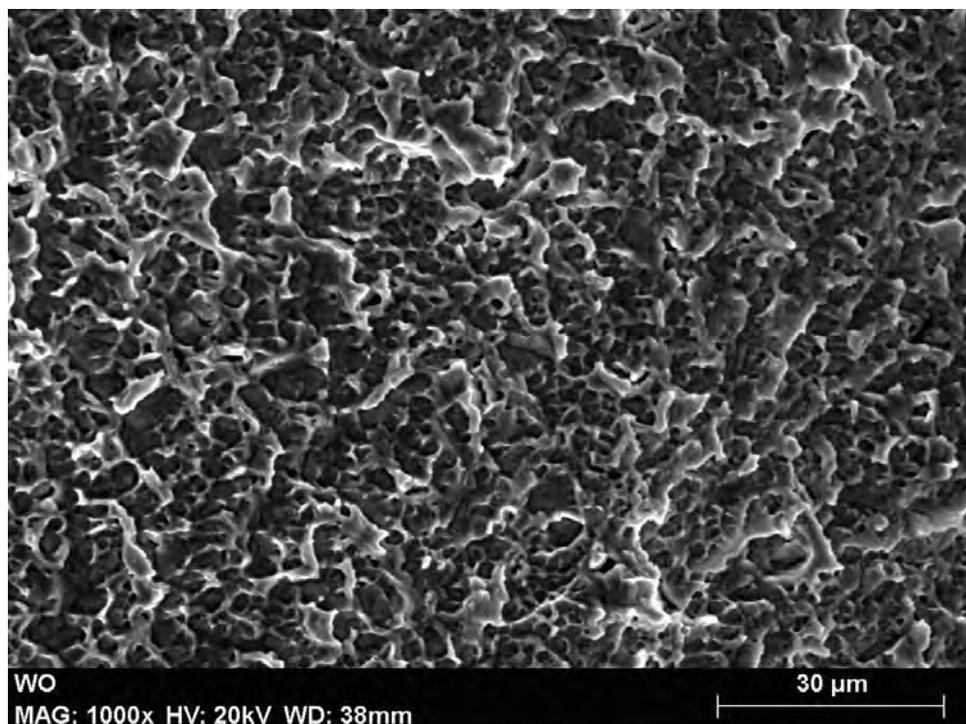


Photo 8 : observation au MEB du profil de rupture d'un instrument WOG (x1000)

c. Analyse DRX

Une analyse DRX ou diffraction des rayons X a également été réalisée afin d'étudier les différents constituants de l'alliage, d'identifier les composés cristallins d'un matériau et donc de confirmer la composition des instruments endodontiques. Seulement des pics de Nickel et de Titane apparaissent sur le spectre (figure 8).

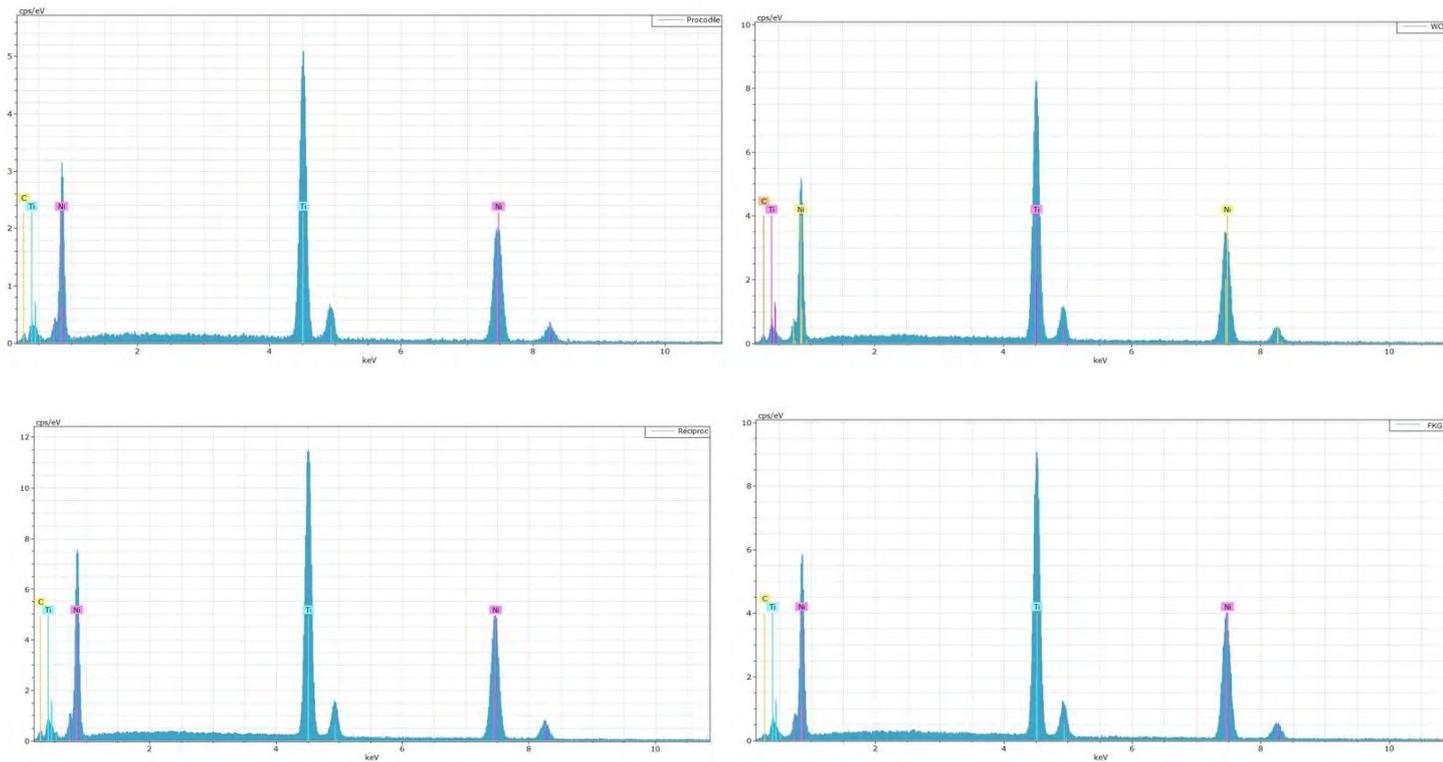


Figure 7 : Analyse DRX des 4 instruments endodontiques

Les graphiques ci-dessus confirment la présence de Nickel et de Titane sur les 4 instruments endodontiques des différentes firmes. Le pic d'absorption du Titane se situe à 4,5 keV et le pic d'absorption du Nickel se situe à 7,5 keV.

IV. DISCUSSION

Cette étude visait à comparer l'influence de la température sur la rupture d'instruments endodontiques en réciprocité dans différentes conditions de températures, c'est à dire à température ambiante et buccale.

Dans notre étude, le moment de la rupture a été facile à déterminer puisque un son apparaissait à chaque fois qu'un instrument se fracturait. Le chronomètre était alors immédiatement arrêté. C'est le même opérateur qui était en charge de cette opération. On peut donc considérer que le délai était constant pour chaque instrument. Un dispositif d'enregistrement du son aurait pu être utilisé pour identifier sur le bande sonore le bruit caractéristique de la rupture et lire le temps correspondant. L'enregistrement des profils de coupe des échantillons au MEB a été réalisé par un seul et unique opérateur. L'analyse des profils de rupture a été faite par ce même opérateur après calibrage par un expert en rupture d'instruments NiTi. La totalité des ruptures s'est faite selon un profil de fatigue cyclique ce qui était attendu avec l'utilisation d'un banc de fatigue cyclique. Tous les instruments ont le même diamètre de pointe (25/100) et la même longueur (25 mm). Seul le Wave One Gold diffère par sa conicité qui est variable contrairement aux autres qui est constante. Une étude antérieure (11) a utilisé plusieurs diamètres de pointe (20, 25, 30, 35 et 40/100), mais l'objectif était de montrer que plus le diamètre est grand, plus la résistance à la fatigue de l'instrument endodontique est faible. Enfin, les tests de fatigue in vitro fournissent une vision plus simple (banc d'essai) que l'utilisation clinique (plurifactorielle). En effet, la méthodologie actuelle est limitée puisqu'une seule courbure a été utilisée : 60 degrés. Des tests supplémentaires sont nécessaires pour prendre en compte tous les facteurs qui peuvent jouer un rôle dans la résistance à la fatigue. Dans notre modèle, aucun mouvement vertical de l'instrument n'est possible ce qui concentre la fatigue dans une seule zone instrumentale. Le mouvement vertical de va et vient aurait augmenté le temps à la rupture. Ce modèle n'intègre pas non plus le facteur sécant des arêtes de coupe qui viendrait s'ajouter à la fatigue cyclique et diminuerait le temps à la rupture.

L'équipe de Tanomaru-Filho (22) a comparé des instruments présentant un traitement thermique (Pro Design®, HyFlex®, Edge File®) avec des instruments traditionnels sans traitement thermique associé (MTwo). La conclusion de l'étude a évoqué que le traitement thermique a augmenté la résistance à la fatigue cyclique différemment pour chaque type d'instrument. Mais cette étude ne prend pas en compte la température buccale.

La réalisation d'une mesure de la calorimétrie différentielle à balayage ou DSC permet de mesurer les températures de transition de phase cristallines. Elle a été effectuée sur deux instruments, du même lot, de chaque système instrumental (Tableau 1).

La figure 10 relie les températures de transformation de phase et leurs flux de chaleur associés obtenus par DSC. La transformation est décrite par les températures caractéristiques suivantes:

- *As* : *Austenite start*, les premiers grains d'austénite apparaissent.
- *Af* : *Austenite finish*, le matériau est monophasé austénitique.
- *Ms* : *Martensite start*, les premiers grains de martensite apparaissent.
- *Mf* : *Martensite finish*, le matériau est monophasé martensitique.

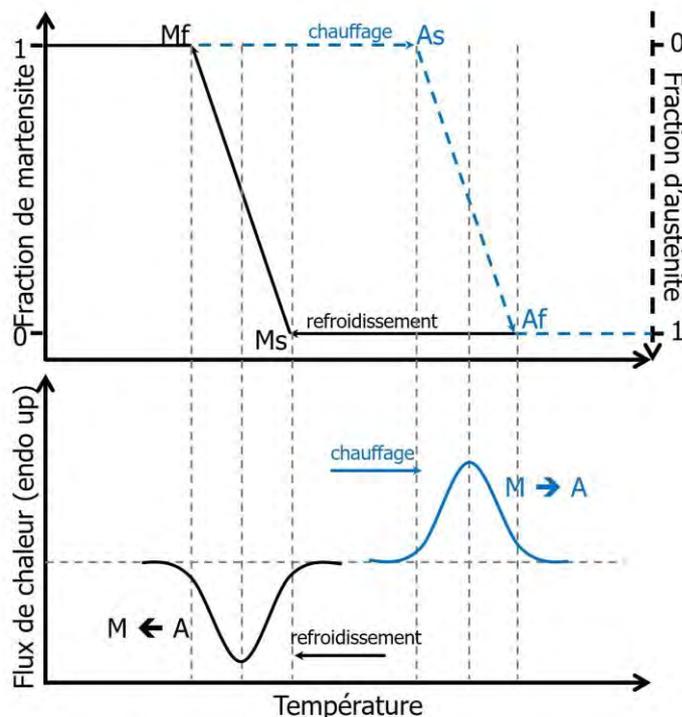


Figure 8 : Évolution du pourcentage d'austénite et de martensite en fonction de la température et le flux de chaleur associé à la transformation de phase (DSC schématique).

Instruments	M _f	M _s	A _s	A _f
WaveOne Gold	43,8	28,5	37,4	50,9
Procodile Q	39,2	24,4	31,2	44,35
R-Motion	28,2	19,3	29,6	38,6
Reciproc Blue	43	18,6	25	48,2

Tableau 1 : Calcul des températures de transitions cristallographique à partir des DSC réalisées (en degrés celsius)

Le WOG® devrait être le moins impacté car c'est théoriquement le seul instrument qui est utilisé aux deux températures (ambiante et buccale) en phase martensite (fig. 11). Toutefois, il aurait été raisonnable d'obtenir les mêmes temps à la rupture. Ce n'est pourtant pas le cas (4'50" et 2h52").

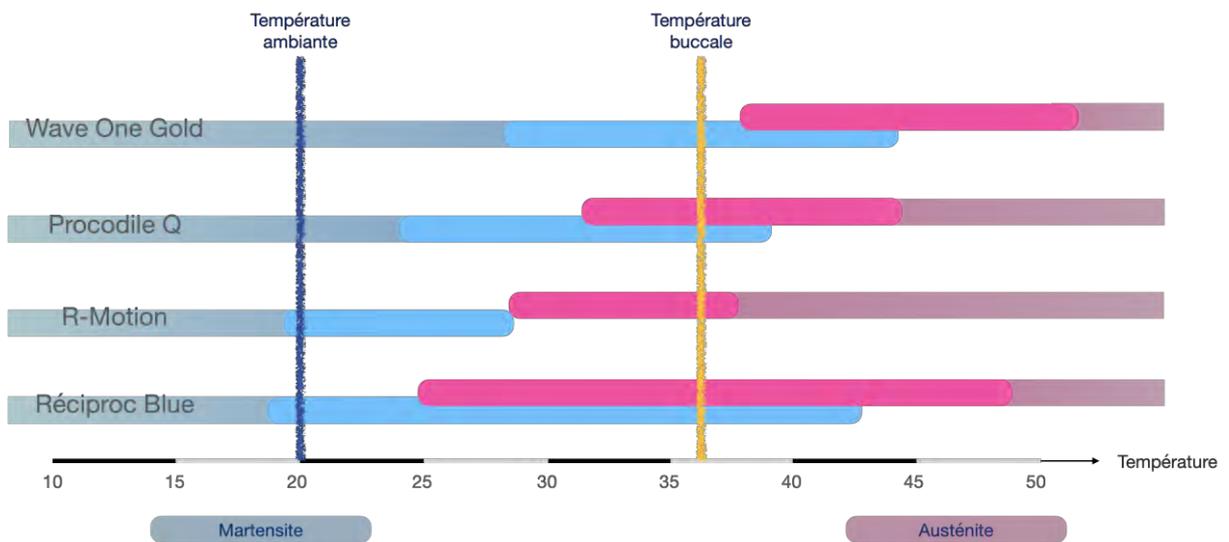


Figure 9 : Schéma des températures de l'étude en fonction des phases cristallines

La variation observée peut s'expliquer par l'effet supplémentaire de la contrainte (frottement du tube + courbure) qui vient s'ajouter à l'effet de la température et contribue à le faire partiellement passer en phase austénite (Fig. 12).

Le WOG se retrouve donc avec un ratio de vitesse de rupture comparable au Procodile Q et Reciproc Blue (1,7 vs 1,6 – tab. 2).

Le R-Motion® est le plus impacté car il est clairement utilisé dans les deux phases (complètement martensite à température ambiante et complètement

austénite à température buccale). A température buccale, il a complètement basculé en phase austénite et adopte un comportement plastique atteignant à une rupture beaucoup plus rapidement (3'44 vs 16'05).

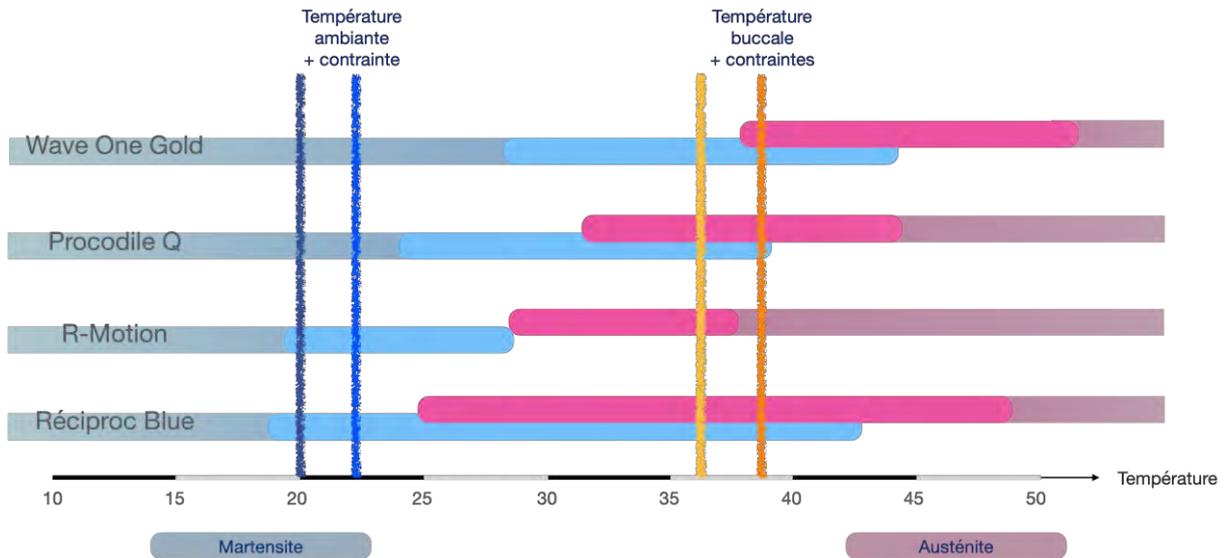


Figure 10 : Schéma du cumul des températures et des contraintes en fonction des phases cristallines

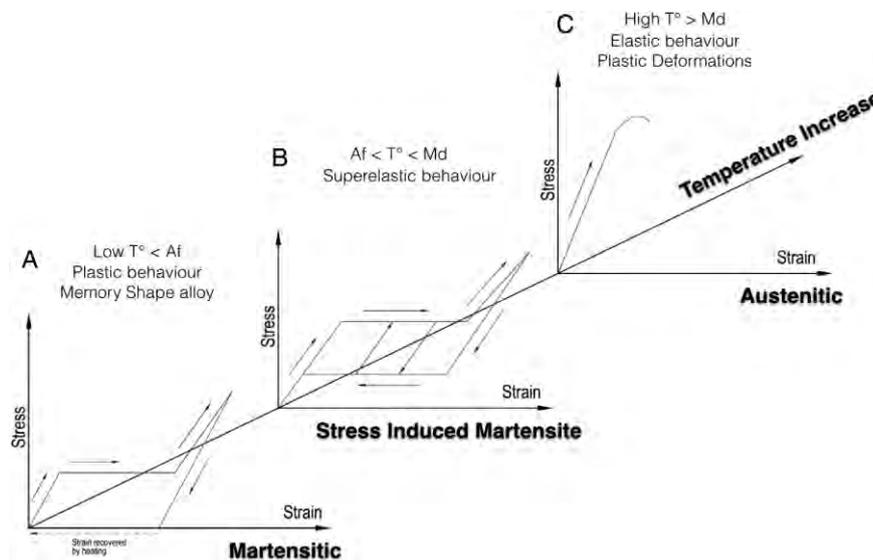


Figure 11 : A schematic of the variation of the stress-strain curve for an Ni-Ti alloy increasing the environmental temperature (T°) from left to right. (A) The martensitic behavior at a T° lower than the austenitic finish (A_f) T° ; in this state, NiTi has a shape-memory martensitic behavior, and it has its lowest elastic modulus. (B) The superelastic behavior of NiTi at a T° higher than A_f and lower than the martensite deformation limit T° (M_d); in this T° range, there is the possibility to have stress-

induced martensite. (C) The NiTi stress-strain curve above the $M_d T^\circ$, which is always greater than the $A_f T^\circ$. In this range, stressed-induced martensite will not form, and NiTi will show plastic deformation responses without the typical plateau observed in the other crystalline phases (selon N. Grande 2017).

Les deux autres, Procodile Q[®] et Reciproc Blue[®], sont évalués en phase martensite à température ambiante et partiellement austénite à température buccale.

À notre connaissance, la présente étude fait partie des premières à simuler la résistance à la rupture d'instruments endodontiques dans des conditions de température similaires à celles du corps, comme l'étude de Michel Espinosa Klymus (12) qui évalue l'impact de la température corporelle sur la résistance à la fatigue cyclique de différents instruments en alliages NiTi (Reciproc Blue R25, X1 Blue File 25 et Wave One Gold Primary 25) en effectuant un test à 20° et 37°.

Une autre publication, dont le principal auteur est Eugenio Pedulla (2) compare l'influence de différentes températures et rayons de courbure sur la résistance à la fatigue cyclique des instruments rotatifs nickel-titane à lime unique F6 SkyTaper (F6ST) et One Curve (OC). L'auteur a également été le premier à rapporter dans la littérature la notion de résistance à la fatigue cyclique des instruments rotatifs NiTi utilisés dans le mouvement alternatif par rapport à la rotation continue (5). En effet, le mouvement alternatif a été introduit afin de réduire les inconvénients du mouvement de va-et-vient tels que le compactage et l'extrusion des débris apicaux.

D'autres recherches récentes ont simulé des conditions environnementales lors des tests de fatigue pour mieux refléter les conditions cliniques, telles que la température buccale ou la présence de solutions d'irrigation. Il a été notifié que la température corporelle simulée réduit la durée de vie des instruments. (7,8,11). Dans notre étude, tous les instruments testés présentaient un temps de rupture significativement inférieur, à température corporelle. Ce résultat est en accord avec les études précédentes qui rapportent que l'augmentation de la température peut affecter négativement la résistance à la fatigue cyclique (8,13).

La plupart des essais réalisés sur la fatigue cyclique ont utilisé un bloc en métal pour construire un canal radiculaire artificiel (6,7,7,8,13–16). Cependant,

certaines études ont préféré utiliser un modèle fabriqué en oxyde de zirconium, c'est à dire en céramique, en raison de sa résistance mécanique et de sa stabilité chimique et dimensionnelle similaire à l'acier inoxydable (6,13).

Une publication récente a comparé des limes à quatre températures différentes : 3, 22, 37 et 60 °C (8). Pour chaque instrument, le nombre de cycle avant rupture diminuait significativement à mesure que la température augmentait de 3° à 60°. Le choix plus vaste de températures différentes dans cette étude a permis de confirmer l'impact de la température sur la résistance à la fatigue.

Une autre étude clinique a montré que l'hypochlorite de sodium placé à température ambiante dans les canaux radiculaires s'approche rapidement de la température corporelle (17). Par conséquent, les instruments doivent fonctionner à température corporelle pendant l'utilisation clinique. Également, l'utilisation d'hypochlorite de sodium ou de chlorite de sodium chauffé à température corporelle peut provoquer la corrosion des blocs en acier inoxydable utilisés pour tester les instruments. (17–19)

L'article intitulé « Mechanical Properties and Metallurgical Features of New Green NiTi Reciprocating Instruments » (3) a testé l'instrument Procodile et Reziflow. A la différence de notre étude, la température a été maintenue constante pendant le test à l'aide d'un thermocouple appliqué au canal artificiel, et une pièce à main de réduction 6 :1 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Allemagne) connectée par un moteur endodontique (Silver Reciproc, VDW) au programme « Reciproc ALL » ont été utilisés. L'auteur a fait le choix de ne pas utiliser de moteur EndoPilot afin de comparer la fatigue cyclique des deux instruments en éliminant la variable de deux mouvements différents. Il est donc intéressant de constater que les temps de rupture de fatigue cyclique du Procodile avec le mouvement Reflex généré par le moteur dédié sont plus longs qu'avec un moteur courant.

Selon Plotino, Grande, Testarelli et Gambarini (20), la conception de la section transversale influence la résistance à la fatigue cyclique selon laquelle il existerait une corrélation inverse entre la résistance à la fatigue cyclique et la quantité de masse métallique en coupe transversale des limes NiTi. Par conséquent, la plus grande résistance à la fatigue cyclique du Procodile® suivi du

Reciproc® pourrait être attribuée à la section transversale réduite associée à la conception en section transversale en forme de S ou triple hélice, contrairement au WO qui a une section transversale de forme rectangulaire.

Dans une autre étude (21) qui compare la résistance à la fatigue cyclique de nouveaux instruments à mouvement alternatif nickel-titane Genius® et Edgefile®, le Wave One Gold® Primary présente une résistance à la fatigue cyclique statistiquement inférieure. Notre étude suit la même tendance, c'est-à-dire que des quatre limes testées, le temps de rupture instrumentale le plus rapide concerne le Wave One Gold Primary.

CONCLUSION

Depuis des décennies, la fracture instrumentale correspond au principal inconvénient de l'endodontie. Au fil des générations d'instruments endodontiques en Nickel-Titane, les fabricants ont fait de multiples innovations en proposant des traitements de surface (électropolissage, nitruration) ou des traitements thermiques des instruments, ce qui augmente la résistance à la fatigue cyclique.

L'apparition de l'instrumentation en réciprocité a permis également d'augmenter la résistance à la fatigue cyclique par son mouvement alternatif qui libère les contraintes de coupe appliquées sur l'instrument.

La méthodologie utilisée dans cette étude simule des essais de fatigue cyclique à différentes températures. Les températures choisies sont la température ambiante (qui est généralement utilisée dans les publications) et la température buccale (qui est la température réelle d'utilisation de ces instruments).

Notre étude visait à évaluer l'influence de la température (20 et 36 degrés) sur la résistance à la rupture de 4 instruments endodontiques en réciprocité. Pour cela, un banc d'essai a été conçu afin de recréer les conditions thermiques et d'effectuer un protocole de fatigue : chaque instrument a été inséré dans une pièce à main et chronométré jusqu'à sa rupture.

Dans les limites de cette étude, il est possible de conclure que les instruments offrent une résistance à la rupture variable en fonction de la température d'utilisation. Également, le procodile Q[®] est l'instrument qui résiste le plus longtemps des 4 instruments évalués. Enfin, à température buccale, la vitesse de rupture de tous les instruments testés est plus élevée.

La conception des futurs essais de rupture instrumentale devrait tenir compte des conditions environnementales telles que la température.

Vu, le directeur de thèse et présent du jury

Pr. Franck DIEMER



BIBLIOGRAPHIE :

1. Schäfer E, Bürklein S, Donnermeyer D. A critical analysis of research methods and experimental models to study the physical properties of NiTi instruments and their fracture characteristics. *Int Endod J.* 15 déc 2021;iej.13673.
2. La Rosa GRM, Shumakova V, Isola G, Indelicato F, Bugea C, Pedullà E. Evaluation of the Cyclic Fatigue of Two Single Files at Body and Room Temperature with Different Radii of Curvature. *Materials.* 27 avr 2021;14(9):2256.
3. Generali L, Malovo A, Bolelli G, Borghi A, La Rosa GRM, Puddu P, Lusvarghi L, Rota A, Cosolo U et Pedullà E. I. Mechanical Properties and Metallurgical Features of New Green NiTi Reciprocating Instruments. *Materials.* 24 août 2020;13(17):3736.
4. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of Continuous or Reciprocating Motion on Cyclic Fatigue Resistance of 4 Different Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod.* févr 2013;39(2):258-61.
5. Pedulla E, Corsentino G, Ambu E, Rovai F, Campedelli F, Rapisarda S, La Rosa GRM, Rapisarda E et Grandini S. Influence of Continuous or Reciprocating Optimum Torque Reverse Motion on Cyclic Fatigue Resistance of Two Single-File Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Eur Endod J.* 24 août 2017;2(1):21-21.
6. Keskin C, Sivas Yilmaz Ö, Keleş A, Inan U. Comparison of cyclic fatigue resistance of Rotate instrument with reciprocating and continuous rotary nickel–titanium instruments at body temperature in relation to their transformation temperatures. *Clin Oral Investig.* janv 2021;25(1):151-7.
7. 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.
8. 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.
9. Sinan AAK, Adou-Assoumou NM, Djolé SX, Akon-Laba BB, Diemer F, Georgelin-Gurgel M. Bending cyclic fatigue failure test, comparison of two motions: Continuous rotation versus reciprocating motion. :5.
10. Sinan AA, Thiémélé-Yacé SE, Abouattier-Mansilla E, Vallaeys K, Diemer F. [Effects of electropolishing on rupture resistance in cyclic fatigue and on the surface condition of endodontic instruments]. *Odonto-Stomatol Trop Trop Dent J.* mars 2010;33(129):23-8.
11. Arias A, Hejlawy S, Murphy S, de la Macorra JC, Govindjee S, Peters OA. Variable impact by ambient temperature on fatigue resistance of heat-treated nickel titanium instruments. *Clin Oral Investig.* mars 2019;23(3):1101-8.
12. Klymus ME, Alcalde MP, Vivan RR, Só MVR, de Vasconcelos BC, Duarte MAH. Effect of temperature on the cyclic fatigue resistance of thermally treated reciprocating instruments. *Clin Oral Investig.* juill 2019;23(7):3047-52.
13. Shen Y, Huang X, Wang Z, Wei X, Haapasalo M. Low Environmental Temperature Influences the Fatigue Resistance of Nickel-titanium Files. *J Endod.* avr 2018;44(4):626-9.

14. Plotino G, Grande NM, Mercadé Bellido M, Testarelli L, Gambarini G. Influence of Temperature on Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal Rotary Files. *J Endod.* févr 2017;43(2):200-2.
15. Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, DeDeus G, Gambarini G, et Somma F. Environmental Temperature Drastically Affects Flexural Fatigue Resistance of Nickel-titanium Rotary Files. *J Endod.* juill 2017;43(7):1157-60.
16. Jamleh A, Alghaihab A, Alfadley A, Alfawaz H, Alqedairi A, Alfouzan K. Cyclic Fatigue and Torsional Failure of EdgeTaper Platinum Endodontic Files at Simulated Body Temperature. *J Endod.* mai 2019;45(5):611-4.
17. de Hemptinne F, Slaus G, Vandendael M, Jacquet W, De Moor RJ, Bottenberg P. In Vivo Intracanal Temperature Evolution during Endodontic Treatment after the Injection of Room Temperature or Preheated Sodium Hypochlorite. *J Endod.* juill 2015;41(7):1112-5.
18. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Palermo F, Gambarini G, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of two reciprocating nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *Int Endod J.* févr 2013;46(2):155-9.
19. Pedullà E, Benites A, La Rosa GM, Plotino G, Grande NM, Rapisarda E, et Generali L. Cyclic Fatigue Resistance of Heat-treated Nickel-titanium Instruments after Immersion in Sodium Hypochlorite and/or Sterilization. *J Endod.* avr 2018;44(4):648-53.
20. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments: Cyclic fatigue of reciprocating instruments. *Int Endod J.* juill 2012;45(7):614-8.
21. Bueno CRE, Cury MTS, Vasques AMV, Sivieri-Araújo G, Jacinto RC, Gomes-Filho JE, Cintra LTA et DEZAN-JUNIOR E. Cyclic fatigue resistance of novel Genius and Edgefile nickel-titanium reciprocating instruments. *Braz Oral Res.* 2019;33:e028.
22. Tanomaru-Filho M, Espir CG, Venção AC, Macedo-Serrano N, Camilo-Pinto J, Guerreiro-Tanomaru JM. Cyclic Fatigue Resistance of Heat-Treated Nickel-Titanium Instruments. *Iran Endod J [Internet].* 10 juill 2018 [cité 9 mars 2022];13(3). Disponible sur: <https://doi.org/10.22037/iej.v13i3.18637>

LISTE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : moteur X-Smart Plus (Dentsply)

Figure 2 : Moteur EndoPilot avec pédale Bluetooth

Figure 3 : Schéma d'un banc de fatigue

Figure 4 : tableau des différents temps de rupture instrumentale à température ambiante (en minutes)

Figure 5 : tableau des différents temps de rupture instrumentale à température buccale (en minutes)

Figure 6 : Graphique des moyennes et écart type (en secondes) des temps à la rupture

Figure 7 : Analyse DRX des 4 instruments endodontiques

Figure 8 : Évolution du pourcentage d'austénite et de martensite en fonction de la température et le flux de chaleur associé à la transformation de phase (DSC schématique).

Figure 9 : Schéma des températures de l'étude en fonction des phases cristallines

Figure 10 : Schéma du cumul des températures et des contraintes en fonction des phases cristallines

Figure 11 : A schematic of the variation of the stress-strain curve for an Ni-Ti alloy increasing the environmental temperature (T°) from left to right. (A) The martensitic behavior at a T° lower than the austenitic finish (A_f) T° ; in this state, NiTi has a shape-memory martensitic behavior, and it has its lowest elastic modulus. (B) The superelastic behavior of NiTi at a T° higher than A_f and lower than the martensite deformation limit T° (M_d); in this T° range, there is the possibility to have stress-induced martensite. (C) The NiTi stress-strain curve above the M_d T° , which is always greater than the A_f T° . In this range, stressed-induced martensite will not form, and NiTi will show plastic deformation responses without the typical plateau observed in the other crystalline phases (selon N. Grande 2017).

Photo 1 : Banc d'essai simulant l'environnement ambiant et oral

Photo 2 : Moteur Endopilot positionné sur le banc de fatigue

Photo 3 : instruments pré-coupés placés sur un support métallique

Photo 4 : microscope électronique à balayage

Photo 5 : microscope électronique JSM 6400

Photo 6 : observation au MEB du profil de rupture instrumentale

Photo 7 : observation au MEB du profil de rupture d'un instrument WOG (x100)

Photo 8 : observation au MEB du profil de rupture d'un instrument WOG (x1000)

Tableau 1 : Calcul des températures de transitions cristallographique à partir des DSC réalisées (en degrés celsius)

Influence of Temperature on Cyclic Fatigue Resistance of Four Reciprocating Files



Nehme W., Naaman A., Pedèches L., Pedullà E., Georgelin-Gurgel M., Diemer F.

Abstract

Introduction: Manufacturers of NiTi endodontic instruments have proposed reciprocating movement and alloy heat treatments to reduce the risk of fracture.

The objective of this study was to evaluate the influence of temperature on the fracture resistance of reciprocating endodontic instruments.

Methods: 40 instruments of each type (Procodile®, R-Motion®, Reciproc Blue® and Wave One Gold®) were mounted on a fatigue bench (curved hollow tube 20° and 1.0 mm made of steel), placed in a thermostatically controlled water bath (rectangular tank filled with water with a Bioblock Scientific Polystat® temperature control device) with a temperature set at 20°C or 36°C (n=20 instruments for each temperature) and driven by an Endopilot® motor set to Reflex Dynamic® mode.

Two additional instruments from each group underwent DSC. All fractures were observed in SEM. A multivariate statistical analysis with an alpha risk set at 5% was performed.

Results: The increase in temperature had a statistically significant influence on the rupture rate (1.7 to 2.3 times decrease $p < 0.0001$ depending on the group). The results are also statistically significant depending on the instruments ($p < 0.0001$). The fracture patterns are consistent with cyclic fatigue. The DSC identifies the crystal transformation transition temperatures (As, Af, Ms and Mf) of each instrument group and helps explain the results obtained.

Conclusions: The instruments used under the conditions of this study have a variable fracture toughness depending on their instrumental profile (cross-section, pitch length, flute depth...), their heat treatment and their temperature of use.

Future evaluations of heat-treated endodontic instruments should be systematically performed at oral temperature.

Keywords

NiTi files, cyclic fatigue, reciprocating files, body temperature

Since the development and marketing of nickel-titanium instruments in the 1990s, many developments have taken place (1,2). The type of drive has diversified from a continuous rotation drive from the unit's motor to an independent motor. The kinematics have also been developed in different reciprocating movements (3). Some simple with alternating partial rotation to the right and then to the left and others more complex with possible evolutions of the angle of rotation or the speed according to the constraints encountered. At the same time, post-machining surface treatments (electropolishing, deposition...) and heat treatments could be adapted to the specificities of endodontic instruments (2,4,5).

Effective cleaning and shaping of the root canal system is essential to achieve the biological and mechanical goals of endodontic treatment. These objectives are to remove as much of the organic content of the root canal system as possible: pulp tissue, necrotic debris, germs and decay products. In addition to this removal, adequate shaping should be performed to facilitate irrigation and the placement of medication or obturation material.

At the same time, it is necessary to prevent possible iatrogenic damage: instrumental fracture, straightening of the canal curvature, over-preparation of the internal walls or "stripping", ovalization of the foramen or chipping, creation of a ledge, false route or perforation.

These injuries, which were common in curved canals prepared with large diameter stainless-steel files, have been reduced with the development of nickel-titanium instruments. Numerous studies have shown that nickel-titanium rotary instrumentation can easily achieve safer preparations, even in canals with severe curvatures (6).

Currently, dentists are looking for short sequences or even a mono-instrument sequence with a continuous rotation drive and sometimes reciprocity.

Recently, the Komet®'s company has proposed a heat-treated endodontic instrument to be used with a specific drive from a reciprocating movement.

The objective of this study is to compare the fracture resistance of four reciprocating instruments at room (20°C) and mouth (36°C) temperatures.

Materials and methods

Test bench

This was done in order to recreate the temperature conditions present at room and mouth temperature (Fig. 1). A water bath was set up with a rectangular tank measuring 40 cm long x 25 cm wide x 15 cm high and a heating device (Bioblock Scientific Polystat pro 600 approx 6000).

Basic Research—Technology

To obtain the temperature of 20 degrees, the thermostat was set to 29 and for the oral temperature of 36 degrees, to 43. The manipulations were carried out over several days, avoiding any environmental variation.

Fig 1. Test bench simulating the ambient and oral environment



A fatigue bench (Fig. 1 right part) containing a hollow steel tube, bent at 60° with a radius of curvature $r = 1.0 \text{ mm}$ (5,7), was attached to the other side of the tank into which an EndoPilot handpiece (Komet) connected to an EndoPilot motor was inserted (Fig. 2). The "Procodile dynamic" program was chosen for the training. The handpiece is fixed in a reproducible position by a holding device (Fig. 2). Each file is attached to the handpiece and inserted into the tube. All endodontic instruments were activated until breakage occurred, and the time was recorded using a stopwatch.

The motor can work in continuous rotation or in reciprocal left-hand rotation (with a new patented movement called ReFlex®). The ReFlex® movement works in reciprocity to the left and detects the torsion of the file to reduce the risk of fracture and torsional stress on the instrument during root canal preparation. The ReFlex movement can be applied in two modes: ReFlex dynamic (used in this study) or ReFlex smart. The ReFlex dynamic mode operates at higher speed to provide more cutting efficiency.

Fig 2. EndoPilot engine (Komet) positioned on the fatigue bench



Fatigue protocol

It differs only in the temperature conditions and the instruments used. The steps of the protocol are as follows:

1. Set the desired temperature of the water bath by setting the thermostat to position 29

or 43 to obtain a temperature of 20 or 36 degrees (Celsius);

2. Check the temperature of the control thermometer;
3. Attach an instrument to the head of the contra-angle handpiece
4. Insert the instrument into the elbow tube of the fatigue bench;
5. Attach the contra-angle to the fatigue bench;
6. Rotate and switch on the stopwatch;
7. Stop the stopwatch when the instrument breaks and record the time at breakage;
8. Store the fractured instrument (for SEM observation).

Scanning Electron Microscopy Observation

The surface section of the fractured instruments of each group is observed with a scanning electron microscope at the Engineering Physics Department of the Institut National des Sciences Appliquées (INSA) in Toulouse.

Analysis

A descriptive and statistical analysis was carried out (Excel® 16.58 from Microsoft and Statview® 25.0 from SAS Institute) with an alpha risk of 5%.

Results

Time to Rupture

The results are collected in an Excel table in order to visualize and compare the different instrumental breakthrough times of the different instruments at room temperature and at oral temperature.

The results show a considerable influence of temperature on instrumental breakage. The total time is decreased (tab. 1) but in different proportions depending on the instrument (tab. 2). The Wave One Gold® instrument from Dentsply fractures in an average of 4 min 50 s at room temperature and 2 min 52 s at oral temperature, i.e. it breaks 1.7 times faster at oral temperature ($p < 0.0001$). The KGR Motion® instrument fractures in an average of 16 min 05 s at room temperature and 3 min 44 s at oral temperature, which is 4.3 times faster at oral temperature ($p < 0.0001$).

Table 1. Average breakthrough times (in seconds) and ratios as a function of temperature and instruments.

	WOG	R Motion	Procodile Q	Reciproc B
T° ambiante	290	965	1029	476
T° buccale	172	224	625	306
Ratio	1,7	4,3	1,6	1,6

Basic Research—Technology

Furthermore, at room temperature, the R Motion® instrument breaks 3.3 times slower than the Wave One Gold® instrument. At oral temperature, the Procodile Q® instrument breaks 2 times slower than the Reciproc Blue® instrument.

Of the four instruments evaluated in this study, the Procodile Q® had the highest time to breakage (statistically significant - tab. 1 and 3, $p < 0.0001$)

Table 3. Summary of the statistics (ANOVA) carried out on the measurements.

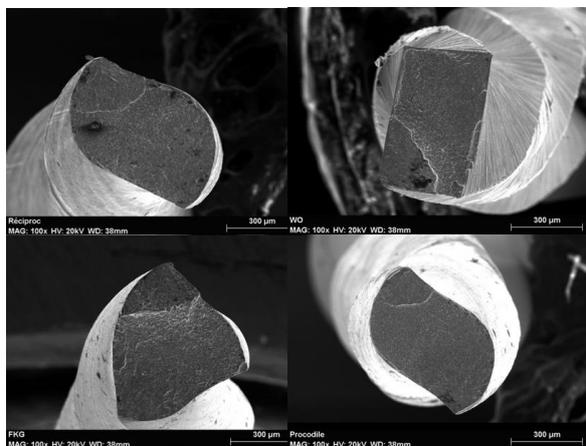
Variable	dof	Sum of squares	Medium square	P value	Power
Instrument	3	7976593,969	2658864,656	<0,0001	1,000
Temperature	1	5124770,156	5124770,156	<0,0001	1,000
Instr.*Temp	3	2421207,219	807069,073	<0,0001	1,000

Separation profile

The results of the observation of the instrumental fracture profile analyzed in SEM are described and illustrated by images (Fig. 3). The cross-sectional area of the instruments is different for each company:

- S for the Procodile Q® and Reciproc Blue®
- Triple helix for the R Motion®
- Rectangular for the Wave One Gold®

Figure 3. SEM observation of the instrumental fracture pattern



The fracture profile is systematically the same and corresponds to a classical cyclic fatigue failure (fig. 4 & 5). Two zones remain identifiable on each section. The zone of propagation of the fatigue crack and the terminal zone of failure (fig. 4 - right image). The latter zone is often very small and difficult to identify.

Figure 4. SEM observation of the fracture profile of a WOG instrument

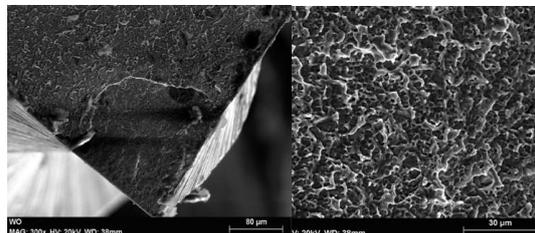
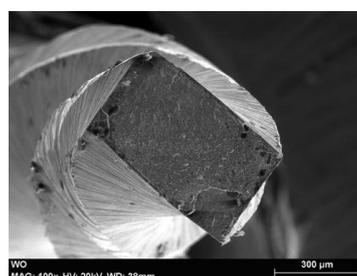


Figure 5. SEM observation of the fracture profile of a WOG instrument (x1000)



Discussion

The aim of this study was to compare the influence of temperature on the fracture of reciprocating endodontic instruments under different temperature conditions, i.e. room and oral temperature.

In our study, the time to fracture was easy to determine as a sound was made each time an instrument fractured. The stopwatch was then immediately stopped. The same operator was in charge of this operation. It can therefore be assumed that the reaction time of the operator was constant for each instrument. A sound recording device could have been used to identify the characteristic sound of the fracture on the tape and read the corresponding time. The SEM recording of the specimen cross-sectional profiles and the analysis of the fracture profiles was done by the same operator after calibration by an expert in NiTi instruments fracture. The entire fractures were done according to a cyclic fatigue profile, which was expected with the use of a cyclic fatigue bench. All instruments have the same tip diameter (25/100) and length (25 mm). Only the Wave One Gold differs in that its taper is variable whereas the others are constant. A previous study (8) used several tip diameters (20, 25, 30, 35 and 40/100), but the aim was to show that the larger the diameter, the lower the fatigue strength of the endodontic instrument. Finally, in vitro fatigue tests provide a simpler view of the clinical condition. Indeed, the current methodology is limited since only one curvature was used: 60 degrees. Further experiments are needed to take into account all factors that may play a role in fatigue resistance. In our model, no vertical movement of the instrument is possible which concentrates fatigue in one instrumental area.

Basic Research—Technology

Vertical movement back and forth would have increased the time to failure. This model does not incorporate the cutting-edge secant factor which would add to the cyclic fatigue and decrease the time to failure.

The assessment of transition temperatures with Differential Scanning Calorimetry (DSC) helps to understand this phenomenon. It was carried out on two instruments, from the same batch, from each instrumental system (Table 4).

Table 4. Assessment of crystallographic transition temperatures from the DSCs performed

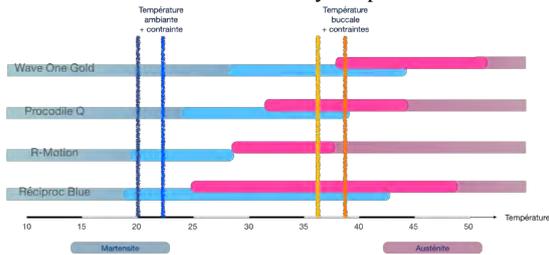
Instrument	M _s	M _f	A _s	A _f
Wave One Gold	43,8	28,5	37,4	50,9
Procodile Q	39,2	24,4	31,2	44,35
R-Motion	28,2	19,3	29,6	38,6
Reciproc Blue	43	18,6	25	48,2

The WOG® should be the least impacted as it is theoretically the only instrument that is used at both temperatures (room and mouth) in the martensite phase. However, it would have been reasonable to obtain the same breakthrough times. However, this is not the case.

The variation observed can be explained by the additional effect of stress (tube friction + curvature) which adds to the effect of temperature and contributes to the partial transition to austenite phase (Fig. 5).

The WOG therefore has a fracture toughness ratio comparable to Procodile Q® and Reciproc Blue® (1.7 vs 1.6) (Tab. 2). R-Motion® is the most impacted as it is clearly used in both phases (fully martensite at room temperature and fully austenite at mouth temperature). At mouth temperature, it has completely switched to the austenite phase and adopts a super-elastic behaviour.

Figure 6. Diagram of temperature and stress accumulation as a function of crystal phases



The other two, Procodile Q® and Reciproc Blue®, are evaluated in the martensite phase at room temperature and partially austenite at oral temperature.

To the best of our knowledge, the present study is one of the first to simulate the fracture toughness of endodontic instruments under temperature conditions similar to those of the body, such as the study by Michel Espinosa Klymus (9) which evaluates the impact of body temperature on the cyclic fatigue

strength of different NiTi alloy instruments (Reciproc Blue R25, X1 Blue File 25 and Wave One Gold Primary 25) by testing at 20° and 37°. Another publication (6), compares the influence of different temperatures and bending radii on the cyclic fatigue resistance of the single file nickel-titanium rotary instruments F6 Sky Taper (F6ST) and One Curve (OC). This team was also the first to report in the literature on the motion of cyclic fatigue resistance of NiTi rotary instruments used in reciprocating motion versus continuous rotation (4). Indeed, reciprocating motion was introduced to reduce the drawbacks of reciprocating motion such as compaction and extrusion of apical debris.

Other recent research has simulated environmental conditions during fatigue testing to better reflect clinical conditions, such as oral temperature or the presence of irrigation solutions. It has been reported that simulated body temperature reduces instrument life (8,10,11). In our study, all instruments tested had a significantly lower breakthrough time at body temperature. This result is in agreement with previous studies which report that increasing temperature can negatively affect cyclic fatigue resistance (11,12).

Most cyclic fatigue trials have used a metal block to construct an artificial root canal (10-17). However, some studies have preferred to use a model made of zirconium oxide, i.e. ceramic, because of its mechanical strength and chemical and dimensional stability similar to stainless steel (12,13). A recent publication compared files at four different temperatures: 23, 22, 237 and 60°C (11). For each instrument, the number of cycles to failure decreased significantly as the temperature increased from 23° to 60°. The wider choice of different temperatures in this study confirmed the impact of temperature on fatigue resistance.

Another clinical study has shown that sodium hypochlorite placed in root canals at room temperature rapidly approaches body temperature (18). Therefore, instruments should be operated at body temperature during clinical use. Also, the use of sodium hypochlorite or sodium chlorite heated to body temperature can cause corrosion of the stainless-steel blocks used to test the instruments (18-20).

The paper by Generali et al (2) tested the Procodile and Reziflow instrument. In contrast to our study, the temperature was kept constant during the test using a thermocouple applied to the artificial canal and a 1° reduction handpiece (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) connected by an endodontic motor (Silver Reciproc, VDW) to the "Reciproc ALL" program was used. The authors chose not to use an EndoPilot motor in order to compare the cyclic fatigue of the two instruments by eliminating the variable of two different movements. It is therefore interesting to note that the Procodile's cyclic fatigue breakthrough times with the dedicated motor generated Reflex motion are longer than with the regular motor.

According to Plotino et al (21), the cross-sectional design influences the cyclic fatigue strength, with that there is an inverse correlation between cyclic fatigue strength and the amount of metal mass in the cross-section of NiTi files. Therefore, the higher cyclic fatigue strength of Procodile® followed by Reciproc® could be attributed to the reduced cross-sectional area

Basic Research—Technology

associated with the S-shaped or triple helix cross-sectional design, in contrast to WOG® which has a rectangular cross-sectional shape.

In another study (22) comparing the cyclic fatigue resistance of new nickel-titanium reciprocating instruments Genius® and Edgefile®, the Wave One Gold® Primary has a statistically lower cyclic fatigue resistance. Our study follows the same pattern, i.e. of the four files tested, the fastest instrumental breakage time was for Wave One Gold® Primary.

Tanomaru-Filho's team (23) compared heat-treated instruments (Pro Design®, HyFlex®, Edge File®) with traditional instruments without associated heat treatment (MTwo®). The conclusion of the study stated that heat treatment increased cyclic fatigue resistance differently for each type of instrument. But this study did not take into account the oral temperature.

Conclusion

All of the files failed in a cyclic fatigue failure pattern. Electron microscopy confirmed the cross-section of each instrument (S for Procodile Q® and Reciproc® Blue, triple helix for R-Motion® and rectangular for WaveOne® Gold). The DSC analysis provides a partial understanding of the impact of the operating temperature of each instrument. The austenite start temperature values (25° for Reciproc® Blue, 29.6° for R-Motion®, 31.2° for Procodile Q® and 37.4° for WaveOne® Gold) are decisive in their behaviour. Procodile Q® has the longest bending fatigue life under the conditions of this study. It is influenced by the oral temperature by partially reverting to the austenite phase, which does not allow it to resist as long as at room temperature. The heat treatment effect is partly lost during clinical use of these instruments. All instruments have a decreased breakage time (from 1.6 to 4.3 times depending on the instrument).

Finally, the instruments used under the conditions of this study have a variable fracture resistance depending on their instrumental profile (cross section, pitch length, flute depth...), their heat treatment (position of their different crystalline transition temperatures (Af, As, Ms and Mf)) and their temperature of use.

Future evaluations of heat-treated endodontic instruments should be systematically performed at body temperature.

References

- Schäfer E, Bürklein S, Donnermeyer D. A critical analysis of research methods and experimental models to study the physical properties of NiTi instruments and their fracture characteristics. *Int Endod J*. 2022 Mar;55 Suppl 1:72-94.
- Generali L, Malovo A, Bolelli G, Borghi A, La Rosa GRM, Puddu P, Lusvarghi L, Rota A, Consolo U, Pedullà E. Mechanical Properties and Metallurgical Features of New Green NiTi Reciprocating Instruments. *Materials*. 2020 Aug 24;13(17):3736.
- Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J*. 2008 Apr;41(4):339-44.
- Pedullà E, Corsentino G, Ambu E, Rovai F, Campedelli F, Rapisarda S, La Rosa GR, Rapisarda E, Grandini S. Influence of Continuous or Reciprocating Optimum Torque Reverse Motion on Cyclic Fatigue Resistance of Two Single-File Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Int Endod J*. 2018 May;51(5):522-528.
- Sinan AA, Thiémélé-Yacé SE, Abouattier-Mansilla E, Vallaeys K, Diemer F. Effects of electropolishing on rupture resistance in cyclic fatigue and on the surface condition of endodontic instruments. *Odonto-Stomatol Trop Trop Dent J*. Mar 2010;33(129):23-8.
- La Rosa GRM, Shumakova V, Isola G, Indelicato F, Bugea C, Pedullà E. Evaluation of the Cyclic Fatigue of Two Single Files at Body and Room Temperature with Different Radii of Curvature. *Materials*. 2021 Apr 27;14(9):2256.
- Sinan AAK, Adou-Assoumou NM, Djolé SX, Akon-Laba BB, Diemer F, Georgelin-Gurgel M. Bending cyclic fatigue failure test, comparison of two motions: Continuous rotation versus reciprocating motion. *Turk Endod J* 2019;4(1):1-5.
- Arias A, Hejlawy S, Murphy S, de la Macorra JC, Govindjee S, Peters OA. Variable impact by ambient temperature on fatigue resistance of heat-treated nickel titanium instruments. *Clin Oral Investig*. Mar 2019;23(3):1101-8.
- Klymus ME, Alcalde MP, Vivian RR, Sô MVR, de Vasconcelos BC, Duarte MAH. Effect of temperature on the cyclic fatigue resistance of thermally treated reciprocating instruments. *Clin Oral Investig*. Jul 2019;23(7):3047-52.
- 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*. May 2016;42(5):782-7.
- Dosanjh A, Paurazas S, Askar M. The Effect of Temperature on Cyclic Fatigue of Nickel-titanium Rotary Endodontic Instruments. *J Endod*. May 2017;43(5):823-6.
- Shen Y, Huang X, Wang Z, Wei X, Haapasalo M. Low Environmental Temperature Influences the Fatigue Resistance of Nickel-titanium Files. *J Endod*. Apr 2018;44(4):626-9.
- Keskin C, Sivas Yilmaz Ö, Keleş A, Inan U. Comparison of cyclic fatigue resistance of Rotate instrument with reciprocating and continuous rotary nickel-titanium instruments at body temperature in relation to their transformation temperatures. *Clin Oral Investig*. Jan 2021;25(1):151-7.
- Plotino G, Grande NM, Mercadé Bellido M, Testarelli L, Gambarini G. Influence of Temperature on Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal Rotary Files. *J Endod*. Feb 2017;43(2):200-2.
- Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, DeDeus G, Gambarini G, Somma F. Environmental Temperature Drastically Affects Flexural Fatigue Resistance of Nickel-titanium Rotary Files. *J Endod*. Jul 2017;43(7):1157-60.
- Jamleh A, Alghaihab A, Alfadley A, Alfawaz H, Alqedairi A, Alfouzan K. Cyclic Fatigue and Torsional Failure of EdgeTaper Platinum Endodontic Files at Simulated Body Temperature. *J Endod*. May 2019;45(5):611-4.
- Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of Continuous or Reciprocating Motion on Cyclic Fatigue Resistance of 4 Different Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod*. Feb 2013;39(2):258-61.
- de Hemptinne F, Slaus G, Vandendael M, Jacquet W, De Moor RJ, Bottenberg P. In Vivo Intracanal Temperature Evolution during Endodontic Treatment after the Injection of Room Temperature or Preheated Sodium Hypochlorite. *J Endod*. Jul 2015;41(7):1112-5.
- Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Palermo F, Gambarini G, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of two reciprocating nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *Int Endod J*. Feb 2013;46(2):155-9.
- Pedullà E, Benites A, La Rosa GM, Plotino G, Grande NM, Rapisarda E, Generali L. Cyclic Fatigue Resistance of Heat-treated Nickel-titanium Instruments after Immersion in Sodium Hypochlorite and/or Sterilization. *J Endod*. Apr 2018;44(4):648-53.
- Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments: Cyclic fatigue of reciprocating instruments. *Int Endod J*. Jul 2012;45(7):614-8.
- Bueno CRE, Cury MTS, Vasques AMV, Sivieri-Araújo G, Jacinto RC, Gomes-Filho JE, Cintra LTA, Dezan-Júnior E. Cyclic fatigue resistance of novel Genius and Edgefile nickel-titanium reciprocating instruments. *Braz Oral Res*. 2019;33:e028.
- Tanomaru-Filho M, Espir CG, Vencão AC, Macedo-Serrano N, Camilo-Pinto J, Guerreiro-Tanomaru JM. Cyclic Fatigue Resistance of Heat-Treated Nickel-Titanium Instruments. *Iran Endod J*;13(3), 312.

L'influence de la température sur la résistance d'instruments endodontiques en réciprocité

RESUME EN FRANÇAIS : Les fabricants d'instruments endodontiques en NiTi ont proposé un mouvement de réciprocité et des traitements thermiques de l'alliage pour diminuer le risque de rupture.

L'objectif de cette étude est d'évaluer l'influence de la température sur la résistance à la rupture de 4 instruments endodontiques de réciprocité.

40 instruments de chaque type (Procodile®, R-Motion®, Reciproc Blue® et WaveOne Gold®) ont été montés sur un banc de fatigue (tube creux courbe – 60° et r = 10mm – en acier), placé dans une enceinte thermostatée type bain marie avec une température fixée à 20°C ou 36°C et entraînés par un moteur Endopilot® réglé sur le mode Reflex Dynamic®. Tous les ruptures ont été observées en MEB. Une analyse statistique multivariée avec un risque alfa fixé à 5% a été réalisée.

L'augmentation de la température influence de façon statistiquement significative la vitesse de rupture (diminution de 1,7 à 4,3 fois – $p < 0,0001$ – selon les groupes). Les résultats sont aussi statistiquement significatifs en fonction des instruments ($p < 0,0001$). Les profils de rupture correspondent à de la fatigue cyclique. La DSC identifie les températures de transition de transformation cristalline (As, Af, Ms et Mf) de chaque groupe d'instrument et permet d'expliquer les résultats obtenus.

Les évaluations futures des instruments endodontiques traités thermiquement devraient être systématiquement réalisées à température buccale.

TITLE : Influence of Temperature on Cyclic Fatigue Resistance of Four Reciprocating Files

MOTS-CLES : instruments Ni-Ti, fatigue cyclique, instruments en réciprocité, température corporelle

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Odontologie

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR :

Université Toulouse III-Paul Sabatier
Faculté de santé – Département d'Odontologie
3 chemin des Maraîchers 31062
Toulouse Cedex 09

DIRECTEUR DE THESE : Pr Franck DIEMER