



**HAL**  
open science

## Etude du phénomène d'écaillage du bord cervical de restaurations dentaires obtenues par CFAO dentaire.

Elmannioui Eh Hamza, Lebon Nicolas

### ► To cite this version:

Elmannioui Eh Hamza, Lebon Nicolas. Etude du phénomène d'écaillage du bord cervical de restaurations dentaires obtenues par CFAO dentaire.. Université paris 13; Ecole des ponts ParisTech. 2018. hal-04881558

**HAL Id: hal-04881558**

**<https://hal.science/hal-04881558v1>**

Submitted on 12 Jan 2025

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

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

Master recherche M2  
Approches multi échelles pour les matériaux et les structures  
(AMMS)



École des Ponts ParisTech  
2017-2018

***RAPPORT DE STAGE DE RECHERCHE***

*Réalisé au sein de l'Unité de Recherches Biomatériaux Innovants et Interfaces -  
URB2i - EA4462*

***Etude du phénomène d'écaillage du bord  
cervical de restaurations dentaires obtenues  
par CFAO dentaire.***

**Par ELMANNIOUI Hamza**

**Responsable du Master :**  
**Pr. Luc DORMIEUX**

**Encadrant de stage :**  
**Dr. Nicolas LEBON**

*«Laissons l'avenir dire la vérité, et évaluer chacun en fonction de son travail et de ses accomplissements. Le présent est à eux ; le futur, pour lequel j'ai réellement travaillé, est mien.»*

[NIKOLA TESLA]

## Dédicace

*A ma mère et mon père, pour l'éducation  
qu'ils m'ont prodigué avec tous les moyens et  
au prix de toutes les sacrifices qu'ils ont  
consentis à mon égard, pour le sens du devoir  
qu'ils m'ont enseigné depuis mon enfance*

*A ma chère sœur et mes chers frères*

*A tous mes amis et collègues que j'ai pu  
connaître depuis mon enfance*

*A tous les professeurs qui m'ont enseigné  
tout au long de mon parcours*

*A tous ceux qui m'aiment,*

*A tous ceux que j'aime*

*Je vous dédie ce modeste travail.*

**ELMANNIOUI Hamza**

# Remerciements

---

Au terme de mon projet de stage de recherche, je voudrais adresser tous mes remerciements aux membres du laboratoire URB2i de m'avoir accueilli.

Je remercie particulièrement mon encadrant Docteur Nicolas LEBON, qui n'a ménagé ni son temps ni son énergie pour assurer de très près le suivi de mon état d'avancement, et pour le temps consacré aux réunions et aux corrections du rapport de mon stage. Je suis très reconnaissant des conseils fructueux qu'il n'a cessé de me prodiguer.

Enfin, je tiens à remercier aussi mes professeurs et tous les membres du jury pour leur bienveillance à vouloir évaluer notre travail.

# Table des matières

<b>INTRODUCTION .....</b>	<b>9</b>
I.    INTRODUCTION .....	10
<b>CHAPITRE I.....</b>	<b>13</b>
<b>ÉLÉMENTS BIBLIOGRAPHIQUES .....</b>	<b>13</b>
<b>CHAPITRE II.....</b>	<b>19</b>
<b>MISE EN PLACE DE PARAMETRES DE QUANTIFICATION DE L'ÉCAILLAGE .....</b>	<b>19</b>
I.    COURONNE PROTHETIQUE .....	20
II.   ÉCAILLAGE-FONCTIONNALITES CLINIQUES : .....	21
III.  MISE EN PLACE DE PARAMETRES DE QUANTIFICATION DE L'ÉCAILLAGE .....	23
<b>CHAPITRE III.....</b>	<b>25</b>
<b>ANALYSE DES STRATEGIES D'USINAGE .....</b>	<b>25</b>
I.    DEFINITION : .....	26
II.   STRATEGIES D'USINAGE.....	27
1. <i>Guidage selon des plans parallèles.....</i>	28
2. <i>Z-level (ou Niveaux de Z) .....</i>	28
III.  MODELISATION DES STRATEGIES D'USINAGE : .....	29
1. <i>Plans parallèles.....</i>	29
2. <i>Hélicoïdale d'axe Z:.....</i>	31
<b>CHAPITRE IV.....</b>	<b>33</b>
<b>ÉTUDE EXPERIMENTALE : QUANTIFICATION DE L'ÉCAILLAGE.....</b>	<b>33</b>
I.    PARTIE EXPERIMENTALE .....	34
1. <i>Biomatériaux étudiés.....</i>	34
2. <i>Fraises abrasives étudiées .....</i>	35
3. <i>Paramètres d'usinage retenus.....</i>	36
4. <i>Plan d'expériences.....</i>	37
II.   GEOMETRIE DES ECHANTILLONS USINES:.....	37
III.  MACHINE CFAO DENTAIRE : .....	40
IV.  MESURE D'ÉCAILLAGE.....	41
V.    RESULTATS PRELIMINAIRES ET DISCUSSION .....	43
1. <i>Facteur d'écaillage : .....</i>	43
2. <i>Profondeur d'écaillage : .....</i>	46
3. <i>Surface d'écaillage : .....</i>	48
VI.  COMMENTAIRES : .....	51
1. <i>Temps d'usinage : .....</i>	51
2. <i>Indice de fragilité « brittleness index (BI) : .....</i>	52
3. <i>4ème face de la couronne : .....</i>	53
<b>CONCLUSION &amp; PERSPECTIVE : .....</b>	<b>55</b>

# Liste des abréviations

---

**2D** : 2 Dimensions

**CAO** : Conception Assistée par Ordinateur

**CFAO** : Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur

**COM** : Couple Outil-Matière

**FAO** : Fabrication Assistée par Ordinateur

**MOCN** : Machine-Outil à Commande Numérique

# Liste des tableaux

---

<i>Tableau 1 : Effets de paramètres d'écaillage sur les différentes fonctionnalités cliniques</i>	22
<i>Tableau 2 : Caractéristiques mécaniques des biomatériaux utilisés [LEB 17]</i>	35
<i>Tableau 3:Caractéristiques de l'outil d'ébauche</i>	35
<i>Tableau 4:Caractéristiques de l'outil de finition [LEB 17]</i>	36
<i>Tableau 5: Paramètres d'usinage retenus</i>	37
<i>Tableau 6 : le temps d'usinage pour les deux trajectoires en fonction de la vitesse d'avance.</i>	51
<i>Tableau 7 : Images par le microscope optique des outils d'ébauche montrant l'usure.</i>	52
<i>Tableau 8 : Images par le microscope optique des outils de finition montrant l'usure.</i>	52
<i>Tableau 9: La relation entre l'indice de fragilité et le facteur d'écaillage pour la vitesse 2000mm/min.</i>	53



## Liste des figures

<i>Figure 1 : Écaillage en bord cervical sur une couronne en céramique [AWA 15]</i>	11
<i>Figure 2 : Effet de l'augmentation de la taille des grains de la fraise en diamant sur l'écaillage des matériaux. [YIN 03]</i>	15
<i>Figure 3 : (a) la distribution des contraintes principales maximales, (b) la distribution détaillée des contraintes principales maximales sous la zone de contact fraise-prothèse à la profondeur de coupe de 10 <math>\mu\text{m}</math>, et la vitesse d'avance de 15 mm/min [SON 09]</i>	16
<i>Figure 4 : (a) la distribution des contraintes principales maximales, (b) la distribution détaillée des contraintes principales maximales sous la zone de contact fraise-prothèse à la profondeur de coupe de 50 <math>\mu\text{m}</math>, et la vitesse d'avance de 60 mm/min [SON 09]</i>	16
<i>Figure 5 : Effet de l'augmentation de la vitesse d'avance ou la profondeur de passe sur les dommages en sous-surface dans des échantillons de porcelaine (a) la profondeur de coupe de 10 <math>\mu\text{m}</math> et la vitesse d'avance 15 mm/min (b) 10 <math>\mu\text{m}</math>, 60 mm/min (c) 50 <math>\mu\text{m}</math>, 15 mm/min (d) 50 <math>\mu\text{m}</math>, 60 mm/min [SON 09]</i>	17
<i>Figure 6 : Différents angles marginaux pour une restauration dentaire [GIA 10]</i>	17
<i>Figure 7 : couronne prothétique [LEB 17]</i>	20
<i>Figure 8 : les différents paramètres pour quantifier l'écaillage</i>	22
<i>Figure 9: Description de la trajectoire d'outil [TOU 01]</i>	26
<i>Figure 10 : Stratégies d'Usinage [CHOI 03]</i>	27
<i>Figure 11 : Modes de balayages plans parallèles et Z-level utilisés en CFAO dentaire [LEB 17]</i>	28
<i>Figure 12 : Stratégie plans parallèles</i>	30
<i>Figure 13 : Stratégie hélicoïdale d'axe Z, a) Spirale de l'extérieur vers l'intérieur avec engagement axial 0,5mm, engagement radial 0,03mm, b) c) spirale de haut en bas pas 0,03mm</i>	31
<i>Figure 14 : Épaisseur cervicale minimale pour les différents biomatériaux</i>	38
<i>Figure 15 : Dessin d'ensemble de la couronne dentaire utilisée</i>	39
<i>Figure 16 : Vue générale de la machine d'essais Lyra-GACD</i>	40
<i>Figure 17 : Image de la face numéro 3 de la couronne usinée dans le logiciel LAS EZ</i>	41
<i>Figure 18 : Mesure d'écaillage</i>	43
<i>Figure 19 : Effet de trajectoire d'outil sur le facteur d'écaillage pour les vitesses d'avances</i>	44
<i>Figure 20: Effet de vitesse d'avance sur le facteur d'écaillage pour les deux trajectoires d'outils</i>	46
<i>Figure 21 : Effet de trajectoire d'outil sur la profondeur d'écaillage pour les vitesses d'avances</i>	47
<i>Figure 22: Effet de vitesse d'avance sur la profondeur d'écaillage pour les deux trajectoires d'outils</i>	48
<i>Figure 23 : Effet de trajectoire d'outil sur la surface d'écaillage pour les vitesses d'avances</i>	49
<i>Figure 24 : Effet de vitesse d'avance sur la surface d'écaillage pour les deux trajectoires d'outils</i>	50
<i>Figure 25 : 4ème face de la couronne</i>	54
<i>Figure 26 : Résultat de simulation : Contrainte équivalente</i>	56
<i>Figure 27 : Résultat de simulation : Déformation équivalente</i>	56

# Introduction

---

## **I. Introduction**

Les prothèses dentaires, et plus particulièrement les couronnes prothétiques, existent depuis plusieurs décennies voire siècles. Depuis 30 ans, le recours à la CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur) a pour but de remplacer les techniques d'empreintes dites « conventionnelles » (utilisant des pâtes thermoplastiques) par une chaîne de fabrication de prothèses complètement numérique, pour la fabrication de prothèses unitaires fixes (couronnes, inlays, onlays et facettes). Pour ce faire, plusieurs systèmes de CFAO dédiés à la fabrication de prothèses dentaires ont vu le jour de par le monde.

Conjointement, les céramiques sont de plus en plus utilisées en odontologie restauratrice pour de nombreux types de prothèses pour lesquelles l'esthétique est importante. Si la plupart des céramiques répondent aux exigences des praticiens et des patients en terme de biocompatibilité, esthétique, mécanique, leur fragilité reste un point faible. Les nouvelles céramiques cherchent donc à allier la biocompatibilité et le potentiel esthétique des céramiques classiques tout en réduisant leur fragilité. En effet, les récentes céramiques techniques ont reçu une attention toute particulière en raison de leurs excellentes propriétés, telles que la bonne résistance à la rupture, la résistance élevée à l'usure et la stabilité chimique.

Les avancées technologiques associées à la CFAO dentaire, permettent la fabrication de composants géométriquement complexes, telle que les couronnes dentaires. Néanmoins, un défi technique associé à l'usinage de la céramique et à leur susceptibilité aux dommages surfaciques demeure. Une défaillance typique de ces céramiques induite par l'usinage est ce que l'on appelle l'écaillage, qui se caractérise par un volume important de perte de matière (écailles). Ce dernier se produit principalement en bords cervical, comme illustré figure 1. Si ce moyen de mise en œuvre semble correspondre aux attentes des praticiens et des patients, la prise en compte des caractéristiques mécaniques et chimiques des matériaux n'est pas encore intégrée dans les chaînes de CFAO dentaire. Par conséquent, l'amélioration des paramètres d'usinage pour le contrôle de l'écaillage du bord cervical est nécessaire lors de la fabrication par fraisage numérique des prothèses dentaires.

Le but de l'étude menée est donc triple. Premièrement, comprendre les origines du phénomène d'écaillage lié à l'usinage par CFAO de couronnes dentaires. Deuxièmement, quantifier

l'écaillage en bord cervical. Enfin, améliorer si possible, le processus d'usinage pour en limiter l'écaillage.

Une revue de la littérature montre qu'il existe seulement des études observant la fragilité des matériaux. Malheureusement, s'agit d'études intrinsèques aux matériaux, sans que le procédé d'usinage et les contraintes qu'il génère soient intégrés. De plus, ces études sont faites sans tenir compte des recommandations fabricants concernant les épaisseurs minimum et angles à respecter sur les pièces prothétiques. Aussi, les formes réalisées sont très éloignées des formes prothétiques dentaires. Néanmoins un critère d'évaluation unidirectionnel, facteur d'écaillage (chipping factor) a été établi.

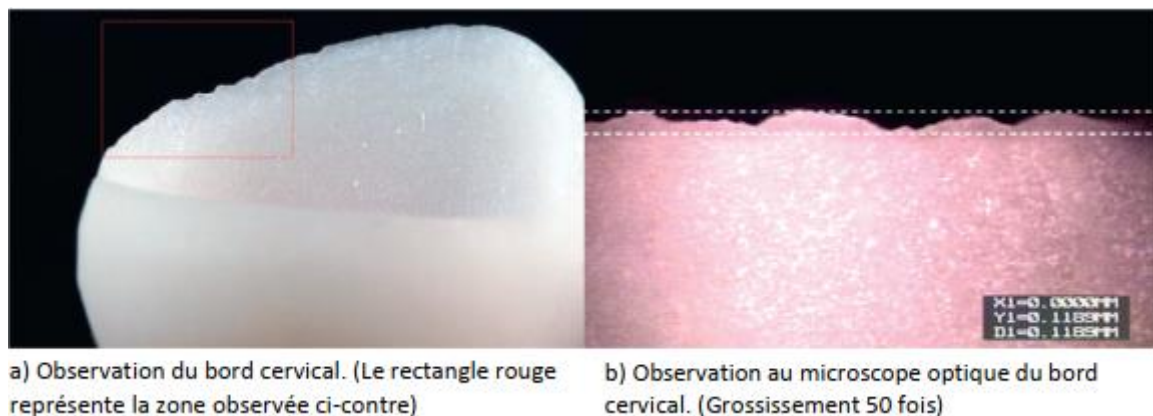


Figure 1 : Écaillage en bord cervical sur une couronne en céramique [AWA 15]

Les travaux présentés ont pour but d'approfondir la compréhension du phénomène d'écaillage en bord cervical. Notre étude va particulièrement s'intéresser à l'influence du trajet d'usinage sur l'écaillage de la pièce coronaire en fonction de deux vitesses d'avance différentes. La vitesse d'avance étant la vitesse de déplacement relative au point de contact entre l'outil et la pièce prothétique usinée. Les efforts et les pressions mis en jeu au niveau du contact outil matériau induisent des variations de contraintes mécaniques sur le bord cervical pouvant aller jusqu'à son écaillage. A notre connaissance aucune étude n'a étudiée le lien entre l'écaillage et le trajet d'usinage employé et le matériau usiné.

Une couronne simplifiée de géométrie connue et respectant les recommandations fabricants est conçue par CAO. Deux trajets d'usinage sont étudiés. Le premier correspond à celui classiquement utilisé par les fabricants de systèmes de CFAO dentaires. C'est la stratégie

d'usinage appelée plans parallèles. Le second correspond à un trajet couramment utilisé en industrie mécanique, et non implémenté dans le domaine dentaire. Il s'agit du trajet spiral ou hélicoïdal d'axe Z. Toutes les couronnes seront usinées sur une même machine CFAO dentaire capable d'exécuter tous les trajets d'usinage étudiés et les différentes vitesses d'avance testées.

Les prothèses usinées seront systématiquement étudiées à travers des observations au microscope optique de la limite cervical. Nous proposons aussi une mesure des nouveaux paramètres d'écaillage y compris le facteur d'écaillage « chipping factor », qui sera faite sur ImageJ (National Institute of Health, USA) afin de quantifier l'écaillage en bords cervical.

Le premier chapitre du rapport consiste à réaliser une synthèse bibliographique sur l'étude d'écaillage des matériaux dentaires. En deuxième chapitre on va présenter et étudier le phénomène d'écaillage du bord cervical des prothèses obtenues par CFAO dentaire, une corrélation écaillage-fonctionnalités cliniques sera établie. Afin d'entamer le troisième chapitre sur l'analyse des stratégies d'usinage. Et finalement, le chapitre expérimental qui sera consacré à l'influence des paramètres d'usinage sur l'écaillage.

# Chapitre I

---

## Éléments bibliographiques

Par rapport au but de cette étude, il nous est apparu important de faire un état de l'art relatif à l'écaillage des biomatériaux utilisés en dentisterie restauratrice. Après avoir fait une recherche bibliographique, nous avons pu collecter les dernières revues et articles scientifiques, évaluant le sujet des dommages surfaciques et notamment l'écaillage des prothèses dentaires. Ainsi, il existe très peu d'articles évaluant l'effet des paramètres d'usinage sur l'écaillage du bord cervical lors de leur usinage par CFAO dentaire. C'est pour cela il nous semble intéressant d'entamer ce sujet.

En premier lieu, Tsitrou [TSI 07] et Giannetopoulos [GIA 10] ont mis en place un paramètre appelé, « chipping factor (CF) ». Ce facteur d'écaillage donne une valeur, en pourcentage, de l'écaillage cervical des prothèses dentaires, où  $L$  est la longueur cumulée d'écaillage et  $P$  la circonférence marginale de la restauration dentaire.

$$CF = \left[ \frac{L}{P} \right] \times 100$$

Cette étude montre qu'il y a une forte corrélation entre le facteur d'écaillage « chipping factor (CF) » et l'indice de fragilité « brittleness index (BI) ».

$$BI = \frac{H}{K_{Ic}}$$

Où  $H$  est la dureté et  $K_{Ic}$  la ténacité à la rupture du matériau. BI étant purement un paramètre intrinsèque aux biomatériaux, l'étude montre une corrélation entre l'écaillage et les propriétés mécanique du matériau usiné. Par conséquent, d'après cet article, BI et le CF semblent être des bons indicateurs de l'usinabilité des biomatériaux. D'autre part le **BI** peut être utilisé comme un prédicteur de **CF**, car l'écaillage augmente avec la fragilité des matériaux. Malheureusement, Le paramètre unidirectionnel CF ne tient pas compte de la profondeur de l'écaillage, ni de son épaisseur, mais seulement de sa longueur, alors qu'une écaille peut avoir une faible profondeur et une longueur importante, et réciproquement. Des paramètres d'écaillage en 2D ou 3D mesurant la surface ou le volume écaillé et non plus la longueur écaillée seraient plus pertinents et plus représentatifs du volume de matière absent. D'où la nécessité de mettre en place d'autres paramètres de quantification de l'écaillage, en relation avec les fonctions cliniques attendues. Ceci constitue l'objectif du chapitre II.

En second lieu, Yen a montré dans son article [YIN 03] qu'il existe une forte corrélation entre la taille des grains de la fraise revêtue de grains de diamant et la rugosité des matériaux

« porcelaine et zircon » ». En effet, la rugosité de surface des matériaux testés accroît avec l'augmentation de la taille des grains de la fraise abrasive. De plus, la porcelaine a subi de graves écaillages de bord avec les deux fraises à tailles de grains diamantés grossiers et fins. L'écaillage des bords était quasiment absent avec les fraises à taille de grains ultrafins. L'écaillage était absent dans la zirconie pour toutes les tailles de grain. La figure 2 illustre ces observations.

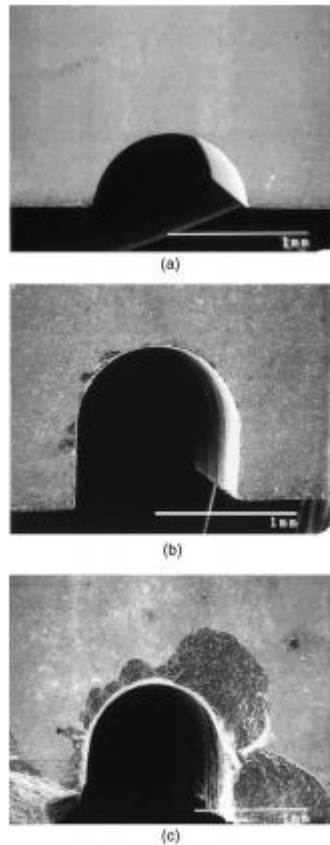


Fig. 9. SEM micrographs showing typical chipping damage around the groove top surfaces for porcelain cut with (a) an ultrafine bur, (b) a fine bur, and (c) a coarse bur.

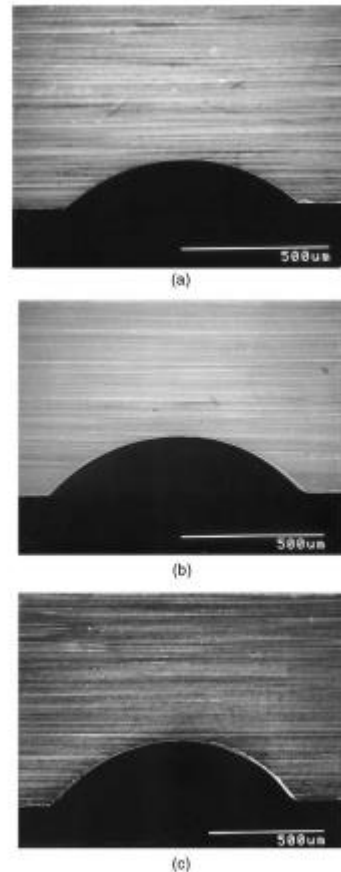


Fig. 10. SEM micrographs showing no chipping damage around the groove top surfaces for zirconia cut with (a) an ultrafine bur, (b) a fine bur, and (c) a coarse bur.

Figure 2 : Effet de l'augmentation de la taille des grains de la fraise en diamant sur l'écaillage de la porcelaine et de la zirconie. [YIN 03]

En troisième lieu, à l'aide de l'analyse par éléments finis et l'observation par MEB d'une dent en porcelaine Song a montré dans différents articles que :

Premièrement, les contraintes en traction, compression, cisaillement et de Von Mises sont toutes situées, lors de l'usinage, sous la zone de contact fraise-prothèse et diminuent en s'éloignant de cette zone. De plus, toutes les contraintes maximales ont été **concentrées au point de sortie de la fraise**, comme illustré dans les figures 3 et 4 [SON 08] [SON 09].



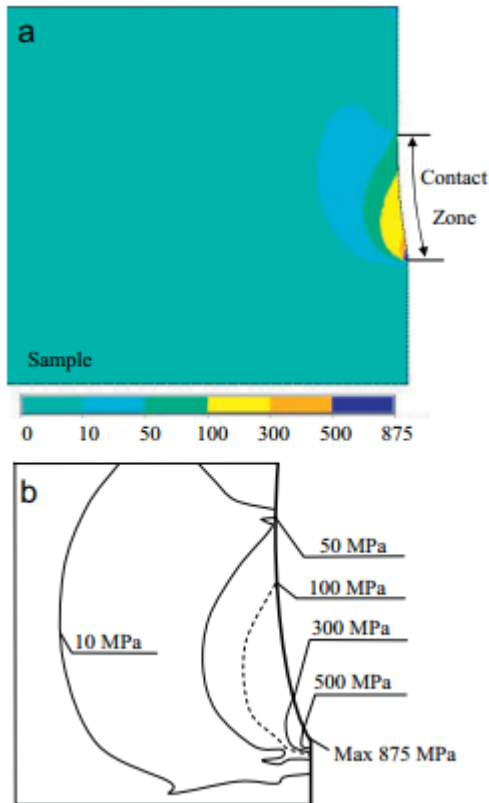


Figure 4 : (a) la distribution des contraintes principales maximales, (b) la distribution détaillée des contraintes principales maximales sous la zone de contact fraise-prothèse à la profondeur de coupe de 10  $\mu\text{m}$ , et la vitesse d'avance de 15 mm/min [SON 09]

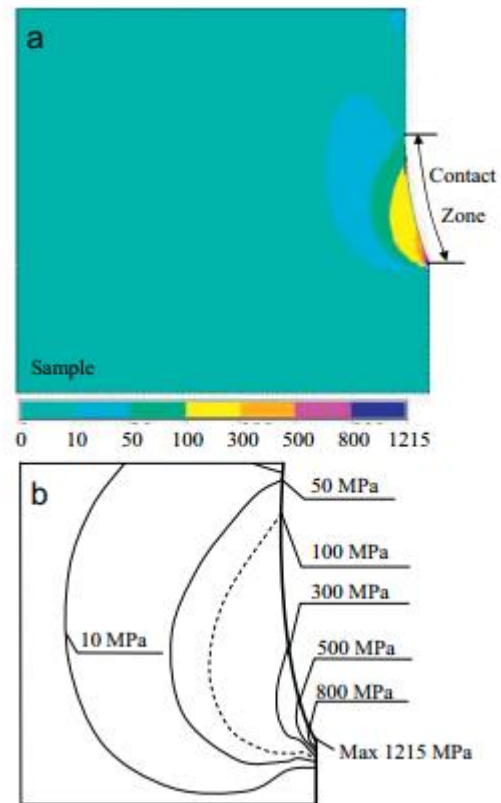


Figure 3 : (a) la distribution des contraintes principales maximales, (b) la distribution détaillée des contraintes principales maximales sous la zone de contact fraise-prothèse à la profondeur de coupe de 50  $\mu\text{m}$ , et la vitesse d'avance de 60 mm/min [SON 09]

Deuxièmement, les valeurs maximales de ces contraintes sont dépendantes de certains paramètres de coupe. En effet, les valeurs maximales de ces contraintes augmentent avec la vitesse d'avance et diminuent avec la profondeur de coupe [SON 08] [SON 09].

Troisièmement, l'augmentation de la vitesse d'avance ou la de profondeur de coupe a entraîné une augmentation de la profondeur des dommages (écaillage) en sous-surface (figure 5) [SON 08a][SON 08b] [SON 09].

Finalement, la finition à l'aide de fraises diamantées fines a diminué les dommages en sous-surface (écaillage) [SON 08b][SON 10].

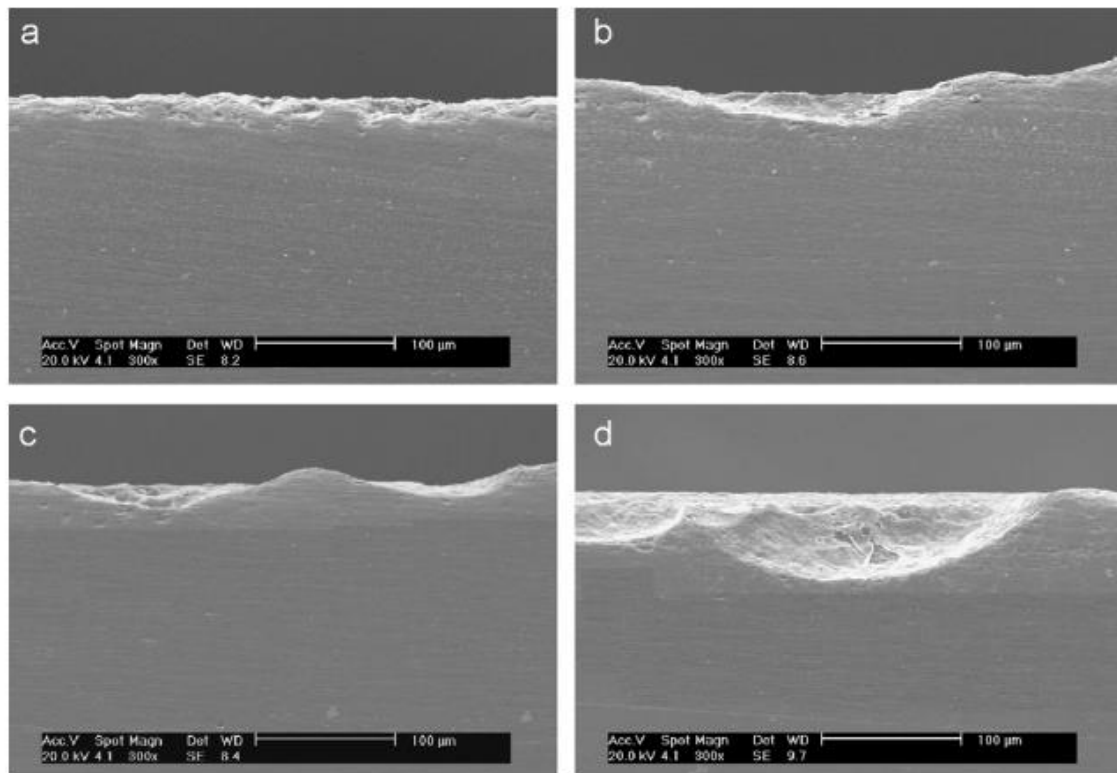


Figure 5 : Effet de l'augmentation de la vitesse d'avance et de la profondeur de passe sur les dommages en sous-surface dans des échantillons de porcelaine (a) la profondeur de coupe de 10 µm et la vitesse d'avance 15 mm/min (b) 10 µm, 60 mm/min (c) 50 µm, 15 mm/min (d) 50 µm, 60 mm/min [SON 09]

En dernier lieu, les résultats d'une étude sur l'effet du changement de l'angle marginal sur le facteur d'écaillage « CF » (figure 6), ont montré qu'introduire et ajuster un angle marginal à la restauration dentaire a un impact sur l'écaillage marginal. Le cas le plus défavorable étant apparu pour un angle marginal de 60° [GIA 10].

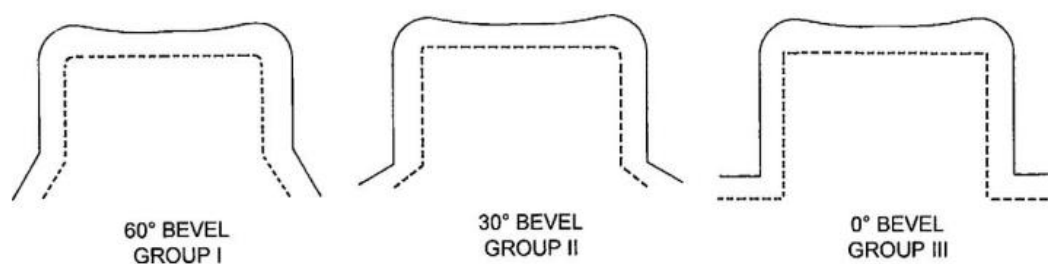


Figure 6 : Différents angles marginaux pour une restauration dentaire [GIA 10]

Historiquement issues de l'ingénierie mécanique, de nombreuses trajectoires d'usinage ont été développées afin d'optimiser le temps de production et la qualité des pièces obtenues [DRA 97]. Par conséquent, il existe de nombreux articles scientifiques traitant de l'amélioration de la qualité des pièces usinées par optimisation des stratégies d'usinage [KIM 94][LIN 96][GOL 08]. De rares articles s'attachent à transposer des stratégies d'usinage

issues de l'industrie mécanique au domaine dentaire. Cependant, ces quelques productions scientifiques ne tiennent pas compte de l'impact sur l'écaillage en bord cervical [GAS 13]. D'une façon générale les productions scientifiques relevées s'appliquent principalement aux matériaux métalliques et ne traitent pas de l'aspect lié à l'écaillage, phénomène inhérent à la dentisterie restauratrice. Il n'existe donc pas de littérature concernant l'influence de la trajectoire d'usinage sur l'écaillage lors de l'usinage par CFAO dentaire. Le chapitre III s'attache à l'analyse des stratégies d'usinage existantes. L'influence de ces stratégies d'usinage sur l'écaillage en bord cervical constitue l'objectif du chapitre IV.

# Chapitre II

---

Mise en place de paramètres de  
quantification de l'écaillage

Les travaux de recherche présentés dans ce rapport s'intéressent spécialement aux restaurations coronaires qui correspondent à des soins touchant environ 1/3 de la population Française et Européenne. Notamment les couronnes non métalliques qui représentent plus de 80% des couronnes réalisées [LEB 17]. D'abord, une description des couronnes prothétiques et de leurs fonctionnalités cliniques associées sont présentées. Enfin, en adéquation avec les fonctionnalités cliniques attendues des paramètres de quantification de l'écaillage des couronnes en bord cervical sont proposés.

### I. Couronne prothétique

La couronne dentaire prothétique a pour but de coiffer la partie restante de la dent naturelle pour la renforcer et restituer ses aspects fonctionnels et esthétiques, à la suite de perte importante de tissus dentaires. La surface extérieure de la couronne prothétique est appelée extradados (Fig.7c) alors que la surface en contact avec la dent préparée est nommée intrados (Fig.7d). La zone géométrique de transition entre l'intrados et l'extrados d'une couronne fixée est appelée zone cervicale (Fig.7b). Cette zone correspond aussi à la zone de raccordement entre la couronne prothétique et les tissus durs sains restants. Le joint cervical doit donc permettre d'assurer des fonctions cliniques importantes comme l'étanchéité de la restauration prothétique, le non développement de la plaque dentaire et l'esthétique de la restauration. Dans certains cas, en fonction du biomatériau prothétique employé, une couche cosmétique esthétique est déposée sur la couronne. Cette couche cosmétique peut être constituée par un matériau différent de celui utilisé pour l'infrastructure de la couronne.

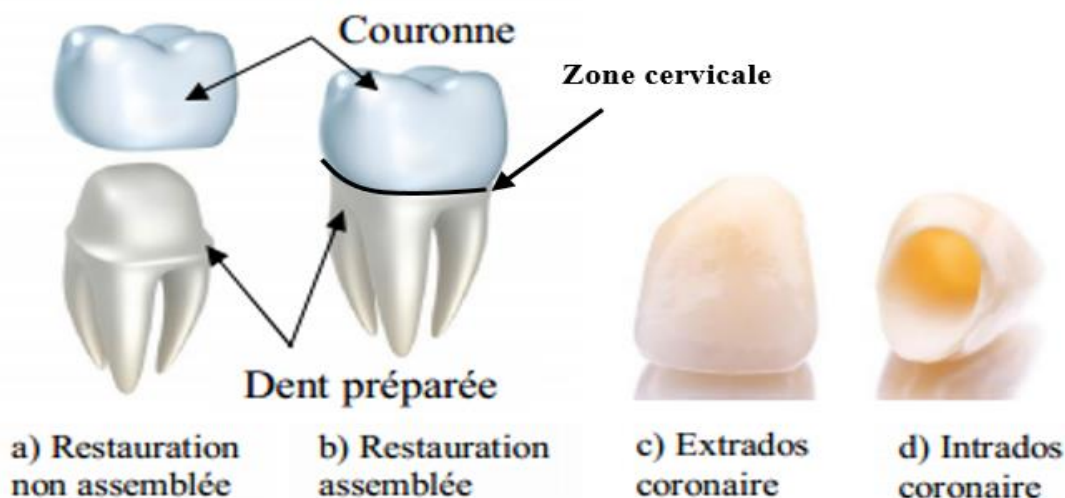


Figure 7 : couronne prothétique [LEB 17]

### **II. Ecaillage-fonctionnalités cliniques :**

L'usinage des prothèses dentaires doit en principe permettre d'assurer les fonctionnalités cliniques attendues sur la couronne dentaire, à savoir, des fonctionnalités mécaniques (rétention, adhérence, durée de vie/fatigue), esthétiques (propriétés optiques), biologiques (développement de la plaque dentaire, étanchéité cervicale) et tribologiques (usure) [LEB 17]. Cependant, on se trouve face à la problématique des effets du processus d'usinage sur les fonctionnalités cliniques impactées par l'écaillage.

Dans cet objectif, j'ai réalisé un sondage scientifique auprès des praticiens et des professeurs de notre laboratoire (6 personnes), afin de déterminer l'importance de l'impact de l'écaillage sur les différentes fonctionnalités cliniques. Les fonctionnalités cliniques, potentiellement impactées par l'écaillage, proposées sont :

- La rétention mécanique de la couronne sur la dent préparée.
- L'adhérence de la couche cosmétique (si elle existe) sur la couronne
- La durée de vie/fatigue de la couronne
- Le développement de la plaque dentaire sur la prothèse
- Les propriétés optiques de la couronne
- L'usure de la prothèse.

Ma réflexion scientifique a abouti à ce que je propose de quantifier une écaille grâce aux paramètres suivants (figure 8) :

- La longueur de l'écaille ( $L_i$ ). Ce paramètre inspiré de l'article de Tsitrou, permettra ultérieurement de définir le chipping factor CF.
- La profondeur de l'écaille ( $l_i$ )
- La surface projetée de l'écaille ( $S_i$ )

Le volume de l'écaille aurait aussi été un paramètre pertinent à étudier. Cependant, sa complexité de mesure, du fait des faibles volumes mis en jeu, m'a conduit à ne pas le retenir.

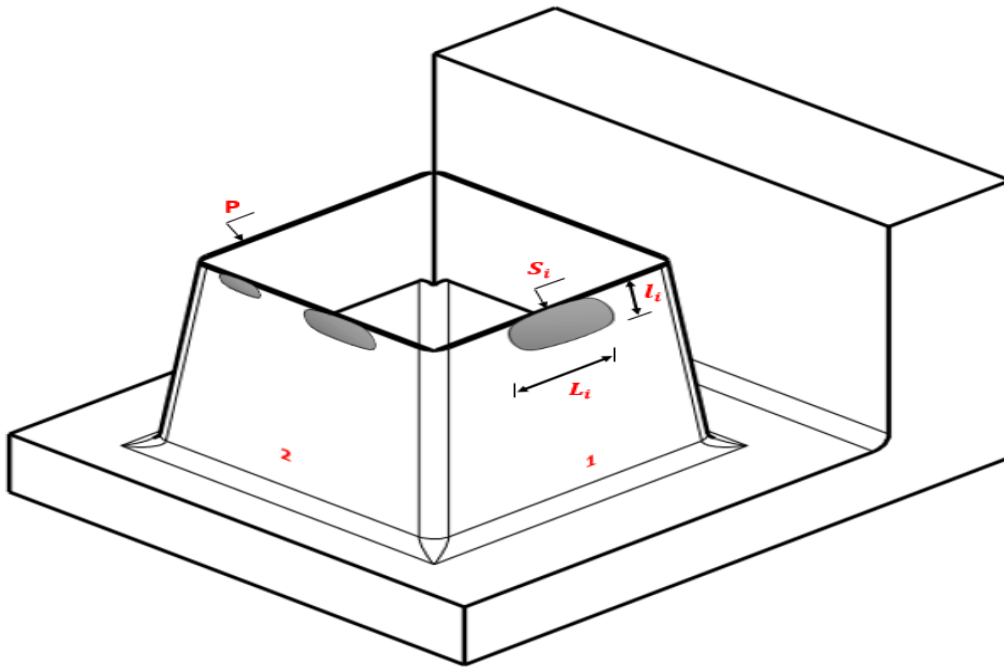


Figure 8 : les différents paramètres pour quantifier l'écaillage

La tableau 1 synthétise les résultats du sondage réalisé au sein du laboratoire.

Fonctionnalités Paramètre	Mécaniques			Biologiques		Esthétiques	Tribologiques
	Rétention mécanique	Adhérence de la couche cosmétique	Durée de vie/fatigue	Développement de la plaque dentaire	étanchéité cervicale	Propriétés optiques	Usure
Li : longueur de l'écaille	*	**	**	**	***	**	N/A
li : Profondeur de l'écaille	*	*	***	**	***	**	N/A
Si : Surface de l'écaille	**	*	**	**	**	***	N/A

\*influence normale \*\*influence prononcée \*\*\*influence forte

Tableau 1 : Effets de paramètres d'écaillage sur les différentes fonctionnalités cliniques

L'analyse de ce tableau nous montre que tous les sondés s'accordent à dire que l'écaillage n'a aucune influence sur l'usure de la couronne. Cette fonctionnalité ne sera pas retenue dans la suite du mémoire. Nous en déduisons aussi que la longueur d'écaillage ( $L_i$ ) a une forte influence sur l'étanchéité cervicale et une influence normale sur la rétention mécanique alors qu'elle a une influence prononcée sur les autres fonctionnalités cliniques (hors l'usure).

La profondeur d'écaillage ( $l_i$ ), à son tour, influence fortement l'étanchéité cervicale mais aussi la durée de vie de la couronne. D'autre part, elle influence d'une manière moins forte le développement de la plaque dentaire et les propriétés optiques, et d'une manière normale la rétention mécanique et l'adhérence de la couche cosmétique.

Enfin, la surface d'écaillage ( $S_i$ ) a une forte influence sur les propriétés optiques (esthétiques), et une influence normale sur l'adhérence de la couche cosmétique, alors qu'elle a une influence prononcée sur les autres fonctionnalités cliniques (hors l'usure).

Ce sondage a permis de valider l'influence (plus ou moins forte) sur les différentes fonctionnalités cliniques, de ces paramètres d'écaillage proposés. Il est donc maintenant indispensable de les mettre en place sur l'ensemble de la couronne (et non pas seulement sur une écaille) pour quantifier correctement l'écaillage.

### III. Mise en place des paramètres de quantification de l'écaillage

Pour quantifier l'écaillage trois paramètres sont mis en place.

#### **Longueur totale de l'écaillage (L)**

Il s'agit d'un paramètre unidirectionnel, correspondant à la somme des longueurs individuelles de chaque écaille ( $L_i$ ), mesurées sur l'arête cervicale. Il est défini par :

$$L = \sum_i^n L_i$$

$n$  : nombre total d'écailles.

A partir de ce paramètre il est possible de calculer le chipping factor proposé par Tsitrou.

#### **Profondeur maximum de l'écaillage**

Il s'agit d'un paramètre unidirectionnel, correspondant à plus grande des hauteurs d'écailles individuelles relevées ( $l_i$ ). Les profondeurs sont mesurées perpendiculairement à la tangente à l'arête cervicale. Il est défini par :

$$l = \max_i l_i$$

#### **Surface projetée totale écaillée**

Il s'agit d'un paramètre 2D, correspondant à la somme des surfaces projetées individuelles de chaque écaille ( $S_i$ ). Il est défini par :



$$S = \sum_i^n S_i$$

*n* : nombre total d'écailles.

Malgré la complexité et la nature de ce chapitre, qu'est liée directement au domaine d'odontologie. Il est établi qu'il existe des corrélations entre l'écaillage et les fonctionnalités cliniques attendues sur une couronne dentaire. Une mise en place de 3 paramètres de quantification de l'écaillage en bord cervical a été réalisée. Ces paramètres sont mis en œuvre au chapitre 4.

# Chapitre III

---

## Analyse des stratégies d'usinage

Principalement issues de l'ingénierie mécanique, de nombreuses trajectoires d'usinage ont été développées afin d'optimiser le temps de production et la qualité des pièces usinées. Parmi ces nombreuses trajectoires disponibles [DRA 97] seules quelques-unes ont été transposées au domaine de la FAO appliquée au dentaire. Après avoir définie la notion de stratégie d'usinage, une analyse de celles disponibles sur le marché de la FAO est conduite. Ensuite, les plus utilisées, actuellement, dans les logiciels de FAO dentaire feront l'objet d'une étude plus approfondie. Enfin, deux stratégies d'usinage seront retenues et mises en œuvre dans un logiciel de FAO, sur une couronne test.

### I. Définition :

Une stratégie d'usinage est une méthodologie utilisée pour générer une série d'opérations, dans le but de réaliser une forme donnée. Elle permet d'associer un processus d'usinage à une entité d'usinage, c'est-à-dire un ensemble d'opérations comprenant la définition des outils, des conditions de coupe et des trajets d'usinage [QUI 03].

Le choix de la stratégie d'usinage dépend d'un certain nombre de facteurs. Elle permet de caractériser l'outil, les conditions de coupe et les paramètres de réglage du générateur de trajectoire d'outil. Les principaux paramètres sont (figure 9) [QUI 04] [TOU 01] :

- Direction d'usinage
- Pas transversal
- Pas longitudinal

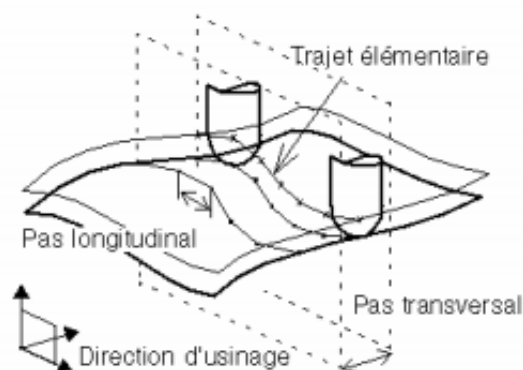


Figure 9: Description de la trajectoire d'outil [TOU 01]

## II. Stratégies d'usinage

Aujourd'hui, les logiciels de FAO nous permettent de générer différents types de trajectoires d'outils (zigzag, spirale, z-level, plans parallèles, etc...) en fonction de la géométrie de la surface à usiner, (figure 10). De nombreux auteurs d'articles scientifiques proposent des algorithmes innovants de calcul de nouvelles stratégies d'usinage. Par conséquent, il existe beaucoup de stratégies d'usinage possibles pour une même géométrie. Néanmoins, le choix d'une stratégie d'usinage reste un domaine d'expertise. Il n'existe pas de règles précises permettant la mise en œuvre automatique d'une stratégie d'usinage à partir de l'analyse du modèle numérique d'une pièce [QUI 04], ni de guide méthodologique facilitant un choix optimisé du processus d'usinage et le réglage des différents paramètres outils. Dans le domaine dentaire tous les fabricants utilisent presque tous la même stratégie d'usinage, sans réelle innovation technologique. Ce manque de développement en terme de stratégies d'usinage dans le domaine dentaire semble être dû à la complexité des biomatériaux employés, les plus souvent fragiles et susceptibles d'être victimes de défauts (écaillage, bavures, fissures, etc...) lors de l'usinage.

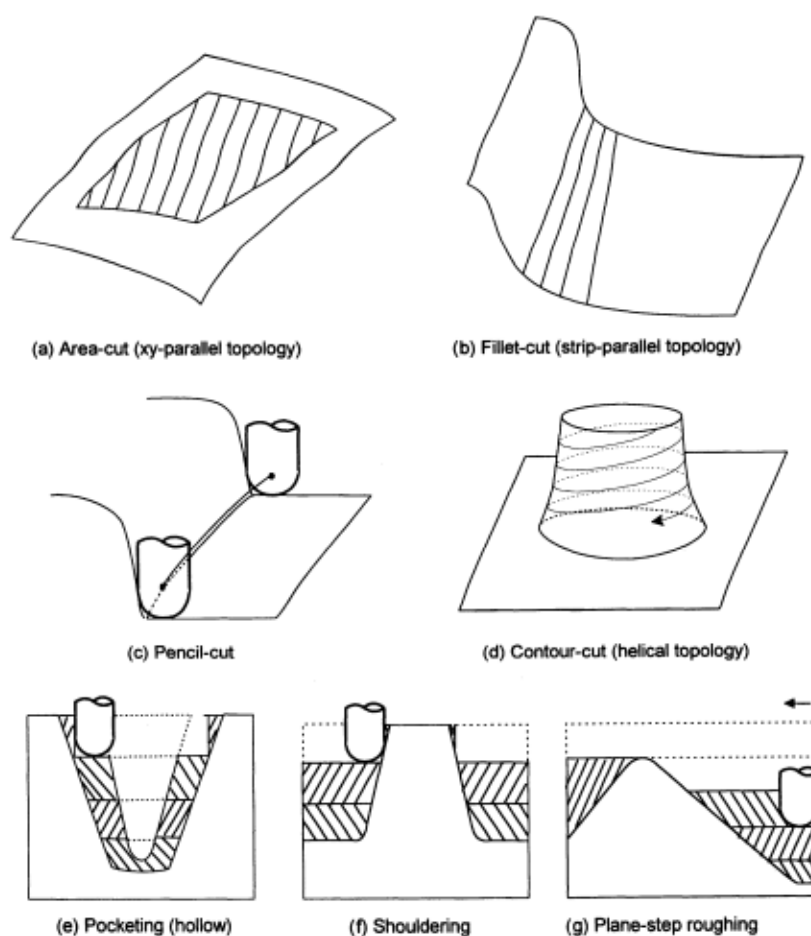


Figure 10 : Stratégies d'Usinage [CHOI 03]

Une analyse des deux stratégies d'usinage les plus couramment implémentées dans les logiciels FAO dentaires est menée. Ces deux stratégies reposent sur le fait que toutes les trajectoires sont contenues dans des plans parallèles entre eux.

### 1. Guidage selon des plans parallèles

La première stratégie appelée plans parallèles, est basée sur le balayage de la pièce selon des courbes définies à partir de l'intersection de plans parallèles contenant l'axe de l'outil et la surface de la pièce [TAP 07]. L'espacement entre les plans est défini par le pas transversal constant. Ce mode d'usinage convient pour les pièces dont la forme générale est peu profonde mais pas pour les parois très verticales [TOU 01]. La figure 11a illustre cette stratégie convenant pour la mise en forme de l'extrados coronaire.

### 2. Z-level (ou Niveaux de Z)

La seconde stratégie, appelée contournage par niveau de Z (ou Z-level), est basée sur le balayage de la pièce selon des courbes définies comme l'intersection de plans parallèles perpendiculaires à l'axe de l'outil et la surface de la pièce [TAP 07]. Ce mode d'usinage est utilisé dans le cas d'usinages d'empreintes profondes à parois très verticales l'espacement entre les plans est défini par le pas longitudinal constant [TOU 01]. La figure 11a illustre cette stratégie convenant pour la mise en forme de l'intrados coronaire.

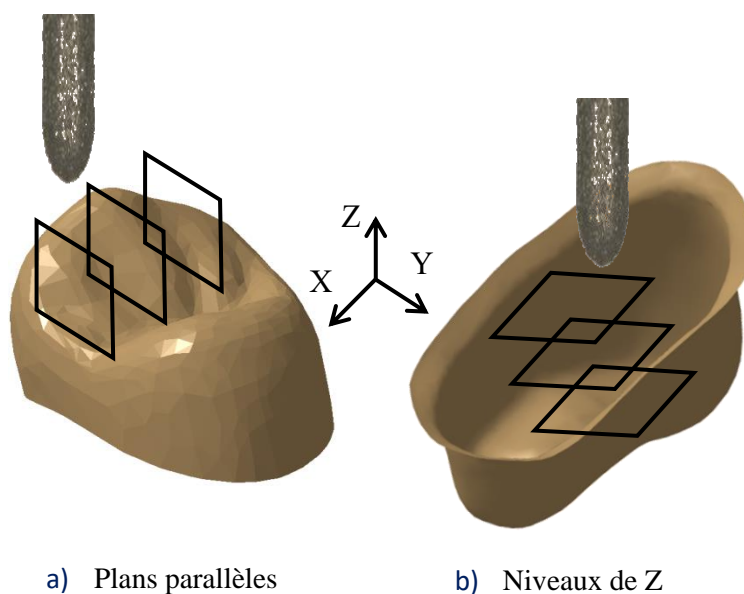


Figure 11 : Modes de balayages plans parallèles et Z-level utilisés en CFAO dentaire [LEB 17]

Le défaut principal de la stratégie Z-level se situe au niveau du passage d'un plan à un autre générant des discontinuités d'usinage. En effet, à la fin d'un niveau, l'outil sort de la matière (en général en remontant suivant l'axe Z), puis se repositionne dans le plan X-Y à la verticale du premier point du plan suivant. Enfin, il effectue une descente verticale (suivant l'axe Z) pour atteindre l'altitude Z souhaitée. Une amélioration/variante de la stratégie Z-level est le balayage en spirale d'axe Z. Cette dernière s'appuie sur la décomposition en plans parallèles de normale Z de la stratégie Z-level. Cependant, un trajet hélicoïdal continu est implémenté, supprimant ainsi la discontinuité de passage d'un plan à l'autre. Le déplacement de l'axe de l'outil suivant une hélice d'axe Z à pas constant aide à minimiser le nombre de points de sortie hors matière de l'outil.

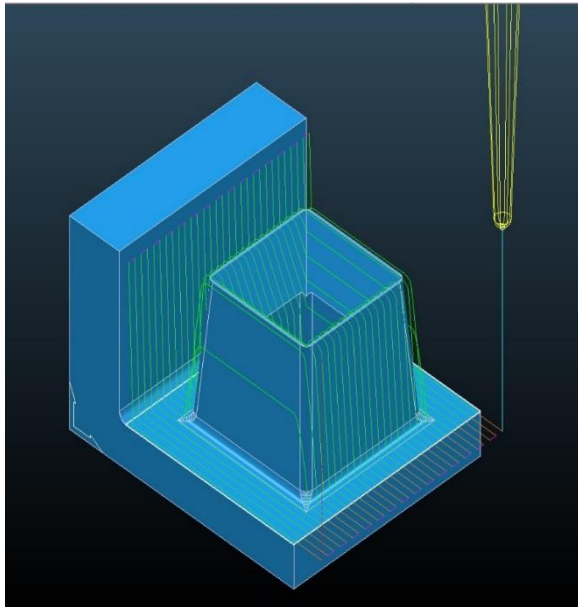
### III. Modélisation des stratégies d'usinage :

A l'aide des logiciels CATIA V5-6R 2013 et Autodesk PowerShape Ultimate 2017, les deux stratégies qu'ont été proposées sont, plans parallèles et hélicoïdale d'axe Z en vue de générer le programme de commande numérique (Code G) qui permet de piloter la MOCN (Machine-outil à commande numérique) et finalement usiner les couronnes souhaitées.

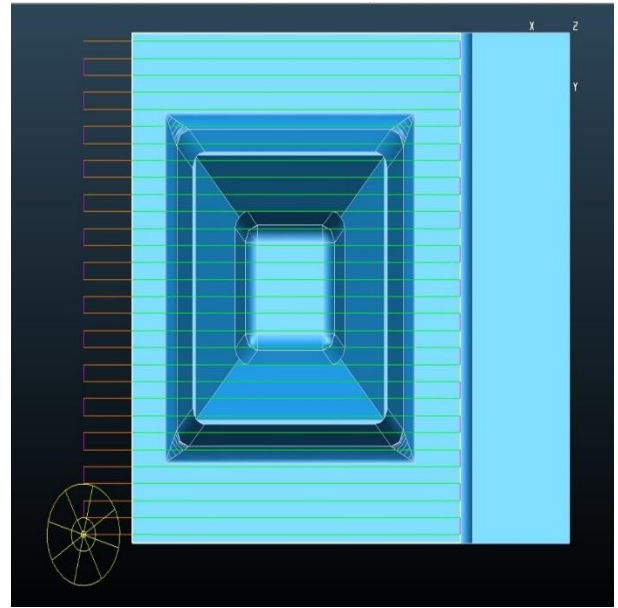
Les couronnes souhaitées subissent d'abord une opération d'ébauche, commune aux deux stratégies de finition, puis une opération de finition permet d'obtenir la géométrie finie. Les valeurs des paramètres d'usinage ont été, pour les deux stratégies de finition, choisis de façon à être les plus semblables possibles. Ceci afin de pouvoir comparer les deux stratégies de façon la plus objective possible.

#### 1. Plans parallèles

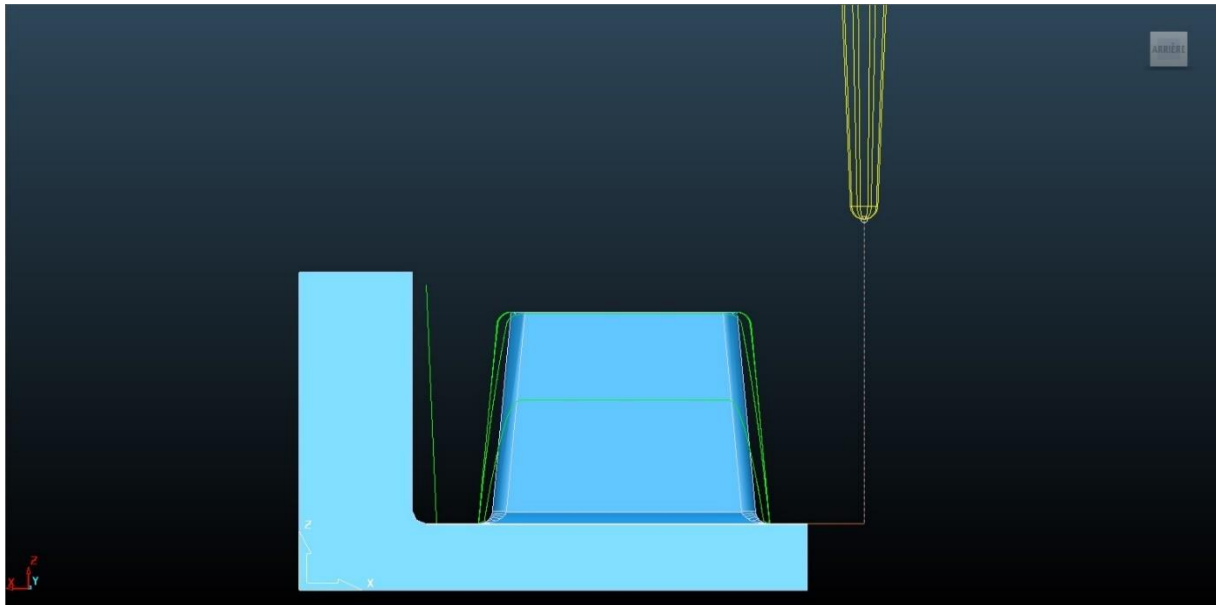
Les paramètres d'usinage pour cette stratégie, un pas radial est de 0.03mm, valeur couramment utilisée actuellement en FAO dentaire. Des tests avec des valeurs supérieures (0.1mm) ont été menés et ont conduit à la casse des outils, une profondeur axiale variable en fonction de la position de l'outil sur la surface en cours d'usinage et une surépaisseur à usiner est de 0,5 mm, (figure 12).



a) Plans parallèles vue isométrique



b) Plans parallèles vue de haut

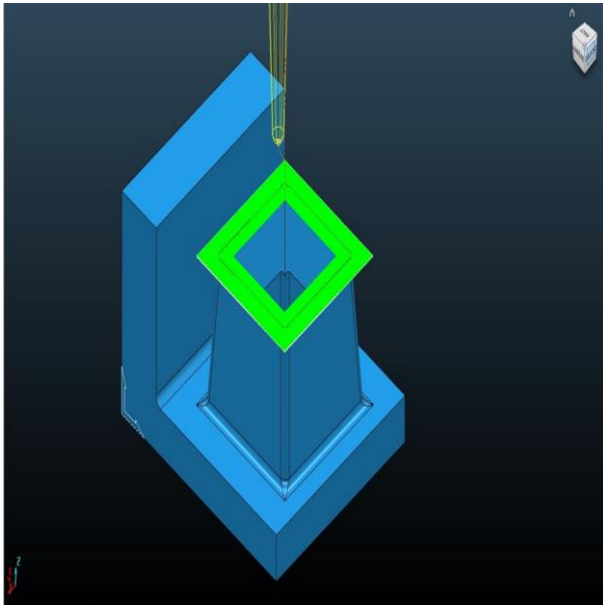


c) Plans parallèles vue de gauche

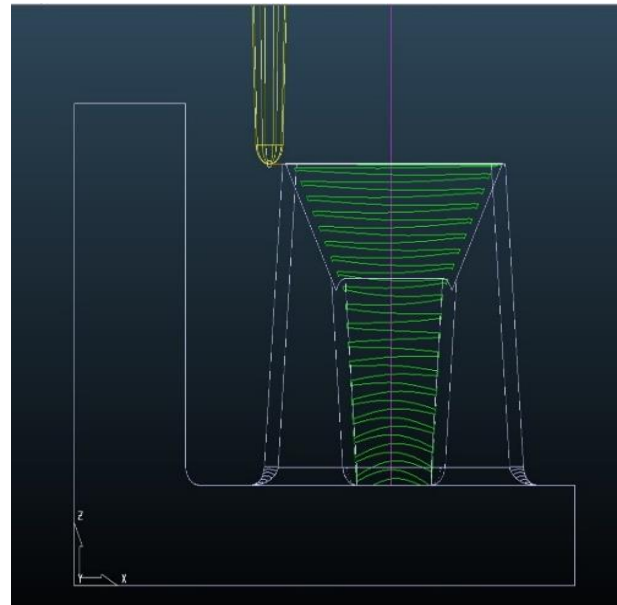
Figure 12 : Stratégie plans parallèles

## 2. Hélicoïdale d'axe Z:

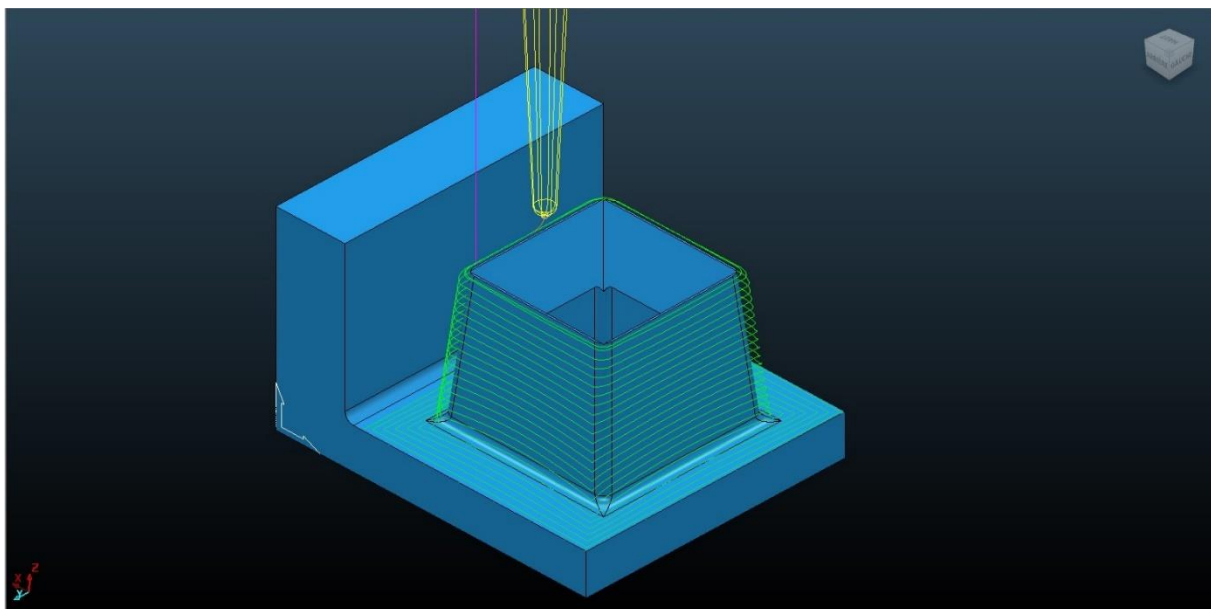
Cette stratégie se décompose en 3 opérations : usinage du plan supérieur, usinage de l'intrados et usinage de l'extrados, (figure13).



a) Surfaçage du plan supérieur



b) finition spirale de l'intérieure



c) finition spirale de l'extérieur

Figure 13 : Stratégie hélicoïdale d'axe Z, a) Spirale de l'extérieur vers l'intérieur avec engagement axial 0,5mm, engagement radial 0,03mm, b) c) spirale de haut en bas pas 0,03mm



Après avoir analysé les stratégies d'usinage les plus utilisées en FAO dentaires, les deux stratégies qui ont été proposées et modélisé sont, plans parallèles et hélicoïdal d'axe Z en vue de les utiliser pour quantifier l'écaillage en chapitre 4.

# Chapitre IV

---





Étude expérimentale : Quantification de  
l'écaillage.

Cette partie se décompose en deux volets principaux. Le premier volet a pour objectif de définir et caractériser, les biomatériaux utilisés pour la fabrication de la couronne souhaitée, les fraises abrasives utilisées pour usiner cette couronne et la MOCN dentaire pour la réalisation de cette dernière. Quant à le deuxième volet, qui a comme objectif l'étude et la quantification de l'écaillage en bord cervical.

## I. Partie expérimentale

### 1. Biomatériaux étudiés

Les quatre matériaux sélectionnés sont des biomatériaux dentaires cliniques et directement utilisables en cabinet dentaire. Trois vitrocéramiques (Vita Mark II, Celtra Duo, GC Initial LRF) sont plus susceptibles d'écailler, le quatrième (Lava Ultimate) en composite est moins fragile. Ce dernier sert en quelque sorte de témoin qui permettra une comparaison avec les vitrocéramiques testées.

	<b>Céramiques</b>			<b>Composites</b>
<b>Désignation</b>	<b>VITA Mark II</b>	<b>Celtra Duo</b>	<b>GC Initial LRF</b>	<b>Lava Ultimate</b>
<b>Image</b>				
<b>Fabricant</b>	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany	Dentsply Corporate, York, USA	GC EUROPE N.V. Interleuvenlaan Leuven Belgium	3M ESPE, St Paul, USA
<b>Code</b>	MK	CD	GC	LU
<b>Description</b>	Vitrocéramique feldspathique	Vitrocéramique au silicate de lithium renforcé à la zircone	Vitrocéramique feldspathique renforcé en leucite	Composite chargé à 80% de nanoparticules de dioxyde de zirconium et d'oxyde de silicium, enrobée dans une matrice polymère


				<i>fortement réticulée</i>
<b>Ténacité KIC</b>	<i>1,4 MPa√m</i>	<i>2 MPa√m</i>	<i>N/A</i>	<i>2,02 MPa√m</i>
<b>Dureté Vickers</b>	<i>640 Hv (Dur)</i>	<i>737 Hv (Dur)</i>	<i>357 Hv (Mi-dur)</i>	<i>107,3 Hv (Tendre)</i>
<b>Module d'élasticité</b>	<i>63 GPa</i>	<i>70 Gpa</i>	<i>N/A</i>	<i>12,77 Gpa</i>
<b>Résistance à la Flexion (biaxiale)</b>	<i>154 Mpa</i>	<i>210 Mpa</i>	<i>200 Mpa</i>	<i>204 Mpa</i>
<b>Indice de fragilité BI=H/KIC calculé [TSI 07]</b>	<i>4,3 √μm</i>	<i>3,75 √μm</i>	<i>N/A</i>	<i>0,52 √μm</i>

*Tableau 2 : Caractéristiques mécaniques des biomatériaux utilisés [LEB 17]*

## 2. Fraises abrasives étudiées

Deux fraises abrasives diamantées commercialisées en cabinets dentaires sont utilisées. L'une pour l'ébauche et l'autre pour la finition.

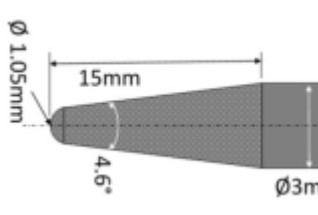
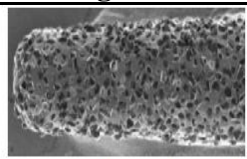
### a) POUR L'ÉBAUCHE :

<b>Outil</b>	<b>Fournisseur</b>	<b>Macro-géométrie</b>
Fraise conique à bout hémisphérique Ø2 mm.	KaVo Dental	

*Tableau 3:Caractéristiques de l'outil d'ébauche*

Cet outil est une fraise à bout hémisphérique à revêtement diamant de diamètre 2mm.

**b) POUR LA FINITION :**

Outil	Fournisseur	Macro-géométrie	Micro-géométrie
Fraise conique à bout hémisphérique Ø1,05 mm.	Lyra-GACD, Paris, France.		 Taille moyenne des grains : 78 µm (écart-type = 17,5 µm)

*Tableau 4:Caractéristiques de l'outil de finition [LEB 17]*

Cet outil est une fraise à bout hémisphérique à revêtement diamant où la taille moyenne des grains de diamant est 78 µm. Cette fraise de finition qui va laisser l'état de surface sur la pièce finale. Et donc l'état de surface dépend en partie de la taille des grains [LEB 17].

### 3. Paramètres d'usinage retenus

Les 4 biomatériaux cités ci-avant ont été usinés avec l'outil Kavo en ébauche et l'outil LYRA en finition. La vitesse de rotation de la broche de la MOCN est figée et vaut 60 000 tr/min. L'ébauche est exécutée à la vitesse d'avance de 2000 mm/min, vitesse couramment utilisée par les fabricants de CFAO dentaire. En finition, deux vitesses d'avances sont retenues l'une la plus utilisée en MOCN dentaire est de 2000 mm/min et l'autre est de 4800 mm/min ce qui correspond à la vitesse maximum disponible. D'autre part deux trajectoires sont testées, plans parallèles, hélicoïdal d'axe Z, afin d'analyser les effets de changement de vitesse d'avance et de trajectoire de l'outil sur l'écaillage des 4 biomatériaux.

<b>Matériaux usinés</b>	MK / CD/ GC / LU
<b>Outil</b>	LY
<b>Vitesse de rotation</b>	60 000 tr/min

<i>Vitesses d'avance (<math>V_f</math>)</i>	2000 / 4800 mm/min
<i>Profondeur de passe (<math>a_p</math>)</i>	0.03 mm
<i>Trajectoire</i>	Plans parallèles/ Hélicoïdal d'axe Z
<i>Lubrification</i>	Oui : lubrifiant 3%, eau 97%

Tableau 5: Paramètres d'usinage retenus

#### 4. Plan d'expériences

Un plan d'expériences complet a été réalisé pour ces expérimentations. Soit au final, ( $4_{\text{matériaux}} \times 2_{V_f} \times 2_{\text{Trajectoires}}$ ) 16 expérimentations réalisées par essai. Chaque expérimentation du plan d'expérience est répétée sur trois échantillons usinés dans les mêmes conditions.

### II. Géométrie des échantillons usinés:

La couronne dentaire est une prothèse qui doit reproduire au mieux la géométrie de la dent naturelle. De ce fait nous avons conçu un échantillon sous forme pyramidale sous le logiciel CATIA V5-6R 2013 tel qu'il est montré en dessin d'ensemble figure 15.

En se basant sur les résultats d'étude sur l'effet de changement d'angle marginal sur le facteur d'écaillage « CF ». Nous utilisons la forme pyramidale avec un angle marginal de  $60^\circ$  pour notre modèle de prothèse dentaire afin de faciliter l'usinage et garantir un écaillage mesurable par les moyens disponibles au sein du laboratoire.

En outre, la conception de la couronne dentaire doit satisfaire les recommandations et les indications des fabricants des blocs céramiques afin d'obtenir les meilleurs résultats. En se focalisant dans notre modèle sur l'épaisseur minimale de couche requise pour le bord cervical qui doit dépasser le 1mm et l'angle des dépouilles qui doit être compris entre  $5^\circ$  et  $6^\circ$  tel qu'il est illustré à la figure 14. Le choix de ces quatre matériaux pour nos essais repose sur le fait qu'ils sont les plus utilisés actuellement en dentisterie numérique et que le VITA Mark II,

Celtra Duo et GC Initial LRF sont des vitrocéramiques susceptibles plus à l'écaillage, contrairement au Lava Ultimate qu'est nouveau biomatériau composite.

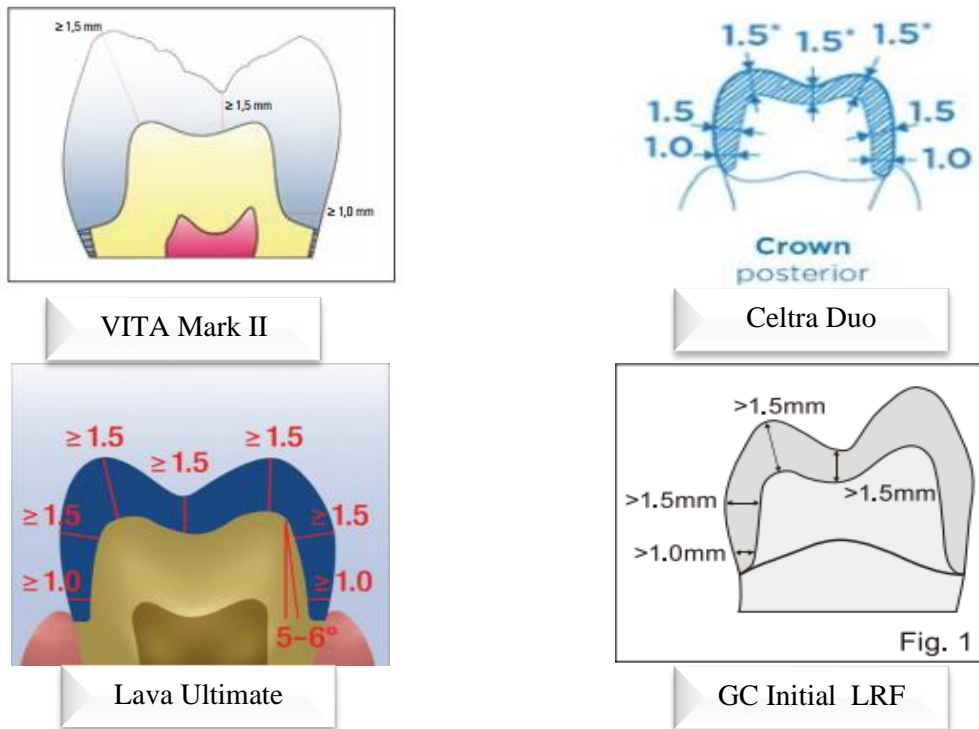


Figure 14 : Épaisseur cervicale minimale pour les différents biomatériaux

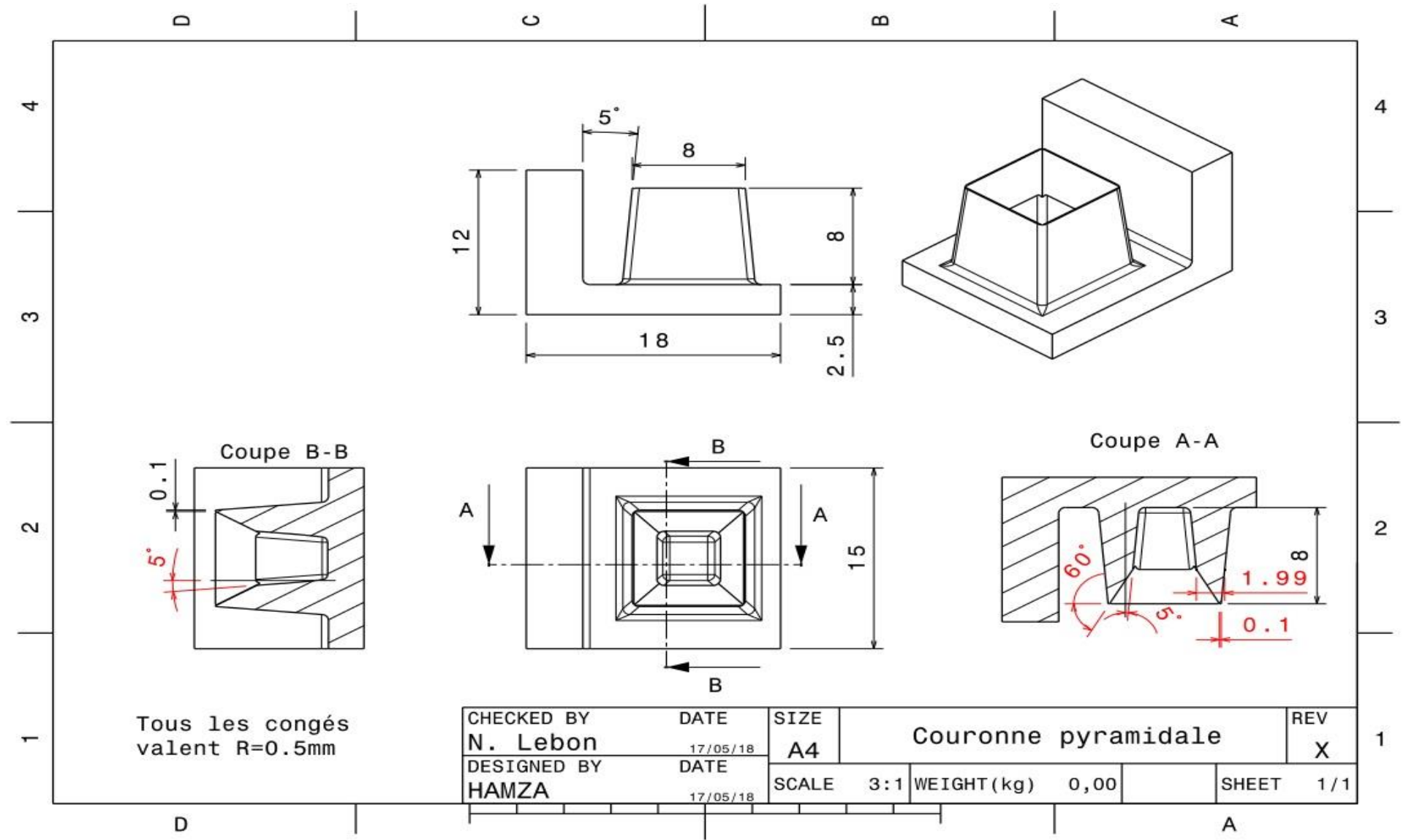


Figure 15 : Dessin d'ensemble de la couronne dentaire utilisée



### **III. Machine CFAO dentaire :**

Concernant la machine d'usinage utilisée dans le labo pour fabriquer la couronne souhaitée, il s'agit d'une machine outils à commande numérique (MOCN), prototype **Lyra-GACD** comme le montre la figure 16, et destinée au fraisage des prothèses, principalement en céramiques et composites. Elle dispose de quatre axes, dont un servant uniquement à retourner les blocs de matériau, et les autres pour la broche. Un directeur de commande numérique, est également présent, permettant la manipulation soit automatique soit manuelle de la machine, ainsi que le réglage de celle-ci.

Cette machine de cabinet est équipée d'une broche dont la vitesse est de 60 000 tr/min, car elle ne permet pas de faire varier la vitesse de broche. Enfin son temps moyen d'usinage d'une couronne prothétique est de 12-18 min.



*Figure 16 : Vue générale de la machine d'essais Lyra-GACD*

## IV. Mesure d'écaillage

Suite aux usinages réalisés les trois paramètres d'écaillage sont mesurés : longueur d'écaillage, profondeur d'écaillage et surface d'écaillage.

Dans un premier temps, nous prenons un échantillon usiné, puis la partie inutile supportant l'attache métallique est découpée à l'aide d'une pièce à main dentaire. Ensuite de façon à identifier les faces de la couronne pyramidale, ces quatre faces sont numérotées de 1 à 4 dans le sens horaire, comme illustré par la figure 8. Ensuite l'acquisition des images de chaque face est réalisée par un microscope optique LEICA S9D. À l'aide du logiciel LAS EZ l'image a été calibré et la valeur du pixel qu'est égal ici 0.012 mm (1pixel=0.012) a été extrait, voir figure 17.

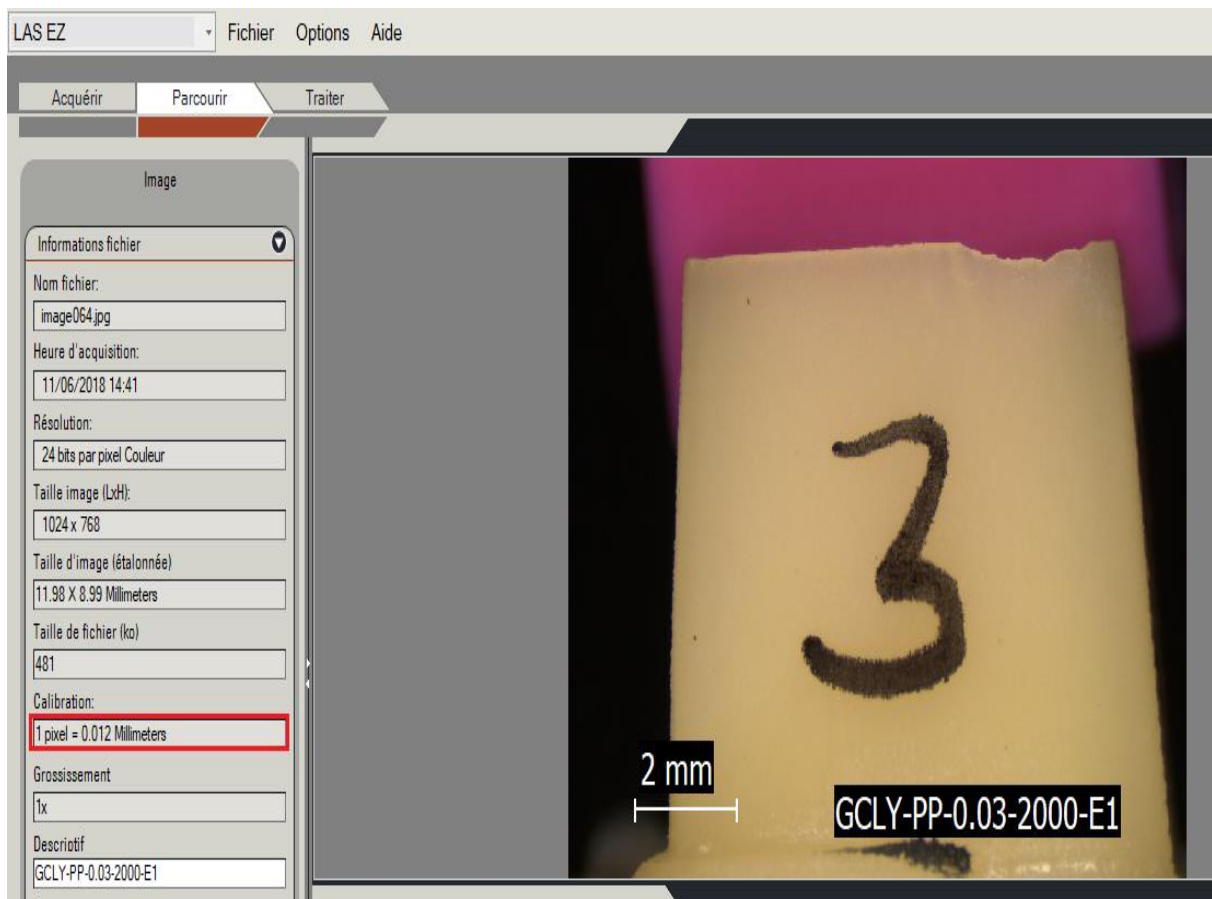
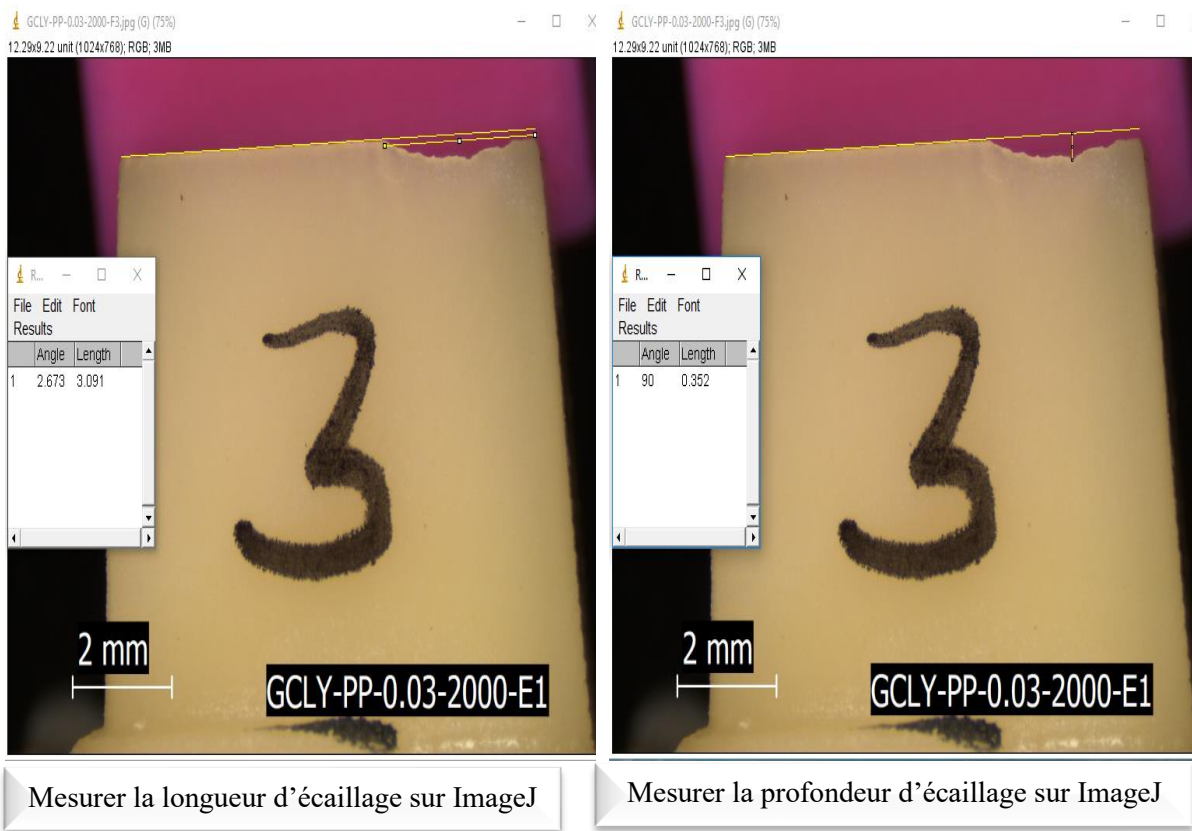
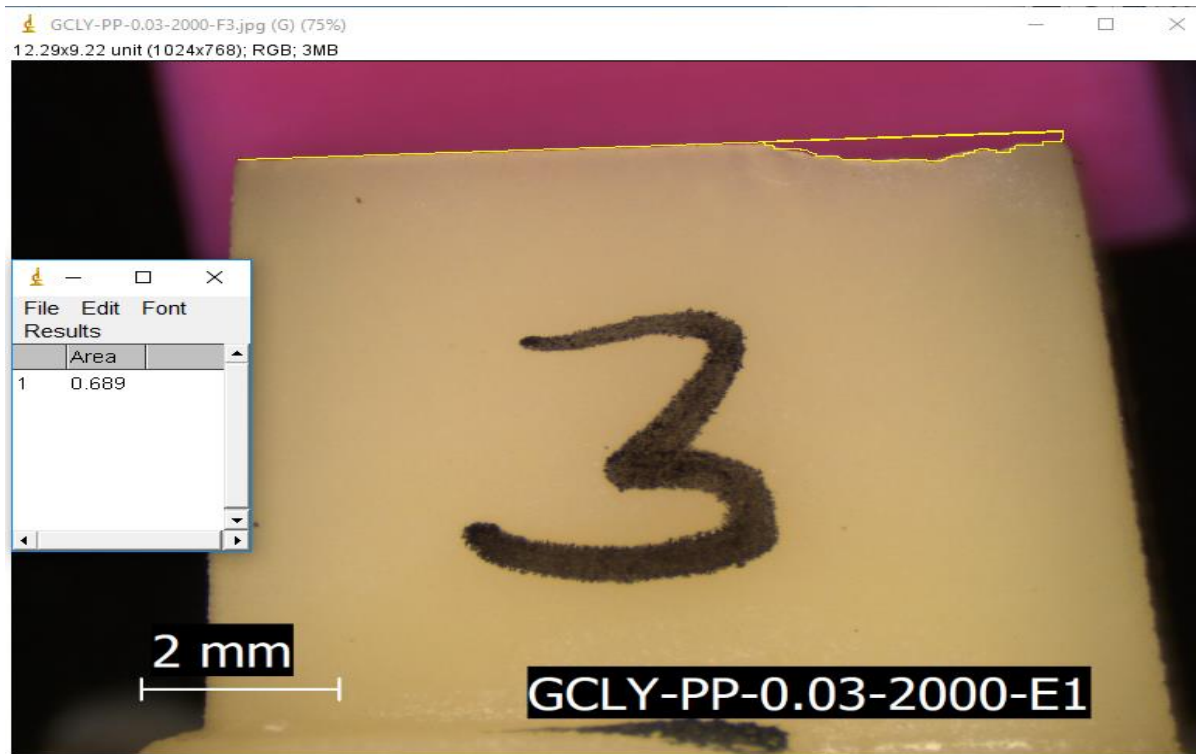


Figure 17 : Image de la face numéro 3 de la couronne usinée dans le logiciel LAS EZ

Dans un deuxième temps, l'image a été ouverte dans le logiciel Image J, la valeur connue du pixel a été entrée pour définir l'échelle. Finalement les différents paramètres d'écaillage ont été mesurés comme illustré ci-dessous, (figure 18). La procédure est répétée sur les 4 faces.





Mesurer la surface d'écaillage sur ImageJ

Figure 18 : Mesure d'écaillage

## V. Résultats préliminaires et discussion

Après avoir réalisé les différentes mesures, il est indispensable d'interpréter et comparer les résultats en termes de trajectoires d'outils d'une part, et de vitesses d'avance d'autre part. Et voir finalement leurs effets sur les paramètres d'écaillage.

### 1. Facteur d'écaillage :

Le facteur d'écaillage varie entre la valeur minimum de 0.86% pour le matériau LAVA ULTIMATE et la valeur maximum du matériau VITA MARK qu'est de 83.63%.

a) EFFET DE LA TRAJECTOIRE D'OUTIL SUR LE FACTEUR D'ÉCAILLAGE :

En utilisant la trajectoire 'hélicoïdale d'axe Z', le facteur d'écaillage CF(%) est toujours supérieur à celui des 'plans parallèles', cela pour les deux vitesses d'avances (2000 mm/min et 4800 mm/min) et pour les quatre matériaux sauf pour le **Lava Ultimate** « LU » qui possède le moindre facteur d'écaillage.

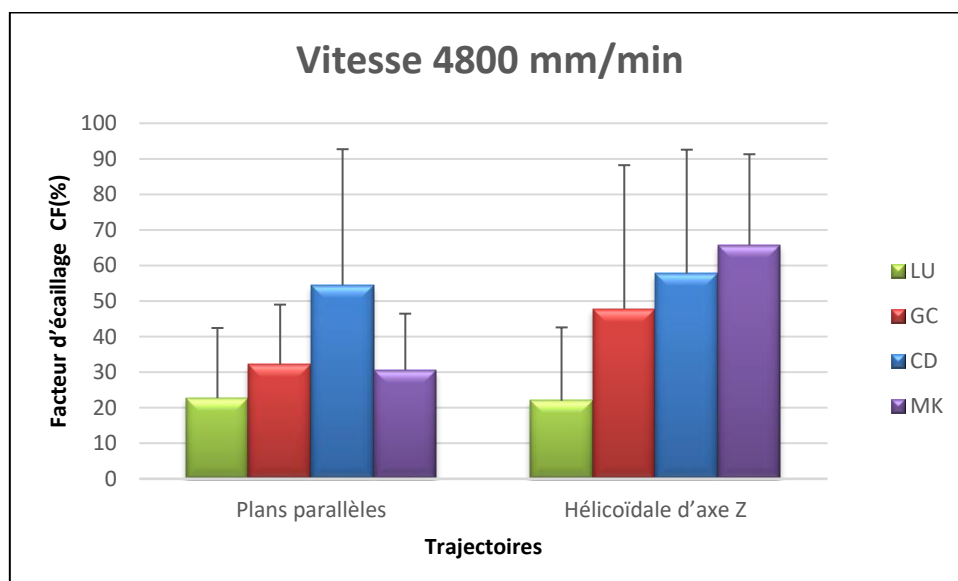
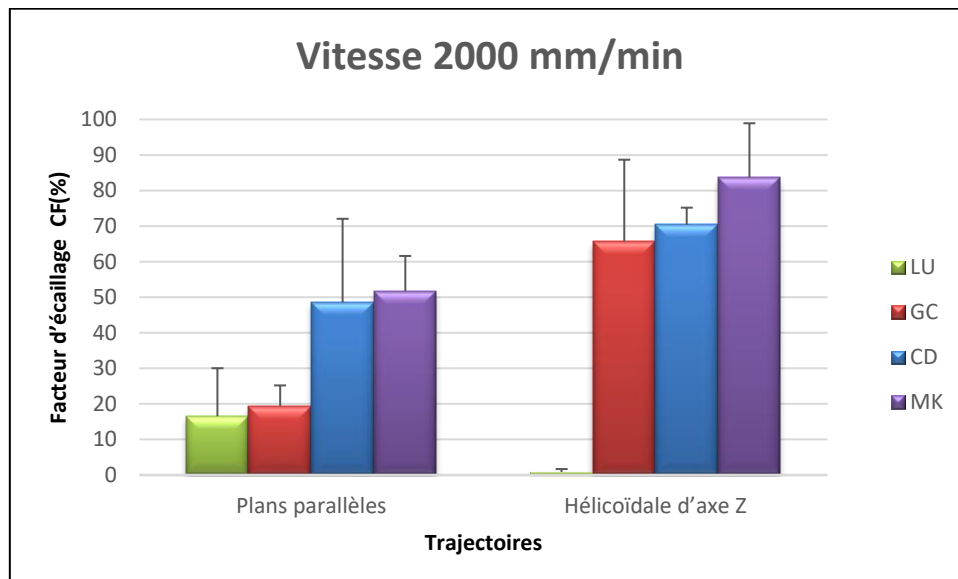
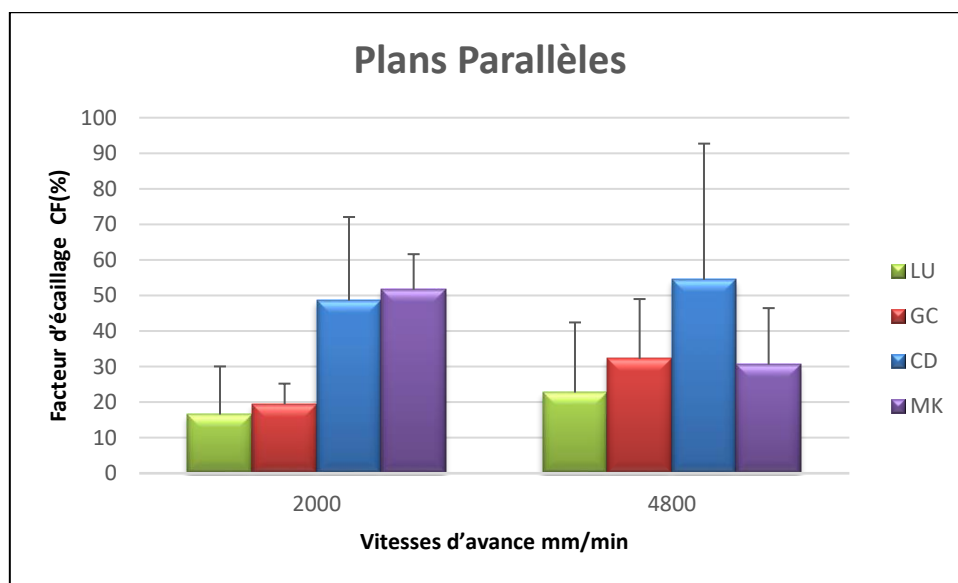


Figure 19 : Effet de trajectoire d'outil sur le facteur d'écaillage pour les vitesses d'avances (2000 mm/min et 4800 mm/min)

b) EFFET DE LA VITESSE D'AVANCE SUR LE FACTEUR D'ÉCAILLAGE :

En augmentant la vitesse de 2000 mm/min à 4800 mm/min, le facteur d'écaillage CF(%) augmente pour les quatre matériaux sauf pour **VITA Mark II « MK »**, cela en utilisant la trajectoire 'plans parallèles'. Contrairement à la trajectoire 'hélicoïdale d'axe Z' où Le facteur d'écaillage CF(%) démunie en augmentant la vitesse pour les quatre matériaux sauf le **Lava Ultimate « LU »**.



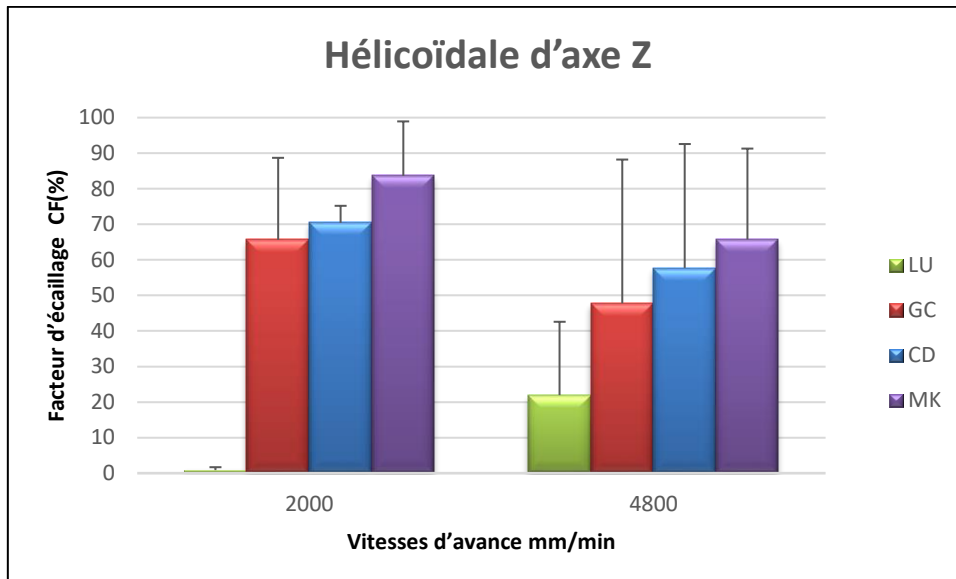


Figure 20: Effet de vitesse d'avance sur le facteur d'écaillage pour les deux trajectoires d'outils  
(Plans parallèles/ hélicoïdale d'axe Z)

## 2. Profondeur d'écaillage :

La profondeur d'écaillage varie entre la valeur minimum de 0.04 mm pour le matériau LAVA ULTIMATE et la valeur maximum du matériau CELTRA DUO qu'est de 0.47 mm.

### a) EFFET DE LA TRAJECTOIRE SUR LA PROFONDEUR D'ÉCAILLAGE:

En optant la trajectoire 'hélicoïdale d'axe Z', la profondeur d'écaillage ne dépasse pas le 0.3 mm, et elle est toujours inférieure à celle des plans parallèles pour les deux vitesses d'avances (2000 mm/min et 4800 mm/min) et pour les quatre matériaux.

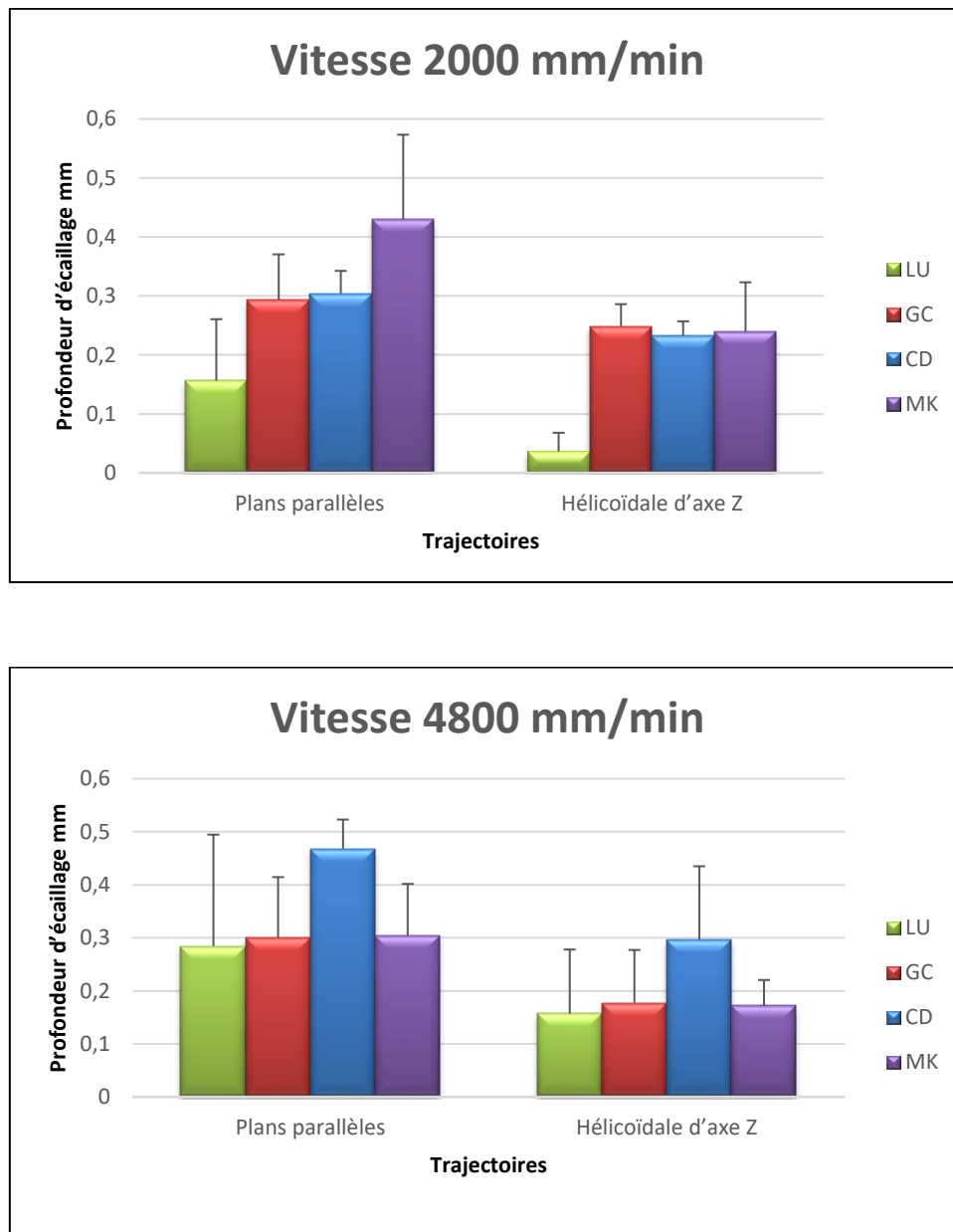


Figure 21 : Effet de trajectoire d'outil sur la profondeur d'écaillage pour les vitesses d'avances (2000 mm/min et 4800 mm/min)

**b) EFFET DE LA VITESSE D'AVANCE SUR LA PROFONDEUR D'ECAILLAGE:**

En utilisant la trajectoire 'plans parallèles', la profondeur d'écaillage pour la vitesse 4800 mm/min est supérieure à celle de la vitesse 2000mm/min pour les quatre matériaux sauf pour VITA Mark II « MK ».



Par contre les résultats de la profondeur d'écaillage pour la trajectoire 'hélicoïdale d'axe Z', ne sont pas significatifs et ne dépendent pas fortement du matériau.

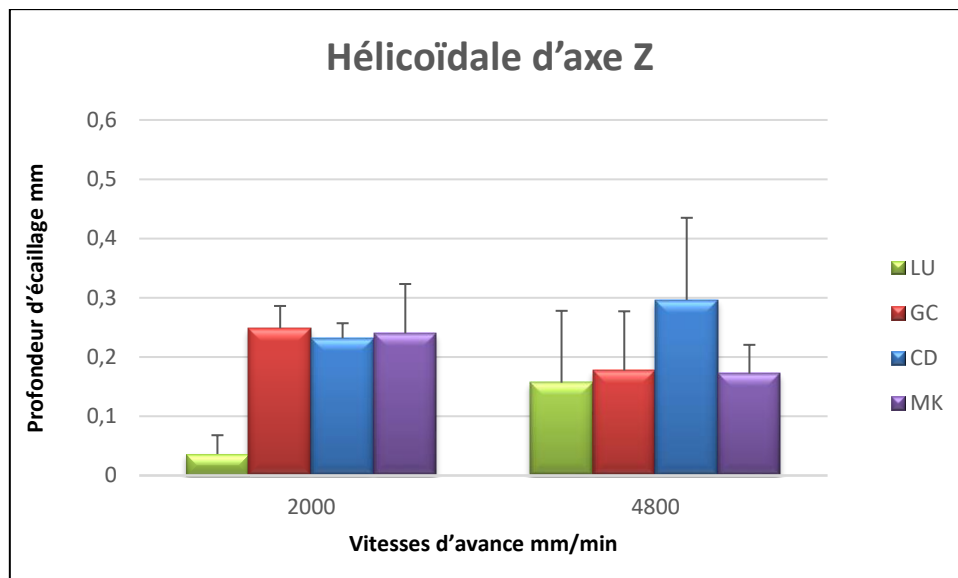
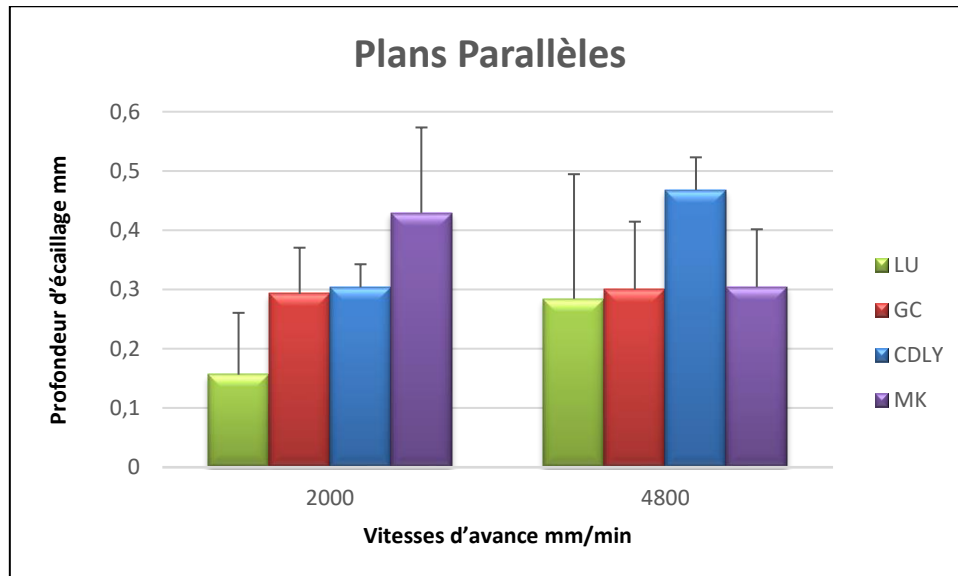


Figure 22: Effet de vitesse d'avance sur la profondeur d'écaillage pour les deux trajectoires d'outils (Plans parallèles/ hélicoïdale d'axe Z)

### 3. Surface d'écaillage :

La surface d'écaillage varie entre la valeur minimum de 0.02 mm<sup>2</sup> pour le matériau LAVA ULTIMATE et la valeur maximum du matériau CELTRA DUO qu'est de 3.93 mm<sup>2</sup>.

c) EFFET DE LA TRAJECTOIRE SUR LA SURFACE D'ÉCAILLAGE:

La surface d'écaillage en utilisant la trajectoire 'hélicoïdale d'axe Z' est toujours supérieure à celle des 'plans parallèles' pour les deux vitesses d'avances (2000 mm/min et 4800 mm/min) et pour les quatre matériaux, sauf pour le **Lava Ultimate** « LU » qui possède la moindre surface d'écaillage et qui ne dépasse pas le 1 mm<sup>2</sup>.

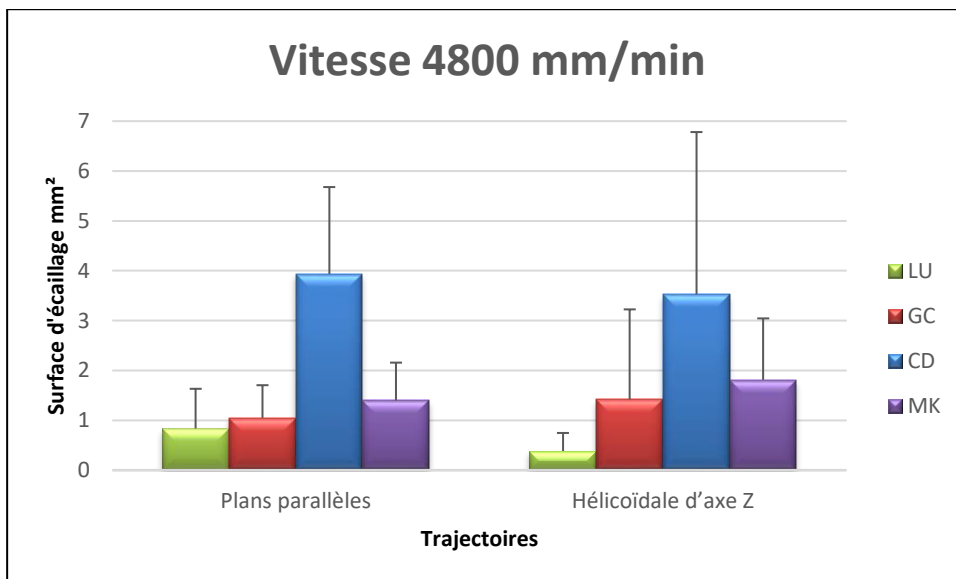
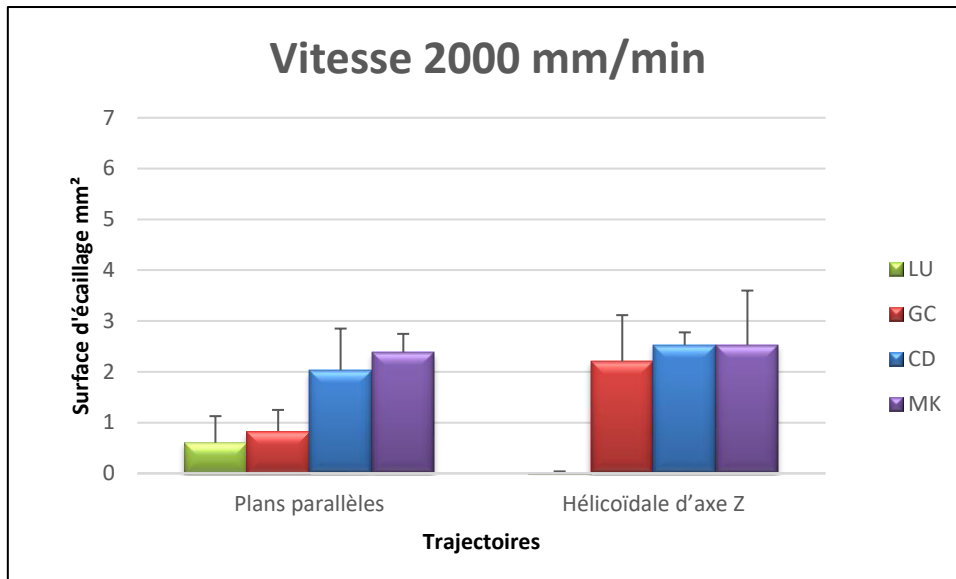


Figure 23 : Effet de trajectoire d'outil sur la surface d'écaillage pour les vitesses d'avances (2000 mm/min et 4800 mm/min)

d) EFFET DE LA VITESSE D'AVANCE SUR LA SURFACE D'ECAILLAGE:

La surface d'écaillage pour la vitesse 4800 mm/min est supérieure à celle de la vitesse 2000mm/min pour les quatre matériaux sauf pour **VITA Mark II** « **MK** » en optant la trajectoire 'plans parallèles'.

Par contre les résultats de la surface d'écaillage pour la trajectoire 'hélicoïdale d'axe Z', ne sont pas significatifs et ne dépendent pas fortement du matériau.

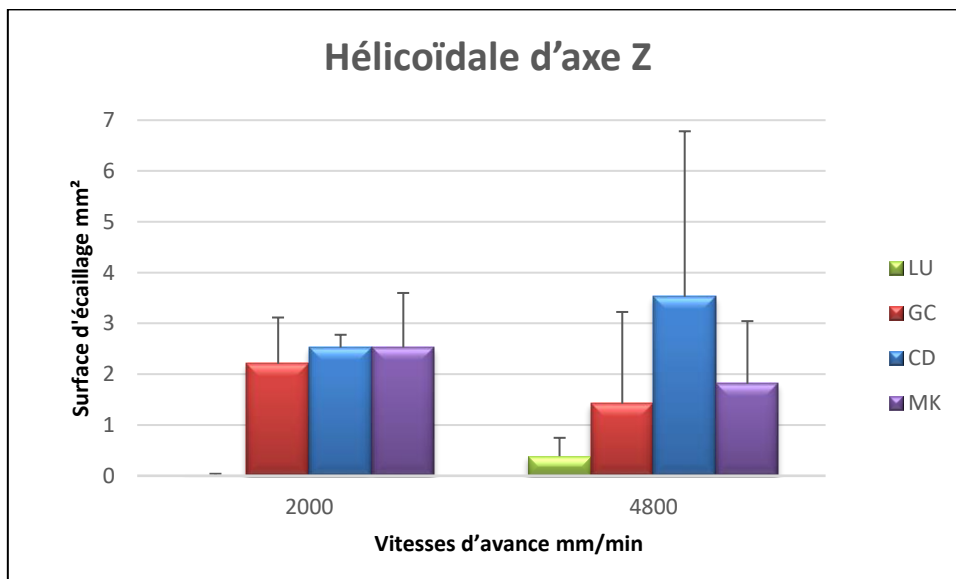
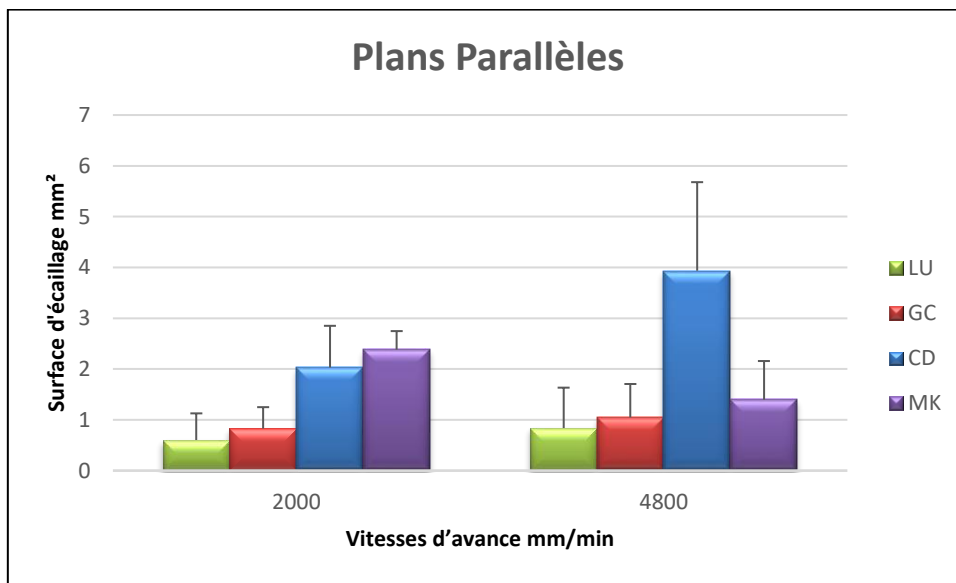


Figure 24 : Effet de vitesse d'avance sur la surface d'écaillage pour les deux trajectoires d'outils

(Plans parallèles/ hélicoïdale d'axe Z)

## VI. Commentaires :

### 1. Temps d'usinage :

La productivité des MOCN dentaires est liée nécessairement au temps d'usinage, qu'est à son tour lié aux différents paramètres d'usinage y compris la trajectoire d'usinage. C'est pour cela nous semble pertinent de comparer le temps d'usinage pour les deux trajectoires en fonction de la vitesse d'avance.

Temps d'usinage (min)	Ebauche	Finition		Total	
		plans parallèles	hélicoïdale d'axe Z	plans parallèles	hélicoïdale d'axe Z
Vitesse d'avance					
2000mm/min	11.13	9.35	12.54	20.48	23.67
4800mm/min	7.47	4.53	7.18	12	14.64

Tableau 6 : le temps d'usinage pour les deux trajectoires en fonction de la vitesse d'avance.

Il est clair à partir du tableau 6 que le temps d'usinage pour la trajectoire 'plans parallèles' est toujours inférieur à celui de 'hélicoïdale d'axe Z' pour les deux vitesses d'avance.

En outre le temps d'usinage pour la vitesse d'avance 4800mm/min est inférieur à celui de la vitesse 2000mm/min chose qu'est raisonnable et logique. En revanche le problème qui se pose lors d'usinage à la vitesse 4800mm/min est l'usure des outils surtout à l'ébauche vu la grande surépaisseur, comme vous pourrez le remarquer dans les tableaux 7 et 8.

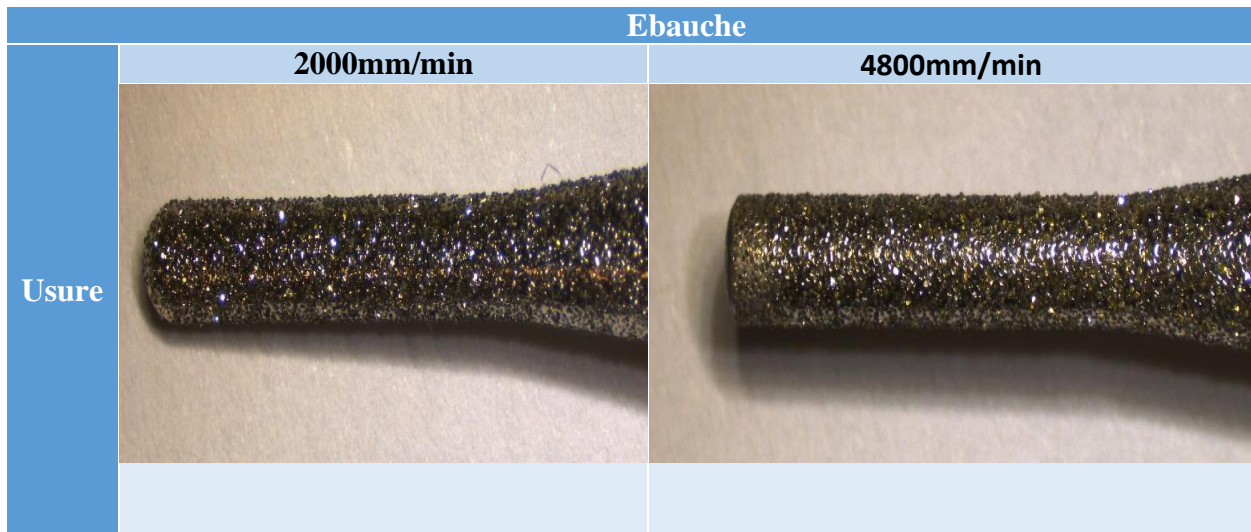


Tableau 7 : Images par le microscope optique des outils d'ébauche montrant l'usure.

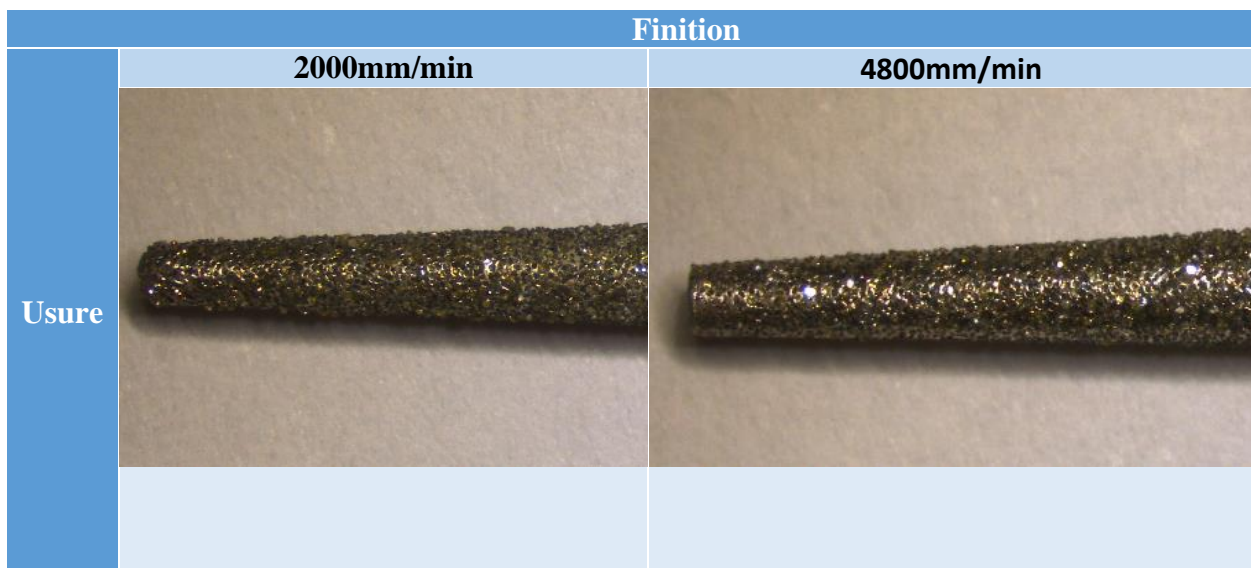


Tableau 8 : Images par le microscope optique des outils de finition montrant l'usure.

## 2. Indice de fragilité « brittleness index (BI) :

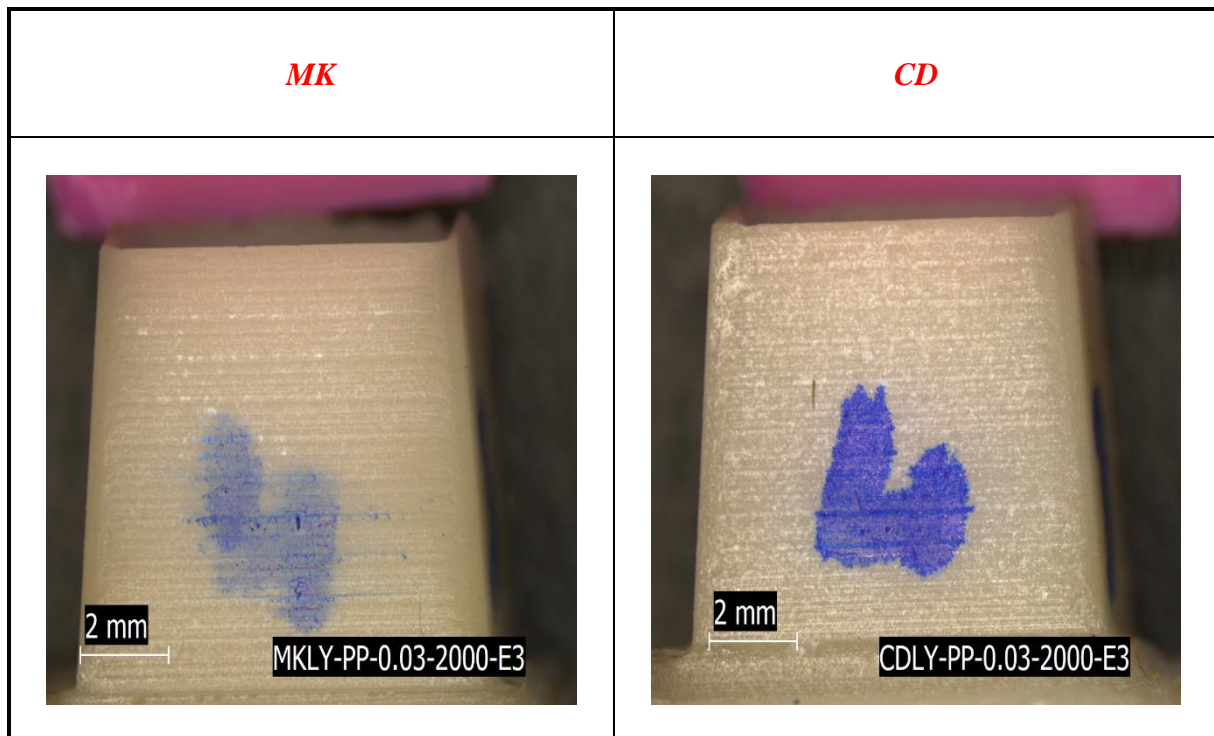
En comparant les résultats du facteur d'écaillage pour les différents matériaux, nous remarquons que l'indice de fragilité (BI) d'un matériau peut être utilisé comme un prédicteur de CF%. Et par la suite le facteur d'écaillage augmente avec l'indice de fragilité. Voir tableau 9.

	Matériaux							
	plans parallèles				hélicoïdale d'axe Z			
	<i>LU</i>	<i>GC</i>	<i>CD</i>	<i>MK</i>	<i>LU</i>	<i>GC</i>	<i>CD</i>	<i>MK</i>
<b>BI (<math>\sqrt{\mu\text{m}}</math>) [TSI 07]</b>	0,52	N/A	3,75	4,3	0,52	N/A	3,75	4,3
<b>CF%</b>	16.53(±) 13.51	19.43(±) 5.77	48.57(±) 23.5	51.65(±) 9.96	0.92(±) 0.85	65.64(±) 23.04	70.41(±) 4.78	83.63(±) 15.3

Tableau 9: La relation entre l'indice de fragilité et le facteur d'écaillage pour la vitesse 2000mm/min.

### 3. 4ème face de la couronne :

Une remarque importante qu'on a observée lors de la prise des mesures d'écaillage par le microscope optique est que la face numéro 4 pour tous les matériaux ne possède aucun écaillage. Cela en utilisant la trajectoire 'Plan parallèles' et la vitesse 2000mm/min. Par conséquent la connaissance de la cause derrière cette résultat pourra aider à proposer des nouvelles stratégies d'usinage et par la suite minimiser l'écaillage.



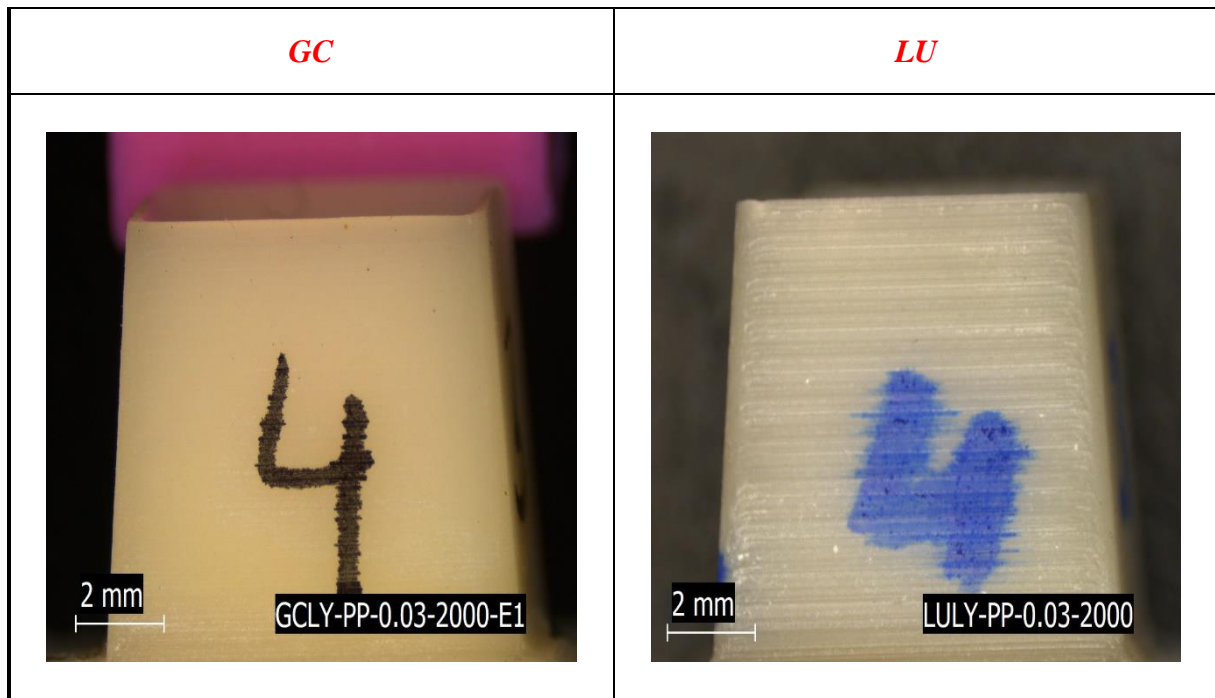


Figure 25 : 4ème face de la couronne

# Conclusion & perspective :

---

Dans ce travail on a pu présenter et étudier le phénomène d'écaillage du bord cervical de restaurations dentaires obtenues par usinage. Une mise en place de paramètres de quantification de l'écaillage a été établie afin d'entamer le chapitre d'analyse des stratégies d'usinage et finalement entamer le chapitre expérimental qu'a été consacré à l'influence des paramètres d'usinage sur l'écaillage.

Les résultats expérimentaux montrent dans un premier temps qu'il y a une influence importante de trajectoire d'outil sur l'écaillage que ce soit sur sa profondeur, sa surface et sa longueur. Ensuite qu'il existe aussi un fort impact de la vitesse d'avance sur l'écaillage. Enfin on en résulte qu'il y a une forte corrélation entre la trajectoire d'outil et la vitesse d'avance qu'apparaît sur la qualité du bord cervical autrement dit sur l'écaillage.

Malheureusement ces corrélations sont très peu maîtrisées et méconnues et qui restent un domaine d'expertise en odontologie. En effet si les dentistes préfèrent de ne pas avoir une grande profondeur d'écaillage, ou bien ils leur semblent pertinents de prendre la moindre profondeur il faudra utiliser la trajectoire 'hélicoïdale d'axe Z'. Ainsi pour des vitesses grandes (ex 4800 mm/min), ç'est à dire pour un temps minimal d'usinage, il est préférable d'utiliser ce type de trajectoire si on voulait diminuer la longueur d'écaillage. En revanche l'utilisation de la trajectoire 'plans parallèles' avec la vitesse ordinaire en MOCN dentaire qu'est de 2000mm/min nous semblent approprié pour diminuer la longueur et la surface d'écaillage.

Pour finir, nous proposons d'élargir l'étude qu'on a faite en réalisant un modèle numérique avec un logiciel d'élément finis, simuler le phénomène de coupe (usinage) et visualiser les contraintes et les déformations autour de la zone de formation du copeau, afin de prédire l'écaillage des matériaux.

En effet nous avons réalisé un modèle très simple en dynamique explicite sur le logiciel ANSYS WORKBENCH 19.0 comme illustré dans les figures 26, 27, dans le but de mieux expliquer notre perspective.



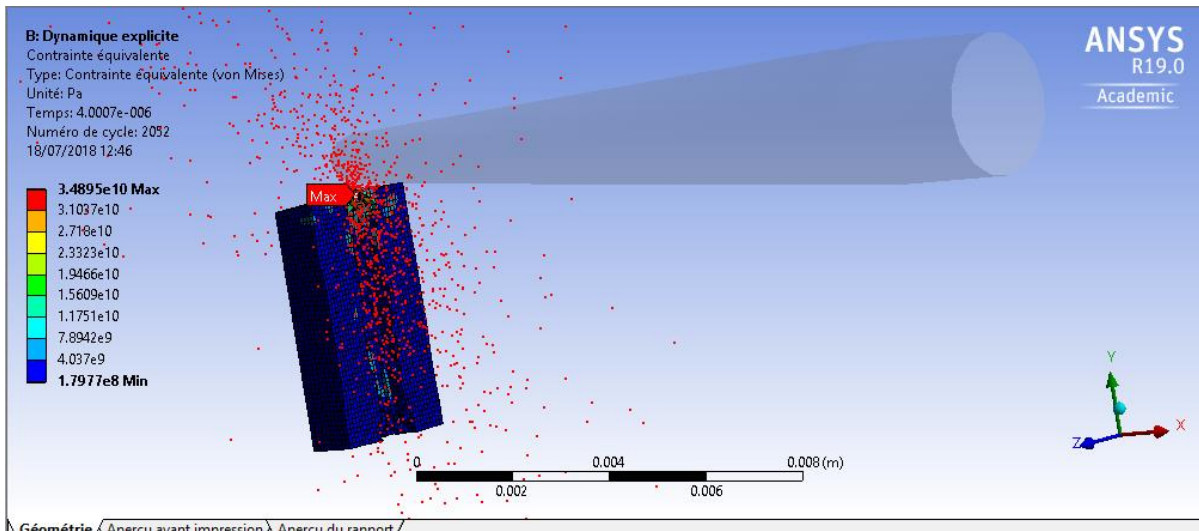


Figure 26 : Résultat de simulation : Contrainte équivalente

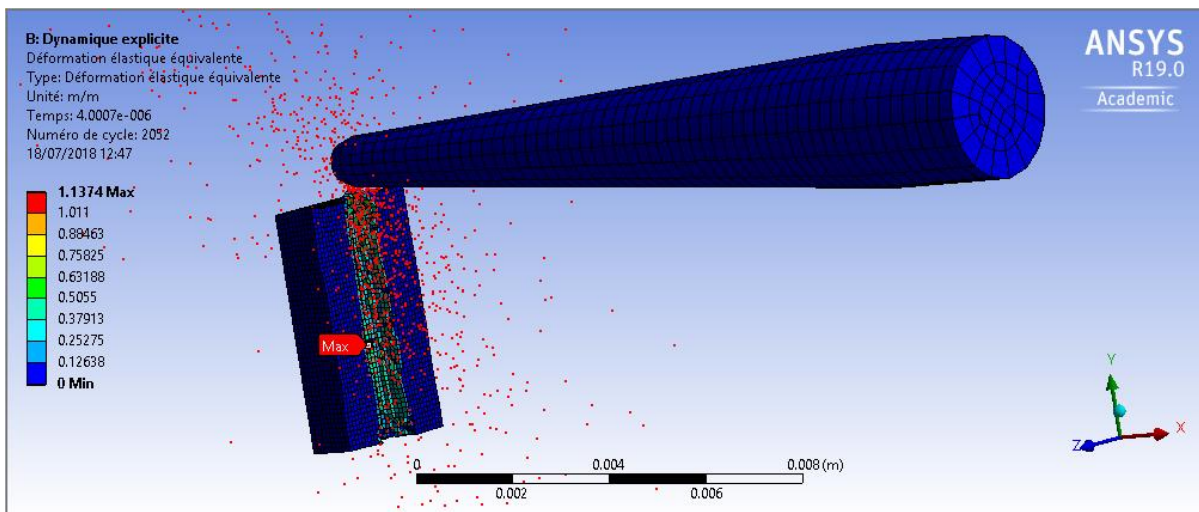


Figure 27 : Résultat de simulation : Déformation équivalente

---

# Références

---

- [AWA 15] Awada, A., Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(4), 587-593.
- [CHOI 03] Choi, Byoung & Ko, K. (2003). C-space based CAPP algorithm for freeform die-cavity machining. *Computer-Aided Design*. 35. 179-189. 10.1016/S0010-4485(02)00051-9.
- [DRA 97] Dragomatz, D., & Mann, S. (1997). A classified bibliography of literature on NC milling path generation. *Computer-aided design*, 29(3), 239-247.
- [GIA 10] Giannetopoulos, S., Van Noort, R., Tsitrou, E. (2010). Evaluation of the marginal integrity of ceramic copings with different marginal angles using two different CAD/CAM systems. *Journal of dentistry*, 38(12), 980-986.
- [GOL 08] Gologlu, C., & Sakarya, N. (2008). The effects of cutter path strategies on surface roughness of pocket milling of 1.2738 steel based on Taguchi method. *Journal of materials processing technology*, 206(1-3), 7-15.
- [KIM 94] Kim, B. H., & Chu, C. N. (1994). Effect of cutter mark on surface roughness and scallop height in sculptured surface machining. *Computer-Aided Design*, 26(3), 179-188.
- [LEB 17] Nicolas Lebon. Impact de l'usinage par CFAO sur l'intégrité de surface des prothèses dentaires coronaires. *Génie des procédés*. Université Paris 13, 2017. Français.
- [LIN 96] Lin, R. S., & Koren, Y. (1996). Efficient tool-path planning for machining free-form surfaces. *Journal of engineering for industry*, 118(1), 20-28.
- [QUI 03] Quinsat, Y., Sabourin, L., Gogu, G. Aide au choix des stratégies d'usinage. Etude de l'état de surface.
- [QUI 04] Quinsat, Y, « Contribution au choix de stratégies d'usinage : application à la finition des pièces de formes complexes. », Thèse de doctorat, Institut Français de Mécanique Avancée.

- [SON 08] Song XF, Yin L, Han YG, Li J. Finite element analysis of subsurface damage of ceramic prosthesis in simulated intraoral dental resurfacing. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2008;85B(1):50–9.
- [SON 08a] Song, X. F., Yin, L., Han, Y. G., & Wang, H. (2008). Micro-fine finishing of a feldspar porcelain for dental prostheses. *Medical engineering & physics*, 30(7), 856-864
- [SON 08b] Song, X. F., Yin, L., Han, Y. G., Wang, H. (2008). In vitro rapid intraoral adjustment of porcelain prostheses using a high-speed dental handpiece. *Acta biomaterialia*, 4(2), 414-424
- [SON 09] Song, X. F., & Yin, L. (2009). Subsurface damage induced in dental resurfacing of a feldspar porcelain with coarse diamond burs. *Journal of biomechanics*, 42(3), 355-360.
- [SON 10] Song, X. F., Yin, L. (2010). Induced damage zone in micro-fine dental finishing of a feldspathic porcelain. *Medical engineering & physics*, 32(5), 417-422.
- [TAP 07] Tapie Laurent. Décomposition topologiques des outillages de forge pour la Génération de trajectoires UGV. *Mécanique [physics.med-ph]*. École normale supérieure de Cachan- ENS. Cachan, 2007. Français.
- [TOU 01] Tournier, C, « Contribution à la conception des formes complexes : La surface d'usinage en fraisage 5 axes isocrête. » Thèse : Ecole Normale Supérieure de Cachan, 2001.
- [TSI 07] Tsitrou, E. A., Northeast, S. E., van Noort, R. (2007). Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor. *Journal of dentistry*, 35(12), 897-902.
- [YIN 03] Yin, L., Jahanmir, S., Ives, L. K. (2003). Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear*, 255(7), 975-989.