

N° attribué par la bibliothèque

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Thèse

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE PARIS 13

Discipline :

Sciences pour l'ingénieur

Présentée et soutenue publiquement
par

Monsieur Nicolas LEBON

Le 27 juin 2017

Sujet de la thèse :

**IMPACT DE L'USINAGE PAR CFAO SUR L'INTEGRITE DE
SURFACE DES PROTHESES DENTAIRES CORONAIRES**

Directeur de thèse

Bernardin Kwamivi MAWUSSI Professeur à l'Université Paris 13 (URB2i)

Jury

Susanne SCHERRER	Professeure à l'Université de Genève	Présidente
Claire LARTIGUE	Professeure à l'Université Paris Sud (LURPA)	Rapporteur
Yann LANDON	Maitre de Conférences HDR à l'Université P. Sabatier (C.ADER)	Rapporteur
Charles DEVILLE	Ingénieur Recherche et Développement chez Lyra	Invité
Laurent TAPIE	Maître de Conférences à l'Université Paris 13 (URB2i)	Encadrant
Elsa VENNAT	Maître de Conférences à Centrale-Supélec (MSSMat)	Encadrant

« Dieu a fait les solides mais les surfaces sont l'œuvre du Diable... »

Wolfgang Ernst Pauli, prix Nobel de physique en 1945

Remerciements

Le travail présenté dans ce mémoire a été effectué au sein de l'Unité de Recherche Biomatériaux Innovants et Interfaces (URB2i - EA 4462) de la faculté de chirurgie dentaire de Montrouge – Université Paris 5, René Descartes.

J'adresse mes remerciements au Docteur Jean-Pierre ATTAL pour m'avoir accueilli dans le laboratoire.

J'adresse mes remerciements au Professeur Bernardin MAWUSSI pour m'avoir accueilli au sein du pôle C.F.A.O dentaire, et pour avoir assuré la direction de mes travaux de recherche.

Je remercie Laurent TAPIE pour son encadrement, sa disponibilité, ses précieux conseils qui m'ont guidé au cours de mes différents travaux, ainsi que pour les heures passées au laboratoire ou à l'IUT de Saint-Denis à relire mes proses en français ou en anglais.

Je remercie également Elsa VENNAT pour son encadrement, sa disponibilité et le temps qu'elle m'a accordés.

Je remercie le laboratoire MSSMat (UMR CNRS 8579) et l'école Centrale-Supélec, pour m'avoir permis d'accéder aux différents équipements de recherche.

Je remercie la Professeure Susanne SCHERRER, (Université de Genève) qui me fait le grand honneur de présider le jury de cette thèse. L'intérêt que vous portez à ce travail me donne l'occasion de vous assurer de ma profonde gratitude.

Je suis très sensible à l'honneur que me font également les Professeurs Claire LARTIGUE, (ENS de Cachan), et Yann LANDON (Université P. Sabatier), en acceptant d'être les rapporteurs de ce travail. Je vous adresse mes sincères remerciements.

Je remercie Charles DEVILLE (Lyra) pour sa disponibilité et les informations industrielles qui ont permis de ne pas limiter ces travaux au seul contexte académique.

Merci à tous les membres de l'URB2i, pour avoir fait de ce laboratoire un lieu où l'on se sent bien, convivial, et agréable à vivre.

Pardon à tous ceux que j'ai pu oublier.

Merci à mon fils, Alexis, d'avoir supporté mes sauts d'humeur pendant ce travail, et désolé de n'avoir pas toujours passé assez de temps avec lui.

Merci à mes parents et à ma famille de m'avoir soutenu et encouragé dans ce choix.

Table des matières

Remerciements.....	1
Table des matières	2
Liste des abbréviations	5
Introduction.....	6
Chapitre I. Contexte, état de l'art	9
1. La dent et ses restaurations prothétiques	10
1.1 Fonctionnalités cliniques d'une prothèse coronaire	12
1.2 La dentisterie numérique en prothèse dentaire unitaire	14
1.2.1 La chaîne CFAO dentaire.....	15
1.2.2 Biomatériaux pour la CFAO dentaire	15
1.2.3 Usinage sur MOCN	17
1.3 Enjeux cliniques et scientifiques	19
2. Intégrité de surface d'une couronne dentaire.....	20
2.1 Concepts et définitions préliminaires.....	20
2.2 Composantes, paramètres et indicateurs	21
2.2.1 Composantes externes.....	24
2.2.1.1 Rugosité.....	24
2.2.1.2 Qualité de l'arête	24
2.2.2 Composantes internes	25
2.2.2.1 Contraintes internes résiduelles	25
2.2.2.2 Micro-dureté	26
2.2.2.3 Porosité ouverte.....	26
2.2.2.4 Microstructure.....	26
2.2.2.5 Endommagement des sous-couches.....	27
2.2.3 Interactions entre composantes/paramètres.....	27
2.3 Synthèse	28
3. Triptyque "procédé-fonctionnalités-intégrité de surface"	28
3.1 Corrélation "procédé-intégrité de surface"	30
3.2 Corrélation "fonctionnalités-intégrité de surface"	33
3.2.1 État de surface et rugosité	34
3.2.2 Corrélations "fonctionnalités-paramètres de rugosité"	37
4. Intégrité de surface d'une couronne dentaire.....	38
4.1 Corrélation "intégrité de surface-fonctionnalités prothétiques"	39
4.1.1 Rétention mécanique.....	39
4.1.2 Développement de la plaque dentaire	39
4.1.3 Propriétés optiques.....	40
4.1.4 Adhérence de la couche cosmétique.....	40
4.1.5 Usure d'une couronne dentaire.....	41
4.1.6 Durée de vie/fatigue d'une couronne dentaire	41
4.2 Cahier des charges d'une surface coronaire dentaire.....	41
4.3 Corrélation "intégrité de surface-chaîne de fabrication de couronnes dentaires"	42

5. Conclusion	44
Chapitre II. Simulation numérique de l'influence de la stratégie d'usinage	45
1. Stratégies d'usinage en CFAO dentaire.....	46
2. Modélisations géométriques des outils et du contact outil/prothèse	49
2.1 Modélisation géométrique des fraises abrasives	49
2.2 Modélisation du contact outil/prothèse	51
2.3 Modélisation de la vitesse de coupe effective	53
2.3.1 Cas de l'outil Lyra (LY)	54
2.3.2 Cas de l'outil Cerec (CER).....	55
3. Analyse du contact outil/prothèse	56
3.1 Données d'entrée et de sortie du module informatique	57
3.2 Architecture du module.....	58
3.2.1 Détermination des orientations outil/prothèse.....	58
3.2.2 Calcul des vitesses de coupe effectives	60
3.2.3 Mise en forme des données	62
4. Exploitation du module : analyse du contact outil/prothèse	63
4.1 Cas coronaires analysés	63
4.2 Simulations numériques	64
4.2.1 Résultats et discussions relatives à la simulation numérique des orientations outil/prothèse	65
4.2.2 Résultats et discussions relatives à la simulation de la vitesse de coupe effective ..	70
5. Conclusion	72
Chapitre III. Étude expérimentale de l'influence du Couple Outil-Matière	74
1. Protocole expérimental.....	76
1.1 Matériel et méthode : Couples Outil-Matière et composante étudiés.....	76
1.1.1 Biomatériaux étudiés	76
1.1.2 Fraises abrasives étudiées	77
1.1.3 Paramètres d'usinage retenus	78
1.2 Matériel et méthodes : Choix et mesure des paramètres de rugosité.....	80
1.2.1 Choix des paramètres de rugosité.....	80
1.2.2 Mesure des paramètres de rugosité.....	81
1.2.2.1 Mise en œuvre du protocole expérimental.....	82
2. Résultats préliminaires et discussion : usinages en flanc	83
3. Expérimentations complémentaires	91
3.1 Résultats et discussion : usinages avec une orientation de 60° (mixte).....	91
3.2 Résultats et discussion : usinages avec une orientation de 0° (bout).....	97
4. Synthèse des orientations expérimentées (bout, 60°, flanc)	103
5. Conclusion.....	105
Chapitre IV. Évaluation et prédiction de l'intégrité de surface	106
1. Indicateurs de performance.....	107
2. Évaluation de l'intégrité de surface.....	110
2.1. Données d'entrées et de sortie.....	110
2.2. Architecture du module informatique d'évaluation de l'IS	111

2.2.1.	Prédiction de la rugosité et calcul des indicateurs de performance	111
2.2.2.	Mise en forme des résultats	113
3.	Dental Surface Integrity Analyzer : outil informatique d'analyse des fichiers STL dentaires	115
3.1.	Données d'entrée et de sortie	116
3.2.	Architecture de l'outil informatique	117
4.	Étude de cas	118
4.1.	Qualité du fichier STL et analyse du contact outil/prothèse	119
4.2.	Évaluation de l'intégrité de surface	119
4.2.1.	Cahier des charges	120
4.2.2.	Indicateurs de rugosités estimés	122
4.2.3.	Indicateurs de performance	124
4.3.	Validation de l'outil prédictif	129
4.3.1.	Matériel et méthode	129
4.3.1.1.	Usinage des échantillons	129
4.3.1.2.	Mesure de la rugosité	130
4.3.2.	Résultats et discussion	131
5.	Conclusion	133
Conclusions et Perspectives		135
Annexe A : Systèmes de coordonnées des critères optiques		139
Annexe B : Machine-outil : Prototype LYRA-GACD SASU		142
Annexe C : La mesure par variation focale		144
Annexe D : Le fichier PLY		149
Annexe E : Adaptation à l'échelle RGB du fichier PLY		153
Annexe F : Qualité du fichier STL évalué		154
Références		158
Liste des figures		169

Liste des abréviations

2D : 2 Dimensions

3D : 3 Dimensions

AFNOR : Association Française de NORmalisation

ANSI : American National Standard Institute

ASCII : American Standard Code for Information Interchange

CAO : Conception Assistée par Ordinateur

CFAO : Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur

CIE : Commission Internationale de l'Éclairage

CN : Commande Numérique

COM : Couple Outil-Matière

FAO : Fabrication Assistée par Ordinateur

FDI : Fédération Dentaire Internationale

IS : Intégrité de Surface

ISO : International Standard Organisation

MEB : Microscope Électronique à Balayage

MOCN : Machine-Outil à Commande Numérique

PCU : Prothèse Conjointe Unitaire

RMS : Root Mean Square

STL : STéreo Litographie

UGV : Usinage Grande Vitesse

Introduction

L'odontologie est la science médicale relative aux dents, à leurs maladies et aux traitements de celles-ci. Dans le cadre des traitements, la réhabilitation des fonctions dentaires grâce notamment à la pose de prothèses est l'un des enjeux majeur de la dentisterie restauratrice. Depuis la dent Richmond ancêtre de la couronne dentaire au XIX^{ème} siècle, l'art prothétique dentaire n'a cessé d'évoluer, grâce notamment aux avancées scientifiques observées ces dernières années en matière de connaissance des matériaux de restauration prothétique et des technologies [MEY 14]. C'est ainsi qu'en 1973, les bases de la Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO) appliquées à l'odontologie sont posées par le Professeur F. Duret [DUR 73]. Le recours à la CFAO a pour but de remplacer les techniques d'empreintes dites « conventionnelles » (utilisant des pâtes thermoplastiques) par une chaîne de fabrication de prothèses complètement numérique. La conception de la pièce prothétique ainsi que sa réalisation physique par usinage deviennent alors entièrement assistées par ordinateur [MIY 09]. Les prothèses dentaires ainsi obtenues permettent de réhabiliter les fonctions orales (mastication, déglutition, phonation) et de maintenir la santé bucco-dentaire du patient. Leur qualité est donc un enjeu majeur de santé publique. En effet, aujourd'hui environ 50% de la population européenne possède une prothèse dentaire (fixe ou amovible) [ZIT 07] [ZIT 08] dont la qualité résultante du processus de CFAO est encore perfectible. Cette qualité est particulièrement liée au choix du Couple Outil-Matière (COM) lors de l'usinage [KOP 98]. Le COM est défini comme l'association du matériau de restauration prothétique (à base de céramique, de composite, ou bien encore hybride) mis en forme et des paramètres dépendant du procédé de fabrication par CFAO (vitesse de coupe, vitesse d'avance, profondeur de passe, ...). Son impact est peu étudié en dentisterie alors que le choix de ses paramètres constitutifs aura inévitablement une influence sur l'intégrité de surface (IS) résultante de la prothèse dentaire obtenue. Le concept d'IS est bien connu en ingénierie, mais il reste quasiment inconnu dans le domaine de l'odontologie. Pourtant, l'amélioration de la qualité prothétique passe nécessairement par une meilleure connaissance et une évaluation de l'IS prothétique [AST 10]. Les paramètres du processus d'usinage impactant l'IS résiduelle sur la prothèse sont définis dès les étapes de Conception Assistée par Ordinateur (CAO) et de Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO). En effet, c'est à ces étapes de la chaîne numérique que les choix importants concernant le COM sont réalisés. C'est donc en amont de l'étape de fabrication qu'il est nécessaire de simuler et prédire l'impact des choix relatifs aux COM sur l'IS. À ce niveau il est nécessaire de quantifier l'influence du COM sur l'IS d'une prothèse

dentaire usinée par CFAO, et par la suite de disposer d'outils permettant d'évaluer et de prédire l'IS. Nos travaux ont pour but de répondre à la problématique portant sur l'analyse des composantes de l'IS et la construction des outils nécessaires à l'évaluation et à la prédiction.

Les travaux se sont consacrés à l'évaluation puis la prédiction de l'IS des couronnes dentaires obtenues par le processus numérique de CFAO. Ils ont particulièrement contribué à l'étude de l'influence des COM représentatifs de la CFAO dentaire sur l'IS. L'approche proposée se décompose en trois volets.

Le premier volet s'attache à la transposition et à l'application du concept d'IS à la dentisterie restauratrice. Cette transposition jamais réalisée à ce jour, nécessite de définir et formaliser le concept selon le point de vue ingénierie mécanique, avant de le formaliser dans le cadre de la dentisterie restauratrice numérique.

Le deuxième volet est consacré à la mise en évidence et l'étude des corrélations existantes au sein du tryptique "IS-process de CFAO dentaire-fonctionnalités prothétiques". Une première étude bibliographique de la corrélation "IS-process de CFAO dentaire" a permis de dégager les principaux paramètres du COM agissant sur l'intégrité de surface. Une seconde étude bibliographique identifie la rugosité comme étant l'une des composantes essentielles dans le respect des fonctionnalités cliniques attendues sur les prothèses dentaires. Des simulations numériques ainsi que des expérimentations intégrant la notion de COM en abrasion de biomatériaux prothétiques sont mises en place afin d'évaluer les impacts des paramètres les plus influents sur la composante de rugosité.

Enfin, le troisième volet est dédié à la prédiction des indicateurs de rugosité et la mise en place d'indicateurs de performance de l'IS à partir des résultats des simulations numériques et des expérimentations. Ces indicateurs de performance permettent d'estimer, en fonction du COM choisi et du cahier des charges clinique donné, l'IS espérée sur la prothèse en fin d'usinage. La rédaction du cahier des charges de la prothèse dentaire relativement à la rugosité est un élément indispensable de ce volet. Des cartographies de décomposition topologique de la prothèse basées sur des indicateurs de performance de l'IS sont aussi mises en place. Elles offrent la possibilité d'adapter le processus d'usinage (trajectoire, vitesse de coupe et vitesse d'avance) à chaque région topologique, permettant ainsi dès l'étape de FAO, de prendre en compte l'IS prothétique.

Le chapitre I présente le contexte général des travaux et l'état de l'art relatif à l'IS en CFAO selon le point de vue de l'ingénierie mécanique. Ce concept d'IS permettant une amélioration significative de la qualité des prothèses dentaires est ensuite transposé à l'odontologie. Des corrélations significatives entre l'IS et le COM sont établies. Malheureusement ces corrélations

sont très peu maîtrisées en dentisterie restauratrice. En effet, le COM et ses influences sur l'IS sont assez bien connus en ingénierie mécanique notamment à travers les travaux sur la coupe de matériaux métalliques contrairement au domaine dentaire. De plus, l'usinage de biomatériaux dentaires (céramiques, composites, hybrides) est réalisé grâce à des outils abrasifs, ce qui rend le COM dentaire très différent de celui rencontré lors de l'usinage de matériaux métalliques avec des outils coupants.

Le chapitre II s'intéresse à l'évolution de l'orientation outil/prothèse lors de l'application d'une stratégie de balayage dans des plans privilégiés sur une couronne dentaire. Il s'agit d'un paramètre important en CFAO. L'impact de cette stratégie d'usinage 3 axes sur l'IS n'ayant pas encore été montré, des modélisations de deux outils abrasifs couramment utilisés en CFAO dentaire et de leurs contacts avec la couronne sont proposées. Il en découle des simulations numériques et la mise en évidence de variations importantes de l'orientation outil/prothèse et par conséquent de la vitesse de coupe (V_c). Trois orientations outil/prothèse pertinentes sont identifiées et elles font l'objet d'expérimentations présentées au chapitre III.

Les outils et les biomatériaux dentaires usinés sont très différents de ceux utilisés en ingénierie mécanique et les COM constitués sont très mal connus. L'étude de leur influence sur l'IS des prothèses obtenues par CFAO est donc présentée dans le chapitre III à travers des résultats expérimentaux. Les géométries de 2 outils commercialisés (différents de par leurs procédés de fabrication) sont exploitées lors de l'usinage de 4 biomatériaux prothétiques (différents de par leurs caractéristiques mécaniques), suivant 4 vitesses d'avances différentes pour les 3 orientations outil/prothèse mises en avant lors des simulations présentées au chapitre précédent. Les résultats obtenus mettent en évidence l'influence du couple outil-biomatériau sur l'IS d'une prothèse et viennent enrichir les corrélations entre le COM et l'IS.

Le chapitre IV s'intéresse à l'évaluation et à la prédiction de l'IS prothétique. Les résultats des expérimentations présentés au chapitre III y sont capitalisés, par la mise en place d'un outil informatique utilisable par les praticiens chirurgiens-dentistes et les prothésistes dentaires. L'outil permet de calculer de manière prédictive les indicateurs de rugosité ainsi que les indicateurs de performance de l'IS, venant ainsi enrichir les données géométriques du modèle CAO de la prothèse, grâce à des informations liées à l'IS. Cet outil prédictif participe à l'amélioration de la qualité prothétique et à ce titre il constitue une aide précieuse lors de la préparation de l'usinage, notamment dans le choix du COM (outil, biomatériau, paramètres associés au procédé). De plus, il permet de fournir des indications aussi bien aux praticiens chirurgiens-dentistes qu'aux prothésistes dentaires quant aux zones prothétiques qu'ils doivent polir pour respecter la rugosité initialement visée.

Chapitre I

Contexte, état de l'art

La dent lésée est le plus souvent restaurée grâce à la pose d'une couronne prothétique qui remplace sa partie éliminée par le praticien. Malgré l'évolution de la dentisterie numérique les couronnes prothétiques qui sont réalisées par CFAO et usinage doivent répondre à certains critères de qualité définis par la Fédération Dentaire Internationale (FDI). Parmi ces critères l'intégrité de surface (IS) apparaît comme celui ayant un impact clinique direct sur la longévité de l'assemblage prothétique.

L'IS est définie comme la signature résiduelle multi-physiques (biologique, mécanique, optique) et multi-échelles (du mm au nm) laissée par le procédé de fabrication sur la surface. Ce concept permet de lier le procédé de fabrication aux fonctionnalités cliniques attendues sur une prothèse. Les corrélations identifiables à ce niveau sont bien établies en ingénierie mécanique, mais les études existantes portent sur des matériaux et outils bien différents de ceux utilisés en CFAO dentaire. Les cliniciens et industriels de la CFAO dentaires sont donc privés d'informations pertinentes permettant d'optimiser le procédé d'usinage des prothèses dentaires pour répondre aux critères de qualité définis par la FDI. Concernant l'usinage des matériaux métalliques utilisés en ingénierie mécanique, l'étude de la littérature scientifique montre une corrélation forte entre les paramètres du procédé d'usinage et l'intégrité de surface et tout particulièrement les paramètres liés au Couple Outil-Matière (COM). Le COM est une notion intégrant les paramètres liés à l'outil usinant la pièce, au matériau employé ainsi que tous les paramètres associés au procédé d'usinage. Malheureusement, cette corrélation n'a pu être établie dans le cas de l'usinage de prothèses dentaires.

Ce chapitre est consacré à la transposition du concept d'intégrité de surface à la prothèse dentaire. En s'appuyant sur l'expérience acquise lors de l'usinage des matériaux métalliques en ingénierie mécanique, cette transposition permet d'établir les corrélations entre l'IS, les fonctionnalités prothétiques attendues par les praticiens et patients (esthétiques, mécaniques, biologiques,...) et le procédé d'usinage mis en œuvre en CFAO dentaire.

1. La dent et ses restaurations prothétiques

La dent humaine implantée dans l'os alvéolaire de la cavité buccale a pour fonction principale la mastication des aliments. Chez l'adulte, elle est composée des 3 principaux éléments suivants :

- la couronne qui est la partie visible, située au-dessus de la gencive,
- la racine qui est la partie non-visible, située dans l'os alvéolaire,
- le collet qui représente la partie juxta gingivale, intermédiaire entre la racine et la couronne.

Au cours de sa vie, un adulte, peut être amené à se faire réhabiliter une ou plusieurs dents par des prothèses dentaires afin de restituer la fonctionnalité de mastication et d'autres fonctions secondaires telles que la phonation et l'esthétique de la face. La prothèse dentaire utilisée à cette occasion a pour but la restauration partielle ou complète des deux tissus durs dentaires :

- L'émail, de couleur blanche et brillant, situé sur le pourtour de la couronne. Il protège la dentine située au cœur de la couronne dentaire.
- La dentine entoure la cavité pulpaire, tissus mous de la dent, et est recouverte par l'émail au niveau de la couronne. Elle constitue le volume de tissu majoritaire de la dent.

La perte d'émail et/ou de dentine peut être d'origine traumatique (fracture due à une fêlure ou un choc) ou pathologique (carie, fluorose, hypo-minéralisation de l'émail).

Dans la pratique deux techniques de restauration par prothèses sont utilisées :

- la prothèse conjointe est scellée/collée sur les tissus durs dentaires restants ou sur un pilier implantaire lors de la perte totale des tissus.
- la prothèse adjointe apposée sur la gencive et/ou assemblée sur les tissus durs de la denture restante.

Les travaux de recherche présentés dans ce mémoire s'intéressent particulièrement aux prothèses conjointes unitaires (PCU) qui représentent entre 42% et 74% des prothèses réalisées en Europe [ZIT 07] [ZIT 08]. Cinq types de PCU sont indiquées selon la dent à traiter et le volume de tissus perdu comme illustré ci-dessous (Fig.I.1) :

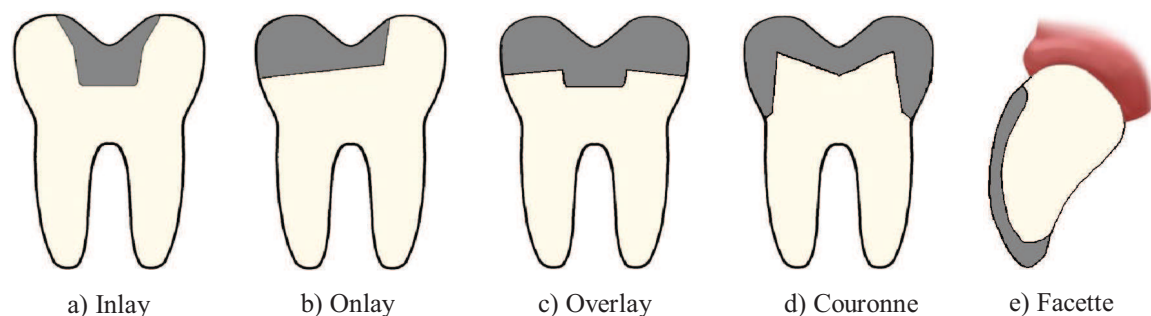


Fig.I.1. Prothèses conjointes unitaires.

Nous avons concentré nos travaux de recherche plus particulièrement sur les couronnes qui correspondent à des soins touchant environ 1/3 de la population Française et Européenne [WAT 11] [ZIT 08]. Les couronnes métalliques sont de moins en moins utilisées de par leur faible esthétique au profit des matériaux non métalliques qui représentent plus de 80% des couronnes réalisées.

Une couronne prothétique est indiquée lorsque la perte de tissus dentaires est importante et entraîne la réhabilitation de la totalité de la partie périphérique (faces vestibulaire, linguale, mésiale et distale) et supérieure (face occlusale) d'une prémolaire ou molaire (Figs.I.2a, b). La couronne dentaire prothétique aura donc pour but de coiffer la partie restante de la dent naturelle pour la renforcer et restituer ses aspects fonctionnels et esthétiques. La surface extérieure de la couronne prothétique est appelée extrados (Fig.I.2c) alors que la surface en contact avec la dent préparée est nommée intrados (Fig.I.2d). La couronne prothétique étant collée ou scellée sur la dent lésée, une bonne rétention mécanique entre la surface intrados de la couronne et la surface préparée de la dent doit être assurée. La zone géométrique de transition entre l'intrados et l'extrados d'une couronne fixée est appelée zone cervicale. Cette zone formant un jeu avec la ligne cervicale préparée par le praticien est destinée à recevoir un joint de colle ou de ciment lors de l'assemblage de la couronne sur la surface de la dent préparée. Il s'agit ici de l'ensemble du vocabulaire permettant d'enrichir nos travaux de la sémantique utilisée en odontologie. Ces termes seront utilisés dans la suite du mémoire.

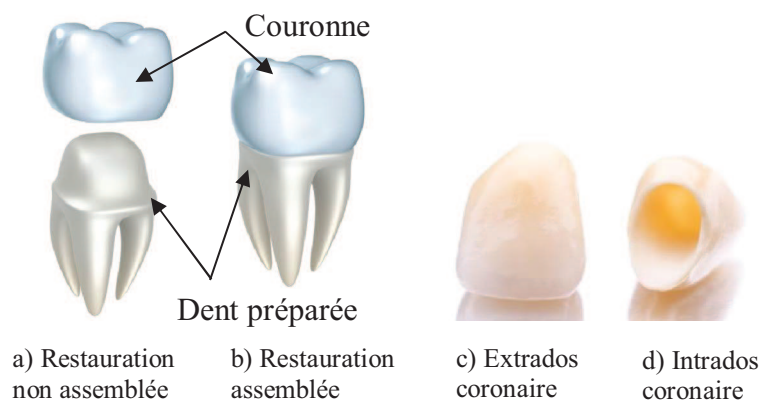


Fig.I.2. Dent préparée et couronne prothétique.

Pour répondre à leurs besoins le praticien et le patient expriment plusieurs fonctionnalités prothétiques d'ordre mécanique (rétention, adhérence, durée de vie/fatigue), esthétique (propriétés optiques), biologique (développement de la plaque dentaire, étanchéité cervicale) et tribologique (usure). L'IS qui découle de l'usinage des couronnes doit en théorie répondre à ces fonctionnalités cliniques.

1.1 Fonctionnalités cliniques d'une prothèse coronaire

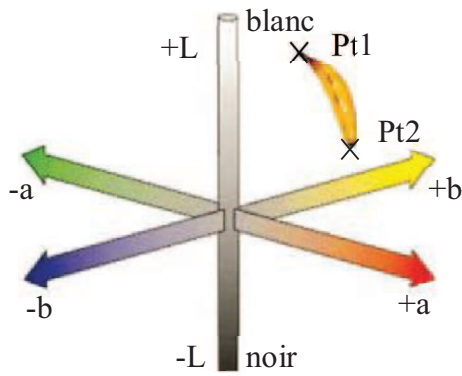
Suivant les matériaux prothétiques employés, certaines couronnes sont recouvertes, sur l'extrados, d'une couche cosmétique en céramique permettant d'assurer une première fonction

esthétique. En plus de cette fonction esthétique, la couche cosmétique augmente surtout la dureté en surface, qui représente une deuxième fonctionnalité permettant de réduire l'usure de la couronne. Une bonne cohésion entre la couche cosmétique et le biomatériau structural (infrastructure) constitue une troisième fonctionnalité indispensable au respect de la durée de vie de la restauration.

L'usure d'une dent naturelle et/ou d'une couronne doit être la plus faible de façon à pérenniser la restauration sans pour autant détruire la dent antagoniste. Ce phénomène d'usure peut être classiquement assimilé au phénomène d'abrasion de 2 corps (bruxisme) ou 3 corps (en incluant le bol alimentaire), régi par la loi de Preston-Archard. De ce fait, plus la dureté du matériau coronaire est élevée moins son usure sera sévère, au détriment de la dent antagoniste [OH 02].

Cliniquement, la durée de vie d'une couronne est affectée par le développement de bactéries, les reprises de caries, le décollage/descellement de la prothèse et la présence de plaque dentaire qui augmente les risques de caries et d'inflammations parodontales [BOL 97] [SIN 98]. La fissuration, qui peut aller jusqu'à la ruine de la couronne et l'écaillage qui provoque une mauvaise étanchéité du joint dento-prothétique (espace créé entre l'intrados d'une restauration prothétique fixée et la surface de la dent préparée) sont aussi propices au développement de caries et de la plaque dentaire préjudiciables à la durée de vie de la couronne.

Dans notre société actuelle l'esthétique est une notion subjective mais essentielle que l'on retrouve au niveau des prothèses dentaires. Elle est principalement impactée par les propriétés optiques coronaires. Il existe plusieurs paramètres d'appréciation de ces propriétés optiques. La Commission Internationale de l'Eclairage (CIE), a défini deux modèles de coordonnées cartésiennes à trois paramètres optiques chacun : le modèle CIELab et le modèle CIELCH, décrits en annexe A. Les dents naturelles humaines occupent dans la sphère chromatique un espace de forme rhomboïde communément appelé «banane chromatique» (Fig.I.3). C'est une zone haute dans la sphère chromatique et assez proche de l'axe de luminosité L. Cela signifie que les dents naturelles sont très lumineuses et dé-saturées. [Sic] L'interprétation de la position de la banane chromatique démontre la primauté de la luminosité dans l'analyse esthétique des dents. [Sic] [DAR 13]. De ce fait, les seuils de différence de couleur ΔE de détectabilité ($1 < \Delta E < 2$) et d'acceptabilité ($2,72 < \Delta E < 6,8$) se trouvent très fortement influencés par la luminosité [DAR 13].



Positions (L; a; b) dans l'espace CIELab:

Pt1(78%; 0,84%; 12%) Pt2(62%; 6,7%; 32,3%)

Positions (L; C; H) dans l'espace CIELCH:

Pt1(78%; 12%; 86°) Pt2(62%; 33%; 78°)

Fig.I.3. Banane chromatique dentaire dans les espaces CIE [DAR 13].

La dentisterie moderne est résolument tournée vers le numérique [NOO 12] et la fabrication des prothèses conjointes unitaires (PCU) est de plus en plus réalisée par CFAO.

1.2 La dentisterie numérique en prothèse dentaire unitaire

La CFAO dentaire s'insère dans le processus global de réalisation de la prothèse (Fig.I.4).

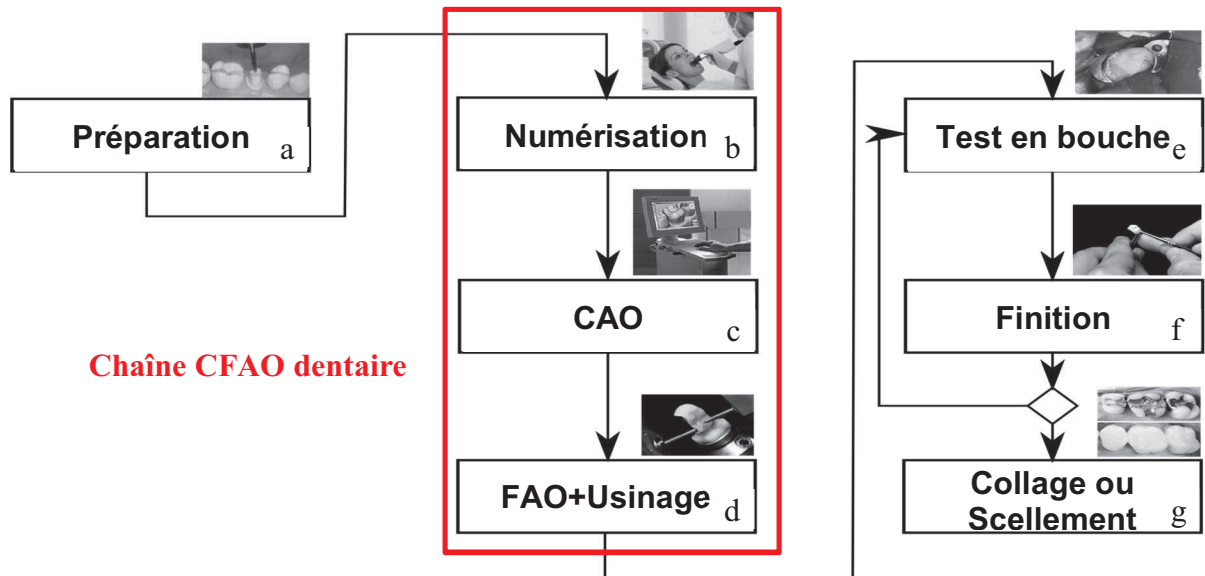


Fig.I.4. Processus de réalisation d'une prothèse dans le cas d'une numérisation intra-orale

[Adaptée de HOD 11].

Le processus global commence par une étape manuelle de préparation de la dent lésée par le praticien (Fig.I.4a). Ensuite intervient la partie numérique appelée chaîne de CFAO dentaire permettant de concevoir et fabriquer la prothèse. Après les étapes de CFAO, des étapes manuelles et itératives de test et de finition de la restauration sont réalisées au fauteuil

(Figs.I.4e, f). Une fois les ajustements achevés le praticien colle ou scelle la prothèse selon le matériau prothétique employé (Fig.I.4g). L'amélioration de la chaîne de CFAO et en particulier les étapes de numérisation et CFAO doit permettre de réduire, voire de supprimer l'étape manuelle de finition après l'usinage, tout en préservant l'intégrité de surface obtenue suite à l'usinage.

1.2.1 La chaîne CFAO dentaire

Le développement de la chaîne CFAO dentaire a débuté dans les années 70 avec les expérimentations réalisées par le Pr F. Duret [DUR 73] et le Dr W. Mormann [MOR 80]. Le premier système permettant la fabrication de prothèses au cabinet dentaire est apparu sur le marché dans les années 80 [DAV 11].

La CFAO d'un point de vue dentaire comporte trois maillons numériques principaux [TAP 15] : la numérisation, la CAO (Conception Assistée par Ordinateur) et l'ensemble FAO-Usinage (Fabrication Assistée par Ordinateur). En CFAO dentaire le maillon FAO est indissociable du maillon usinage par MOCN (Machine-Outil à Commande Numérique), rendant très difficile d'accès les paramètres FAO.

Le premier maillon numérique (Fig.I.4b), appelé numérisation, consiste à numériser une partie de la denture comprenant la dent préparée du patient. Cette étape est réalisée à l'aide d'un scanner sur modèle plâtre ou d'une caméra optique directement en bouche. La numérisation génère un nuage de points correspondant à la zone choisie de la denture. Le deuxième maillon numérique (Fig.I.4c) consiste, dans un premier temps, à reconstruire automatiquement des surfaces au format STL (STéréoLitography) sur le nuage de points par une méthode de triangulation (interpolation du nuage de points par des facettes planes triangulaires). Puis dans un second temps, la CAO permet de concevoir, à l'aide d'un logiciel dédié, la prothèse souhaitée.

Le dernier maillon numérique (Fig.I.4d), correspondant à l'ensemble FAO-Usinage, consiste à préparer la fabrication puis produire par usinage la prothèse précédemment conçue. Ce maillon nécessite une MOCN dédiée au domaine dentaire avec des caractéristiques techniques adaptées aux biomatériaux de restaurations prothétiques.

1.2.2 Biomateriaux pour la CFAO dentaire

La classification des biomatériaux utilisés en dentisterie restauratrice permet de distinguer deux ensembles : les matériaux métalliques et les non-métalliques. De nos jours, en dentisterie restauratrice conjointe, les matériaux métalliques biocompatibles ne sont quasiment plus utilisés principalement pour des raisons esthétiques. Dans le même but d'esthétisme, les fabricants de

biomatériaux non métalliques se doivent de commercialiser des blocs inclus dans la banane chromatique dentaire décrite §1.1 (Fig.I.3) (Fig.I.5).

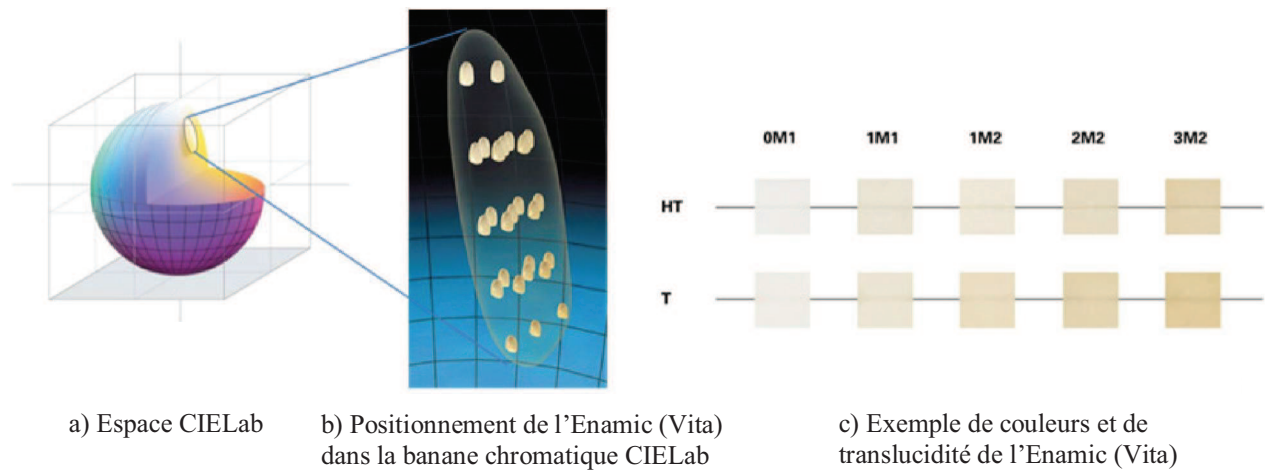


Fig.I.5. Couleurs et translucidité de biomatériaux dans l'espace CIELab [COL 14].

De manière générale, les matériaux non-métalliques sont classés en trois grandes catégories : les céramiques, les composites et les polymères (Fig.I.6). De par leurs faibles caractéristiques mécaniques, les polymères ne sont pas utilisés pour fabriquer des PCU par CFAO dentaire [STR 09].

Les céramiques sont réparties en deux familles : les céramiques poly-cristallines et les vitrocéramiques [COL 14]. La famille des céramiques poly-cristallines dédiées à la CFAO dentaire regroupe les catégories suivantes : porcelaine, alumine, zircone. La famille des vitrocéramiques contient les vitrocéramiques à base de leucite, silicate/disilicate de lithium, feldspaths [CON 07] [GUE 11]. Les vitrocéramiques offrent des duretés de l'ordre 600-800 Hv, un module d'élasticité de 60-120 GPa et une ténacité de l'ordre de 1 à 2 MPa√m. Les céramiques poly-cristallines sont dans un état pré-fritté au moment de l'usinage et possèdent des duretés d'environ 60 Hv.

Les matériaux composites sont constitués de charges céramiques enrobées dans une matrice polymère et sont subdivisés en macro-, micro- et nano-composites (Fig.I.6). Chaque sous-division des composites correspond à des tailles de particules différentes [KAH 08]. Les macro-composites ont une taille de particules allant de 0,1 à 100 μm, alors que les micro-composites ont des particules de 40nm environ. Les nano-composites possèdent des tailles de particules autour de 25nm. Les composites hybrides-infiltrés sont constitués d'un réseau principal de céramique renforcé par un réseau polymère s'imbriquant totalement. Les tailles des particules des composites hybrides-infiltrés sont de 0,6 à 1 μm. Les composites se situent dans une plage de

dureté entre 70 et 300 Hv, un module d'élasticité entre 10 et 40 GPa et une ténacité de l'ordre de 1,4 à 2,26 MPa√m.

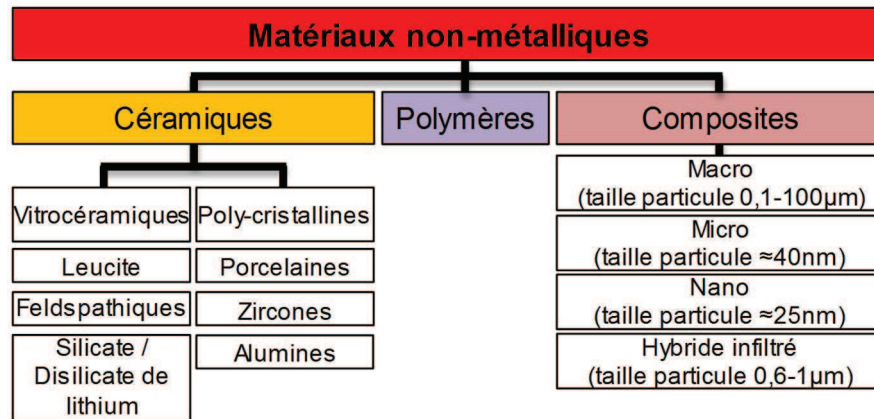
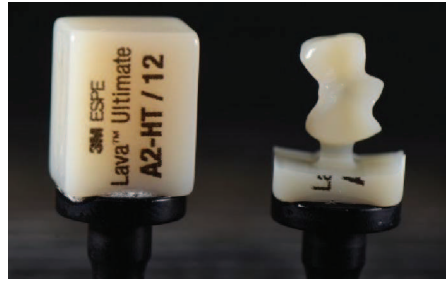


Fig.I.6. Classification des matériaux prothétiques d'un point de vue de la CFAO dentaire.

Parmi toute cette offre de biomatériaux non-métalliques pour la restauration, se pose alors la problématique de l'hétérogénéité de leurs propriétés mécaniques, non intégrée dans le choix des paramètres d'usinage. En effet il existe des amplitudes assez importantes des propriétés mécaniques suivant les matériaux considérés. Par exemple, la dureté peut varier dans un rapport de 1 à 11, le module d'élasticité dans un rapport de 1 à 12 et la ténacité dans un rapport de 1 à 2,5 suivant le matériau choisi. Cette hétérogénéité peut affecter l'usinabilité des biomatériaux.

1.2.3 Usinage sur MOCN

Il s'agit de l'usinage par outils abrasifs d'un bloc de biomatériau prothétique pour obtenir la prothèse désirée (Fig.I.7). L'offre commerciale concernant les machines d'usinage destinées à la CFAO dentaire aussi bien en cabinet (Chairside) qu'au laboratoire (Labside) est assez variée. En Europe, 4 machines industrielles de fraisage dédiées à l'utilisation en cabinets dentaires et environ 40 centres d'usinage dédiés aux laboratoires de prothèses sont disponibles sur le marché [LEB 16]. Les machines utilisées ont des cinématiques allant de 3 à 5 axes, les plus courantes en cabinet dentaire étant les machines 3 axes et 3+1 axes (3 axes continus et 1 axe positionné. Un axe positionné est un axe suivant lequel le déplacement de la machine se fait hors matière). En laboratoire, les cinématiques 5 axes sont souvent réduites à une utilisation 3 axes et 3+1 axes.



a) Bloc brut avant usinage b) Bloc usiné

Fig.I.7. Bloc de biomatériau prothétique avant et après usinage.

Les industriels proposent un maillon FAO-Usinage simple d'utilisation et exploitable facilement par les praticiens ou prothésistes qui ont très peu de connaissances sur les techniques d'usinage sur MOCN [WOR 16]. Ce maillon est complètement automatisé et fermé [KAV 16], rendant impossible l'accès aux stratégies d'usinage et aux paramètres d'usinage.

Les vitesses de rotation des broches de ces machines-outils se situent entre 42 000 et 60 000 tr/min. Seules certaines machines d'usinage de laboratoire permettent de faire varier la vitesse de rotation de l'outil et donc d'adapter la vitesse de coupe au matériau usiné. Pour des outils d'ébauche et les vitesses de broche les plus élevées, la vitesse de coupe peut atteindre 560 m/min. De plus, peu de broches ont la possibilité d'être asservies en vitesse afin de respecter la vitesse de rotation programmée quelles que soient les perturbations générées par les efforts d'usinage.

Les vitesses d'avance lors de l'usinage se situent entre 1 800 et 3 600 mm/min suivant les MOCN. En général pour une MOCN donnée, la vitesse d'avance est figée et par conséquent identique pour tous les matériaux usinés. Seules quelques couples machines-FAO adaptent la vitesse d'avance en fonction du matériau prothétique. La modulation de la vitesse d'avance étant d'une faible amplitude (environ 500 mm/min), il se pose la question de son efficacité réelle.

Sur les machines de cabinet il existe une seule opération d'usinage de finition incluant l'ébauche. La profondeur de passe est alors fonction de la géométrie prothétique et des dimensions du bloc brut. De ce fait, les profondeurs de passe peuvent atteindre 10 mm dans certaines zones quel que soit le matériau usiné.

Tout comme la profondeur de passe, le pas radial influence les efforts de coupe mis en jeu. Un pas radial constant est utilisé dans toutes les chaînes CFAO. Par exemple, une étude de la stratégie d'usinage associée à la machine de laboratoire Kavo Arctica montre un pas radial constant de 0,1 mm en finition quel que soit le matériau usiné alors que, pour la machine de cabinet Lyra le pas radial est de 0,03 mm.

Les outils abrasifs montés en broche ont des diamètres compris entre 0,5 et 4 mm. De plus pour limiter les manipulations et les risques d'erreurs de la part des praticiens, les machines outil de cabinet dentaire sont équipées d'un nombre limité d'outils [LEB 16]. Le même outil est alors utilisé pour usiner l'ensemble diversifié de biomatériaux et effectuer l'opération unique combinant la finition et l'ébauche.

Les stratégies d'usinage utilisées en CFAO dentaire sont peu évoluées. Dans les FAO dentaires de cabinet, la stratégie souvent adoptée correspond à un usinage par balayage dans des plans de guidage parallèles contenant l'axe de l'outil, ou perpendiculaires à l'axe de l'outil.

L'impact de l'hétérogénéité des caractéristiques mécaniques des matériaux employés n'est actuellement pas pris en compte lors de l'usinage. Les paramètres d'usinage sont très souvent figés et définis par le fabricant du système de CFAO dentaire. Ils sont donc difficiles voire impossibles à modifier et ne sont que très rarement choisis en fonction du biomatériau prothétique usiné.

1.3 Enjeux cliniques et scientifiques

La réalisation de couronnes prothétiques par usinage doit permettre d'obtenir des prothèses de qualité, « cliniquement acceptable », respectant un certains nombres de critères tels que sommairement définis par la Fédération Dentaire Internationale (FDI) [FDI 07].

Les critères de qualité attendus par les praticiens et patients selon la FDI peuvent correspondre aux aspects suivants :

- Caractéristiques de la restauration ⇒ « propriétés, durée de vie » (selon la FDI)
- Intégrité géométrique de la prothèse ⇒ « anatomie, fonctions, esthétique »
- Intégrité de surface de la prothèse ⇒ « propriétés, fonctions, esthétique, texture de surface. »

Dans la littérature, il existe des études cliniques et scientifiques évaluant largement les deux premiers aspects [FAS 06] [ALT 11] [BAS 14]. En revanche, nous avons trouvé aucune étude scientifique concernant l'intégrité de surface des prothèses obtenues par usinage CFAO. Ainsi les praticiens et prothésistes se questionnent de manière récurrente sur l'impact des processus d'usinage proposés par les industriels sur la qualité de la prothèse. Ils se retrouvent donc souvent désarmés face aux manques de données d'évaluation de l'intégrité de surface des prothèses usinées. D'autre part, la notion même d'intégrité de surface d'une prothèse dentaire reste un concept flou et partiellement défini par la FDI. Pourtant, une bonne compréhension de l'intégrité de surface est primordiale. Car elle réduit considérablement les risques de détérioration des

pièces et améliore la qualité des pièces [ULU 11]. L'expérience sur l'usinage des matériaux métalliques nous enseigne que l'étude de l'intégrité de surface est une voie pertinente pour comprendre les signatures caractéristiques de l'usinage pour un matériau donné [RED 08]. Le manque d'études scientifiques dans le contexte de l'usinage de biomatériaux non-métalliques pour prothèse dentaire est donc extrêmement dommageable car il apparaît évident que les pièces usinées et leurs propriétés fonctionnelles sont influencées par l'intégrité des surfaces obtenues [M'SA 08] [MON 12] [BRI 14].

Au travers du questionnement de l'impact clinique du processus d'usinage sur la qualité des prothèses dentaires, se dégagent trois problématiques majeures. La première porte sur la définition de l'intégrité de surface d'une couronne dentaire que seule la FDI a commencée à formaliser mais elle reste encore insuffisante pour être exploitée lors de la mise en place du processus de CFAO. La seconde s'articule autour des moyens permettant d'établir les corrélations du triptyque "procédé d'usinage-fonctionnalités cliniques attendues des surfaces-intégrité des surfaces usinées". La troisième s'oriente sur la manière d'évaluer et de prédire l'intégrité de surface lors du processus de CFAO dentaire.

Les deux premières problématiques sont traitées dans ce chapitre. La troisième est traitée au chapitre IV.

2. Intégrité de surface d'une couronne dentaire

Grâce aux acquis de l'ingénierie mécanique, le concept d'intégrité de surface et les corrélations existantes entre le procédé d'usinage et les fonctionnalités attendues constituent une base d'étude nécessaire à l'établissement d'une définition de l'intégrité de surface d'une couronne dentaire. L'objectif des analyses présentées dans cette partie est donc de définir l'intégrité de surface d'une couronne dentaire.

2.1 Concepts et définitions préliminaires

D'un point de vue du génie des matériaux, la surface est une zone séparant un corps du milieu environnant. Elle correspond à une interface (solide-gaz, solide-liquide, solide-solide) possédant des propriétés physiques et chimiques dépendant de la composition du matériau et de l'environnement. La composition chimique et les propriétés mécaniques de cette zone peuvent être très différentes de celles du cœur du matériau. Le terme « surface » représente une couche d'épaisseur comprise entre 10^{-2} et 10^{-6} mm [BAR 04] [BEN 02].

Une surface au sens de l'ingénierie est définie comme l'ensemble de la surface extérieure et des sous-couches formant un ensemble à gradient de fonctionnalités offrant le meilleur rapport coût/performances possible [AST 10]. Cette dernière définition correspond assez bien au contexte de la dentisterie moderne. En effet une prothèse dentaire doit répondre aux fonctionnalités attendues soit par le praticien, soit par le patient. Et comme l'indique Barreau [BAR 04] la surface ne se limite pas à la couche extérieure. Ainsi les proches sous-couches ont aussi un rôle important par rapport à certaines fonctionnalités attendues sur une prothèse dentaire.

Dans les domaines des sciences et de l'industrie, le concept d'intégrité de surface est souvent utilisé pour décrire la surface qui vient d'être fabriquée. Le terme « intégrité de surface » représente une caractérisation compréhensible de tous les facteurs influençant les propriétés de la surface et les fonctionnalités de la pièce finie [KRI 10]. L'intégrité de surface est par conséquent une notion hautement pluridisciplinaire [AST 10].

Deux définitions de l'intégrité de surface sont recensées. Dans la première, proposée par Field et Kahles [FIE 64], le terme intégrité de surface est défini comme une signature résiduelle laissée par un procédé de fabrication sur la surface produite et conditionnant la qualité de la surface obtenue.

Une seconde définition proposée par Davim [DAV 10] permet de préciser que l'intégrité de surface est caractérisable selon différentes composantes en surface et en sous-couches directement liées aux fonctionnalités attendues (optiques, biologiques, électriques, mécaniques, thermiques, ...).

En conclusion, l'intégrité de surface est la signature résiduelle laissée par le procédé de fabrication. Elle est représentée par un ensemble de composantes (géométriques et physiques) caractérisant la surface et les sous-couches d'une pièce obtenue par un procédé de fabrication. Les fonctionnalités de service (optique, mécanique, esthétique, thermique, électrique, ...) de la surface obtenue dépendent de la signature résiduelle laissée par ce procédé de fabrication sur les composantes de l'intégrité de surface.

2.2 Composantes, paramètres et indicateurs

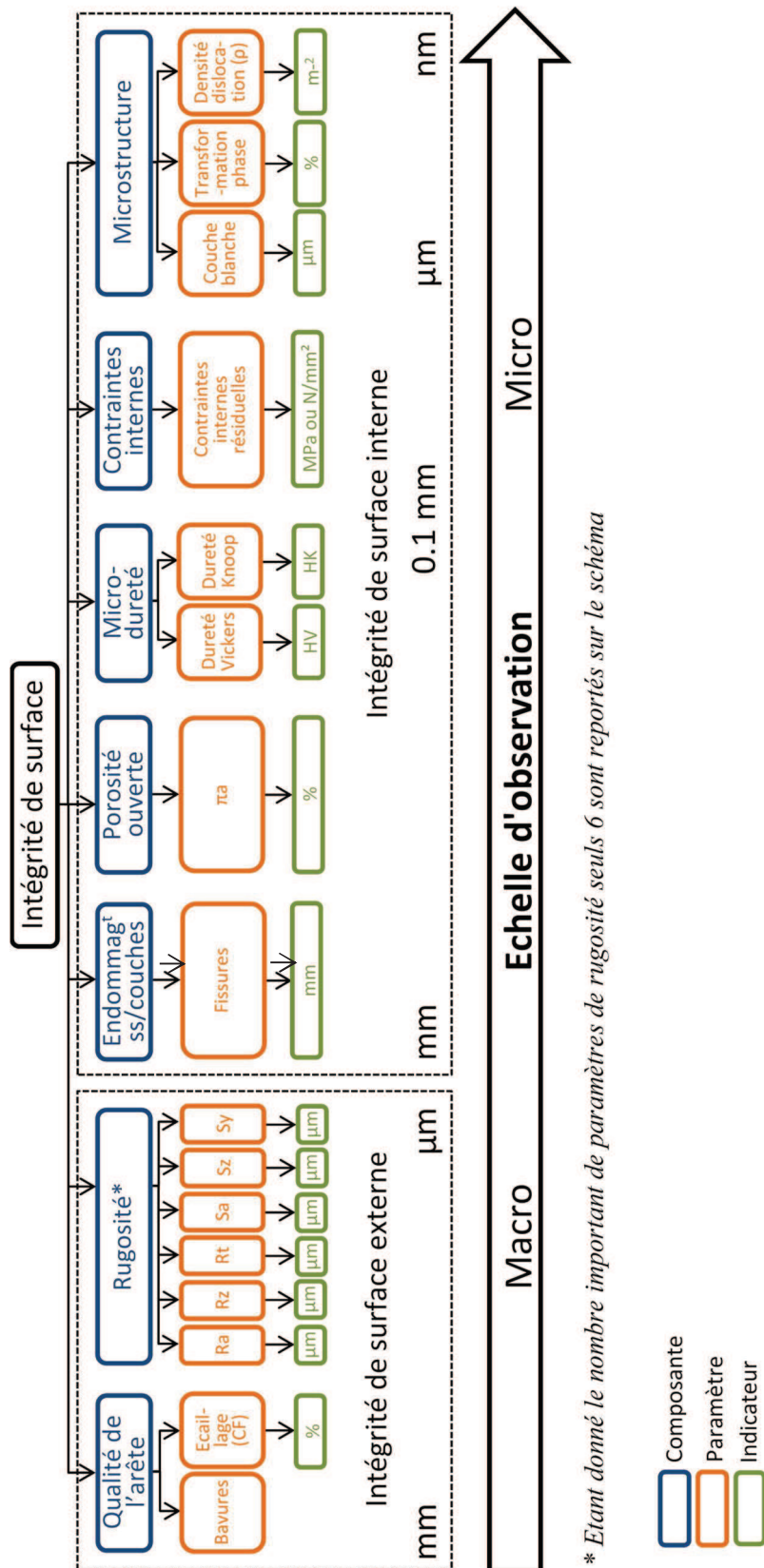
Comme indiqué précédemment les fonctionnalités de service liées à l'intégrité de surface se retrouvent à la fois en surface et en profondeur. Il est ainsi possible de définir deux catégories de composantes : les composantes surfaciques (intégrité de surface externe) et les composantes en sous-couches (intégrité de surface interne).

- Une composante est un sous-ensemble de l'intégrité de surface regroupant différents paramètres de la même nature et du même niveau d'échelle d'observation.
- Un paramètre est un constituant élémentaire d'une composante permettant de représenter une propriété (physique, mécanique, optique, thermique, biologique...). Il peut être qualitatif ou quantitatif.
- Un indicateur chiffré est la valeur numérique associée au paramètre correspondant. Il n'existe donc pas d'indicateur chiffré pour un paramètre qualitatif.

L'organisation entre l'IS, composantes, paramètres et indicateurs est pyramidale. Les composantes sont regroupées au premier niveau. Au deuxième niveau apparaissent les paramètres liés à chaque composante. Et enfin au dernier niveau on retrouve les indicateurs correspondant à chaque paramètre lorsqu'ils existent.

Appliquée au domaine dentaire, l'intégrité de surface est multi-composantes et multi-échelles. Les sept composantes d'intégrité de surface (deux relatives à la surface et cinq aux sous-couches) sont observées à des échelles variant du millimètre au nanomètre [GRI 01]. Chaque composante possède au moins un paramètre (Fig.I.8).

Les parties suivantes s'attachent à donner une description des composantes, paramètres et indicateurs formant l'IS.



* Etant donné le nombre important de paramètres de rugosité seuls 6 sont reportés sur le schéma

Fig.I.8. Schéma structurel de l'intégrité de surface appliquée au dentaire.

2.2.1 Composantes externes

Les composantes d'intégrité de surface relatives à la surface externe sont purement géométriques et au nombre de deux : la rugosité et la qualité des arêtes usinées.

2.2.1.1 Rugosité

La composante de rugosité, exprimée en μm permet de caractériser la micro-géométrie d'une surface prothétique. Plusieurs normes [ISO4287 98] [ISO4288 96] [ISO12085 98] relatives à la rugosité 2D existent. Des publications récentes ont établies l'importance des paramètres de rugosité 3D dans des applications scientifiques, puisque par nature les surfaces sont en 3D [GHI 11]. Par conséquent, l'utilisation des paramètres de rugosité 3D débouche sur un concept pertinent comparé à la profilométrie 2D. De plus, la caractérisation des surfaces en 3D est utile lorsque la topographie est anisotrope ou présente des singularités (trous, stries, sillons) [DEC 94]. Il existe alors, par extension, des normes correspondantes aux paramètres 3D [ISO25178-2 12] [ISO25178-3 12]. Ceux-ci qualifient une surface et non plus seulement un profil en 2D. La norme [EN623-4 04] précise plus particulièrement les techniques à utiliser et les précautions (liées aux problèmes de réflexions optiques) à prendre au moment de la mesure sans contact de la rugosité des céramiques techniques semblables à celles utilisées en dentisterie restauratrice. La composante de rugosité est détaillée au §3.2.1 de ce chapitre.

2.2.1.2 Qualité de l'arête

La qualité de l'arête comprend deux paramètres liés à l'usinage et localisés sur la zone cervicale.

La présence de bavures est le premier paramètre de l'arête usinée. Les opérations d'enlèvement de matière conduisent toujours à la création de bavures, d'ordre micro ou macroscopique, localisées sur les arêtes de la couronne. Elles sont dues à la déformation plastique survenant durant le procédé d'usinage. Il s'agit d'un paramètre qualitatif basé sur la présence plus ou moins prononcée de bavures [JAW 11]. La formation de bavures sur la zone cervicale existe uniquement sur des prothèses métalliques.

Le deuxième paramètre de la qualité de l'arête usinée est l'écaillage (Fig. I.9). Il se caractérise par un volume important de perte de matière (écaille) de la zone cervicale. Un paramètre appelé « chipping factor » et noté CF % a été défini pour caractériser le taux d'écaillage [TSI 07] [GIA 10]. L'indicateur qui lui est associé est le ratio de la longueur d'arête présentant l'écaillage sur la longueur totale de l'arête. Le paramètre 2D CF ne tient pas compte de la profondeur de l'écaille, mais seulement de sa longueur, alors qu'une écaille peut avoir une faible profondeur et

une longueur importante et réciproquement. Un paramètre d'écaillage en 3D mesurant le volume écaillé et non plus la longueur écaillée serait plus pertinent et représentatif du volume de matière absent.

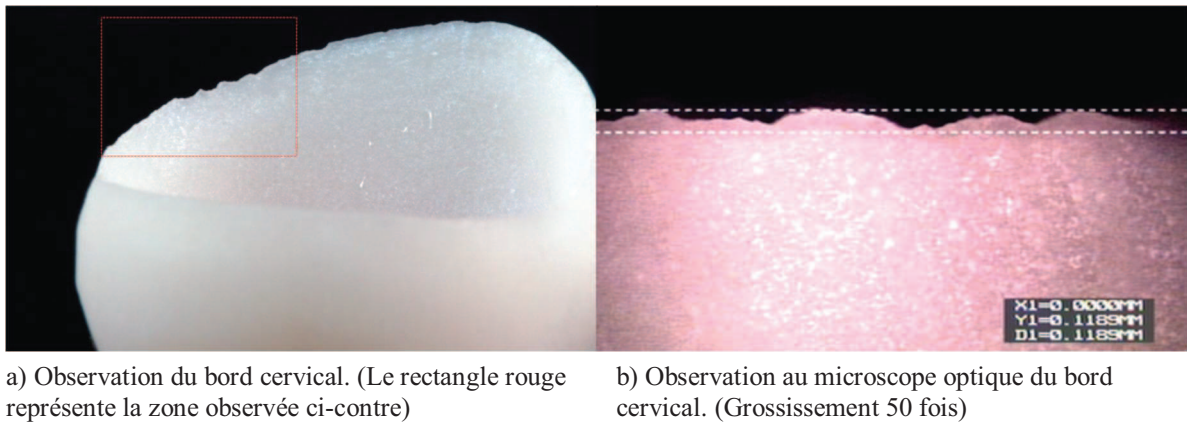


Fig.1.9. Écaillage en bord cervical sur une couronne en céramique (Vita Mark II) [AWA 15].

2.2.2 Composantes internes

Les composantes touchant les sous-couches sont assez nombreuses, contrairement aux composantes de surface. Elles sont d'ordre physiques (microstructure, porosité ouverte) et mécaniques (contraintes internes, micro-dureté, endommagement des sous-couches).

2.2.2.1 Contraintes internes résiduelles

La mise en forme du bloc de CFAO brut, les traitements thermiques et l'usinage génèrent une combinaison complexe de contraintes thermiques, mécaniques et chimiques en surface et dans les sous-couches de la couronne [BRO 08] [LIU 82] [DAV 10]. Après l'usinage, la couronne en est partiellement libérée. Le reste des contraintes, ne pouvant pas être éliminées, sont dissipées sous forme de déformation plastique, ce qui entraîne des contraintes notamment à la surface et dans les sous-couches. Ces contraintes résiduelles dans le matériau sont appelées contraintes internes. La contrainte interne résiduelle peut donc être définie comme la contrainte (de traction ou de compression) présente dans une couronne libre de toutes sollicitations externes. Les chargements mécaniques (pression et cisaillement), semblables à ceux présents en usinage, entraînent généralement des contraintes résiduelles de compression en raison d'une déformation plastique du matériau en surface et en profondeur [MAH 99] [REC 08a].

Exprimées généralement en MPa, les contraintes internes présentes dans un matériau polycristallin dépendent de l'historique des sollicitations (mécaniques, thermiques, etc...) et elles s'auto-équilibrent. L'état final du champ de contraintes peut être décrit suivant différents ordres

(ordre I: macro, ordre II: méso, ordre III: micro) classés selon l'échelle à laquelle le matériau est considéré [MAC 86]. Ainsi, alors qu'une contrainte d'ordre I est une moyenne sur plusieurs grains, une contrainte d'ordre II représente une moyenne sur un seul grain et une contrainte d'ordre III se localise à l'intérieur d'un grain de par sa non homogénéité et ses dislocations. Lorsque l'on parle de contraintes résiduelles, il s'agit en fait d'une combinaison multi-échelles des trois ordres.

2.2.2.2 *Micro-dureté*

La dureté d'une surface coronaire caractérise la capacité du biomatériau à résister à la pénétration. Il existe plusieurs paramètres de dureté (Vickers, Brinell, Knoop, Rockwell...) définis par des normes et dépendants des matériaux testés [ISO9385 91] [EN843-4 05] [ISO4545 06]. Chaque paramètre possède une échelle de dureté différente. Les essais de dureté sont basés sur la mesure des dimensions de l'empreinte laissée par un pénétrateur dur (diamant) et sous charge dans le matériau. Les essais de micro-dureté, pour lesquels sont utilisés des pénétrateurs beaucoup plus petits et des charges plus faibles, sont habituellement utilisés pour évaluer la dureté locale des différentes sous-couches. Il existe deux essais de micro-duretés pouvant être utilisés : Vickers et Knoop. L'indicateur de la dureté/micro-dureté est donc équivalent à une pression.

2.2.2.3 *Porosité ouverte*

Appliquée à la dentisterie restauratrice, la porosité est une propriété d'un biomatériau qui présente des interstices entre ses molécules ou grains (biomatériau poreux). La porosité ouverte est telle que les interstices forment un réseau et communiquent entre eux. L'indicateur de porosité ouverte en est le rapport en pourcentage du volume des vides (dans les grains et entre les grains) sur le volume total (volume apparent) [EN1389 04]. La porosité peut provenir d'un procédé d'élaboration (frittage des céramiques par exemple) du matériau mal maîtrisé [OH 02].

2.2.2.4 *Microstructure*

A des échelles différentes, plusieurs paramètres d'intégrité de surface en sous-couches sont liés à la microstructure interne du biomatériau. À une échelle micrométrique et dans les biomatériaux métalliques, une couche blanche formée uniquement sous certaines conditions de température et de contraintes mécaniques peut apparaître (les conditions de température et les contraintes mécaniques sont introduites par les conditions d'usinage) [DAV 10] [KON 90] [TON 00] [GRI

87] [M'SA 08] [AKC 02]. Son épaisseur peut varier de quelques dixièmes de microns à quelques microns [M'SA 08]. Il s'agit d'une zone très dure et fragile en très proche surface. Elle tire son nom du fait qu'elle apparaît en blanc sous un microscope optique ou un MEB. Parfois la présence d'une couche blanche en surface est favorable à l'application que l'on souhaite faire de la couronne, mais dans d'autres cas il est préférable d'éviter sa présence, de prédire ses effets, ou de la supprimer avec un post-procédé.

À l'échelle des grains d'un matériau, il existe des transformations de phases. Ce sont des changements de la structure cristalline causés par la température et/ou des pressions élevées introduites par les conditions d'usinage. Les changements de phases sont quantifiés par un taux de volume transformé.

À l'échelle de la structure cristalline, il existe des dislocations. Il s'agit de défauts linéaires correspondant à une discontinuité dans l'organisation de la structure cristalline. À l'échelle nanométrique, les dislocations sont caractérisées par un indicateur de densité surfacique (m^{-2}).

2.2.2.5 Endommagement des sous-couches

La fissuration des couronnes est le paramètre associé à l'endommagement des sous-couches. Elle se caractérise par un défaut ou une discontinuité dans un biomatériau. La particularité de la fissure est de posséder une pointe très aiguë. Les fissures, débouchantes ou non, apparaissent entre les joints de grains. La longueur d'une fissure est notée « a » en microns. Les fissures sont définies comme ayant un ratio profondeur/largeur supérieur ou égal à 4. Les macrofissures sont définies comme étant observables grâce à un grossissement maximum de 10X, alors que les microfissures nécessitent un grossissement supérieur à 10X [ANS 86]. L'endommagement en sous-couches abaisse les caractéristiques mécaniques.

2.2.3 Interactions entre composantes/paramètres

Qu'il s'agisse des composantes externes ou internes d'IS, elles ne sont pas totalement indépendantes et des interactions existent entre elles. Ces interactions sont présentes aussi bien à l'échelle microscopique que macroscopique.

Excepté pour les matériaux polymères, il existe des dislocations qui vont générer des contraintes internes (en traction ou en compression) [ARG 70]. Plusieurs modélisations caractérisant la relation dislocations-contraintes internes sont établies [BAY 06] [HUN 15].

Les contraintes internes générées peuvent se traduire par des transformations de phases au sein du matériau [GIO 06]. Ces dernières ne s'effectuant généralement pas à volume constant, de nouvelles contraintes internes peuvent apparaître [OLI 02] [PEZ 04]. Au-delà d'un certain seuil,

les contraintes internes devenant trop élevées pour le matériau engendrent le phénomène de fissuration [KEL 08]. La localisation et la taille des fissures générées par les contraintes internes dépendent de leur répartition dans la pièce [WU 98]. Les fissures ainsi générées provoquent de nouveau des concentrations de contraintes internes en pointe de fissures aiguës. Dans la zircone le phénomène est un peu particulier et connu comme étant le mécanisme de renforcement de la zircone [STE 86].

La rugosité est aussi source potentielle de fissures. En effet, lorsque les fonds de sillons du profil de rugosité atteignent la taille critique pour le matériau, l'apparition et la propagation de fissures est possible [ROM 09] [LEP 12] [ALS 07]. La taille critique d'une fissure a_c pour un matériau donné est prédictible [CAO 00]. Lorsque les fissures atteignent la surface de la couronne cela se traduit par une augmentation de la porosité ouverte, pouvant conduire à l'écaillage de la surface ou la ruine de la restauration [EVA 74].

Eberhardt et al. [EBE 97] montrent qu'il peut exister une modification de la micro-dureté du titane par la présence de contraintes internes. L'une des conséquences de la formation d'une couche blanche est l'augmentation de la micro-dureté dans la zone concernée [M'SA 08].

2.3 Synthèse

Les concepts et définitions préliminaires puis le détail des composantes d'intégrité de surface d'une couronne dentaire ont été explicités.

L'intégrité de surface d'une couronne dentaire obtenue par CFAO peut être considérée comme la signature résiduelle laissée par le procédé d'usinage mis en œuvre et conditionnant la qualité de la surface obtenue. Elle est caractérisable en surface et en sous-couches selon différentes composantes ayant un lien avec les fonctionnalités cliniques attendues par le praticien et le patient. La caractérisation de l'intégrité de surface d'une couronne prothétique s'appuie sur un ensemble de composantes et de paramètres multi-échelles et multi-physiques ayant des interactions entre eux.

Les relations internes au triptyque impliquant l'IS, les fonctionnalités attendues et le procédé de fabrication, mises en avant sont approfondies dans la suite.

3. Triptyque "procédé-fonctionnalités-intégrité de surface"

Il est impossible d'établir des corrélations directes entre le procédé de fabrication et les fonctionnalités attendues sur une pièce (Fig.I.10 Corrélation II). L'intégrité de surface est donc le

concept intermédiaire et indispensable entre le procédé de fabrication et les fonctionnalités attendues d'une pièce. Dans un premier temps, l'IS est corrélée aux paramètres du procédé de fabrication (Fig.I.10 Corrélation Ia) laissant sur la surface une signature caractéristique. Dans un deuxième temps, l'IS est corrélée aux fonctionnalités attendues et nécessaires sur la pièce (Fig.I.10 Corrélation Ib) [DEC 94]. L'intégrité de surface occupe donc une place primordiale dans une démarche de conception et fabrication intégrée. Pendant la phase de conception d'un produit, il est possible de décider quels sont les procédés de fabrication ou chaînes de fabrication compatibles avec l'intégrité de surface spécifiée sur le dessin de définition. Il est même possible de substituer un procédé de fabrication par un autre équivalent, si la signature de ce procédé de substitution est en adéquation avec l'intégrité de surface demandée sur la pièce finale [BRI 14].

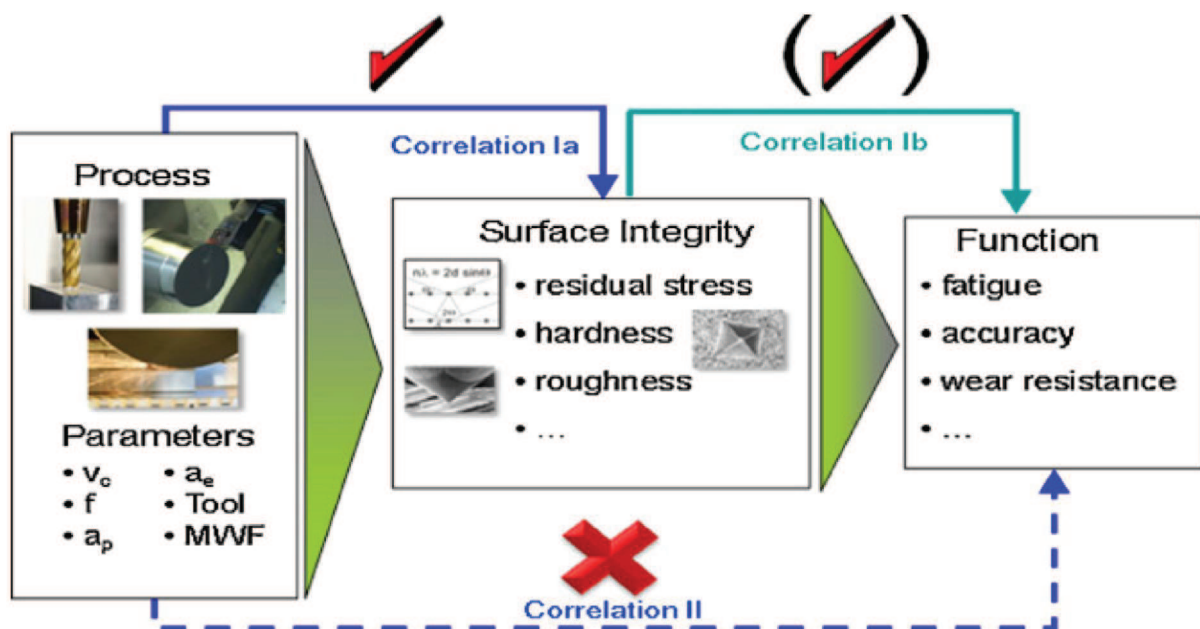


Fig.I.10. Corrélations possibles entre le procédé, l'intégrité de surface et les fonctionnalités attendues [JAW 11].

En ingénierie mécanique, en fonction du procédé de fabrication, la corrélation Ia est connue et renseignée dans la littérature. Il est donc possible de connaître et parfois même de prédire la signature du procédé i.e. l'intégrité de surface. La deuxième corrélation Ib est le lien entre les fonctionnalités attendues (physique, mécanique, optique, thermique, biologique...) sur la pièce et l'IS. Cette corrélation permet la traduction des fonctionnalités attendues sur une surface en un cahier des charges fonctionnel au sens de l'ingénierie mécanique, présenté sous forme d'indicateurs associés aux paramètres et composantes de l'intégrité de surface.

La maîtrise de l'IS des couronnes dentaires passe donc nécessairement par l'approfondissement de ces 2 corrélations. Malheureusement, la corrélation "IS-procédé de fabrication dentaire" est inconnue. De même, la corrélation "IS-fonctionnalités prothétiques" est très mal définie. En revanche, les corrélations étant connues et maîtrisées en ingénierie mécanique, une analyse en est faite avant de les transposer au domaine dentaire.

3.1 Corrélation "procédé-intégrité de surface"

Comme nous l'avons défini précédemment, l'intégrité de surface peut être considérée comme une signature résiduelle laissée par un procédé de fabrication sur la surface produite et conditionnant la qualité de la surface obtenue. L'analyse de cette signature résiduelle peut être un outil pertinent pour arriver à comprendre les mécanismes responsables de la génération des propriétés de la surface et des sous-surfaces [BRI 14].

En ingénierie mécanique, le nombre de publications scientifiques relatives à l'usinage est très important. Dans l'objectif de réaliser une transposition au domaine dentaire, l'étude bibliographique de la corrélation "procédé-IS" est restreinte à quelques matériaux et à deux procédés les plus similaires à ceux utilisés en dentisterie restauratrice. En ce qui concerne les matériaux retenus, nous nous concentrons sur les matériaux métalliques couramment usinés en fraisage par coupe (aciers, alliages de titanes, alliages d'aluminium) et les matériaux céramiques (aluminés, zircons) proches des matériaux de restauration prothétique. Le premier procédé retenu est le fraisage par coupe avec une fraise à bout hémisphérique. Ce procédé et cette géométrie d'outil sont similaires à ceux utilisés en CFAO dentaire. Le second, le polissage abrasif, est aussi un procédé assez semblable à la CFAO dentaire. Il est riche d'enseignements, de par le phénomène d'enlèvement de matière et les vitesses de coupe qui sont du même ordre de grandeur qu'en CFAO dentaire. En ingénierie mécanique, la signature résiduelle est très souvent abordée par l'observation des composantes d'intégrité de surface des matériaux usinés. La rugosité possède des caractéristiques relatives au procédé d'obtention de la surface. Dans une revue de littérature, Benardos et al. [BEN 03] ont recensés les facteurs affectant la rugosité lors de l'usinage des matériaux métalliques (Fig.I.11). Il en ressort quatre familles de facteurs affectant la rugosité : les caractéristiques de la pièce (dureté du matériau usiné et dimensions), les caractéristiques de l'outil de coupe (géométrie et matériau), les paramètres d'usinage (vitesses d'avance et de coupe, inclinaison d'outil, ...) et le phénomène de coupe (efforts, vibration, formation du copeau, ...). Parmi les nombreux facteurs recensés par Benardos et al. ceux liés au procédé d'usinage et à l'outil semblent prépondérants.

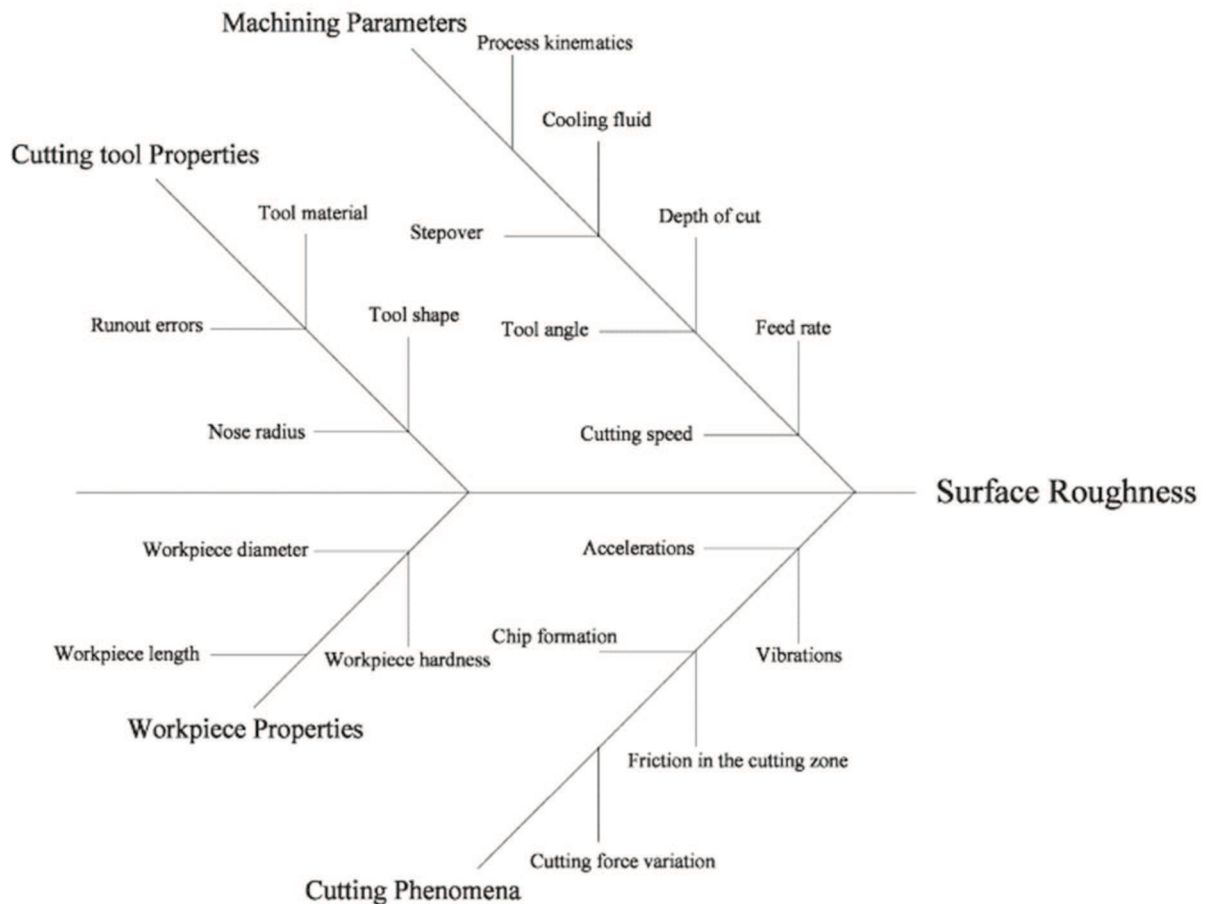


Fig.1.11. Diagramme d'Ishikawa des facteurs affectant la rugosité [BEN 03].

Plusieurs auteurs s'accordent à dire que la rugosité et les contraintes internes obtenues lors du fraisage par coupe de matériaux métalliques avec une fraise à bout hémisphérique sont fortement liées à l'inclinaison de l'outil par rapport à la surface usinée [DAY 09] [ASP 07] [AXI 02] [QUI 08]. L'usinage est dit en bout (l'axe de l'outil est colinéaire à la normale de la surface usinée) lorsque l'outil travaille avec son extrémité où le diamètre effectif de coupe est presque nul, voire nul et en flanc (l'axe de l'outil est perpendiculaire à la normale de la surface usinée) lorsque l'outil travaille avec la zone latérale, où le diamètre effectif de coupe est proche du diamètre nominal. Une topologie de la surface isotrope associée à une rugosité élevée et des contraintes internes résiduelles de compression sont obtenues lors du fraisage en bout. Ces résultats s'expliquent par la vitesse de coupe nulle sur l'axe outil, générant du frottement et un phénomène de labourage au niveau de la zone de coupe. Une rugosité et des contraintes internes de compression plus faibles ainsi qu'une topologie de la surface anisotrope sont observées pour des plus grandes valeurs d'angles d'inclinaison de l'axe de l'outil par rapport à la normale à la surface, offrant des vitesses de coupe plus élevées et moins de frottement.

La microstructure des matériaux métalliques est déformée par le fraisage en bout contrairement aux autres inclinaisons testées. Les déformations sont causées par la pression exercée par l'outil de coupe, plus importante en bout [GIN 09] [DAY 09]. Il n'est pas noté de différence appréciable de la micro-dureté surfacique des matériaux métalliques fraisés avec une fraise hémisphérique, quelle que soit l'inclinaison de l'outil par rapport à la normale de la surface [AXI 02] [ASP 07].

Qu'il s'agisse de fraisage par coupe ou d'abrasion, une augmentation de la vitesse d'avance génère une augmentation de la rugosité et diminue les contraintes internes de compression. La relation entre la rugosité et la vitesse d'avance ne semble pas linéaire [QUI 08] [RED 08] [AXI 02] [GOP 03].

La vitesse de coupe impacte aussi significativement la rugosité et la formation des bavures. Qu'il s'agisse du fraisage par coupe de matériaux métalliques ou de l'abrasion, une augmentation de la vitesse de coupe permet de diminuer la rugosité, mais provoque des bavures plus importantes sur les arêtes vives de la pièce [RED 08] [HUA 03] [JAH 11] [AUR 05].

L'abrasion de différents matériaux, montre que la taille des grains de diamant de l'outil et le matériau usiné impactent la rugosité de la surface et la densité de dislocations (microstructure) [WU 01] [GOP 03] [HUA 03]. Plus les grains de diamant sont de petites tailles plus la rugosité est faible.

L'endommagement des sous-couches en abrasion est plus important pour les matériaux ductiles contrairement aux matériaux fragiles [ZHA 03].

En conclusion, l'usinage en bout semble défavorable à l'IS. Une augmentation de la vitesse d'avance accroît la rugosité mais diminue les contraintes internes de compression. L'augmentation de la vitesse de coupe augmente les bavures mais diminue la rugosité. L'augmentation de la taille des grains de diamant abrasifs augmente la rugosité et la densité des dislocations présentes dans la microstructure. En abrasion, la rugosité et l'endommagement des sous-couches sont dépendants du matériau.

Pour toutes les composantes de l'intégrité de surface observées, une influence évidente du Couple Outil-Matière (COM) existe. Le COM est une notion intégrant les paramètres liés à l'outil usinant la pièce, au matériau prothétique employé ainsi que tous les paramètres liés au procédé d'usinage. En effet, en complément de l'outil et du matériau, les paramètres du procédé récurrents et influents sont la vitesse d'avance, la vitesse de coupe et l'inclinaison outil. Concernant le COM dentaire, ces paramètres devront être pris en considération.

La maîtrise de l'intégrité de surface dentaire passe alors nécessairement par une bonne compréhension du COM retenu.

3.2 Corrélation "fonctionnalités-intégrité de surface"

La qualité et les performances d'un produit sont directement en relation avec l'IS obtenue par l'usinage [ULU 11]. Dans l'objectif de leur amélioration, il est important d'identifier les corrélations existantes entre les composantes d'intégrité de surface et les fonctionnalités souhaitées et attendues sur la pièce. Une revue de littérature permet d'identifier les fonctionnalités récurrentes attendues sur une pièce ainsi que les composantes d'intégrité de surface auxquelles elles sont associées (Tab.I.1).

Fonctionnalité	Composantes associées	Références
Usure	Dureté, contraintes internes, rugosité, microfissures	[BRU 08] [GRI 01] [DEC 94]
Frottement/Lubrification	Rugosité	[COS 06]
Ostéorégénération		[BHU 12]
Étanchéité		[GRI 01] [DEC 94]
Réflexion lumineuse		[BRU 08]
Adhérence/Collage	Rugosité, porosité, dureté, microstructure	[GRI 01] [BRU 08] [DEC 94] [RAM 07]
Fatigue	Microfissures, rugosité, contraintes internes	[GRI 01]
Corrosion		[GRI 01] [RAM 07] [BRU 08]
Mouillabilité		Microstructure

Tab.I.1. Composantes associées aux fonctionnalités attendues en ingénierie mécanique.

Nous observons dans la majorité des cas, qu'un jeu de composantes est nécessaire pour caractériser une fonctionnalité. Chaque composante a un niveau de représentativité (poids relatif) de la fonctionnalité différent. Ainsi, la même composante peut se voir attribuer des poids différents lorsqu'elle intervient dans plusieurs fonctionnalités.

La rugosité est une composante récurrente, associée à la quasi-totalité des fonctionnalités attendues sur une pièce. Les fonctionnalités associées à la rugosité sont d'ordre tribologique (surface réelle de contact, coefficient de frottement, usure), biologique (ostéointégration), fluide (étanchéité, lubrification, perte de charges régulières) et mécanique (comportement en fatigue, amorces de fissures et adhérence) [BHU 12]. En odontologie, une majorité des fonctionnalités attendues est similaire à celle de l'ingénierie mécanique. Ainsi, la rugosité semble être une composante pertinente de caractérisation de l'IS d'une couronne dentaire.

3.2.1 État de surface et rugosité

Les surfaces, quelles que soient leurs méthodes d'obtention, présentent des défauts par rapport à la surface théorique prescrite. Ces derniers sont de différents ordres allant d'un défaut de forme à un défaut cristallin de dimension interatomique [BHU 12]. L'état de surface est observable au travers des défauts micro et macro géométriques identifiables à différentes échelles (ordres) et décomposables en plusieurs ordres cumulables (Fig.I.12). Les défauts macro géométriques correspondent aux ordres 0 à 2, alors que la rugosité (défauts micro géométriques) se situe au niveau des ordres 3 à 6. Les défauts d'états de surface, en ingénierie mécanique, font essentiellement référence à l'usinage par enlèvement de matière [DAV 10].

Un premier défaut d'orientation, macro géométrique (ordre 0), apparaît par rapport au profil théorique. Il correspond à un défaut géométrique de la MOCN. Un défaut de forme, macro géométrique (ordre 1), se cumule au défaut d'orientation précédent. Il est lié à la machine (qualité de la structure cinématique, déformations élastiques) et à de mauvaises fixations de l'outil ou de la pièce. Le dernier défaut d'ordre macro géométrique est l'ondulation (ordre 2). Elle provient principalement d'une rotation excentrique de l'outil, de vibrations, d'une usure d'outil prononcée et/ou d'un matériau usiné non-homogène.

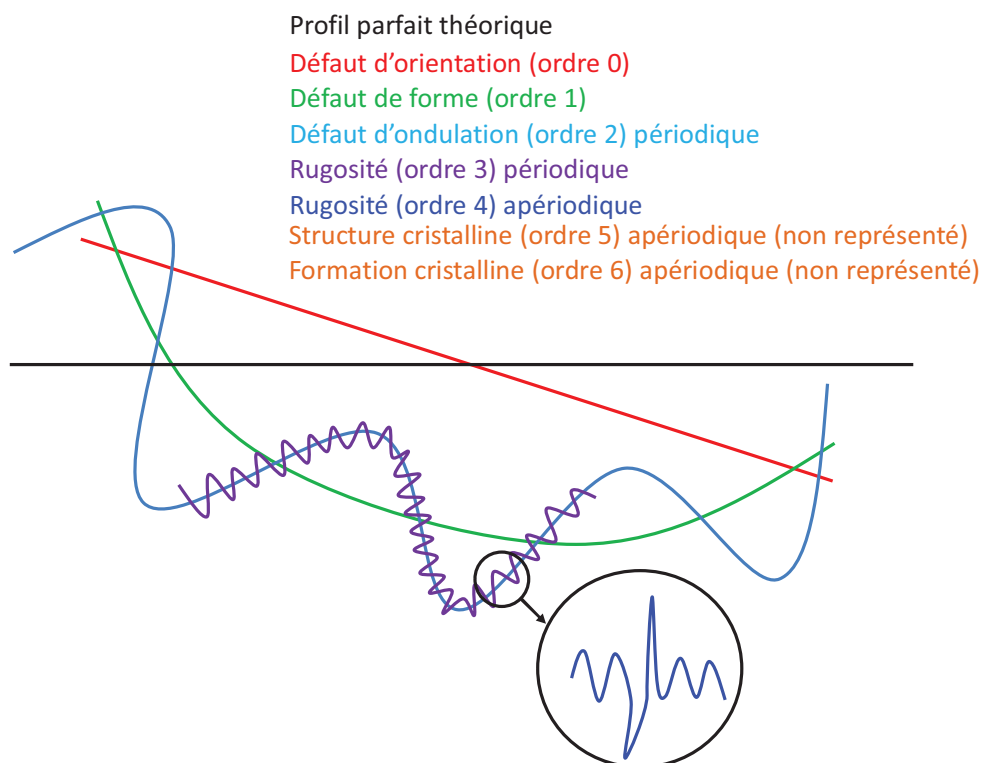


Fig.I.12. Les différents ordres d'échelle des défauts de l'état de surface (Étude du profil 2D suivant une coupe perpendiculaire à la surface).

Un défaut de rugosité périodique, micro géométrique (ordre 3), se superpose au défaut d'ondulation (défaut macro géométrique). Cette dernière est formée par des fluctuations de courte longueur d'onde de la surface caractérisée par des creux et des saillies. La rugosité périodique provient principalement de la cinématique machine et de la morphologie des copeaux. S'additionne ensuite une rugosité apériodique (ordre 4) provenant d'une usure du bout de l'outil et du mode de formation des copeaux. À des échelles plus petites, il existe des défauts apériodiques de structure et de formation cristalline (ordres 5 et 6), issus du mode de cristallisation, des irrégularités liées à des réactions chimiques, des déformations des réseaux cristallins, des altérations physiques et chimiques survenant dans la structure fine du matériau. Aux ordres micro et macro géométriques précédemment définis, la norme [ISO4287 98] associe trois préfixes aux paramètres de base.

Paramètres de préfixe P : Il s'agit de paramètres calculés sur le profil primaire, un profil général correspondant aux ordres 2 à 4.

Paramètres de préfixe W : Il s'agit de paramètres calculés sur le profil ondulatoire correspondant à l'ordre 2.

Paramètres de préfixe R : Il s'agit de paramètres calculés sur le profil de rugosité de surface correspondant aux ordres 3 et 4. Le profil R se calcule en appliquant un filtre qui retire les éléments de longueur d'onde du profil W. Le profil R correspond donc à une modification intentionnelle du profil P. Il s'agit du profil retenu pour l'étude de la rugosité.

La norme [ISO4287 98] définit 14 paramètres 2D répartis en 4 classes (paramètres d'amplitude, paramètres d'espacement, paramètres hybrides, courbes et paramètres associés). De la même façon, la norme [ISO25178-2 12] définit 32 paramètres 3D répartis en 5 classes (paramètres de hauteur, paramètres d'espacement, paramètres hybrides, courbes et paramètres associés, paramètres divers) (Tab.I.2). Il est noté une similitude entre les définitions des deux classes 2D et 3D, ainsi qu'une équivalence entre les paramètres 2D et 3D. I.e., quand cela est possible, il existe un paramètre 3D homologue au paramètre 2D.

14 paramètres de rugosité de profil 2D	
Paramètres d'amplitude	Rp, Rv, Rz, Rc, Rt, Ra, Rq, Rsk, Rku
Paramètre d'espacement	RSm
Paramètre hybride	RΔq
Courbes & paramètres associés	Rmr(c), Rδc, Rmr
32 paramètres de rugosité de surface 3D	
Paramètres de hauteur	Sq, Ssk, Sku, Sp, Sv, Sz, Sa
Paramètres d'espacement	Sal, Str
Paramètres hybrides	Sdq, Sdr
Fonctions & paramètres associés	Smr(c), Smc(mr), Sk, Spk, Svk, Smr1, Smr2, Svq, Spq, Smq, Sxp, Svs(c), Srel(c), Svfc, Safc, Vv(p), Vvv, Vvc, Vm(p), Vmc
Paramètre divers	Std

Tab.I.2. Synthèse des paramètres de rugosité normalisés.

L'écart moyen arithmétique du profil évalué (Ra) correspond à la moyenne arithmétique des valeurs absolues des ordonnées à l'intérieur d'une longueur de base définie par la norme [ISO4287 98]. Il est quasiment le seul paramètre de rugosité participant à l'évaluation de l'intégrité de surface pour plusieurs auteurs [YIN 03] [YIN 06a] [YIN 06b] [KLO 11] [ANS 86]. La caractérisation de la rugosité par ce paramètre est aussi largement établie en dentisterie. La critique majeure concernant le paramètre Ra est qu'il ne distingue pas les creux et les saillies. Des paramètres de rugosité très sensibles aux creux et aux saillies de la surface et surtout aux valeurs extrêmes existent. Parmi eux le premier, Rt, correspond à la hauteur totale du profil. Il s'agit de la somme de la plus grande des hauteurs de saillies du profil et de la plus grande des profondeurs de creux du profil à l'intérieur de la longueur d'évaluation définie par la norme [ISO4287 98]. Le second, Rz, correspond à la hauteur maximale du profil. Il s'agit de la somme de la plus grande des hauteurs de saillies du profil et de la plus grande des profondeurs de creux du profil à l'intérieur d'une longueur de base (différente de la longueur d'évaluation) définie par la norme [ISO4287 98].

Concernant les paramètres 3D, le paramètre Sa (hauteur moyenne arithmétique de la surface à échelle limitée) est l'homologue de Ra. Il s'agit de la moyenne arithmétique de la valeur absolue des ordonnées à l'intérieur d'une zone de définition définie par la norme [ISO25178-2 12]. Le paramètre Sz (hauteur maximale de la surface à échelle limitée) caractérise les pics et vallées en 3D. Il s'agit du paramètre homologue de Rz et correspondant à la somme de la plus grande des hauteurs de pics et de la plus grande des profondeurs de fosses à l'intérieur d'une zone de définition.

Le paramètre Sq (hauteur efficace de la surface à échelle limitée) correspond à la moyenne quadratique (RMS) des valeurs des ordonnées à l'intérieur d'une zone de définition. Le calcul de Sq est équivalent à un calcul d'écart-type de la rugosité. Ainsi, pour un Sa donné, une surface avec quelques grands pics/fosses répartis sur une surface nominale plus lisse aura un Sq plus élevé.

3.2.2 Corrélations "fonctionnalités-paramètres de rugosité"

La rugosité étant identifiée comme composante d'IS essentielle dans la représentativité des fonctionnalités, il est nécessaire de l'approfondir. Le choix des paramètres de rugosité permettant de représenter au mieux les fonctionnalités attendues est primordial. Chaque paramètre retenu doit être en concordance avec la fonctionnalité à représenter [COS 06] [DEC 94] [NYE 11].

Petropoulos et al. [PET 10] ont recensé les corrélations suivantes entre les fonctionnalités et les paramètres de rugosité 2D (Tab.I.3).

Fonctionnalités	Ra, Rq	Rp, Rpm	Rt, Rz	Rsk	Rku	RSm	Wa
Frottement	*		**	*	*	*	*
Fatigue (fissures)	*	*	**		*		
Conductivité thermique	*	**				**	*
Conductivité électrique	*					*	*
Réflexion lumineuse			**				
Usure	*		**	**	**	*	*
Lubrification	*	*	**	**	*		**
Étanchéité	*		**	**			**
Corrosion	*	*		*		*	
Assemblage	*		**				**

Tab.I.3. Fonctionnalités significatives de paramètres de rugosité 2D [PET 10].

***influence prononcée*

**influence normale*

Il apparaît que les paramètres Ra/Rq ont une répercussion sur 90% des fonctionnalités recensées. Ensuite, les paramètres Rt/Rz ont une influence prononcée sur 80% des fonctionnalités retenues. Nous observons donc dans la majorité des cas, qu'un jeu de paramètres est nécessaire pour définir la rugosité d'une surface représentant une fonctionnalité. De la même façon que pour l'association de composantes à une fonctionnalité, il est possible d'associer plusieurs paramètres à une composante. Chaque paramètre a un niveau de représentativité (poids relatif) de la fonctionnalité différent. Le même paramètre peut se voir attribuer des poids différents lorsqu'il intervient dans plusieurs composantes. Un jeu de composantes ou un jeu de paramètres est souvent nécessaire pour définir une fonctionnalité. Cependant beaucoup d'auteurs évaluent

encore l'intégrité de surface au travers de la mesure indépendante de paramètres les uns des autres, sans pour autant pondérer les paramètres en adéquation avec l'importance donnée à la (aux) fonctionnalité(s) qu'ils représentent. Par exemple d'un point de vue dentaire, il peut être intéressant de donner plus de poids à la qualité de l'arête d'une couronne (écaillage) plutôt qu'à la rugosité de la surface dans le cas d'usinage de matériaux fragiles. Cette pondération permettra de choisir les paramètres du procédé les plus adaptés.

Les interactions entre composantes et paramètres mettent en avant la nécessité d'évaluer l'IS d'une manière globale, par l'utilisation d'un jeu de paramètres issus de plusieurs composantes. De la même façon, une composante seule doit être évaluée globalement, par un jeu de paramètres. De plus il est établi que les composantes et paramètres attribués à une fonctionnalité n'ont pas le même impact (poids) sur cette fonctionnalité. La problématique de l'évaluation multi-paramètres et pondérée de l'intégrité de surface est alors posée et sera traitée au chapitre IV.

4. Intégrité de surface d'une couronne dentaire

L'intégrité de surface est le concept intermédiaire indispensable entre la fabrication de la couronne et les fonctionnalités cliniques prothétiques attendues (Fig.I.13), car la corrélation directe "processus-fonctionnalités" (corrélation II) n'est pas possible. Les corrélations de part et d'autre de l'IS sont mises en avant par les fonctionnalités cliniques attendues sur une couronne obtenue par CFAO.

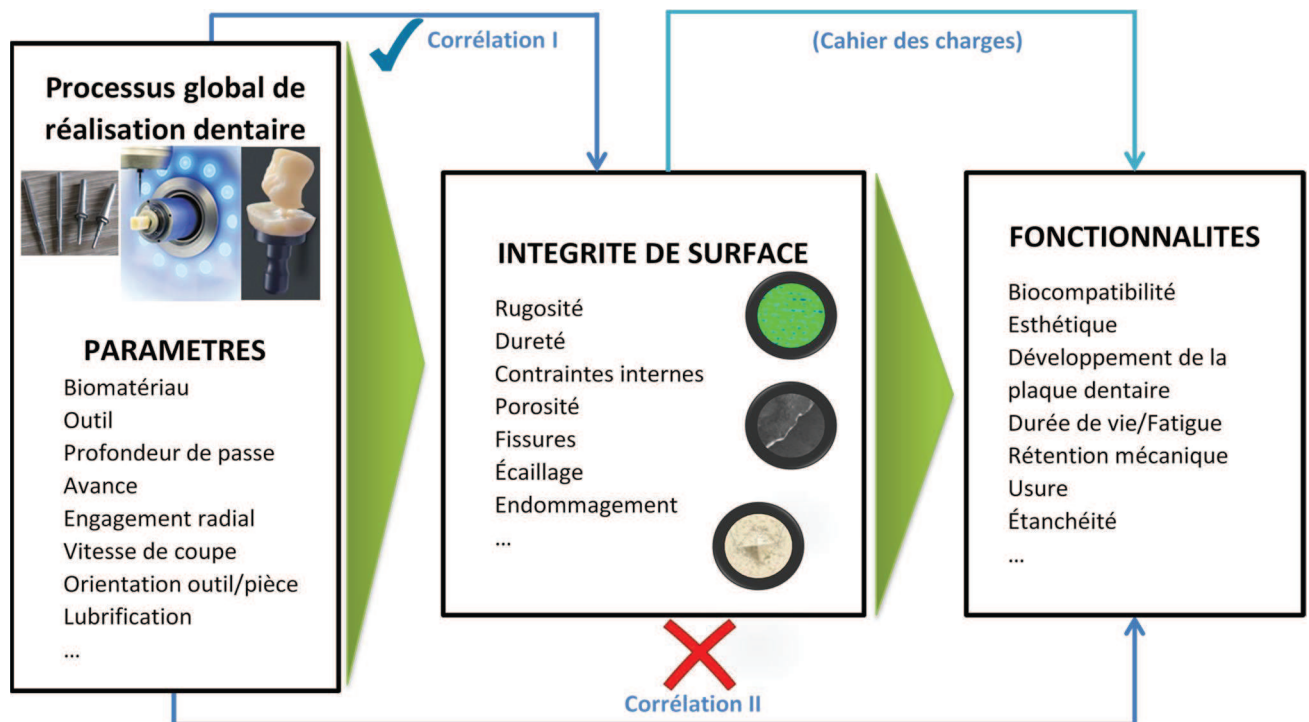


Fig.I.13. Corrélations avec l'IS en dentisterie restauratrice [Adaptée de JAW 11].

4.1 Corrélation "intégrité de surface-fonctionnalités prothétiques"

Une étude de la littérature existante à ce sujet permet d'identifier et de formaliser les composantes et paramètres ainsi que quelques indicateurs chiffrés, représentant au mieux les fonctionnalités prothétiques attendues.

4.1.1 Rétention mécanique

Des essais d'arrachement en traction permettent d'identifier les facteurs offrant une meilleure rétention mécanique. Peu de résultats sont disponibles concernant les matériaux non métalliques récents. Cependant, dans le cas de couronnes métalliques, les auteurs s'accordent à dire que la force de rétention mécanique entre la dent préparée et la couronne est dépendante de la rugosité des surfaces scellées [JUN 92] [OIL 78] [WIT 86]. Une rugosité élevée permet une meilleure micro rétention mécanique. Quels que soient les matériaux en contact et les ciments utilisés, la force de rétention est proportionnelle au paramètre de rugosité 2D Rt [OIL 78].

4.1.2 Développement de la plaque dentaire

Des études démontrent que des tissus dentaires durs ayant des surfaces rugueuses sont favorables au développement bactérien [QUI 95] [SOR 89] [KAW 00]. Plus la surface est rugueuse plus la

colonisation bactériologique est rapide, les creux présents sur la surface et liés à la rugosité étant initiateurs du développement de la plaque dentaire. En dessous d'un seuil de $Ra=0,2 \mu\text{m}$ la rugosité n'a plus d'influence sur la tenue de la plaque bactérienne [BOL 97]. De plus, il n'est pas observé de différence significative concernant l'accumulation de plaque sur des surfaces ayant des rugosités arithmétiques Ra comprises entre $0,7$ et $1,4 \mu\text{m}$ [WEI 75].

4.1.3 Propriétés optiques

D'une manière générale, une surface rugueuse génère une irrigation des tissus environnants plus importante et induit une perte d'esthétique [ALS 07].

Une surface avec des imperfections produit une réflexion diffuse, qui lui donne un aspect mat [BEN 61]. En fait, la surface se conduit comme une infinité de minuscules surfaces dont les orientations varient et qui, par conséquent, renvoient les rayons dans de multiples directions. La rugosité permet de caractériser les imperfections de la surface. La taille des imperfections doit être au moins égale à la longueur d'onde du rayon incident pour être significative. Une surface réfléchissante possède des imperfections mesurant moins de $1\mu\text{m}$, puisqu'il s'agit de l'ordre de grandeur des longueurs d'onde de la lumière visible [NOR 88].

La brillance d'une surface joue un rôle majeur sur l'esthétique d'une restauration [O'BR 84]. Il est établi une régression linéaire ou logarithmique, suivant les études, décroissante entre les valeurs de brillance et les paramètres de rugosité arithmétiques [GHI 11] [HEI 06] [KAK 07].

Il existe une influence significative du paramètre Ra sur la luminosité L (paramètre le plus important d'un point de vue optique) et sur la saturation C . Ces dernières accroissent lorsque la rugosité décroît. Ces influences étant aussi dépendantes des matériaux, il est alors impossible de définir un indicateur de rugosité Ra unique, correspondant aux seuils de détectabilité et d'acceptabilité mentionnés précédemment. D'une manière générale, la rugosité 2D a une influence sur la couleur de résines composites [GHI 11] [LEE 02].

Il n'a pas été trouvé de tendance claire concernant la variation de la teinte h (hue en anglais) associée à la rugosité [GHI 11].

4.1.4 Adhérence de la couche cosmétique

Des tests de flexion bi-axiale sur des disques bi-couches, ainsi que la théorie basée sur l'énergie d'adhésion concluent qu'une faible rugosité à l'interface des deux disques collés ou scellés, augmente les performances d'adhérence entre eux [FLE 04] [FLE 05] [GUI 99] [PER 01] [PER 03]. En effet, la surface réelle de contact est en lien direct avec la rugosité et elle est

maximale pour de faibles rugosités. Plus la surface réelle de contact est faible et plus le collage est inefficace.

4.1.5 Usure d'une couronne dentaire

Les couronnes sont soumises au phénomène d'usure lors du frottement avec la dent ou la prothèse antagoniste. Ce phénomène semble être lié à la porosité du biomatériau et à la rugosité des surfaces en contact. Les arêtes des pores débouchant et les pics de rugosité à la surface du biomatériau se comportent comme une géométrie abrasive, générant lors du frottement une usure de la dent ou de la prothèse antagoniste [OH 02] [MIT 12]. Il est montré qu'une rugosité plus élevée provoque une usure plus importante. Une surface occlusale (face en contact avec la dent antagoniste lorsque le patient a la bouche fermée) prothétique « lisse » est donc préférable pour minimiser l'usure de la dent ou de la prothèse antagoniste [ALS 07].

4.1.6 Durée de vie/fatigue d'une couronne dentaire

La fissuration entraîne rapidement la ruine des couronnes dentaires. Lorsque la fissure atteint un bord libre il y a rupture de la couronne. Un polissage des couronnes limitant au maximum les risques de fissures et générant des contraintes internes de compression favorisant la fermeture des fissures est alors conseillé [DEV 06].

En conclusion, l'étude bibliographique sur la corrélation entre l'IS dentaire et les fonctionnalités prothétiques met en évidence la part importante que prend la rugosité dans les fonctionnalités attendues. La plupart des fonctionnalités demandent des surfaces les plus lisses possibles essentiellement quand la tenue en fatigue de la prothèse usinée devient un paramètre important. Cependant, avoir une surface rugueuse peut être préféré [ULU 11], principalement quand l'adhésion/adhérence ou la rétention font partie des fonctionnalités attendues comme pour les couronnes dentaires.

4.2 Cahier des charges d'une surface coronaire dentaire

L'élaboration du cahier des charges d'une surface coronaire dentaire peut être faite de deux manières différentes. La première manière consiste à réaliser des compromis quant au paramètre choisi et à la valeur de l'indicateur associé. En appliquant sur toute la couronne un seul paramètre associé à une seule valeur d'indicateur, on aboutit à une mauvaise représentativité des fonctionnalités. La deuxième manière, qui est développée au chapitre IV, consiste à appliquer des paramètres et indicateurs de rugosité différents aux zones correspondant aux fonctionnalités

définies pour la couronne. Il s'agit d'une solution s'appuyant sur la décomposition topologique, dans laquelle les surfaces coronaires sont définies en accord avec les fonctionnalités attendues localement. Par exemple sur une couronne, nous pouvons définir la zone de l'intrados qui doit avoir une bonne rétention mécanique, la face latérale de l'extrados qui ne doit pas retenir la plaque dentaire et la face occlusale de l'extrados qui ne doit pas user la dent antagoniste. Ces trois zones vont alors se voir affecter des paramètres et indicateurs de rugosité différents.

4.3 Corrélation "intégrité de surface-chaine de fabrication de couronnes dentaires"

La signature résiduelle de la chaîne de fabrication de couronnes dentaires est très souvent abordée par l'observation de l'altération des composantes d'intégrité de surface des biomatériaux usinés. Cependant, l'intégrité de surface n'est pas seulement dépendante de l'opération de finition utilisée, mais elle est aussi le résultat de toutes les opérations précédentes. L'opération de finition réalise seulement la texture de surface [REC 08b]. Par extension, l'IS d'une couronne dentaire évolue et se modifie aussi après sa fabrication. De la conception jusqu'à l'utilisation en bouche de la couronne, de multiples facteurs regroupés en 4 catégories interviennent pour modifier l'intégrité de surface initiale issue de la fabrication (Fig.I.14).

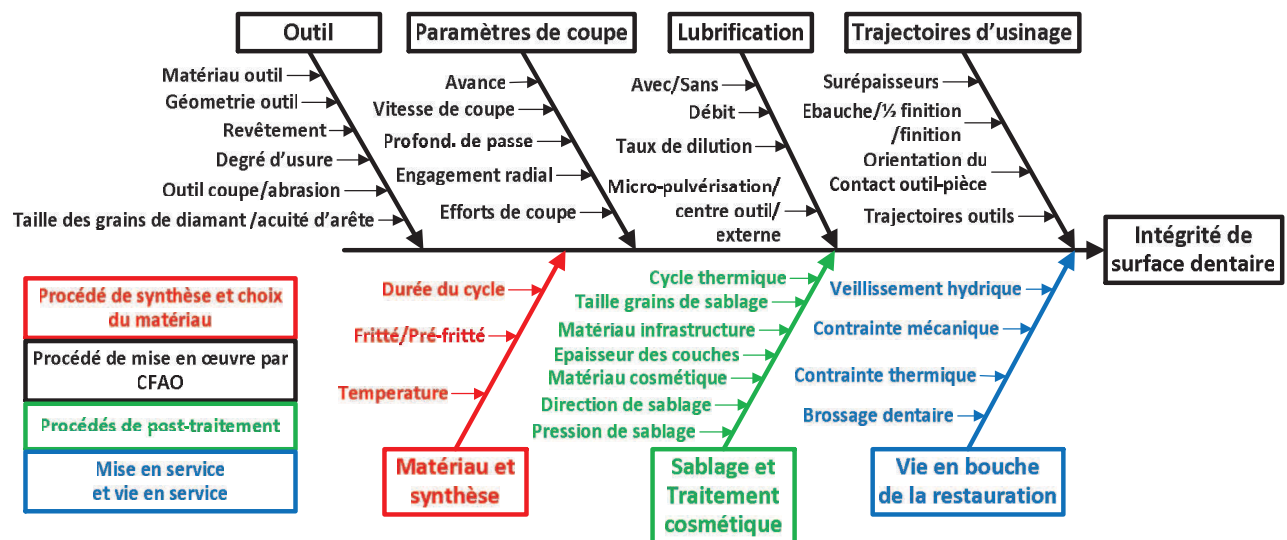


Fig.I.14.Synthèse des principaux facteurs affectant l'IS dentaire.

La première catégorie agissant sur l'IS d'une couronne dentaire correspond au matériau prothétique retenu et son mode de synthèse (obtention du bloc de CFAO brut). On y retrouve principalement le choix du matériau prothétique ainsi que les facteurs liés au cycle thermique (températures et durées) d'élaboration du matériau [DEN 08] [DEN 13].

La deuxième catégorie regroupe les facteurs en lien avec le procédé de mise en œuvre par CFAO dentaire. La CFAO dentaire est le premier procédé (procédé primaire) touchant l'IS des couronnes. Peu d'études concernant l'impact de la CFAO dentaire sur l'intégrité de surface existent. D'un point de vue dentaire, des publications concernant l'abrasion de biomatériaux dentaires à l'aide de pièce à main, ou turbine sont aussi riches d'enseignements. L'outil abrasif employé et notamment la taille des grains de diamant se répercute sur la formation de microfissures, l'écaillage et la rugosité [LEB 15a] [DON 00]. La lubrification et les efforts de coupe peuvent aussi engendrer des microfissures (choc thermique) ou des changements de phase [WUL 10] [WUL 12]. Les transformations de phase, l'écaillage et la rugosité peuvent évoluer en fonction du biomatériau prothétique usiné [MUN 12] [LEB 15a]. Les paramètres d'usinage associés au COM (vitesse de coupe, avance, profondeur de passe, engagement radial, efforts de coupe,...) semblent jouer un rôle majeur sur l'intégrité de surface [YIN 03] [LUT 04] [YIN 06a] [YIN 06b] [SON 08a] [SON 09] [SON 10] [CHA 11].

Les facteurs correspondant aux actions réalisées après l'usinage (sablage et traitements cosmétiques) sont rassemblés dans la troisième catégorie. Il s'agit du second procédé (procédé secondaire) touchant à l'IS des couronnes. Le sablage des pièces prothétiques modifie principalement la rugosité et les contraintes internes. Les principaux facteurs influents sont la taille des grains, la pression et la direction de projection des grains sur la surface de la pièce [CHI 13] [CHI 14]. Le traitement cosmétique a aussi son importance. Ses facteurs majeurs sont le choix du couple infrastructure/cosmétique, les épaisseurs de la bicouche ainsi que les paramètres du cycle thermique utilisé pour la cuisson de la couche cosmétique. Les conséquences apparaissent principalement sur les contraintes internes [MAI 11] [MAI 12].

La dernière catégorie réunit les paramètres affectant l'IS lors de la vie en bouche de la couronne et modifiant en continu et lentement l'IS obtenue après l'usinage et le(s) procédé(s) secondaire(s). On y retrouve le vieillissement hydrique influençant les contraintes internes et la propagation des fissures, les effets du brossage dentaire modifiant la rugosité, les contraintes thermiques liées à la température des aliments, ainsi que les contraintes mécaniques induites par les cycles de mastication influençant aussi les contraintes internes et la propagation des fissures.

En résumé, une part prépondérante des facteurs impactant l'IS dentaire est sans doute due au procédé de mise en œuvre par CFAO. L'étude de la littérature scientifique se rapprochant au mieux du procédé de CFAO met en évidence une influence non négligeable du COM sur l'IS. Les COM dentaires sont très variés en ce qui concerne les matériaux employés et leurs facteurs significatifs affectant l'IS sont les grains de diamant de l'outil, le

matériau prothétique, la vitesse de coupe et la vitesse d'avance. La problématique complexe du COM dentaire est décomposée et traitée aux chapitres II et III.

5. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté le contexte général de notre travail lié à l'usinage par CFAO des couronnes dentaires. Cette présentation a permis de mettre en évidence la problématique principale de l'intégrité de surface d'une couronne dentaire usinée par CFAO qui correspond à la majeure partie de la pose des prothèses en Europe. Ces prothèses coronaires doivent respecter plusieurs fonctionnalités cliniques attendues par le praticien et le patient comme la rétention mécanique sur la dent, la non rétention de la plaque dentaire, l'usure de la couronne et de la dent antagoniste et la durée de vie/fatigue de la couronne. La dentisterie d'aujourd'hui utilise la CFAO, ainsi que des biomatériaux non-métalliques plus esthétiques pour fabriquer ces couronnes. Il se pose alors la problématique de l'hétérogénéité des caractéristiques mécaniques et de la composition chimique de ces biomatériaux qui n'est pas prise en compte au moment de l'usinage par CN. Les paramètres d'usinage sont fixés par les firmes commercialisant les systèmes de CFAO dentaire et n'évoluent pas ou peu en fonction du biomatériau usiné comme par exemple les vitesses de coupe, d'avance ou encore les outils abrasifs utilisés qui sont souvent identiques quel que soit le biomatériau usiné. Le COM est à la fois méconnu et inadapté à la situation d'usinage rencontrée. Il en résulte alors deux problématiques. La première concerne les corrélations existantes au sein du triptyque "intégrité de surface-procédé de fabrication-fonctionnalités cliniques". La seconde concerne l'évaluation globale et pondérée de l'IS d'une couronne dentaire.

L'étude de la corrélation entre l'IS et les fonctionnalités prothétiques a établi que la rugosité correspond à une composante d'IS prépondérante en dentisterie et elle a au moins une corrélation avec toutes les fonctionnalités cliniques attendues sur une couronne prothétique. La corrélation entre l'IS prothétique et le procédé d'usinage met en avant la nécessité de comprendre les mécanismes du COM dentaire de façon à améliorer l'IS prothétique et au final améliorer la qualité des couronnes. Cette première problématique complexe est traitée aux chapitres II et III.

L'IS est caractérisée par plusieurs composantes en surface et en sous-couches ayant un lien avec les fonctionnalités cliniques attendues par le patient et le praticien. La caractérisation de ces composantes multi-physiques et multi-échelles et la mise en évidence d'interactions inter-composantes et inter-indicateurs constituent la seconde problématique qui sera traitée au chapitre IV. Elle correspond à l'évaluation globale et pondérée de l'IS.

Chapitre II

Simulation numérique de l'influence de la stratégie d'usinage

L'analyse de la corrélation entre l'IS et le procédé d'usinage a permis de recenser plusieurs facteurs influents du Couple Outil-Matière (COM). Il en résulte que l'orientation de l'outil par rapport à la surface usinée et la vitesse de coupe qui en découle sont des paramètres majeurs du COM affectant fortement l'intégrité de surface et notamment la composante de rugosité. L'orientation de l'outil par rapport à la surface de la prothèse est dictée par la stratégie d'usinage employée lors de l'usinage. Actuellement, dans le cadre de la CFAO en cabinet, des stratégies d'usinage de type balayage suivant des plans de guidage (plans parallèles ou par niveaux de Z) sont exclusivement utilisées. La topologie complexe des surfaces coronaires dentaires induit, lors de l'usinage, des surfaces de contact plus ou moins grandes entre l'outil et la prothèse tant en bout de l'outil, qu'en flanc selon la zone de la prothèse usinée.

Quelle que soit la MOCN considérée parmi celles commercialisées actuellement, seulement 3 axes sont utilisés en continu pendant l'usinage [LEB 16]. Par conséquent, la position du point de contact entre la prothèse et l'outil varie avec l'orientation relative entre l'axe de l'outil et la surface. Pour l'outil, une meilleure gestion de son usure et de la localisation de celle-ci passe par une bonne connaissance de l'orientation outil/prothèse au niveau du contact. Pour la prothèse, une meilleure maîtrise de l'intégrité de surface (rugosité) est aussi assujettie à l'usure de l'outil et à la vitesse de coupe effective, qui sont directement dépendantes de l'orientation outil/prothèse.

Le but de ce chapitre est donc d'analyser les stratégies d'usinage utilisées en CFAO dentaires et leurs impacts sur le contact entre l'outil et la prothèse (orientation outil/prothèse et vitesse de coupe effective). Une modélisation du contact outil/prothèse lors du balayage des prothèses est réalisée afin de suivre l'évolution de l'angle d'orientation entre l'outil et la surface prothétique usinée et d'en déduire la vitesse de coupe effective en tout point. Dans l'objectif de cartographier l'évolution du contact outil/prothèse pour différentes géométries d'outils et de couronnes, cette modélisation est implémentée dans un module informatique de simulation développé sous Matlab. Les orientations outil/prothèse prépondérantes correspondant aux stratégies d'usinage par balayage en sont déduites. Elles permettent de dégager une première décomposition topologique de la géométrie de la couronne dentaire par des paramètres liés à sa stratégie d'usinage.

1. Stratégies d'usinage en CFAO dentaire

Une stratégie d'usinage est définie comme une méthodologie utilisée pour générer une série d'opérations, dans l'objectif d'usiner la forme souhaitée. 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 d'abrasion et des trajectoires d'usinage [QUI 03].

D'un point de vue dentaire, les stratégies d'usinage sont appliquées à des formes prothétiques dites complexes. Une forme complexe est définie comme un ensemble de zones convexes et concaves, exigeant un niveau de qualité élevé et des défauts de formes réduits [DJE 14].

L'intérêt des stratégies d'usinage suivant des plans de guidage est leur couverture totale des zones usinées (un calcul des trajectoires d'usinage sans qu'il ne reste de zones non usinées). La prothèse est balayée en suivant des courbes résultant de l'intersection entre les plans de guidage et la surface de la prothèse [TOU 10]. L'outil est donc soumis à un déplacement 2D dans le plan de guidage [TOH 05]. L'espacement entre les plans de guidage correspond à un pas constant.

Utilisées en fraisage 3 axes, deux stratégies d'usinage suivant des plans de guidage 2D sont présentes en CFAO dentaire destinée au cabinet. (1) Les plans de guidage contiennent l'axe de l'outil (stratégie par plans parallèles) (Fig.II.1a). (2) Les plans de guidage sont perpendiculaires à l'axe de l'outil (stratégie par niveaux de Z) (Fig.II.1b).

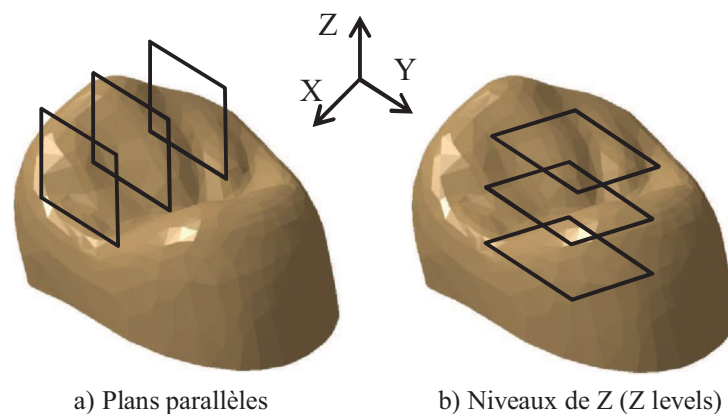


Fig.II.1. Stratégies de balayage suivant des plans de guidage utilisées en CFAO dentaire.

La stratégie par plans parallèles est employée pour l'usinage de l'extrados et l'intrados de couronnes par plusieurs systèmes CFAO dentaires. Sur chaque point d'interpolation de la courbe d'intersection entre le plan de guidage et la surface de la prothèse, l'outil est positionné de manière à être tangent à la surface finie (Fig.II.2). Cette stratégie d'usinage engendre de mauvaises conditions d'usinage pendant les longues descentes et montées de l'outil le long d'une surface colinéaire ou quasi-colinéaire à l'axe de l'outil. Cette situation apparaît sur les faces périphériques d'une couronne.

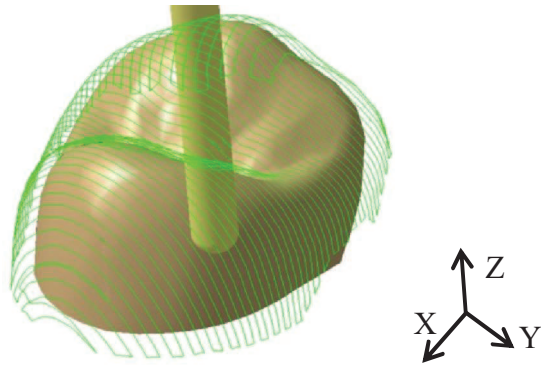


Fig.II.2. Stratégie de balayage par plans parallèles appliquée à un extrados.

Contrairement à la précédente, la stratégie par niveaux de Z offre l'avantage d'éviter les longues descentes et montées de l'outil le long d'une surface colinéaire ou quasi-colinéaire à l'axe de l'outil. Cependant elle ne convient pas pour les surfaces perpendiculaires à l'axe outil [TOU 10]. Cette situation apparaît sur la face occlusale d'une couronne. La stratégie par niveaux de Z est employée par certains systèmes de CFAO dentaire pour l'usinage de l'intrados de couronnes (Fig.II.3).

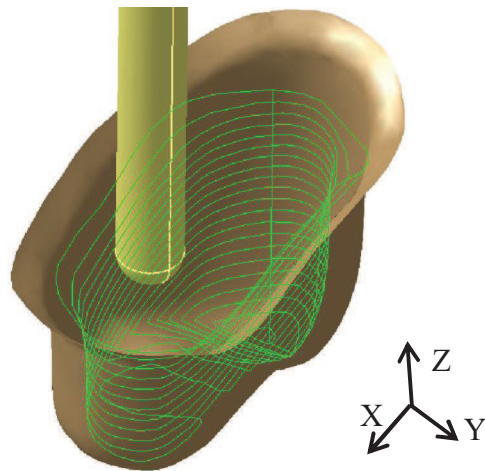


Fig.II.3. Stratégie de balayage par niveaux de Z appliquée à un intrados.

Une variante de la première stratégie utilisant un balayage 3D existe en CFAO dentaire. Elle s'appuie sur des cylindres partiels, équidistants et coaxiaux à l'axe Z (Fig.II.4). La trajectoire est obtenue par la projection de cercles de rayons fixes sur la surface de la prothèse afin d'obtenir une courbe de balayage 3D. Cette stratégie est employée pour l'usinage de l'extrados et l'intrados de couronnes avec la MOCN bi-broches Cerec MCXL qui a une cinématique très particulière [LEB 16]. En effet, cette MOCN ne possède pas d'axes de translations Y, remplacés

par des axes rotatifs secondaires D. Les balayages des courbes 3D sont obtenus grâce à ces axes de rotation secondaires D excentrés de 30 mm par rapport aux axes Z. Le pas suivant X entre chaque cylindre partiel est constant. Pendant l'usinage, seuls les axes Z et D sont en mouvement. Le nombre d'axes en mouvement est alors identique à celui des courbes de balayage 2D. De plus, le rayon des cylindres partiels (30 mm) de cette stratégie est assez important comparé aux dimensions prothétiques. Par conséquent les cylindres partiels peuvent être assimilés à des surfaces planes. La stratégie par cylindres partiels, équidistants et coaxiaux à l'axe Z est donc équivalente à la stratégie par plans parallèles.

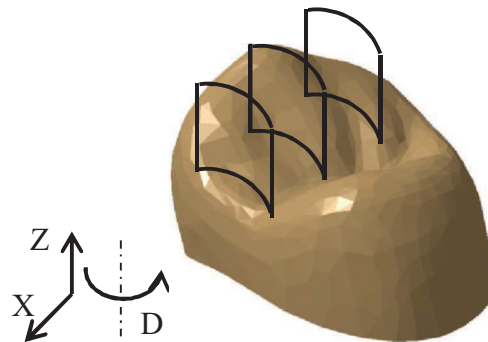


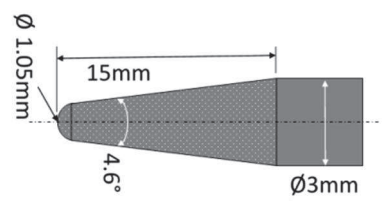
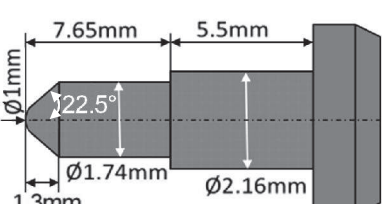
Fig.II.4. Stratégie de balayage 3D utilisée en CFAO dentaire.

2. Modélisations géométriques des outils et du contact outil/prothèse

Quelle que soit la stratégie d'usinage employée, une variation importante de l'orientation entre l'outil et la prothèse (θ) existe lors du balayage de la surface prothétique. Dans le but d'établir son impact sur l'intégrité de surface, une modélisation géométrique des fraises abrasives étudiées est présentée, suivie d'une modélisation du contact outil/prothèse et de la vitesse de coupe effective.

2.1 Modélisation géométrique des fraises abrasives

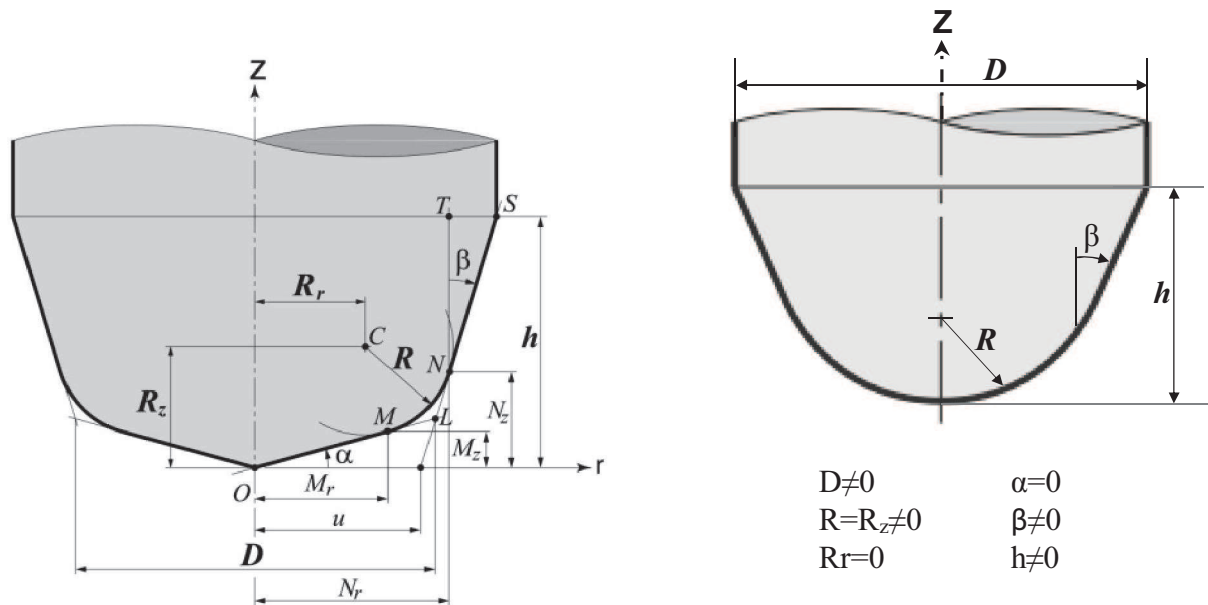
Nous avons retenu deux fraises abrasives correspondant à des outils commercialisés actuellement et équipant des machines de CFAO de cabinets dentaires (Tab.II.1). La première fraise est celle fournie avec les machines de cabinet Lyra développée par la société GACD. La seconde fraise « Cerec cylinder pointed bur 12S » est vendue par la société Sirona et équipe les machines de cabinet de dernière génération Cerec MCXL.

Outil	Fournisseur	Macro-géométrie	Code
Fraise conique à bout hémisphérique Ø1,05 mm.	Lyra-GACD, Paris, France.		LY
Cerec cylinder pointed bur 12S.	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Allemagne.		CER

Tab.II.1. Géométries et codes des outils étudiés.

Les deux outils possèdent des macro-géométries (forme de l'enveloppe extérieure) assez semblables au niveau de la pointe outil qui est la principale zone sollicitée lors de l'usinage. La partie cylindrique de l'outil CER de diamètre 2,16 mm n'est en réalité jamais sollicitée lors de l'usinage. Par conséquent, les deux outils testés possèdent une macro-géométrie conique à bout hémisphérique. Le rayon de la pointe outil est de 1 mm pour la fraise CER et de 1,05 mm pour la fraise LY. La partie cylindrique de la fraise à un diamètre de 1,74 mm pour la fraise CER et 3 mm pour la fraise LY. La hauteur de la partie conique vaut 1 mm pour la fraise CER et 15 mm pour la fraise LY.

Le système APT définit une modélisation géométrique de l'enveloppe (macro-géométrie) des outils grâce à sept paramètres D , R , R_r , R_z , α , β , h (Fig.II.5) [ENG 01]. Cette modélisation, initialement prévue pour des outils de coupe, est retenue et transposée à la modélisation des outils abrasifs destinés au dentaire.



a) Modélisation APT macro-géométrique généralisée

b) Modélisation APT macro-géométrique appliquée à un outil conique à bout hémisphérique

Fig.II.5. Modélisation APT macro-géométrique d'outil [ENG 01].

Le cas particulier de la fraise conique à bout hémisphérique du système APT permet la modélisation des deux fraises retenues (Fig.II.5b). Ainsi, les 2 fraises étudiées possèdent 4 paramètres non nuls, intrinsèques à leur géométrie (Tab.II.2).

Outils	LY	CER
Paramètres APT	D=3 mm R=R _z =0,525 mm R _r =0 α=0 β=2,3° h=15 mm	D=1.74 mm R=R _z =0,5 mm R _r =0 α=0 β=22,5° h=1 mm

Tab.II.2. Valeurs des paramètres APT, appliqués aux fraises testées.

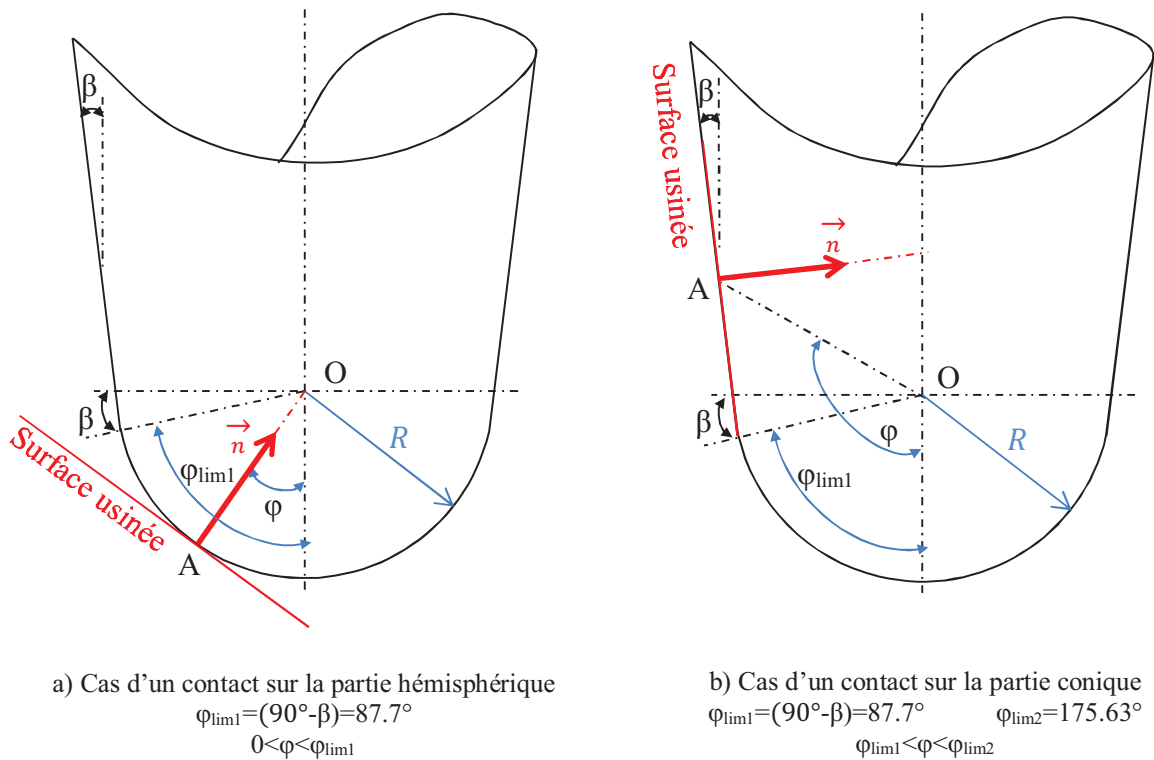
2.2 Modélisation du contact outil/prothèse

Les deux outils étudiés possèdent des valeurs de paramètres (h et β) assez différentes. De plus, l'outil LY possède une partie cylindrique de diamètre 3 mm non abrasive (non active), alors que la partie cylindrique de diamètre 1,74 mm de la fraise CER est abrasive (active). Une modélisation macro-géométrique du contact outil/prothèse est réalisée pour chaque outil.

Le point de contact théorique entre l'outil et la surface usinée de normale \vec{n} est noté A. Le centre de la partie hémisphérique est noté O. La position angulaire du point A définie entre l'axe de

l'outil et le segment [OA] est notée $\varphi [0; 180^\circ]$. La position du point A en coordonnées polaires est donc définie par $(\|\overrightarrow{OA}\|, \varphi)$.

Concernant l'outil LY, le point de contact A peut évoluer depuis la partie hémisphérique (bout de l'outil) jusqu'à la partie conique (flanc de l'outil). Deux configurations de contact sont alors possibles (Fig.II.6). Dans le premier cas, le contact est réalisé sur la partie hémisphérique, la position angulaire φ varie de 0 à $\varphi_{lim1}=(90^\circ-\beta)=87.7^\circ$ (Fig.II.6a). Dans le second cas, le contact a lieu sur la partie conique, φ varie de φ_{lim1} à $\varphi_{lim2}=175,63^\circ$ (valeur issue de la modélisation géométrique sous CAO) (Fig.II.6b).

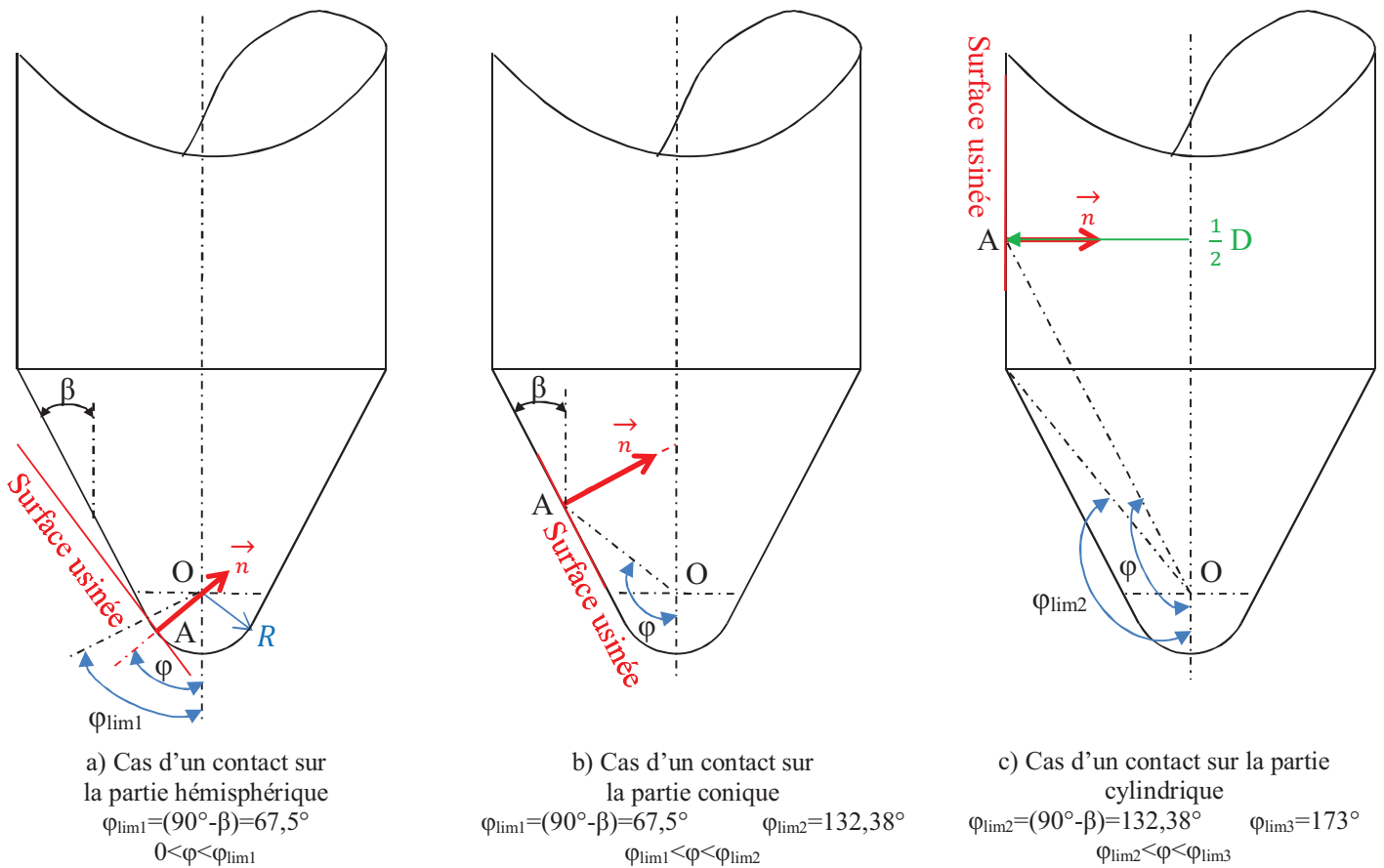


A : point de contact théorique outil/prothèse	O : centre de la partie hémisphérique
\vec{n} : normale de contact outil/prothèse au point A	β : angle de dépouille outil
R : rayon de la partie hémisphérique	φ : position angulaire du point de contact

Fig.II.6. Schématisation et paramétrage du contact outil LY/prothèse.

Concernant l'outil CER, le point de contact peut évoluer depuis la partie hémisphérique (bout de l'outil) jusqu'à la partie conique, puis sur la partie cylindrique (flanc de l'outil). Trois configurations de contact sont alors possibles (Fig.II.7). Dans le premier cas, le contact est réalisé sur la partie hémisphérique, la position angulaire φ varie de 0 à $\varphi_{lim1}=(90^\circ-\beta)=67,5^\circ$ (Fig.II.6a). Dans le second cas, le contact a lieu sur la partie conique, φ varie de $\varphi_{lim1}=(90^\circ-$

$\beta=67,5^\circ$ à $\varphi_{lim2}=132,38^\circ$ (Fig.II.7b). Dans le dernier cas, le contact s'opère sur la partie cylindrique, φ est compris entre $\varphi_{lim2}=132,38^\circ$ et $\varphi_{lim3}=173^\circ$ (Fig.II.7c).



A : point de contact théorique outil/prothèse	β : angle de dépouille outil
\vec{n} : normale de contact outil/prothèse au point A	φ : position angulaire du point de contact
R : rayon de la partie hémisphérique	D : diamètre de la partie cylindrique
O : centre de la partie hémisphérique	

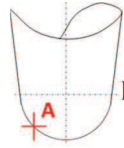
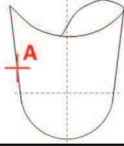
Fig.II.7. Schématisation et paramétrage du contact outil CER/prothèse.

2.3 Modélisation de la vitesse de coupe effective

L'évolution de la position du point de contact A, au cours de l'usinage engendre des variations de la vitesse de coupe effective. En s'appuyant sur les macro-géométries des outils et la modélisation géométrique du contact outil/prothèse, les expressions de la vitesse de coupe effective $V_c(\varphi)$ au point de contact A, en sont déduites. Les expressions littérales par configuration de contact sont écrites, en considérant la vitesse de rotation de la broche (N tr/min) connue et constante, les broches n'étant pas munies de variateur de vitesse.

2.3.1 Cas de l'outil Lyra (LY)

En fonction de la position du point de contact outil/prothèse la vitesse de coupe effective au point de contact A prend différentes expressions littérales (Tab.II.3).

Configuration de contact		Équation	
 Partie hémisphérique	$0 < \varphi < \varphi_{lim1}$ $\varphi_{lim1} = (90^\circ - \beta) = 87,7^\circ$	$V_c(\varphi) = \frac{N * \pi * R * \sin(\varphi)}{500}$	eq.II.1
 Partie conique	$\varphi_{lim1} < \varphi < \varphi_{lim2}$ $\varphi_{lim1} = (90^\circ - \beta) = 87,7^\circ$ $\varphi_{lim2} = 175,63^\circ$	$V_c(\varphi) = \frac{N * \pi * R * \cos(\varphi - 90^\circ)}{500 * \cos(\varphi - 90^\circ + \beta)}$	eq.II.2
$R(mm), \varphi(deg), \beta(deg), N(tr/min), V_c(m/min)$			

Tab.II.3. Expressions de la vitesse de coupe effective en fonction de la configuration de contact pour un outil LY.

Les expressions données en fonction de la configuration de contact permettent de représenter graphiquement l'évolution non linéaire de la vitesse de coupe effective en fonction de la position angulaire (φ) (Fig.II.8). La macro-géométrie de l'outil est continue en tangence, ce qui rend l'évolution de $V_c(\varphi)$ aussi continue en tangence. Une croissance importante est présente sur deux zones, géométriquement opposées de l'outil, l'une au centre de la partie hémisphérique (bout) et l'autre en partie supérieure du cône. Il existe une asymptote verticale à $\varphi = 175.63^\circ$.

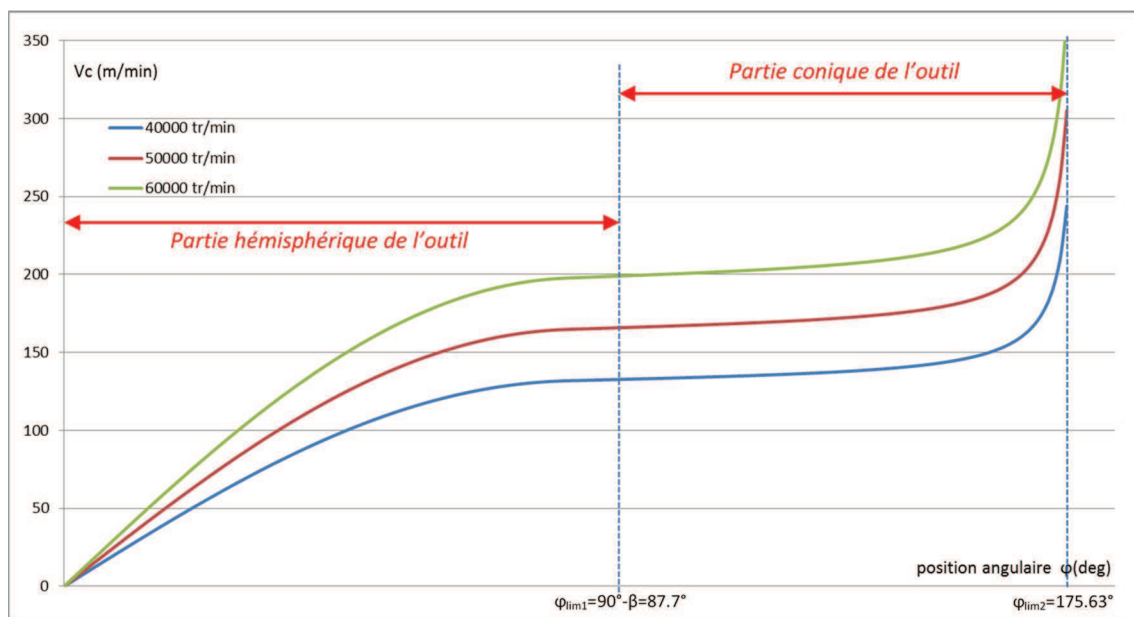
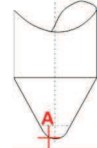
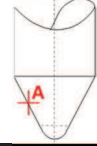
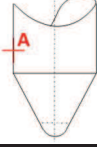


Fig.II.8. Évolution de $V_c(\varphi)$ pour l'outil LY.

2.3.2 Cas de l'outil Cerec (CER)

En fonction de la position du point de contact outil/prothèse (configuration de contact) la vitesse de coupe effective au point de contact A prend différentes expressions littérales (Tab.II.4).

Configuration de contact		Équation	
	Partie hémisphérique $0 < \varphi < \varphi_{lim1}$ $\varphi_{lim1} = (90^\circ - \beta) = 67,5^\circ$	$V_c(\varphi) = \frac{N * \pi * R * \sin(\varphi)}{500}$	eq.II.3
	Partie conique $\varphi_{lim1} < \varphi < \varphi_{lim2}$ $\varphi_{lim1} = (90^\circ - \beta) = 67,5^\circ$ $\varphi_{lim2} = 132,38^\circ$	$V_c(\varphi) = \frac{N * \pi * R * \cos(\varphi - 90^\circ)}{500 * \cos(\varphi - 90^\circ + \beta)}$	eq.II.4
	Partie cylindrique $\varphi_{lim2} < \varphi < \varphi_{lim3}$ $\varphi_{lim2} = 132,38^\circ$ $\varphi_{lim3} = 173^\circ$	$V_c = \frac{N * \pi * D}{1000}$	eq.II.5
$R(mm), \varphi(deg), \beta(deg), N(tr/min), V_c(m/min)$			

Tab.II.4. Expressions de la vitesse de coupe effective en fonction de la configuration de contact pour un outil CER.

Les expressions données en fonction de la configuration de contact permettent de représenter graphiquement l'évolution non linéaire de la vitesse de coupe effective en fonction de la position angulaire (φ) (Fig.II.9). La macro-géométrie de l'outil est discontinue en tangence entre les parties conique et cylindrique (φ_{lim2}), ce qui rend l'évolution de $V_c(\varphi)$ aussi discontinue. Une croissance importante de $V_c(\varphi)$ est présente sur deux zones, géométriquement opposées de l'outil, l'une au centre de la partie hémisphérique (bout) et une autre en partie supérieure du cône. Sur la partie cylindrique de l'outil V_c est constante et ne dépend pas de la position angulaire (φ).

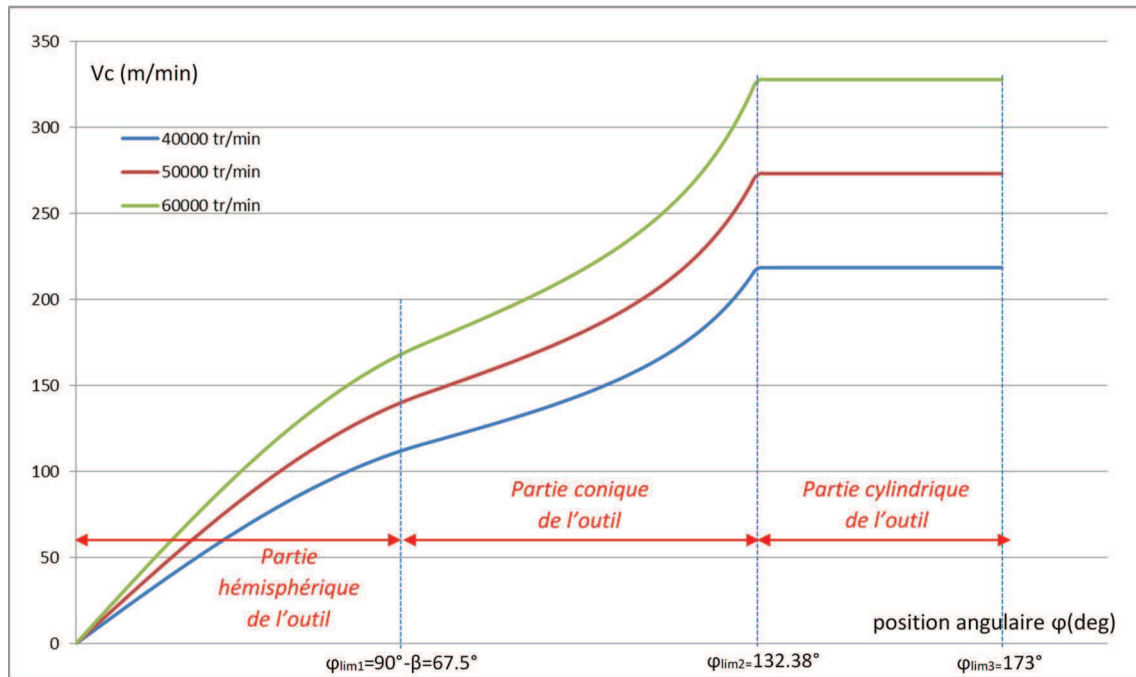


Fig.II.9. Évolution de $V_c(\varphi)$ pour l'outil CER.

3. Analyse du contact outil/prothèse

Les précédentes modélisations sont implémentées dans un module informatique d'analyse du contact outil/prothèse en fonction de la position de l'outil au cours du balayage réalisé sur une MOCN 3 axes. L'exploitation de ce module permet de calculer:

- L'orientation outil/prothèse (θ_i) correspondant à la projection de la normale \vec{n}_i à la surface en un point de contact A_i sur l'axe de l'outil \vec{Z} (Fig.II.10).
- La vitesse de coupe effective V_{ci} relative à chacun point de contact A_i .

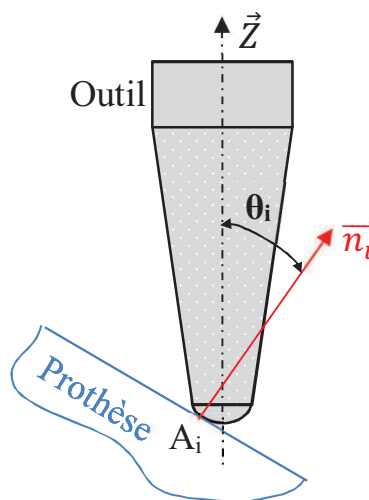


Fig.II.10. Orientation outil/prothèse (θ_i).

Le logiciel Matlab® R2014a a été retenu pour développer ce module informatique. Les résultats issus de ce module sont présentés sous forme de cartographies et de tableaux de données (tableur Excel) permettant une exploitation et une visualisation plus aisée.

3.1 Données d'entrée et de sortie du module informatique

Une analyse fonctionnelle présentée Fig.II.11 formalise les flux d'entrée et de sortie du module informatique.

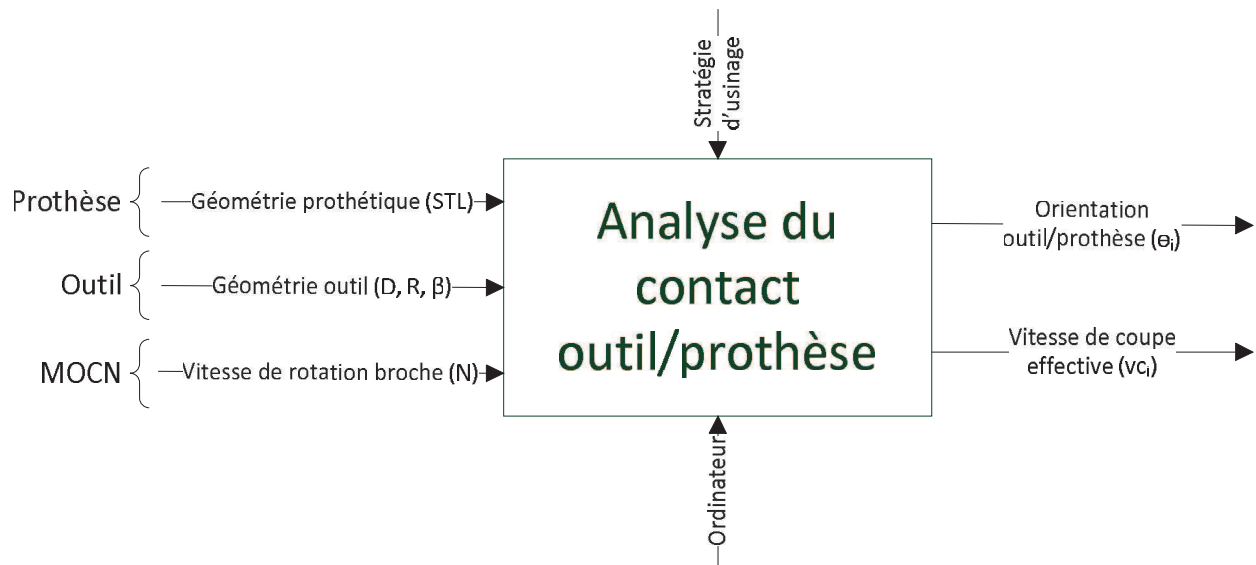


Fig.II.11. Analyse fonctionnelle descendante du module développé.

Les données d'entrée font référence à la prothèse (géométrie), à l'outil et à la MOCN utilisée. La géométrie prothétique importée grâce au fichier STL est issue de la phase de conception en amont de la phase de FAO. Ce format de fichier géométrique est le standard utilisé en CFAO dentaire et son exploitation est aisée. En effet, chaque facette est définie par les coordonnées cartésiennes de ses trois sommets et possède l'attribut de direction de la matière de par l'orientation de la normale unitaire \vec{n}_i à la facette i . La normale est orientée extérieure à la matière. Ces informations géométriques sont nécessaires à l'analyse de l'orientation outil/prothèse.

Les données relatives à l'outil sont liées à sa macro-géométrie et correspondent aux 3 paramètres intrinsèques utilisés lors de la modélisation du contact outil/prothèse (D , R et β).

Dans l'objectif de calculer les vitesses de coupe effectives, la vitesse de rotation de l'outil est aussi renseignée. Les données de sortie correspondent à l'orientation du contact outil/prothèse (θ_i) et à la vitesse de coupe effective (V_{c_i}), calculées pour chaque facette i du fichier STL, enrichissant ainsi le modèle CAO avec des informations complémentaires liées à l'usinage.

3.2 Architecture du module

Le module d'analyse du contact outil/prothèse est décomposé en trois parties. (1) La première détermine les orientations outil/prothèse. (2) La seconde calcule les vitesses de coupe effectives. (3) Enfin, la dernière partie réalise la mise en forme des données sous forme de cartographies et de tableaux.

3.2.1 Détermination des orientations outil/prothèse

Un script Matlab permet à partir des informations de normale contenues dans le fichier STL, de déterminer les orientations de l'axe de l'outil/normale de la facette (θ_i) pour chaque facette i , puis regroupe ces orientations par classes d'orientations angulaires (regroupement de facettes comprises dans un intervalle donné d'orientations) (Fig.II.12).

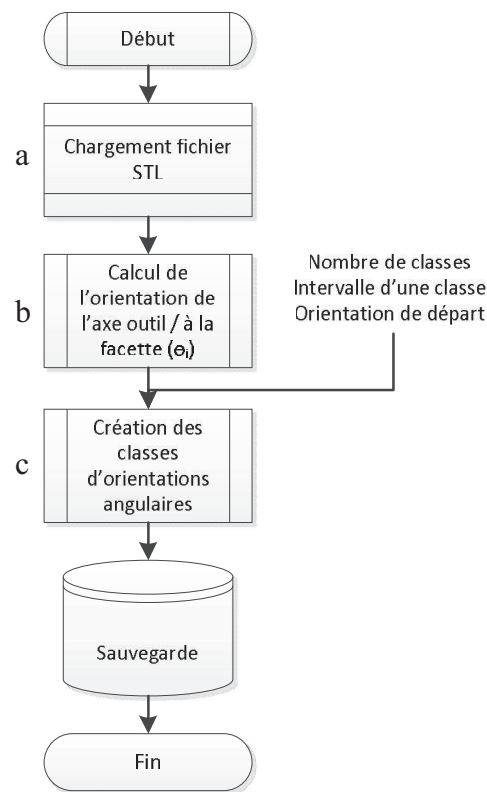


Fig.II.12. Algorithme de calcul des orientations outil/prothèse.

La première étape correspond au chargement du fichier STL (Fig.II.12.a). Ce chargement consiste, pour chaque facette du fichier STL, à extraire puis à stocker dans des matrices les coordonnées de chaque sommet et les projections sur les axes du vecteur normal unitaire à la facette. La création d'une matrice de liens associe à chaque facette les 3 sommets la constituant. L'orientation de l'axe de l'outil par rapport à la normale d'une facette i (θ_i) (Fig.II.12.b) est

déterminée par le calcul de la valeur absolue de l'arc-cosinus de la projection de la normale à la facette i , sur l'axe Z (axe de l'outil) (eq.II.6).

$$\theta_i = \text{abs}(\cos^{-1}(\vec{n}_i \cdot \vec{Z})) \quad \text{eq.II.6}$$

Ensuite, des classes d'orientations angulaires, définies par l'utilisateur, sont alors créées (Fig.II.12.c). Le regroupement de facettes ayant des orientations outil/prothèse comprises dans le même intervalle permet de réaliser une décomposition topologique de la couronne. C'est à travers cette décomposition que les facettes en contre dépouille d'usinage sont identifiées. L'implémentation de l'équation II.6 ainsi que le stockage des résultats sont effectués sous forme matricielle. Les valeurs d'orientation outil de chaque facette viennent enrichir les données du fichier STL initial. Enfin, le pourcentage de surface prothétique correspondant à chaque classe d'orientations est calculé. Le calcul de la surface de chaque facette est alors requis et nécessite des calculs préliminaires (Fig.II.13).

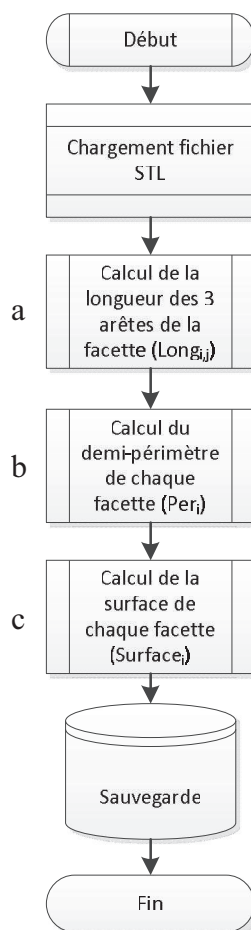


Fig.II.13. Algorithme de calcul des surfaces.

La géométrie euclidienne permet de calculer la longueur des 3 arêtes d'un triangle connaissant les coordonnées des sommets (eq.II.7) (Fig.II.13.a).

$$Long_{i,j} = \sqrt{(x_{i1} - x_{i2})^2 + (y_{i1} - y_{i2})^2 + (z_{i1} - z_{i2})^2} \quad \text{eq.II.7}$$

$i \in [0; \text{nombre de facettes du fichier STL}] \in \mathbb{N}^*$

$j=1 \text{ ou } 2 \text{ ou } 3$ (identifiant de l'arête considérée)

Le demi-périmètre est par conséquent (eq.II.8) (Fig.II.13.b).

$$Per_i = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^3 Long_{i,j} \quad \text{eq.II.8}$$

La formule de Héron donne alors la surface de la facette (eq.II.9) (Fig.II.13.c).

$$Surface_i = \sqrt{Per_i * (Per_i - Long_{i,1}) * (Per_i - Long_{i,2}) * (Per_i - Long_{i,3})} \quad \text{eq.II.9}$$

L'implémentation des équations II.7, II.8 et II.9 ainsi que le stockage des résultats sont effectués sous forme matricielle. Les valeurs de surface de chaque facette viennent enrichir les données du fichier STL initial.

3.2.2 Calcul des vitesses de coupe effectives

Un script Matlab, développé dans le cadre de nos travaux, permet de calculer les vitesses de coupe effectives pour chaque facette (V_c) et d'identifier la configuration de contact correspondante sur la facette considérée. L'objectif étant de réaliser une implémentation simple du contact outil/prothèse, il n'a pas été souhaité l'implémentation du calcul de la position angulaire φ_i . Ce calcul nécessite une information complémentaire, correspondant au calcul de la position du point A_i sur la géométrie outil. Cette information est difficilement accessible pour les deux cas de configuration de contact sur les parties conique et hémisphérique. Dans le cas de la configuration de contact sur la partie hémisphérique les angles φ_i et θ_i sont égaux ($\varphi_i = \theta_i$). De ce fait, les équations II.1 et II.3, présentées au paragraphe 2.3, sont implémentées. Dans le cas de la configuration de contact sur la partie conique, ne connaissant pas φ_i une approximation de la vitesse de coupe effective est effectuée à partir de θ_i . Pour la partie conique de l'outil CER, une moyenne des vitesses de coupe effectives extremums du cône est faite (eq.II.10).

$$V_c = \frac{\pi * N * (D + 2R * \cos(\beta))}{2000} \quad \text{eq.II.10}$$

Pour la partie conique de l'outil LY, il n'est pas pertinent d'appliquer la même démarche. En effet, la partie haute du cône n'est jamais utilisée lors de l'usinage, seule la partie basse du cône proche de la partie hémisphérique peut être sollicitée. Une moyenne des vitesses de coupe effectives possibles sur le cône n'est donc pas représentative. La vitesse de coupe effective sur la

partie conique de l'outil LY est donc approximée par la valeur maximale atteinte sur la partie hémisphérique (ce qui correspond à la valeur minimale atteinte sur la partie conique) (eq.II.11).

$$V_c = \frac{\pi * N * R}{5 \ 00} \quad \text{eq.II.11}$$

Dans le cas de la configuration de contact sur la partie cylindrique, l'équation II.5, présentée au paragraphe 2.3.2 est implémentée.

L'algorithme de calcul de V_{ci} possède alors plusieurs alternatives correspondantes à chaque cas de configuration de contact outil/facette (Fig.II.14). Un identifiant de la configuration de contact nommé « Coutil_i » est affecté à la facette considérée (Tab.II.5). Les résultats sont stockés sous forme matricielle et viennent enrichir les données du fichier STL initial.

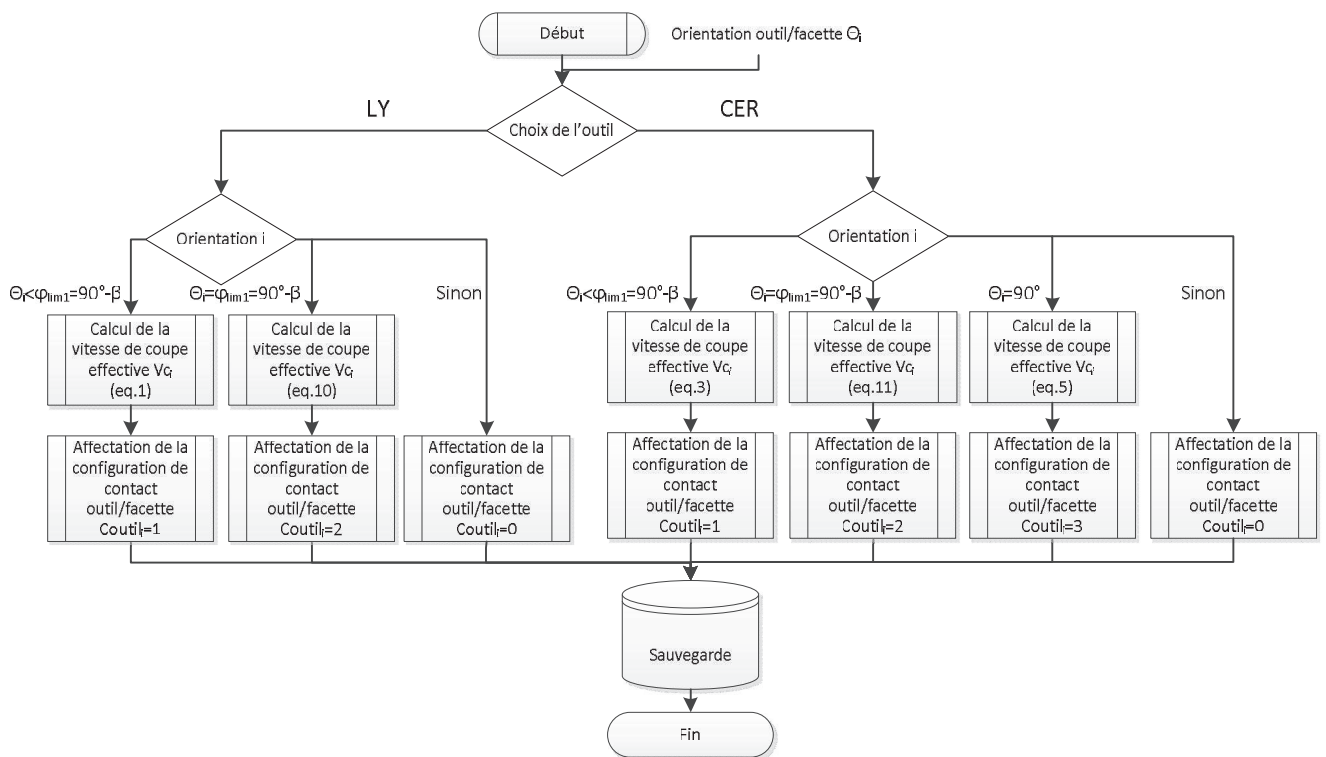


Fig.II.14. Algorithme de calcul des vitesses de coupe effectives.

Configuration de contact	Valeur de la variable Coutil _i
Contre dépouille	0
Partie hémisphérique	1
Partie conique	2
Partie cylindrique	3

Tab.II.5. Affectation des configurations de contact outil/facette.

3.2.3 Mise en forme des données

Les données sont mises en forme sous formats graphiques (cartographies au format image (Tiff) et au format figure Matlab (Fig)) et fichier Excel. Le script Matlab réalisant les représentations graphiques sous forme de cartographies utilise principalement la fonction Trisurf de Matlab (Fig.II.15). Cette fonction permet de représenter un modèle STL par coloration des facettes selon un critère. Trois types de cartographie sont générés en fonction de la variable affectée au critère de coloration C (Tab.II.6).

	Type de cartographie	Critère de coloration de la facette
Cartographie 1	Orientations outil/facette	θ_i
Cartographie 2	Vitesse de coupe effective	V_{c_i}
Cartographie 3	Zone outil en contact	C_{outil_i}

Tab.II.6. Différents types de cartographies.

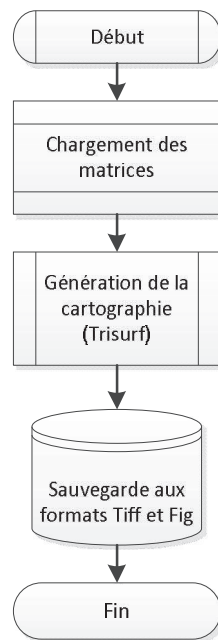


Fig.II.15. Algorithme de génération des cartographies.

Le script Matlab générant le tableau Excel (Fig.II.16) utilise principalement la fonction XLSwrite de Matlab. Cette fonction permet d'exporter et de concaténer plusieurs matrices dans un tableau Excel. A ce niveau sont exportées les données suivantes : les orientations axe outil/facette (θ_i), la surface de chaque facette, les vitesses de coupe effectives V_{c_i} , la configuration de contact (C_{outil_i}) et enfin les classes d'orientation.

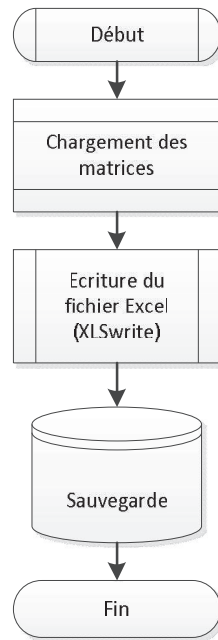


Fig.II.16. Algorithme de génération du fichier Excel.

4. Exploitation du module : analyse du contact outil/prothèse

Grâce au module mis en place précédent, des analyses du contact outil/prothèse, lors de l'usinage par balayage en 3 axes sur les MOCN dentaires, sont réalisées. La démarche d'analyse du contact outil/prothèse se déroule en deux phases. Observer la topologie des différents cas coronaires pour identifier ceux qui présentent un intérêt pour l'analyse du contact outil/prothèse sur l'IS. Puis, analyser le contact outil/prothèse par simulations numériques.

4.1 Cas coronaires analysés

Tous les types de dents, de façon à être le plus représentatif possible, ont été retenus (Types 1 à 8, 1 étant une incisive centrale, 2 une incisive latérale, 3 une canine, 4 une première prémolaire, 5 une deuxième prémolaire, 6 une première molaire, 7 une deuxième molaire, 8 une troisième molaire) (Fig.II.17). Les deux arcades dentaires étant théoriquement symétriques seuls les secteurs Q1 et Q3 sont traités, soit au maximum 16 couronnes étudiées. Les simulations numériques sont réalisées aussi bien en intrados qu'en extrados.

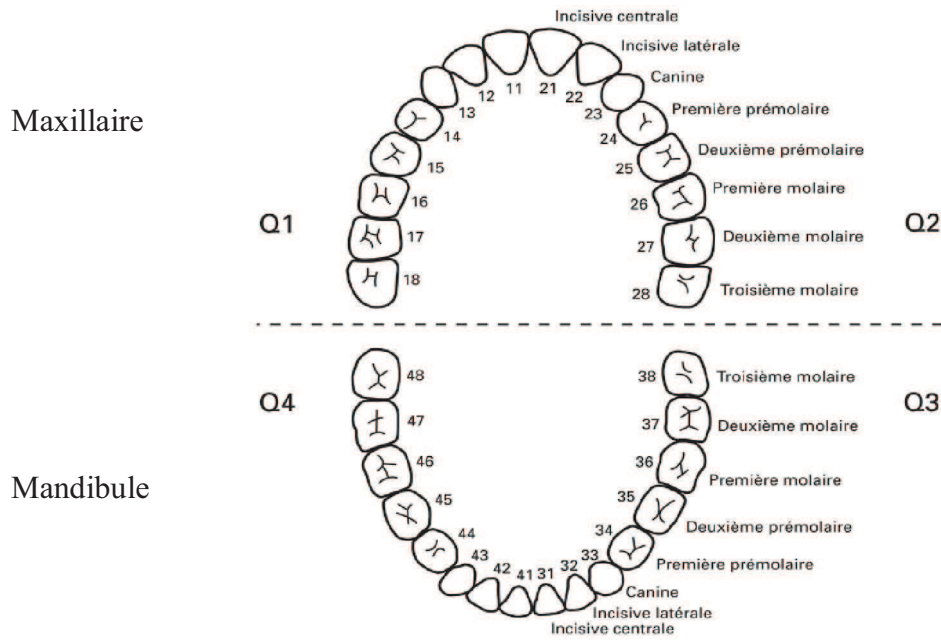


Fig.II.17. Numérotation et catégories des dents chez l'adulte.

Les analyses d'extrados des 16 PCU sont faites à partir des fichiers STL issues de la base de données 3Shape présente dans le système de CFAO TRIOS®. Les géométries de ces fichiers STL sont représentatives des bases de données de CFAO dentaire. Les analyses d'intrados sont faites à partir d'une base de données de cas réels réalisés par des praticiens du laboratoire. Cependant, très peu de restaurations coronaires sont faites sur les incisives et canines mandibulaires [WAT 11], du fait de leurs faibles dimensions et d'une meilleure accessibilité avec la brosse à dent leur offrant un meilleur nettoyage, diminuant ainsi le risque de pathologies carieuses. Il a donc été choisi de ne pas traiter les cas des dents 31, 32, 33, ainsi 13 PCU sont analysées en intrados.

4.2 Simulations numériques

Les chaînes de CFAO dentaires adoptent des gammes de fabrication très simplifiées, avec une unique opération de finition appliquée directement sur la géométrie prothétique. De ce fait les simulations numériques du contact outil/prothèse sont elles aussi effectuées directement sur la géométrie prothétique finie. Les géométries prothétiques (13 intrados et 16 extrados) retenues, au format STL, sont importées et orientées par rapport à l'axe d'insertion (axe de positionnement de la couronne sur la dent préparée) assimilable à la direction de dépouille donnée par le praticien lors de la réalisation de la préparation. Ainsi, les géométries STL se retrouvent en situation d'usinage, i.e. l'axe Z (représentant l'axe de l'outil) associé à la couronne dans le module informatique est colinéaire à l'axe Z du repère de programmation.

Pour chaque facette des géométries prothétiques, l'orientation de l'axe de l'outil par rapport à la normale de la facette (θ_i) est calculée. Une fois toutes les orientations calculées, un regroupement (classes d'orientations) est effectué. Les orientations calculées sont répertoriées en 12 classes d'orientations d'axe outil/prothèse d'un pas de 10° et s'étendant de -5° à 115° . Ce paramétrage permet de créer un nombre raisonnable de classes. De plus, les valeurs remarquables comme 0° , 30° , 60° , 90° coïncident avec le milieu de classes. La classe $[-5^\circ;5^\circ[$ regroupe les facettes usinées en bout, et la classe $[85^\circ;95^\circ[$ regroupe les facettes usinées en flanc. Les classes $[95^\circ;105^\circ[$ et $[105^\circ;115^\circ[$ regroupent des facettes en contre dépouille. Les classes restantes correspondent à un mode d'usinage mixte.

Enfin, pour les deux outils considérés (CER et LY) les vitesses de coupe effectives (V_{ci}) ainsi que la configuration de contact (C_{outili}) sont définies pour chaque facette.

4.2.1 Résultats et discussions relatives à la simulation numérique des orientations outil/prothèse

L'observation des cartographies résultant des simulations (Fig.II.18) permet de distinguer clairement des zones concentriques autour d'un axe proche de l'axe d'insertion de la couronne, aussi bien sur l'extrados que sur l'intrados.

Au niveau de l'extrados, l'usinage en bout est présent principalement sur les pointes cuspidiennes. Les orientations des pans cuspidiens de la face occlusale évoluent depuis l'usinage proche du bout de l'outil (orientation de 35°) jusqu'à une orientation de 65° environ. Les orientations des surfaces périphériques (faces vestibulaire, linguale, mésiale et distale) correspondent à un usinage en flanc ou proche du flanc (orientations de 75° à 90°). Enfin, les facettes proches de la limite cervicale sont soit en contre dépouille, soit usinées en flanc.

Au niveau de l'intrados, l'usinage en bout est surtout localisé en son fond. Les facettes périphériques de l'intrados sont usinées en flanc ou proche du flanc (orientations entre 75° et 90°). Les orientations des facettes proches de la limite cervicale et des facettes transitoires entre le fond et la périphérie évoluent dans un intervalle de 25° à 65° .

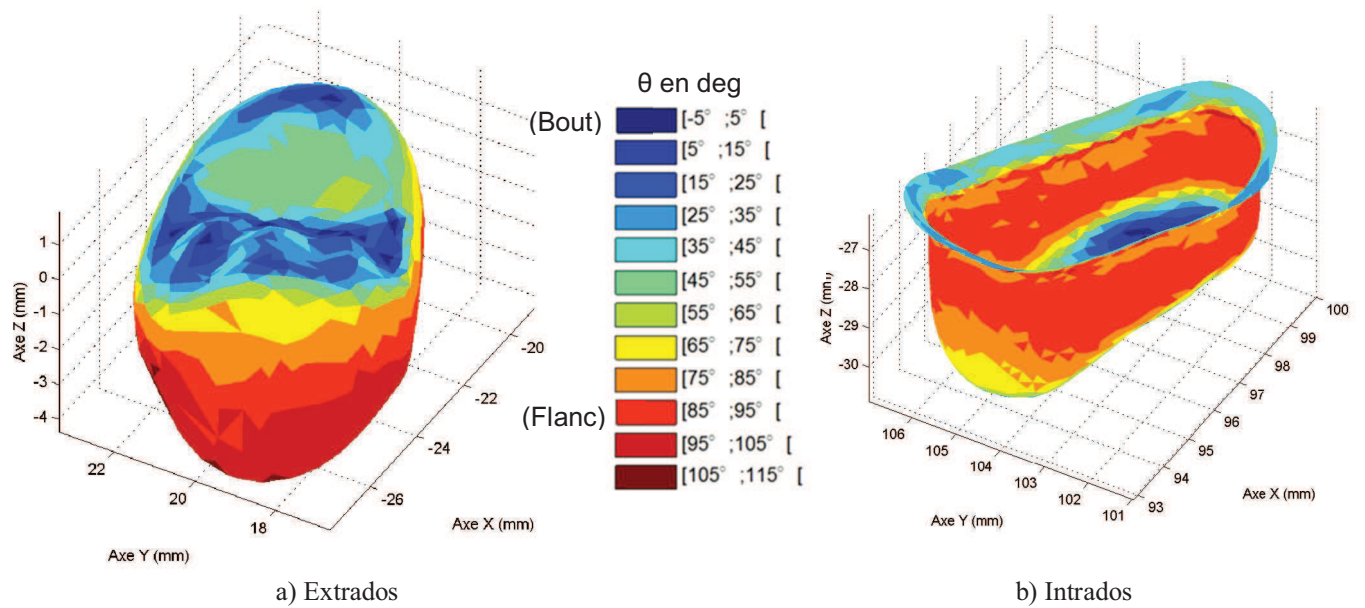


Fig.II.18. Exemple de cartographies des orientations des facettes par rapport à l'axe de l'outil pour une prémolaire n°15.

La moyenne des pourcentages de surface réalisée pour chaque classe d'orientation sur les 16 extrados coronaires montre en grande partie une évolution croissante (Fig.II.19) depuis le mode d'usinage en bout (classe $[-5;5^\circ[$) jusqu'à l'usinage en flanc (classe $[85;95^\circ[$). Une progression quasi-linéaire existe depuis le mode d'usinage en bout jusqu'à la classe $[25;35^\circ[$. Ensuite, il est observé un palier de la classe $[35;45^\circ[$ jusqu'à la classe $[55;65^\circ[$ qui correspond aux pans cuspidiens présents sur la face occlusale. La classe $[55;65^\circ[$ est la plus élevée du palier et représente 9,9% de la surface de l'extrados. Les trois classes suivantes ($[65;75^\circ[$, $[75;85^\circ[$, $[85;95^\circ[$) sont les trois plus importantes et correspondent aux surfaces périphériques. Enfin, les surfaces appartenant aux deux dernières classes ($[95;115^\circ[$) en contre dépouille et représentent 10,9% de la surface sur l'extrados. Ces surfaces sont usinées après retournement de 180° de la prothèse lors de l'usinage de l'intrados, créant ainsi une discordance entre la décomposition topologique dentaire (extrados/intrados) et les posages nécessaires à l'accessibilité lors de l'usinage ($0, 180^\circ$).

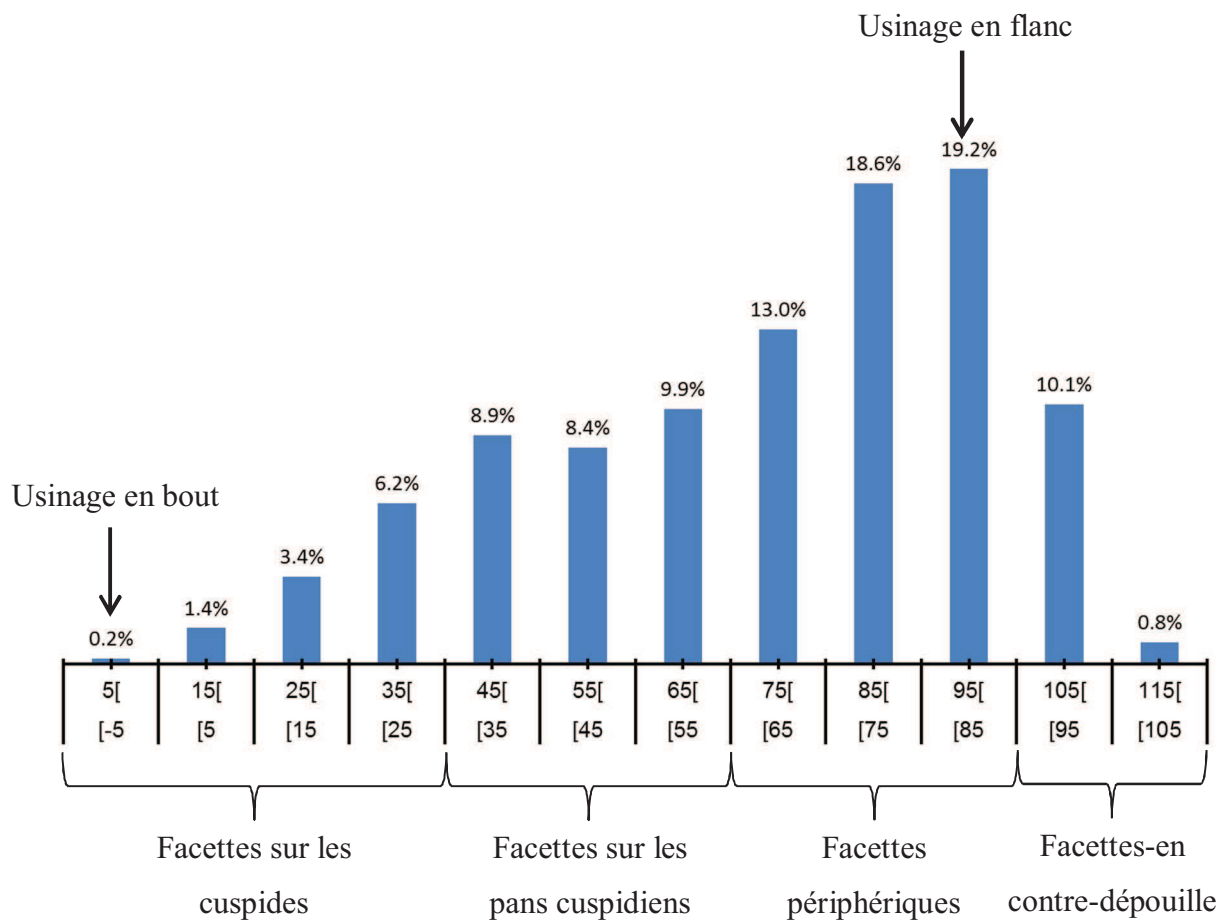


Fig.II.19. Répartition pour chaque classe d'orientation de la moyenne des pourcentages de surface réalisés sur les 16 extrados coronaires.

En résumé, l'usinage en flanc est le mode d'usinage prédominant sur les extrados coronaires (19,2%), tandis que l'usinage en bout est quasiment inexistant (0,2%). La classe prédominante en surface [55;65°] représente 9,9% de la surface totale et se situe principalement sur la face occlusale.

La moyenne des pourcentages de surface réalisée pour chaque classe d'orientation sur les 13 intrados coronaires montre elle aussi en grande partie une évolution croissante (Fig.II.20) depuis le mode d'usinage en bout (classe [-5;5°]) jusqu'à la classe d'orientation [75;85°]. Une progression quasi-linéaire existe depuis le mode d'usinage en bout jusqu'à la classe [25;35°]. Ensuite, il est observé un palier quasi constant de la classe [35;45°] jusqu'à la classe [55;65°]. Ce palier correspond aux facettes présentes sur le congé au fond de l'intrados et aux facettes voisines de la limite cervicale. La classe prédominante de ce palier [55;65°] représente 9,2% de la surface de l'intrados. Les trois classes suivantes ([65;75°], [75;85°], [85;95°]) sont les trois plus importantes et correspondent aux facettes périphériques. La nécessité d'assemblage de la

couronne sur la dent préparée interdit les facettes colinéaires à l'axe de l'outil sur l'intrados (ou en contre dépouille). De ce fait, la majeure partie des facettes périphériques sont en dépouille (cliniquement de 5° à 6°). C'est pourquoi la classe la plus importante [75;85°] représente 18,9% de la surface de l'intrados. Les facettes usinées en flanc représentent 12,5% de la surface totale de l'intrados. Les facettes en contre dépouille représentent 0,5% de la surface de l'intrados.

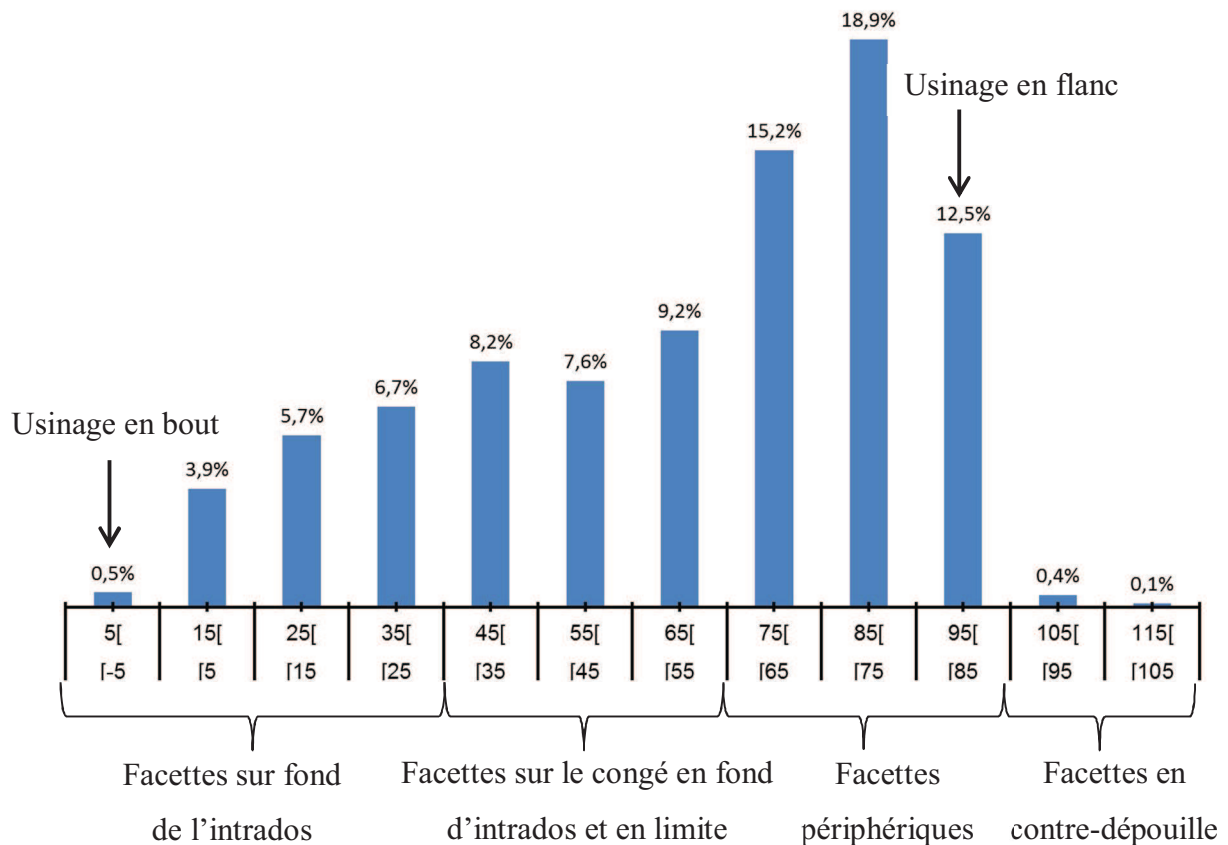


Fig.II.20. Répartition pour chaque classe d'orientations de la moyenne des pourcentages de surface réalisés sur les 13 intrados coronaires.

La discordance entre la décomposition topologique dentaire (extrados/intrados) et les posages nécessaires à l'accessibilité lors de l'usinage (0, 180°) fait que la classe [75;85°] se trouve augmentée par les 10,9% de surface en contre dépouille issus de l'extrados.

En résumé, la classe [75;85°] représente 18,9% de la surface totale et est la première en terme d'importance en intrados du fait de la dépouille nécessaire à l'assemblage. La classe [55;65°] représente 9,2% de la surface totale et se situe au fond de l'intrados et sur la zone cervicale lors de l'usinage. L'usinage en bout est quasiment inexistant sur l'intrados (0,5%).

L'évolution des classes d'orientation est semblable sur l'intrados et sur l'extrados. Les 8 premières classes (de -5 à 75°) affichent des valeurs comparables. En revanche, le pourcentage de surface usinée en flanc de l'intrados est plus faible que celui de l'extrados. Cela provient de la dépouille nécessaire à l'assemblage de la couronne sur la dent préparée interdisant les facettes colinéaires à l'axe de l'outil sur l'intrados (ou en contre dépouille).

En résumé, la classe d'orientations $[85;95^\circ]$ correspondant à l'usinage en flanc est prédominante sur les facettes de l'extrados. La classe $[55;65^\circ]$ est aussi importante sur les facettes des pans cuspidiens et les facettes de la zone cervicale. La classe $[-5;5^\circ]$ correspondant à l'usinage en bout, représente une des classes les plus faibles.

Toutes les facettes accessibles de l'extrados coronaire sont usinées avec la partie hémisphérique de l'outil LY (Fig.II.21a). Concernant l'outil CER, quasiment toutes les facettes accessibles sont elles aussi usinées avec sa partie hémisphérique (Fig.II.21b). En effet, il est quasi impossible d'avoir sur la prothèse des facettes ayant une orientation correspondant exactement à l'orientation de la partie conique ou cylindrique de l'outil. Dans notre exemple, uniquement deux facettes sont usinées avec la partie cylindrique. Les parties conique et cylindrique de l'outil CER interviennent uniquement pour réaliser l'ébauche du bloc (abrasion de la matière entre la surface brute et la surface semi-finie), et ne participent pas à la génération de la surface prothétique finie.

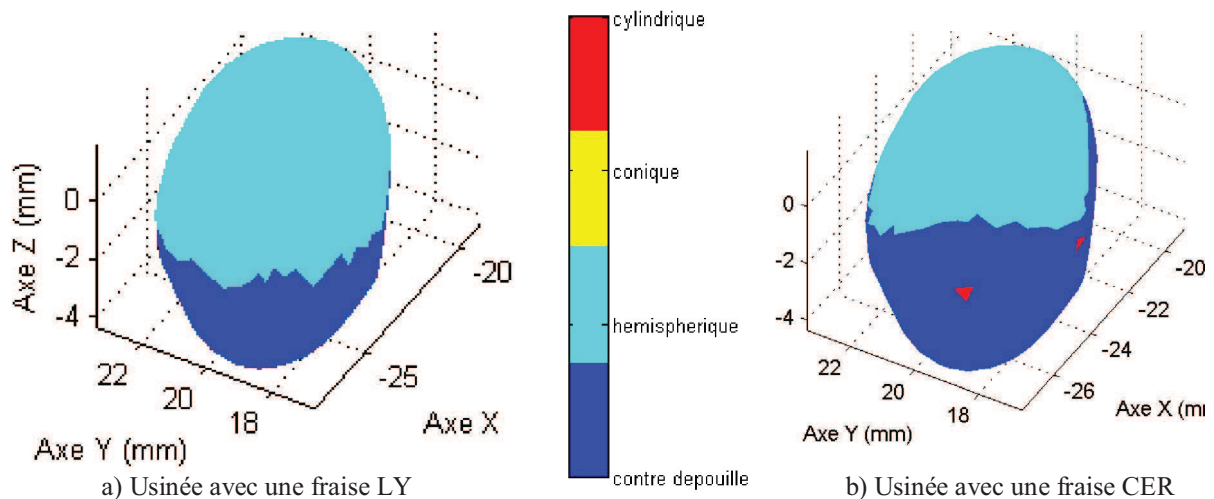


Fig.II.21. Cartographies de la configuration de contact outil/prothèse sur l'extrados coronaire de prémolaire n°15.

Outre ces deux facettes qui restent marginales, les deux outils exploitent seulement la partie hémisphérique de l'outil, entraînant ainsi son utilisation intensive préjudiciable pour son usure.

L'approximation faite au paragraphe 3.2.2 concernant la vitesse de coupe effective sur les parties coniques correspond à une zone outil ne nécessitant finalement pas de simulation.

4.2.2 Résultats et discussions relatives à la simulation de la vitesse de coupe effective

Quel que soit l'outil considéré, les vitesses de coupe effectives les plus faibles sont obtenues en face occlusale (pointes cuspidiennes) où les facettes sont usinées avec le bout de l'outil. Quant aux vitesses de coupe effectives les plus élevées elles sont localisées sur les faces périphériques où les facettes sont abrasées avec le flanc de l'outil (Fig.II.22).

Il existe donc une forte corrélation entre la cartographie des orientations axe outil/prothèse et celle des vitesses de coupe effectives.

Dans nos conditions de simulation, les vitesses de coupe effectives évoluent de 0 à 330 m/min environ (Fig.II.22). Deux sources potentielles de variations de la vitesse de coupe effective sont recensées. (1) Les différences de macro-géométries outil. (2) Les différences de vitesses de rotation de broche en fonction des machines d'usinage [LEB 16].

Concernant les différences de macro-géométries, pour une même vitesse de rotation de broche, l'outil CER affiche une vitesse de coupe effective maximale plus élevée d'environ 60% comparé à l'outil LY. Ceci est dû à son diamètre utile plus important, mais utilisé pour usiner seulement deux facettes. Les deux outils atteignent donc les mêmes vitesses de coupe effectives de par leurs diamètres hémisphériques quasi identiques.

La variation de la vitesse de la broche entraîne une variation de la vitesse de coupe effective pouvant aller jusqu'à 33%. Cette variation de la vitesse de coupe effective aura sans doute une influence sur l'intégrité de surface à un tel point que deux prothèses identiques, usinées sur deux MOCN différentes répondent différemment aux fonctionnalités attendues.

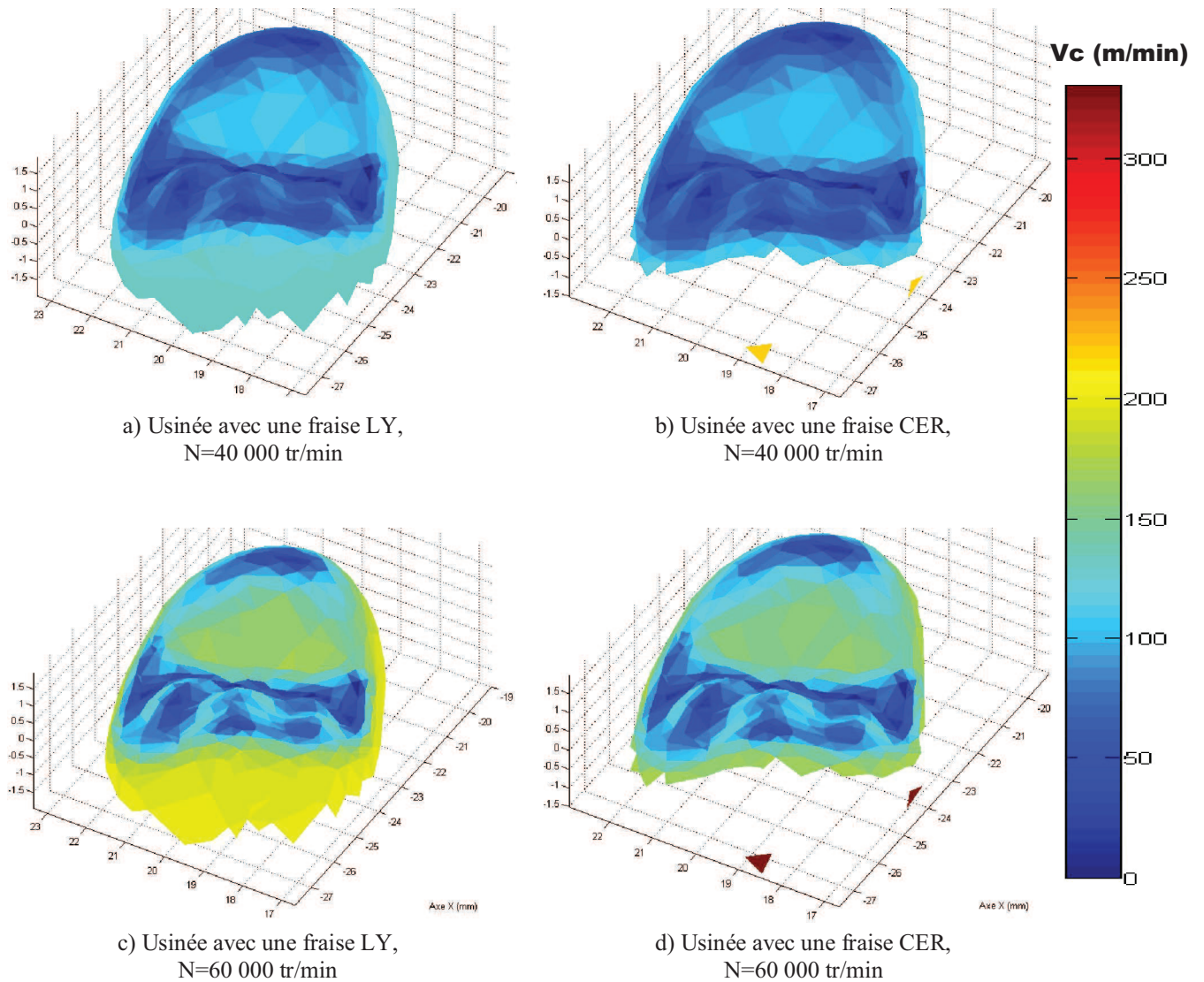
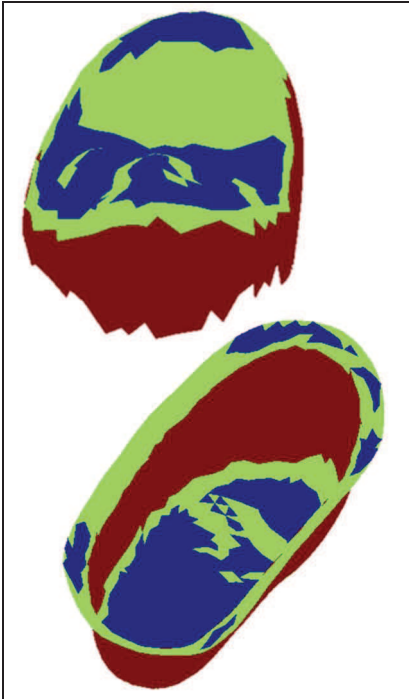


Fig.II.22. Cartographies des V_c effectives sur un extrados coronaire de prémolaire n°15.

Les simulations numériques réalisées font apparaître un découpage topologique des deux parties de la couronne. Aussi bien sur l'intrados que sur l'extrados, trois régions coronaires types apparaissent lors de l'usinage (Fig.II.23). (1) La première correspond principalement aux pointes cuspidiennes de l'extrados et aux facettes au fond de l'intrados ($-5^\circ < \theta < 35^\circ$). (2) La seconde regroupe les facettes des pans cuspidiens de l'extrados, du congé en fond d'intrados et de la zone cervicale ($35^\circ < \theta < 65^\circ$). (3) La dernière rassemble les facettes périphériques de l'intrados et de l'extrados ($65^\circ < \theta < 95^\circ$).

Chaque région doit répondre à différents éléments du cahier des charges relatif à la rugosité (Cf. Chapitre I). Par exemple, en extrados, les pointes cuspidiennes et les pans cuspidiens doivent respecter les fonctionnalités comme l'esthétique et, l'usure limitée de la couronne et de la dent antagoniste. Les facettes périphériques de l'extrados doivent satisfaire l'exigence de non

rétenion de la plaque dentaire et d'esthétique. En intrados, le critère de rétenion est prépondérant. Il est associé au critère d'étanchéité pour les facettes localisées en zone cervicales et au critère de fatigue pour les facettes formant le congé de raccordement au fond (Fig.II.23).



θ	Facettes incluses		Cahier des charges	
	Intrados	Extrados	Intrados	Extrados
-5° à 35°	Fond	Pointes cuspidiennes	Rétention	Usure Esthétique
35° à 65°	Congé fond, zone cervicale	Pans cuspidiens	Rétention Fatigue Étanchéité	Usure Esthétique
65° à 95°	Périphériques	Périphériques	Rétention	Développement plaque dentaire Esthétique

Fig.II.23. Décomposition topologique des orientations appliquée à une prémolaire n°15.

5. Conclusion

Ce chapitre a été consacré aux études numériques relatives à la variation de l'orientation entre l'outil et la surface prothétique usinée. En effet, en CFAO dentaire les prothèses sont usinées en utilisant une stratégie d'usinage 3 axes par balayage (plans parallèles ou niveaux de Z). Ces stratégies d'usinage entraînent inévitablement des variations d'orientation de l'outil par rapport à la surface prothétique usinée, impactant potentiellement l'intégrité de surface. Une modélisation géométrique du contact entre l'outil et la prothèse implémentée dans un module logiciel développé sous Matlab, permet d'obtenir des cartographies de l'évolution de l'orientation outil/prothèse et de la vitesse de coupe effective au cours du balayage de la surface prothétique par l'outil. Les expérimentations numériques réalisées sur 16 extrados et 13 intrados de couronne associés à deux géométries outils représentatives de la CFAO dentaire, mettent en évidence une majorité de régions usinées en flanc sur les faces périphériques. Sur les pans cuspidiens, une surface importante est obtenue avec une orientation proche de 60°. Seules quelques faces cuspidiennes sont usinées en bout.

Les cartographies de la vitesse de coupe effective montrent qu'elle est fortement dépendante de l'orientation outil/prothèse et dépendante de la vitesse de broche de la MOCN employée. Les zones prothétiques distinctes usinées avec des orientations d'outil/prothèse différentes préfigurent une décomposition topologique coronaire. L'IS appartenant à une même prothèse est liée à l'orientation outil/prothèse. Deux prothèses identiques, usinées sur deux MOCN différentes, obtiennent une IS aussi liée à la MOCN. Dans nos conditions de simulation, seule la partie hémisphérique des fraises est utilisée pour générer les surfaces finies des couronnes, favorisant peut être une usure localisée des outils.

Afin de pouvoir en expérimenter l'impact sur l'intégrité de surface, le chapitre III s'intéresse à l'usinage de biomatériaux suivant les orientations outil/prothèse émergentes de ces simulations numériques, associées à d'autres facteurs importants du COM dentaire (micro-géométrie outil et vitesse d'avance).

Chapitre III

Étude expérimentale de l'influence du Couple Outil-Matière

Plusieurs facteurs du Couple Outil-Matière (COM) ayant un effet sur les composantes d'IS ont été mis en avant grâce à l'analyse de la corrélation entre l'IS et le procédé d'usinage. L'extension de cette analyse aux fonctionnalités cliniques a permis de démontrer que la composante de rugosité est prédominante en odontologie puisqu'elle a au moins une corrélation établie avec toutes les fonctionnalités attendues sur une couronne prothétique.

La diversité et l'hétérogénéité des caractéristiques mécaniques et chimiques des biomatériaux dentaires ont été présentées dans le chapitre I et présuppose des usinabilités différentes. De plus, l'état de l'art a permis de montrer que les paramètres CFAO sont déterminés sans aucune adéquation avec le matériau usiné. Une IS plus représentative des fonctionnalités cliniques attendues pourrait être obtenue en améliorant le choix des paramètres d'usinage en fonction du matériau usiné, de l'outil abrasif employé et de la rugosité souhaitée. Cette approche étant nouvelle, il est donc nécessaire de réaliser des expérimentations, de façon à comprendre les corrélations et les évolutions au sein des COM dentaires sur l'IS prothétique. C'est cet objectif qui a guidé les travaux présentés dans ce chapitre.

Dans un premier temps, afin d'établir les corrélations existantes entre les paramètres des COM dentaires et la rugosité, des expérimentations préliminaires d'usinage en flanc sont menées. Il s'agit de l'orientation majoritaire prise pendant l'usinage d'une couronne (Cf. Chapitre II). Pour cette orientation, trente-deux COM représentatifs et construits avec 4 matériaux prothétiques, 2 outils et 4 vitesses d'avance (V_f) couramment utilisés en CFAO dentaire sont étudiés. L'objectif de ces expérimentations préliminaires est d'établir l'impact des paramètres d'usinage sur la rugosité prothétique. Dans un second temps, deux autres orientations issues des simulations numériques (en bout et à 60°) portant sur les mêmes COM, sont étudiées.

La première partie de ce chapitre est consacrée à la mise en place du protocole expérimental. La deuxième partie est consacrée à l'analyse puis à la discussion des résultats expérimentaux correspondant aux usinages préliminaires en flanc. Les conclusions des expérimentations préliminaires permettent de prolonger l'étude vers la troisième partie relative aux résultats expérimentaux de deux orientations d'usinage complémentaires (en bout et à 60°). Enfin, une synthèse des trois orientations étudiées est proposée.

1. Protocole expérimental

1.1 Matériel et méthode : Couples Outil-Matière et composante étudiés

Cette partie a pour objectif de définir et caractériser les Couples Outil-Matière évalués. Pour rappel, un COM est composé, d'un biomatériau à usiner, d'un outil et des paramètres d'usinage associés. Alors qu'un COM partiel correspond à l'association d'un biomatériau et d'un outil sans les paramètres d'usinage associés.

1.1.1 Biomatériaux étudiés

Quatre biomatériaux représentatifs de la gamme des matériaux de restauration commercialisés et utilisés actuellement en dentisterie numérique ont été retenus (Tab.III.1). Deux vitrocéramiques aux caractéristiques mécaniques proches, une à base de silicate de lithium et une autre à base feldspathique sont étudiées. Ces deux vitrocéramiques offrent une dureté, un module d'élasticité, et un indice de fragilité parmi les plus élevés (Tab.III.1). Les céramiques restent des matériaux préférentiels pour les praticiens avec une part de marché importante (42% de restaurations dentaires seront faites en céramique en 2017 [BAS 14]). Néanmoins, l'arrivée de nouveaux biomatériaux composites pousse certains praticiens à changer leurs habitudes en raison de leur aptitude à être moins « fragiles ». C'est pour cette raison que deux biomatériaux composites sont aussi étudiés. Il s'agit d'un composite hybride-infiltré (Enamic) développé au sein de notre laboratoire et d'un nano-composite (Lava Ultimate). Les deux composites offrent une dureté, un module d'élasticité et un indice de fragilité parmi les plus faibles (Tab.III.2). L'Enamic étant hybride, ses caractéristiques mécaniques sont plus élevées comparées à celles du Lava Ultimate mais inférieures aux céramiques. La dureté des biomatériaux testés a une assez grande étendue allant de 107,2 à 737 Hv, soit un facteur d'amplitude de 6,9. Le module d'élasticité s'étend de 12,77 à 70 GPa, soit un facteur d'amplitude de 5,5. L'indice de fragilité varie de 0,52 à 4,3 $\sqrt{\mu\text{m}}$, soit un facteur d'amplitude de 8,26. L'enlèvement de matière par usinage implique des déformations et des micro-fractures, l'indice de fragilité combinant la réponse du matériau à ces deux phénomènes, semble être le bon paramètre indiquant le niveau d'usinabilité plutôt que la dureté ou la ténacité prises séparément [HE 11]. Tous les matériaux retenus ont une bonne usinabilité, puisqu'ils présentent un indice de fragilité inférieur ou égal au seuil de 4,3 $\sqrt{\mu\text{m}}$ indiqué dans les résultats de plusieurs travaux qui s'appuient sur une évaluation expérimentale [BOC 97] [TSI 07]. Cependant, cet indice de fragilité ne tient pas compte du COM complet et de la stratégie d'usinage, il ne permet pas de quantifier complètement l'usinabilité.

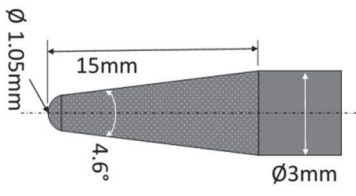
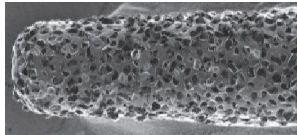
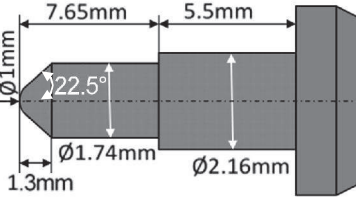
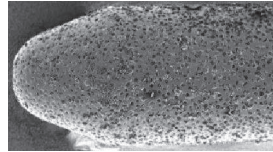
	Céramiques		Composites	
Désignation	Mark II	Celtra Duo	Enamic	Lava Ultimate
Fabricant	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany	Dentsply Corporate, York, USA	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany	3M ESPE, St Paul, USA
Code	MK	CD	EN	LU
Description	Vitrocéramique feldspathique (SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , K ₂ O, Na ₂ O, CaO, TiO ₂)	Vitrocéramique au silicate de lithium renforcé à la zircone. Il contient 10% de ZrO ₂ dissous dans la phase vitreuse de la céramique	Composite hybride-infiltré. Le principal réseau de céramique (86% _{opoids} ou 75% _{ovol}) est renforcé par un réseau polymère (14% _{opoids} ou 25% _{ovol}) et les deux réseaux s'imbriquent totalement.	Composite chargé à 80% de nano- particules de dioxyde de zirconium et d'oxyde de silicium, enrobée dans une matrice polymère fortement réticulée
Résistance à la flexion (biaxiale) selon ISO 6872	154 Mpa	210 Mpa	150-160 MPa	204 Mpa
Ténacité K _{1C}	1,4 MPa√m	2 MPa√m	1,5 MPa√m	2,02 MPa√m
Dureté Vickers	640 Hv (Dur)	737 Hv (Dur)	254,9 Hv (Mi-dur)	107,3 Hv (Tendre)
Module d'élasticité	63 GPa	70 Gpa	30 Gpa	12,77 Gpa
Indice de fragilité BI=H/K _{1C} calculé [TSI 07]	4,3 √μm	3,75 √μm	1,66 √μm	0,52 √μm

Tab.III.1. Principales caractéristiques mécaniques des matériaux CFAO retenus pour l'étude.

Les quatre biomatériaux sélectionnés sont des « matériaux au fauteuil » se posant immédiatement dans la bouche des patients après usinage et nécessitant parfois quelques reprises manuelles très localisées mais sans aucun post-traitement thermique.

1.1.2 Fraises abrasives étudiées

Les deux fraises abrasives présentées au chapitre II ont été exploitées lors des expérimentations. (Tab.III.2).

Outil	Fournisseur	Macro-géométrie	Micro-géométrie
Fraise conique à bout hémisphérique Ø1,05 mm. (LY)	Lyra-GACD, Paris, France.		 Taille moyenne des grains : 78 µm (écart-type = 17,5 µm)
Cerec cylinder pointed bur 12S. (CER)	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Allemagne.		 Taille moyenne des grains : 43,5 µm (écart-type = 10 µm)

Tab.III.2. Géométrie des outils expérimentés.

Ces deux outils possèdent une macro-géométrie correspondant à la forme de l'enveloppe extérieure de la fraise, du même type (conique à bout sphérique). La pointe de l'outil est la principale zone de l'outil sollicitée lors de l'usinage. Les micro-géométries correspondant à la taille des grains de diamant à la surface des deux fraises, sont quant à elles plus hétérogènes, comme le révèle des analyses d'images (ImageJ 1.46R, National Institute of Health, USA) obtenues au MEB (Tab.III.2). La taille moyenne des grains de diamant présents sur la fraise LY est de 78 µm, alors qu'ils sont plus petits sur la fraise CER (taille moyenne de 43,5 µm). Afin d'analyser les effets des deux outils sur l'intégrité de surface des 4 biomatériaux, 8 Couples Outil-Matière partiels sont constitués (Tab.III.3).

Couples Outil-Matière partiels		Matériaux			
		MK	LU	EN	CD
Outils	LY	MKLY	LULY	ENLY	CDLY
	CER	MKCER	LUCER	ENCER	CDCER

Tab.III.3. Couples Outil-Matière partiels composés.

1.1.3 Paramètres d'usinage retenus

Dans le chapitre I une quantité significative de paramètres d'usinage pouvant influencer l'intégrité de surface a été dénombré. Les trois orientations outil/prothèse prépondérantes (bout, 60°, flanc) ayant été mises en avant par les simulations développées au chapitre II sont expérimentées. Pour chaque orientation, quatre vitesses d'avance sont exploitées. La vitesse

d'avance d'environ 2000 mm/min est couramment utilisée sur les MOCN dentaires. C'est donc naturellement autour de cette valeur que les vitesses retenues ont été choisies : 1000-2000-3000-4800 mm/min (Tab.III.4). Les autres paramètres d'usinage sont figés (Tab.III.4). Le volume de matière enlevée sur chaque échantillon est de 37,5 mm³ quelle que soit l'orientation. Les dimensions qui lui sont associées sont définies suivant les trois axes linéaires de la MOCN de manière à obtenir des valeurs représentatives des conditions d'usinage utilisées en cabinet (Fig.III.1). Une profondeur de 0,5 mm suivant \vec{y} est retenue, ce qui correspond à un engagement radial (ar) en usinage en flanc et une profondeur de passe (ap) pour les deux autres orientations. La longueur de 15 mm suivant \vec{x} (longueur maximale possible dans un bloc de CFAO) adoptée permet d'atteindre la vitesse d'avance choisie sur la MOCN. Une distance de 5 mm suivant \vec{z} , correspondant à la profondeur de passe (ap), en usinage en flanc est retenue. La surface de base (5x15 mm²) est balayée en une seule fois en flanc puis grâce à 50 allers-retours en bout et à 60° par pas radiaux (ar) de 0,1 mm.

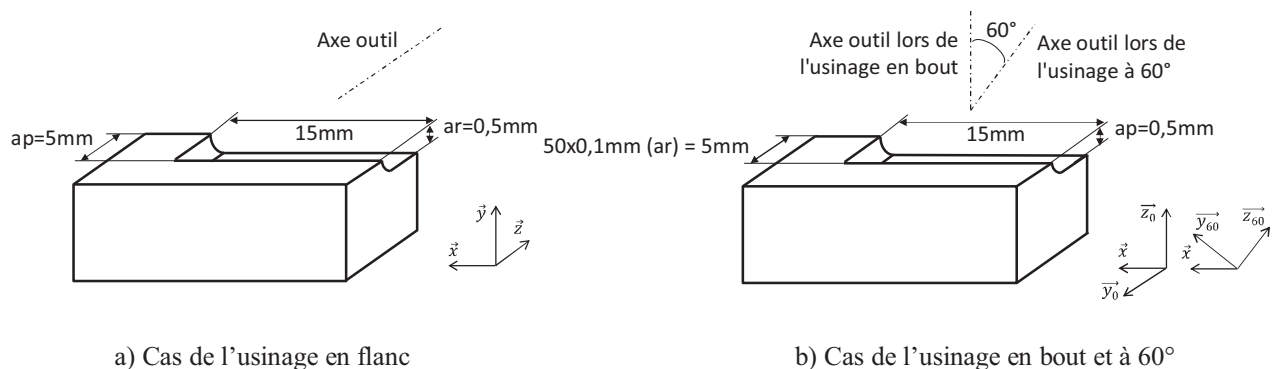


Fig.III.1. Illustration des paramètres d'usinage retenus.

Les machines de cabinet ne permettant pas de faire varier la vitesse de broche, il a donc été délibérément choisi de ne pas la faire varier et d'activer la lubrification pour se rapprocher des conditions d'utilisation en cabinet. La MOCN d'essais est équipée d'une broche dont la vitesse est de 60 000 tr/min. Un plan d'expériences complet a été réalisé pour ces expérimentations. Soit au final, 32 ($4_{\text{matériaux}} \times 2_{\text{outils}} \times 4_{\text{vf}}$) expérimentations réalisées par orientation.

Matériaux usinés	LU / MK / EN / CD		
Outils	LY / CER		
Vitesse de rotation	60 000 tr/min		
Vitesses d'avance (Vf)	1000-2000-3000-4800 mm/min		
Orientations outil/prothèse (θ)	Bout	Mixte (60°)	Flanc
Engagements radial (ar)	0,1 mm	0,1 mm	0,5 mm
Profondeurs de passe (ap)	0,5 mm	0,5 mm	5 mm
Longueurs de la trajectoire par vitesse d'avance	50x15 mm (en aller-retour)	50x15 mm (en aller-retour)	15 mm (en avalant)
Surface de base	5×15 mm ²		
Lubrification	Oui : lubrifiant 3%, eau 97%		
Volume usiné	37,5 mm ³ par vitesse d'avance		

Tab.III.4. Paramètres d'usinage retenus.

Pour chaque expérimentation des mesures de paramètres associés à la rugosité sont réalisées.

1.2 Matériel et méthodes : Choix et mesure des paramètres de rugosité

Dans un premier temps, un choix du jeu de paramètres de rugosité à mesurer est réalisé. Dans un second temps, un choix du moyen de mesure adéquat, capable de mesurer correctement le jeu de paramètres retenus est motivé.

1.2.1 Choix des paramètres de rugosité

Un jeu de paramètres pertinents a été retenu pour nos expérimentations. Il s'agit d'un jeu de 6 paramètres au total, 3 paramètres 2D et 3 paramètres 3D.

Concernant les paramètres 2D, le paramètre Ra est retenu. Comme présenté au Chapitre I, dans le cas d'applications de pièces industrielles/mécaniques, il représente 90% des fonctionnalités attendues et est largement utilisé en dentisterie. La critique majeure concernant ce paramètre est qu'il ne distingue pas les creux et les saillies. En complément de Ra, deux paramètres de rugosité très sensibles aux creux et aux saillies de la surface et surtout aux valeurs extrêmes sont retenus : Rt et Rz. Dans le cas d'applications de pièces industrielles/mécaniques, ils représentent à eux deux 80% des fonctionnalités attendues (Cf. Chapitre I).

Concernant les paramètres 3D, le paramètre Sa homologue de Ra, est retenu de façon à caractériser les pics et fosses en 3D. La caractérisation des propriétés optiques de la prothèse est

couramment obtenue grâce à l'utilisation de paramètres de rugosité de type RMS (Root Mean Square). Par conséquent, le paramètre Sq est retenu. Les couples de paramètres (Ra ; Sa) et (Rz ; Sz) permettent de vérifier s'il existe une corrélation entre les mesures 2D et 3D. Le couple (Sa ; Sq) permet de caractériser la rugosité d'une surface avec les mesures de la moyenne et de l'écart-type.

1.2.2 Mesure des paramètres de rugosité

Trois classes générales de méthodes de caractérisation de la rugosité sont présentées dans la norme [ISO25178 10] : mesure d'un profil linéaire, mesure de la topographie des surfaces et mesure par intégration des surfaces. Les méthodes de mesure d'un profil linéaire ne permettant pas d'accéder aux paramètres de rugosité 3D, cette classe n'est pas sélectionnée pour notre étude. Parmi les 4 méthodes de caractérisation de la rugosité par intégration des surfaces, deux n'offrent pas la possibilité de ne mesurer qu'un seul paramètre de rugosité (de type RMS), une est restreinte exclusivement aux matériaux métalliques et la dernière ne permet pas d'accéder à des valeurs de rugosités (Ra) inférieures à 0,8 μm . De plus, les méthodes par intégration des surfaces ne fournissent pas de données de topographie des surfaces. Cette classe n'est donc elle aussi pas sélectionnée pour notre étude. Les méthodes de mesurage de la topographie des surfaces exploitent des moyens de mesure mettant un palpeur en contact avec la surface à mesurer (profilométrie à contact par palpeur), ou bien des moyens de mesure sans contact avec la surface à mesurer (systèmes optiques).

Lors de l'utilisation des systèmes de mesure à contact, le profil de rugosité mesuré est donné par la convolution de la forme de la pointe du palpeur et celle du relief. Cette convolution ne correspond pas parfaitement au profil réel de la surface. Ainsi, une erreur est commise dans les fonds de sillons lorsque le rayon de courbure de la pointe du palpeur ne permet pas de les atteindre. De même, les zones du profil en contre-dépouille restent inaccessibles par le palpeur [BEN 02]. Ces deux inconvénients ont pour conséquence une sous-évaluation de la rugosité. De plus, la force d'appui du palpeur et l'élasticité du matériau mesuré peuvent influencer le résultat d'une mesure de rugosité car, si cette force est insuffisante, le palpeur peut difficilement rester en contact avec le profil réel [BEN 02]. À l'inverse, une force d'appui du palpeur trop élevée risque de détériorer la surface mesurée (micro-rayures).

Les systèmes optiques de mesure sans contact ne détériorent pas l'échantillon (absence de micro-rayures) [DAN 09]. Les paramètres de rugosité 2D peuvent être calculés à partir des topographies 3D par extraction de profil [GHI 11]. Au regard des différents avantages et

inconvenients un système de mesure sans contact de type microscopie par focalisation dynamique (ou variation focale) a été utilisé pour la mesure des 6 paramètres de rugosité étudiés. Par rapport aux autres systèmes optiques de mesure sans contact (microscopie confocale, AFM,...), la microscopie par focalisation dynamique offre un certain nombre d'avantages [SCH 09] [DAN 09] [HIE 12] [ISO25178 15] :

- Méthode de mesure 3D avec acquisition directe de l'image de la surface.
- L'échantillon ne nécessite pas de préparation.
- Mesures avec de hautes résolutions (jusqu'à 10 nm de résolution verticale contre 0,1 à 0,4 μm pour la microscopie confocale).
- Possibilité de mesurer des rugosités à l'échelle micro et nano ($R_a > 30\text{nm}$ et $S_a > 15\text{nm}$).
- Bonne exactitude des mesures (25 nm avec un écart-type de 2nm en 2D et 20 nm avec un écart-type de 2nm en 3D).
- Mesures possibles de matériaux avec des fortes variations des propriétés de réflexion optique.
- Peut être utilisé avec une large gamme de sources d'éclairage (par exemple, éclairage annulaire). En outre, la lumière peut être polarisée au moyen de filtres (polariseur et analyseur), permettant ainsi d'éliminer les composantes spéculaires.

1.2.2.1 Mise en œuvre du protocole expérimental

Les usinages sont tous réalisés avec une machine prototype dont les caractéristiques techniques sont détaillées annexe B. Chaque expérimentation du plan d'expérience est répétée sur cinq échantillons usinés dans les mêmes conditions.

Les temps d'usinage pour chaque vitesse d'avance étant très faibles et inférieurs au temps nécessaire pour obtenir une usure significative de l'outil (quantifiée à travers une perte du pouvoir abrasif notable), la même fraise est utilisée pour les 4 vitesses d'avance associée à un même COM partiel.

Les indicateurs de rugosité de chaque surface usinée sont ensuite mesurés grâce au système de mesure sans contact utilisant le principe de la variation focale. L'annexe C détaille le principe de fonctionnement de cette technologie. Les expérimentations sont réalisées avec une résolution verticale de 110 nm. Conformément aux recommandations métrologiques, cette résolution est au minimum 10 fois plus faible que le plus petit indicateur de rugosité arithmétique mesuré. Pour chaque indicateur de rugosité 3D, deux surfaces planes (environ $0,8 \times 1 \text{ mm}^2$) par échantillon sont enregistrées. Dans le but d'éviter les rugosités parasites liées aux accélérations et

décélération des axes numériques, les zones situées aux extrémités de la surface usinée ne sont pas exploitées. Pour chaque indicateur de rugosité 2D, trois profils (environ 1 mm de longueur) par échantillon sont extraits de la topographie 3D, perpendiculairement à la direction d'avance. De plus, les points aberrants (extremum) issus des mesures sont exclus des résultats. Pour chaque indicateur de rugosité, une moyenne et un écart-type des résultats sont calculés.

Enfin, les indicateurs de rugosités Ra et Sa sont analysés grâce au test statistique non paramétrique de Kruskal-Wallis ($\alpha=0,05$) [CHA 97].

L'usinage en flanc étant prépondérant sur une couronne (Cf. Chapitre I), une première analyse est faite sur les usinages réalisés avec cette orientation avant d'être complétée par celles portant sur les deux autres orientations expérimentées (60° et 0°).

2. Résultats préliminaires et discussion : usinages en flanc

Suite aux usinages réalisés en flanc, pour les 4 vitesses d'avance sur chaque COM partiel, les six paramètres de rugosité (Ra, Rt, Rz, Sa, Sq, Sz) sont mesurés.

Les indicateurs de rugosité 2D et 3D testés ne semblent pas être influencés par la vitesse d'avance (Vf). Les variations enregistrées semblent plutôt être dépendantes des dispersions de mesure et des dispersions d'usinage. Les profils de rugosité relevés sont semblables quelle que soit la vitesse d'avance Vf (Fig.III.2). D'autres auteurs [YIN 06b] [SON 08b] ayant fraisé du MK, dans des conditions semblables, confirment cette conclusion.

Par conséquent, la vitesse d'avance n'influençant pas la rugosité, pour réduire les temps de fabrication sans affecter la rugosité, il semble préférable d'utiliser une vitesse d'avance élevée en usinage en flanc.

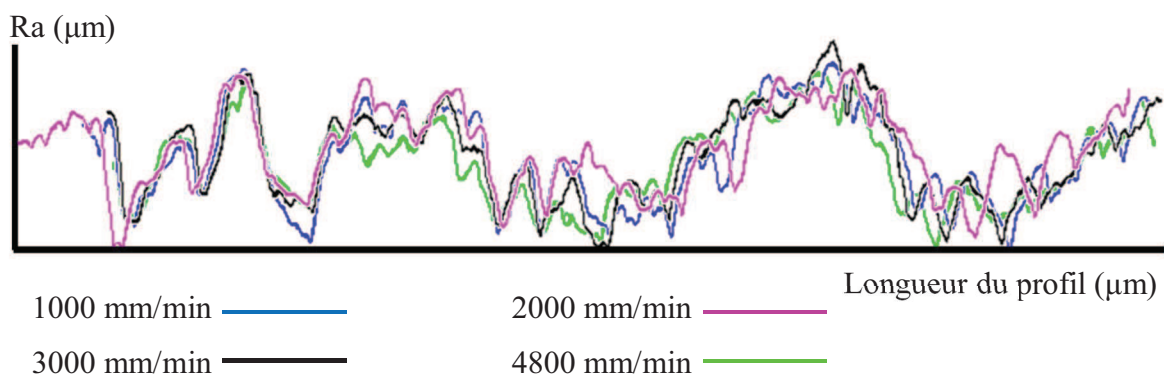


Fig.III.2. Superposition des profils de rugosité Ra pour le couple partiel ENLY.

L'observation des paramètres arithmétiques Ra et Sa concernant les deux outils (LY et CER) révèle sur les surfaces usinées des biomatériaux LU et EN des indicateurs de rugosité plus élevés comparés à ceux obtenus sur les biomatériaux CD et MK (Figs.III.3, 4). D'une part, les indicateurs Ra et Sa obtenus pour les biomatériaux LU et EN sont quasi identiques. D'autre part, les biomatériaux CD et MK affichent aussi des indicateurs de rugosité arithmétiques similaires. L'observation des surfaces usinées corrobore les mesures de rugosité effectuées : les pics/saillies et creux/fosses observés sur les matériaux LU et EN sont plus prononcés que sur les matériaux MK et CD. La similarité des résultats concernant les biomatériaux MK et CD s'étend aussi aux autres paramètres de rugosité, exceptés Sz pour l'outil LY et Rz pour l'outil CER. Il existe alors une dépendance entre le matériau usiné, en particulier sa dureté et la rugosité arithmétique mesurée (Fig.III.5). Avec les deux outils et pour les deux paramètres arithmétiques, une décroissance de la rugosité est observée du matériau tendre jusqu'aux matériaux durs. Pour ces derniers une légère tendance à la hausse, toute relative au regard de l'écart-type plus élevé par rapport à celui des matériaux tendres, est observée. Une pseudo-asymptote horizontale apparaît pour les matériaux durs. Yin et Huang [YIN 04] ont eux aussi observés, lors d'essais d'abrasion à hautes vitesses, des surfaces moins rugueuses sur de l'alumine (Hv=1900) ou du carbure de silicium (Hv=2300) relativement aux rugosités mesurées sur de la zircone (Hv=1300) ou du nitrure de silicium (Hv=1800). Yin et al. [YIN 03] ont effectués des essais sur du Mark II (Hv=640) et de la zircone 3Y-TZP (Hv=1300) avec une pièce à main dentaire équipée d'une fraise diamantée. Ils en concluent aussi à une évolution asymptotique de la rugosité en fonction de la dureté.

La relation entre la rugosité et la dureté du biomatériau est établie pour l'usinage en flanc.

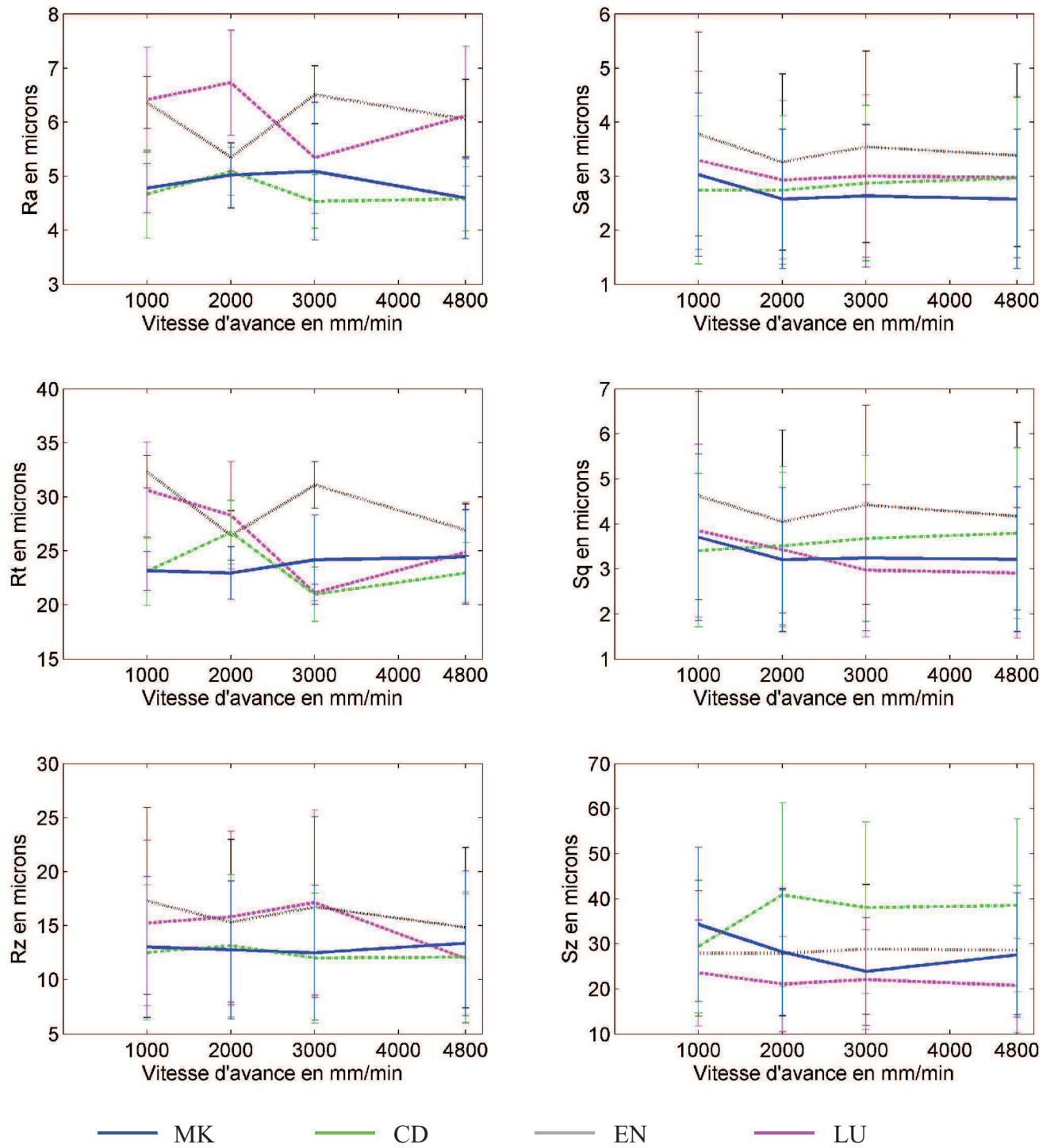


Fig.III.3. Évolutions paramètres de rugosité - Vitesses d'avance – Biomatériaux - Outil LY (usinage en flanc). (Les barres verticales représentent les écarts-types).

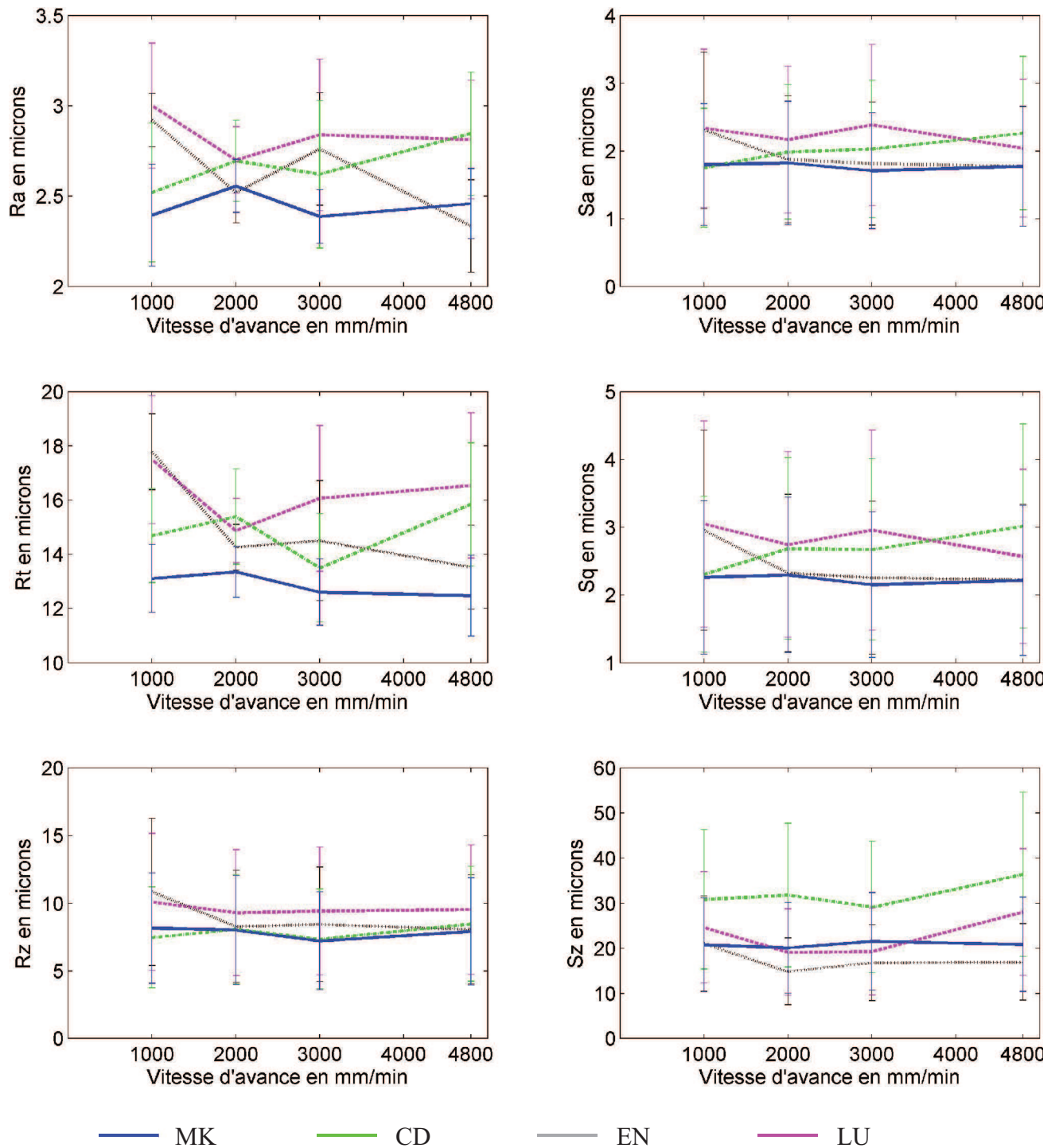


Fig.III.4. Évolutions paramètres de rugosité - Vitesses d'avance – Biomatériaux - Outil CER (usinage en flanc). (Les barres verticales représentent les écarts-types).

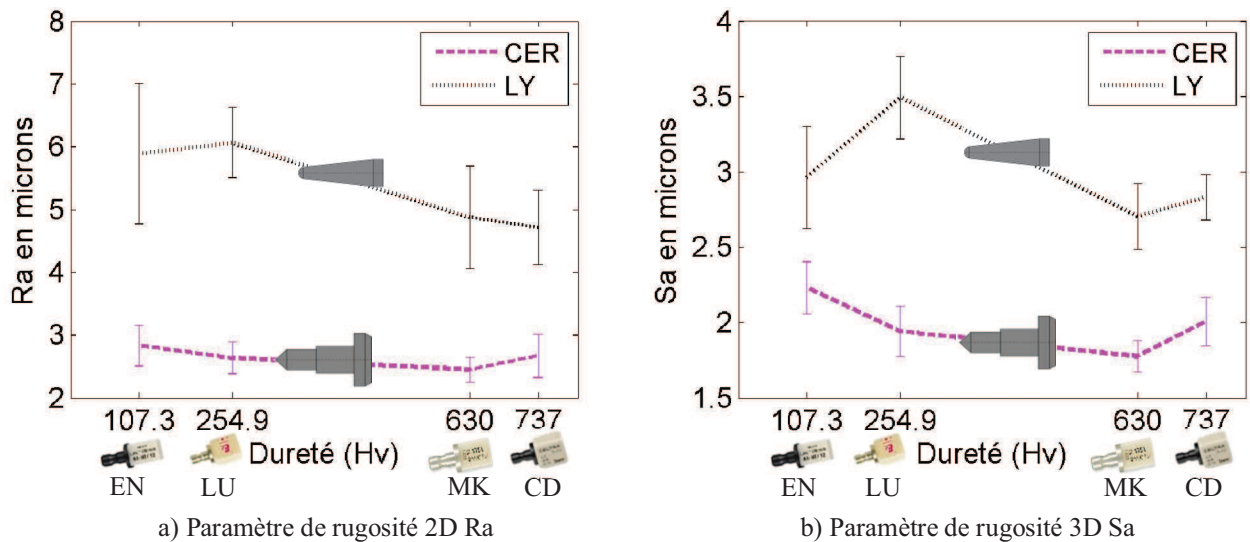


Fig.III.5. Évolutions paramètres de rugosité – Outil - Dureté biomatériau (usinage en flanc).
(Les barres verticales représentent les écarts-types)

Les observations des surfaces associées aux 8 COM partiels mis en œuvre avec les 2 outils LY et CER mettent en avant des pics et fosses rectilignes, parallèles entre eux et à la direction d'avance (Fig.III.6). Le paramètre Ra présente des indicateurs plus élevés comparés à ceux du paramètre Sa. Ceci semble cohérent étant donné les mesures de rugosité 2D faites perpendiculairement à la direction d'avance, i.e. perpendiculaire aux pics et fosses. À l'inverse, pour les deux outils, les indicateurs du paramètre 3D Sz sont supérieurs à ceux du paramètre 2D Rz. Cela n'est pas incohérent puisqu'il s'agit d'extremums. Le nombre de points mesurés sur la surface usinée est nettement supérieur pour les paramètres 3D (surface) par rapport aux paramètres 2D (profil). Il est donc plus probable de trouver des extremums élevés sur une surface plutôt que sur un profil linéique.

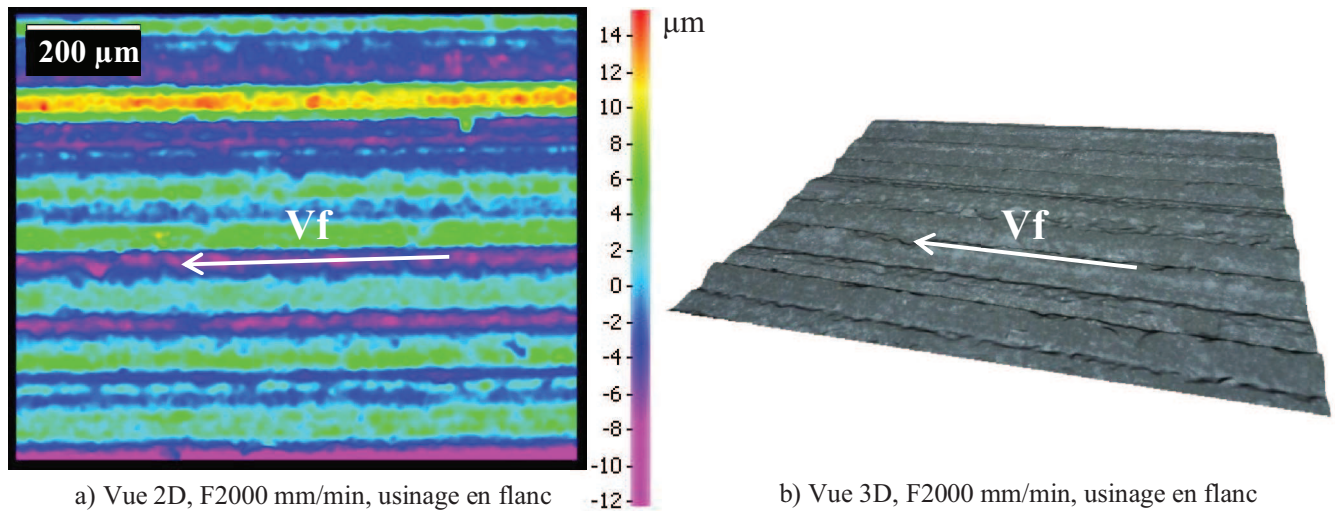


Fig.III.6. Représentation de la signature laissée sur de l'Enamic (EN) par un outil LY (usinage en flanc).

L'indicateur S_q , représentant l'écart-type des rugosités, est légèrement supérieur (0,5 μm environ) à l'indicateur S_a , quel que soit l'outil. Cela signifie que toutes les surfaces mesurées affichent un écart-type des rugosités supérieur à la moyenne arithmétique S_a . D'un point de vue optique, le paramètre S_q donnant plus de poids aux valeurs extrêmes, c'est le signe de la présence de pics et fosses, sources de la réflexion diffuse, non visibles au travers du paramètre arithmétique S_a .

Les surfaces obtenues par abrasion en fraisage en flanc sont anisotropes. Cette topologie particulière est la signature de la fraise abrasive, causée par les grains de diamant (micro-géométrie). Au contraire des mesures 2D, les mesures 3D permettent de mettre en évidence cette anisotropie. Sa détection avec des mesures 2D est plus complexe et nécessite des mesures dans différentes directions de façon à l'identifier lorsqu'elle est présente sur la surface mesurée. L'indicateur S_a est inférieur à l'indicateur R_a et l'indicateur S_z est supérieur à l'indicateur R_z .

Des comparaisons statistiques deux à deux des indicateurs de rugosité, révèlent de fortes corrélations ($r > 0,87$) pour 10 d'entre elles (Tab.III.5). Les 5 comparaisons restantes sont considérées comme faibles ($r < 0,55$) et impliquent à chaque fois l'indicateur 3D de rugosité S_z basé sur des extremums. De plus, excepté pour S_z , les paramètres 3D donnent la même tendance que les paramètres 2D.

	Ra	Rt	Rz	Sa	Sq	Sz
Ra						
Rt	0,9806					
Rz	0,9838	0,9891				
Sa	0,9643	0,9904	0,9818			
Sq	0,8733	0,9461	0,9093	0,9638		
Sz	0,3144	0,3928	0,2610	0,3975	0,5439	

Tab.III.5. Coefficients de corrélation (r) entre les indicateurs de rugosité testés.

■ : Corrélation forte ■ : Corrélation faible

L'existence de corrélations fortes et faibles démontre que l'usage d'un jeu de paramètres (et non pas un seul paramètre) de rugosité est nécessaire.

Pour les 8 couples partiels testés et conformément aux définitions des paramètres de rugosité, il est constaté une plus grande sensibilité aux points extremums des paramètres Rt, Rz, Sz et Sq. De ce fait, ces paramètres de rugosité affichent des indicateurs moyens et des écarts-types supérieurs comparés à Ra et Sa (moyennes arithmétiques). C'est pourquoi les tests statistiques de Kruskal-Wallis (K-W) ($\alpha=0,05$) sont uniquement réalisés sur les paramètres arithmétiques Ra et Sa moins sensibles aux perturbations (Tab.III.6).

Couples Outil-Matière partiels	LULY	LUCER	ENLY	ENCER	CDLY	CDCER	MKLY	MKCER
LULY		S	NS	S	NS	S	NS	S
LUCER	S		S	NS	S	NS	S	NS
ENLY	NS	S		S	NS	S	NS	S
ENCER	S	NS	S		S	NS	S	NS
CDLY	NS	S	NS	S		S	NS	S
CDCER	S	NS	S	NS	S		S	NS
MKLY	NS	S	S	S	NS	S		S
MKCER	S	S	S	NS	S	NS	S	

Tab.III.6. Tests de Kruskal-Wallis : comparaisons 2 à 2 des 8 COM partiels indépendants.

(Sa : bleu et orange. Ra : vert et rouge). S : Significatif NS : Non Significatif

Pour toutes les comparaisons statistiques, le test de K-W révèle une différence de rugosité Ra significative dans le cas d'un même matériau usiné avec des fraises différentes (LY ou CER). En revanche, dans le cas de 2 matériaux différents usinés avec la même fraise, il n'est pas révélé de différence significative de Ra. Ce qui confirme donc l'influence importante de l'outil sur l'indicateur Ra. Exceptés pour les 2 comparaisons MKLY/ENLY et MKCER/LUCER, le test de

K-W sur le paramètre Sa révèle la même conclusion, à savoir l'influence importante de l'outil sur l'indicateur Sa. L'indicateur Sa est donc autant significatif que Ra, puisqu'à 2 exceptions près (MKLY/ENLY et MKCER/LUCER) les tests de K-W donnent les mêmes paires significatives. Les deux exceptions relevées correspondent, à chaque fois, à deux matériaux différents usinés avec la même fraise, confirmant ainsi l'influence secondaire du matériau sur la rugosité.

D'après les résultats statistiques sur les paramètres de rugosité arithmétiques, l'outil a une influence importante sur la rugosité et le biomatériau usiné une influence secondaire.

L'outil ayant une influence prépondérante, une relation peut être établie entre les indicateurs de rugosité Ra et Sa et sa micro-géométrie (Fig.III.7). Les rugosités obtenues avec l'outil CER sont plus faibles que celles obtenues avec l'outil LY, les grains de diamant présents sur l'outil CER étant plus petits que ceux déposés sur l'outil LY.

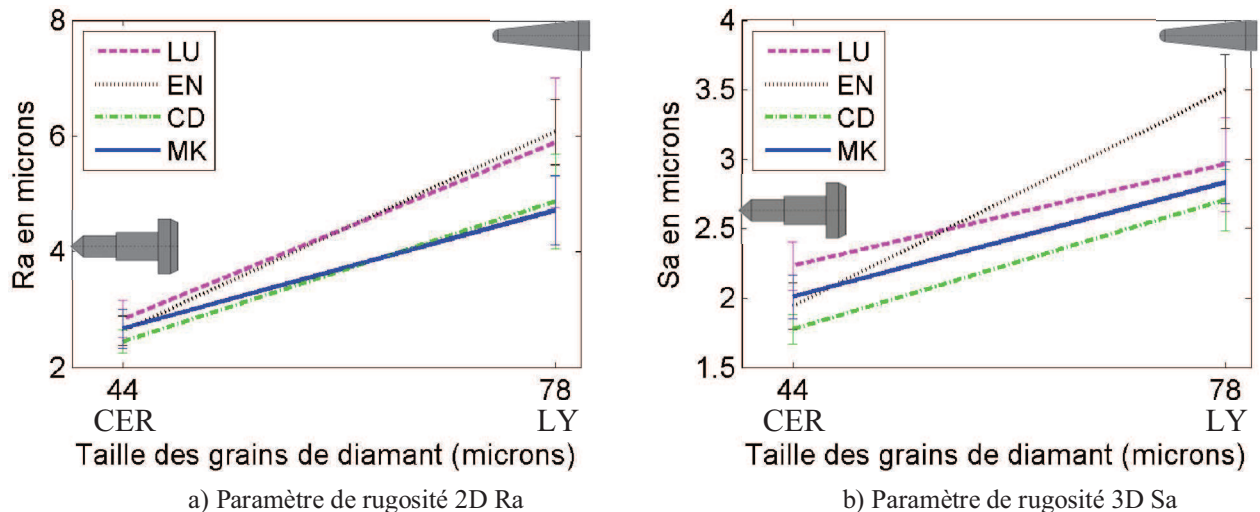


Fig.III.7. Évolution de la rugosité en fonction de la micro-géométrie (usinage en flanc).
(Les barres verticales représentent les écarts-types)

Ces résultats montrent que le choix de la micro-géométrie de l'outil doit être fait de manière judicieuse de façon à maîtriser la hauteur des pics/saillies et fosses/creux en fonction de la rugosité souhaitée et du biomatériau usiné en flanc.

3. Expérimentations complémentaires

Les effets du COM partiel et de la vitesse d'avance étant démontrés en usinage en flanc, la suite du chapitre s'intéresse à l'influence, sur la rugosité, de l'orientation de l'outil par rapport à la surface usinée. Les expérimentations portant sur les orientations complémentaires de 60° (mixte) et 0° (bout) sont rapportées et discutées.

3.1 Résultats et discussion : usinages avec une orientation de 60° (mixte)

Suite aux usinages réalisés avec une orientation outil/prothèse de 60°, pour les 4 vitesses d'avance sur chaque COM partiel, les six paramètres de rugosité (Ra, Rt, Rz, Sa, Sq, Sz) sont mesurés.

Comme pour l'usinage en flanc, pour les 8 couples partiels expérimentés, les indicateurs de rugosité 2D et 3D testés ne semblent pas être influencés par la vitesse d'avance (Vf). Les variations enregistrées semblent plutôt être dépendantes des dispersions de mesure et de la variabilité inhérente aux usinages.

Par conséquent, la vitesse d'avance n'influençant pas la rugosité, pour améliorer les temps de fabrication et réduire les délais de production, sans affecter la rugosité, il semble préférable d'utiliser une vitesse d'avance élevée avec une orientation outil/prothèse de 60°.

L'observation des résultats concernant les deux outils (LY et CER) révèle des indicateurs indépendants du biomatériau usiné (Figs.III.8, 9). Contrairement à l'usinage en flanc, il n'est pas observé de corrélation entre la rugosité et la dureté du biomatériau. La rugosité résiduelle ne semble donc pas être impactée par le choix du biomatériau usiné.

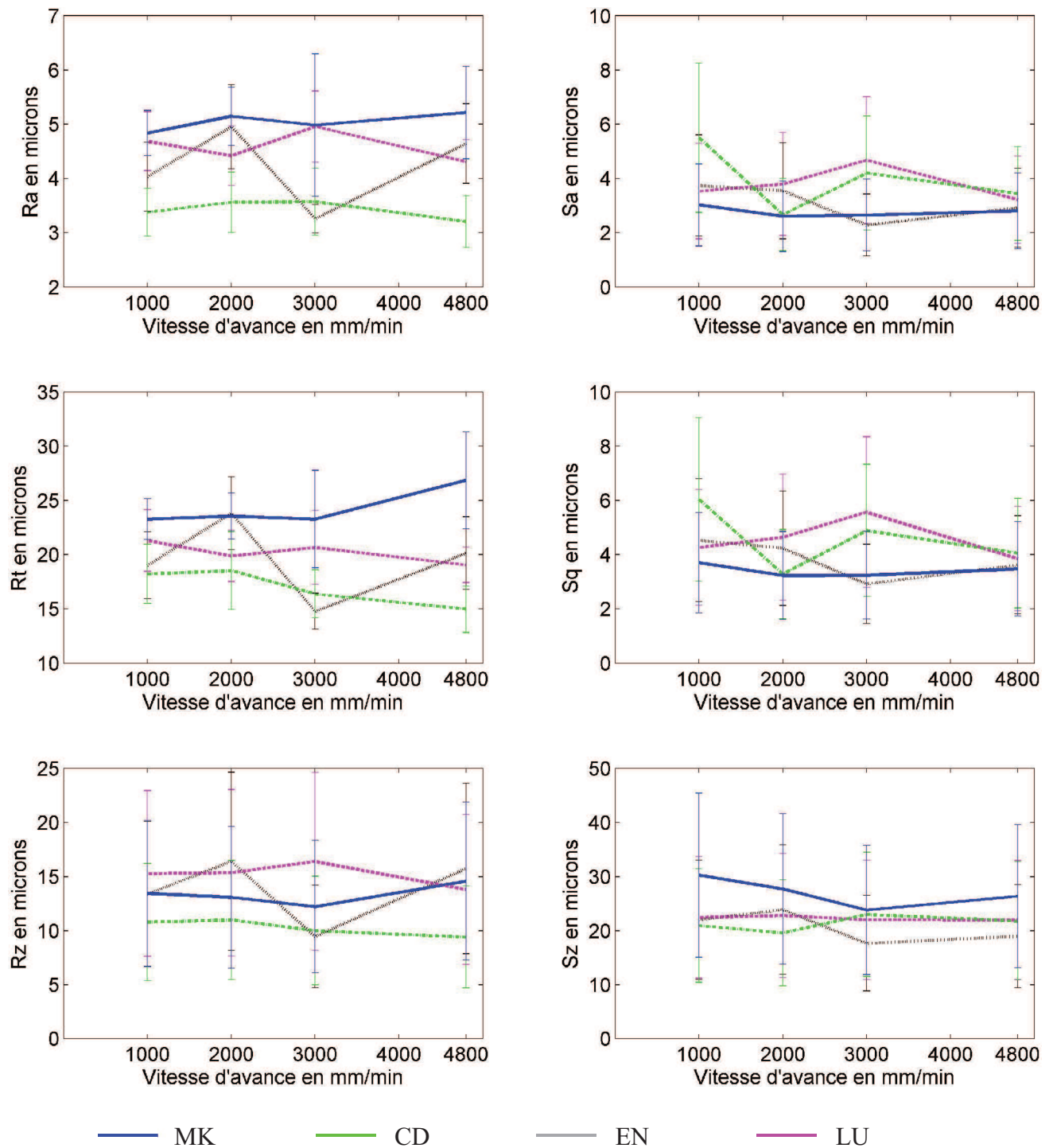


Fig.III.8. Évolutions paramètres de rugosité - Vitesses d'avance – Biomatériaux - Outil LY (usinage mixte à 60°). (Les barres verticales représentent les écarts-types).

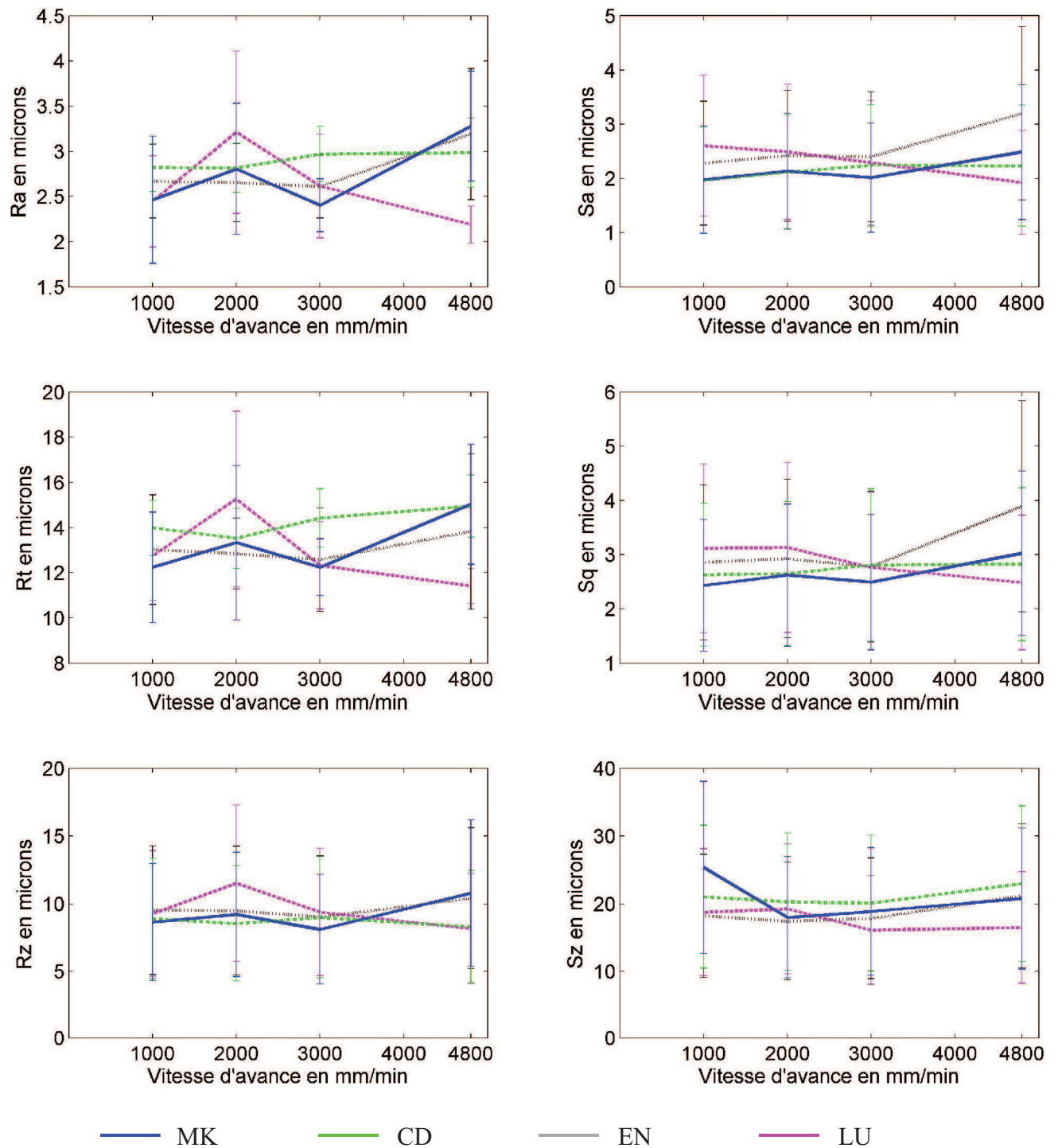


Fig.III.9. Évolutions paramètres de rugosité - Vitesses d'avance – Biomatériaux - Outil CER (usinage mixte à 60°). (Les barres verticales représentent les écarts-types).

Les observations des surfaces usinées conformément aux 8 COM partiels et avec les 2 outils LY et CER mettent en avant des pics et fosses rectilignes, parallèles entre eux et à la direction d'avance (Fig.III.10). Le paramètre Ra présente des indicateurs légèrement plus élevés comparés à ceux du paramètre Sa. De même, le paramètre Rt est en moyenne 4 fois supérieur au paramètre Sq. Ceci semble cohérent étant donné les mesures de rugosité 2D faites perpendiculairement à la direction d'avance, i.e. perpendiculaires aux pics et fosses. Pour les deux outils, les indicateurs du paramètre 3D Sz sont 2 fois supérieurs en moyenne à ceux du paramètre 2D Rz. Cela n'est pas incohérent puisqu'il s'agit d'extremums. La mesure de la rugosité sur une surface génère une quantité de points nettement supérieure par rapport à celle obtenue sur un profil. La probabilité de trouver des extremums sur une surface est donc plus élevée.

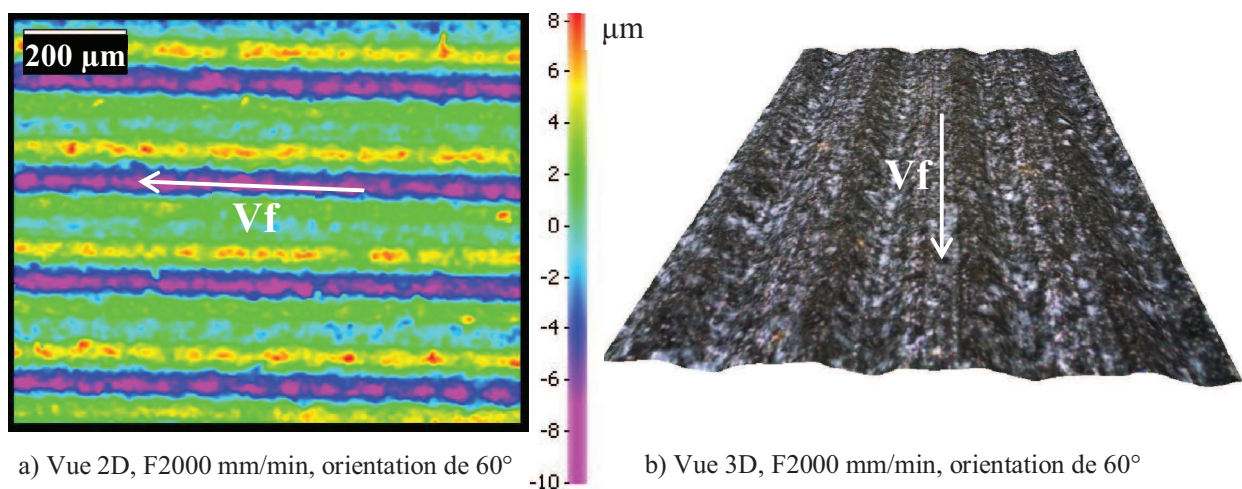


Fig.III.10. Représentation de la signature laissée sur de l'Enamic (EN) par un outil LY (usinage mixte à 60°).

Il résulte des observations que les surfaces obtenues par abrasion en fraisage avec une orientation outil/prothèse de 60° sont anisotropes. Cette topologie particulière est la signature de la fraise abrasive, induite par les grains de diamant (micro-géométrie) associés à la stratégie de balayage en allers-retours. Au contraire des mesures 2D, les mesures 3D permettent de mettre en évidence cette anisotropie. Ainsi pour une orientation de l'outil par rapport à la normale de la surface usinée à 60°, l'indicateur Sa est inférieur à l'indicateur Ra et l'indicateur Sz est supérieur à l'indicateur Rz.

L'indicateur Sq, représentant l'écart-type des rugosités, est légèrement supérieur (de 0,5 μm environ) à l'indicateur Sa, quel que soit l'outil. Cela signifie que toutes les surfaces mesurées affichent un écart-type des rugosités supérieur à la moyenne arithmétique Sa. La présence de pics et fosses, sources optiques de la réflexion diffuse, est mieux détectée par Sq que par Sa.

Des comparaisons statistiques 2 à 2 des indicateurs de rugosité, révèlent de fortes corrélations ($r > 0,87$) pour 4 d'entre elles. Deux comparaisons sont classées comme faibles ($r < 0,55$) et impliquent à chaque fois le paramètre 3D de rugosité Sz basé sur des extremums. De plus, il n'existe pas de corrélations fortes entre les paramètres 3D et les paramètres 2D (Tab.III.7).

	Ra	Rt	Rz	Sa	Sq	Sz
Ra						
Rt	0,9894					
Rz	0,9163	0,8551				
Sa	0,5838	0,5559	0,6590			
Sq	0,6316	0,5977	0,7129	0,9961		
Sz	0,8300	0,8729	0,5700	0,2988	0,3288	

Tab.III.7. Coefficients de corrélation (r) entre les indicateurs de rugosité testés.

■ : Corrélation forte ■ : Corrélation faible

Il n'existe quasiment pas de corrélation significative entre les critères de rugosité choisis, seulement 4 corrélations fortes existent. En outre, aucune corrélation forte n'existe entre les paramètres de rugosité 2D et 3D, renforçant ainsi la préconisation de l'usage d'un jeu de paramètres de rugosité (et non pas un seul paramètre).

Exceptés une comparaison statistique (CDCER/CDLY) sur l'indicateur Ra et une comparaison (ENLY/ENCER) sur l'indicateur Sa, les tests de K-W (Tab.III.8) révèlent une influence importante de l'outil sur les indicateurs de rugosité Ra et Sa lors de l'usinage avec une orientation de 60°. A 4 exceptions près (CDLY/LULY, ENLY/CDLY, CDLY/MKLY, CDCER/MKCER) pour Ra, correspondant, à chaque fois à deux matériaux différents usinés avec la même fraise, les tests de K-W confirment l'influence de l'outil sur la rugosité. Les 4 exceptions relevées confirmant ainsi une influence secondaire du matériau sur la rugosité lors de l'usinage avec une orientation à 60°, non décelée précédemment lors de l'analyse des Figures.III.8, 9.

Couples Outil-Matière partiels	LULY	LUCER	ENLY	ENCER	CDLY	CDCER	MKLY	MKCER
LULY		S	NS	S	S	S	NS	S
LUCER	S		S	NS	S	NS	S	NS
ENLY	NS	S		S	S	S	NS	S
ENCER	S	NS	NS		S	NS	S	NS
CDLY	NS	S	NS	NS		NS	S	S
CDCER	S	NS	S	NS	S		S	S
MKLY	NS	S	NS	NS	NS	S		S
MKCER	S	NS	S	NS	S	NS	S	

Tab.III.8. Tests de Kruskal-Wallis : comparaisons 2 à 2 des 8 COM partiels indépendants.
(Sa : bleu et orange. Ra : vert et rouge). S : Significatif NS : Non Significatif

D'après les résultats statistiques sur les paramètres de rugosité arithmétiques, l'outil a une influence importante sur la rugosité et le biomatériau usiné une influence secondaire.

L'établissement de la relation entre la rugosité Sa et Ra et la taille des grains (micro-géométrie) montre que les grains présents sur l'outil CER, plus petits que ceux présents sur l'outil LY, génèrent des rugosités plus faibles (Fig.III.11).

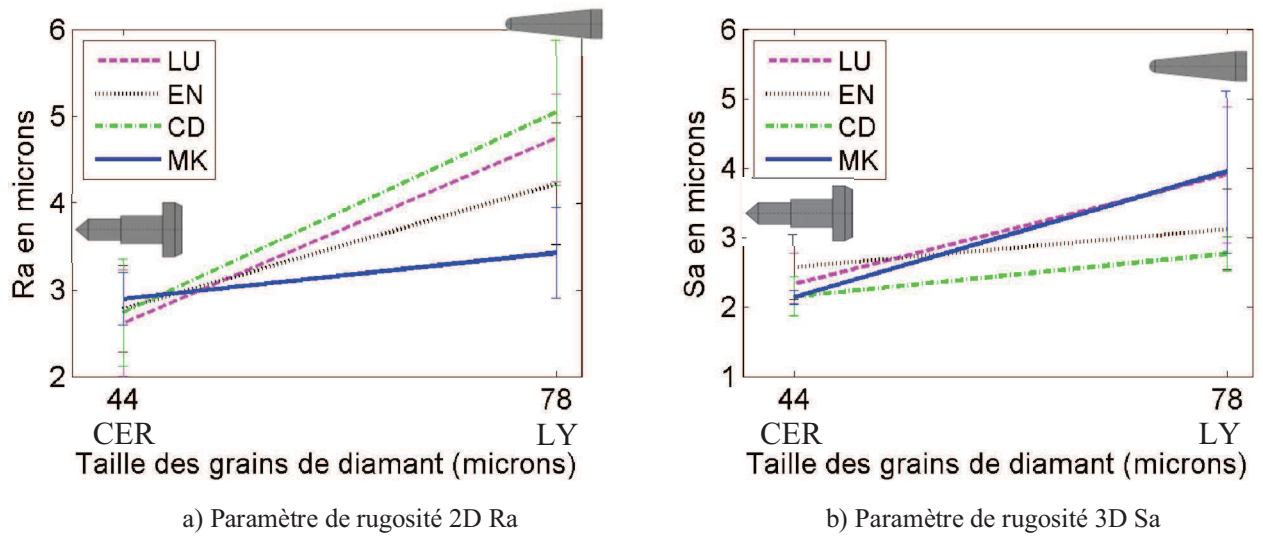


Fig.III.11. Évolution de la rugosité en fonction de la micro-géométrie (usinage mixte à 60°).
(Les barres verticales représentent les écarts-types)

Tout comme pour l'usinage en flanc, il semble que le choix de la micro-géométrie de l'outil doit être fait de manière judicieuse de façon à maîtriser la hauteur des pics/saillies et creux/fosses en fonction de la rugosité souhaitée et du matériau usiné dans le cas d'une orientation de 60°.

3.2 Résultats et discussion : usinages avec une orientation de 0° (bout)

Suite aux usinages réalisés en bout, pour les 4 vitesses d'avance sur chaque COM partiel, les six paramètres de rugosité (Ra, Rt, Rz, Sa, Sq, Sz) sont mesurés sur les 8 COM partiels.

Pour les 8 couples partiels expérimentés, les paramètres de rugosité 2D et 3D mesurés semblent montrer une légère influence de la vitesse d'avance (Vf). Une augmentation moyenne de 0,46 µm sur Ra et 0,48 µm sur Sa est observée lorsque la vitesse d'avance passe de 1000 à 4800 mm/min.

Par conséquent, la vitesse d'avance n'influençant que très légèrement la rugosité, pour améliorer les temps de fabrication et réduire les délais de production, il semble préférable d'utiliser une vitesse d'avance élevée lors de l'usinage en bout.

L'observation des paramètres de rugosité arithmétiques concernant les deux outils (LY et CER) révèle sur les surfaces usinées des biomatériaux CD ou MK des indicateurs de rugosité arithmétiques plus élevés comparés à ceux obtenus sur les biomatériaux LU ou EN (Figs.III.12, 13). D'une part, les indicateurs de rugosité arithmétiques pour les biomatériaux LU et EN sont proches. D'autre part, les biomatériaux CD et MK affichent aussi des indicateurs de rugosité arithmétiques similaires. La similarité des résultats s'étend aussi aux autres paramètres de rugosité. Il existe alors une dépendance entre le matériau usiné, en particulier sa dureté, et la rugosité arithmétique mesurée (Fig.III.14). Avec les deux outils et pour les deux paramètres arithmétiques, une croissance de la rugosité est observée du matériau tendre jusqu'aux matériaux durs.

Le paramètre Ra présente des indicateurs légèrement plus élevés comparés à ceux du paramètre Sa. De même, le paramètre Rt est en moyenne 4 fois supérieur au paramètre Sq. Pour les deux outils, les indicateurs du paramètre 3D Sz sont 4 fois supérieures en moyenne à ceux du paramètre 2D Rz. Cela n'est pas incohérent puisqu'il s'agit d'extremums en quantité plus importante sur une surface que sur un profil linéique.

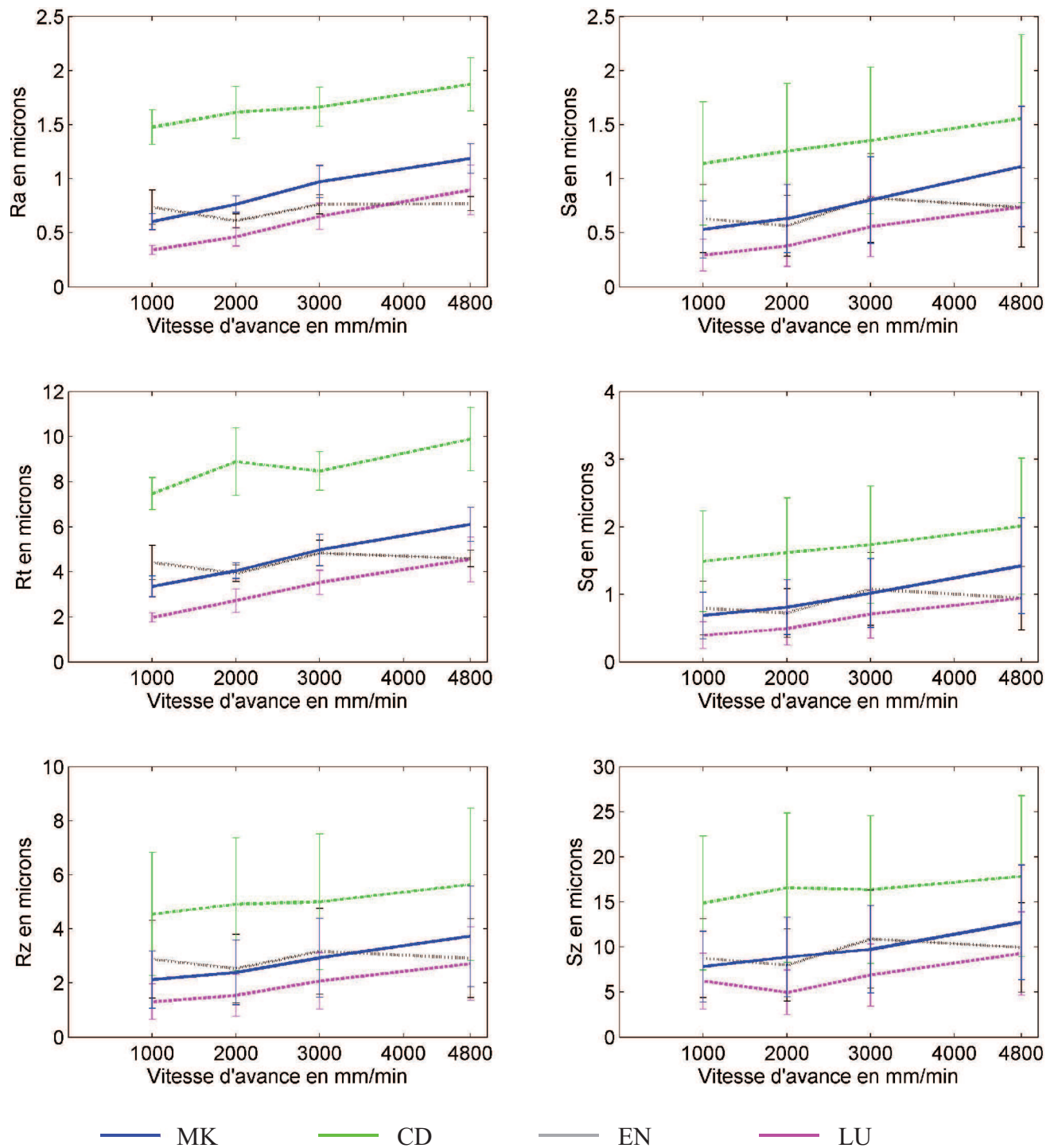


Fig.III.12. Évolutions paramètres de rugosité - Vitesses d'avance – Biomatériaux - Outil LY (usinage en bout). (Les barres verticales représentent les écarts-types).

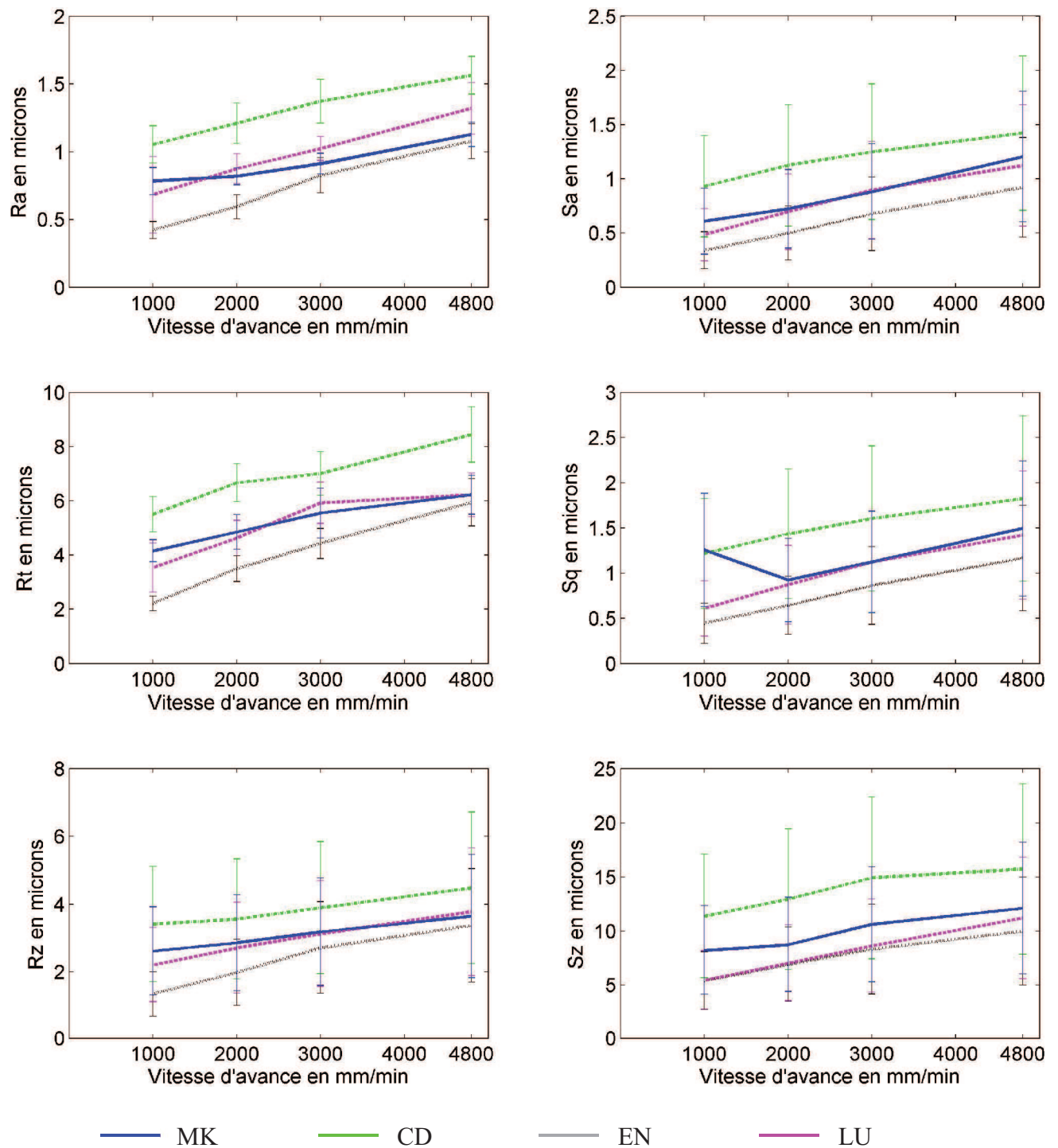


Fig.III.13. Évolutions paramètres de rugosité - Vitesses d'avance – Biomatériaux - Outil CER (usinage en bout). (Les barres verticales représentent les écarts-types).

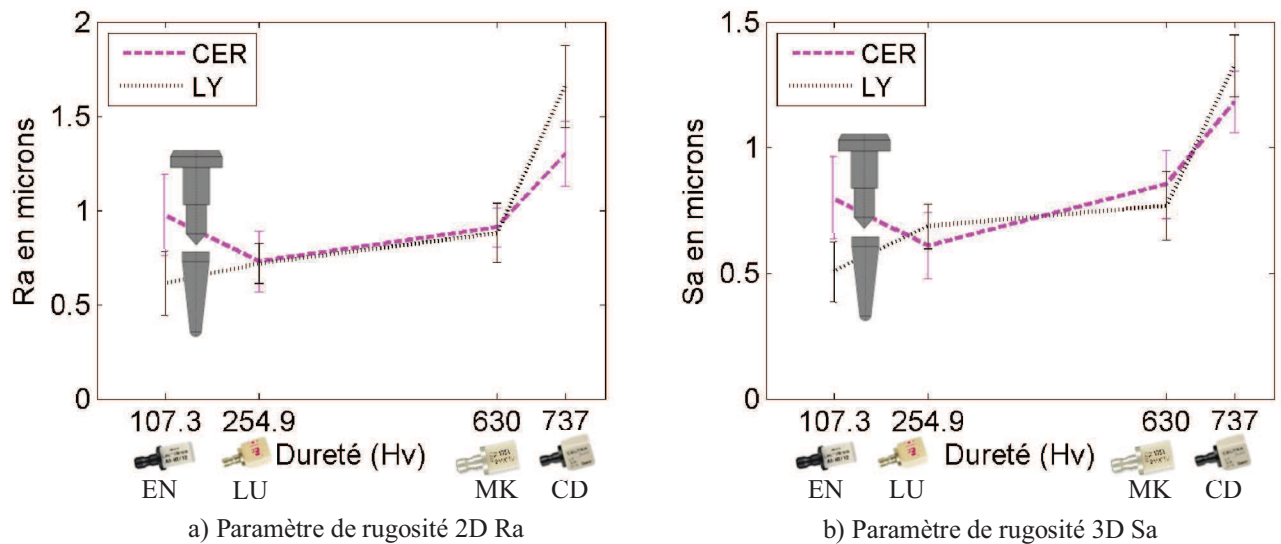


Fig.III.14. Évolutions paramètres de rugosité – Outil - Dureté biomatériau (usinage en bout).

(Les barres verticales représentent les écarts-types)

Les observations des surfaces usinées conformément aux 8 COM partiels et avec les 2 outils LY et CER mettent en évidence une surface isotrope sans présence de pics/saillies et creux/fosses prononcés (Fig.III.15).

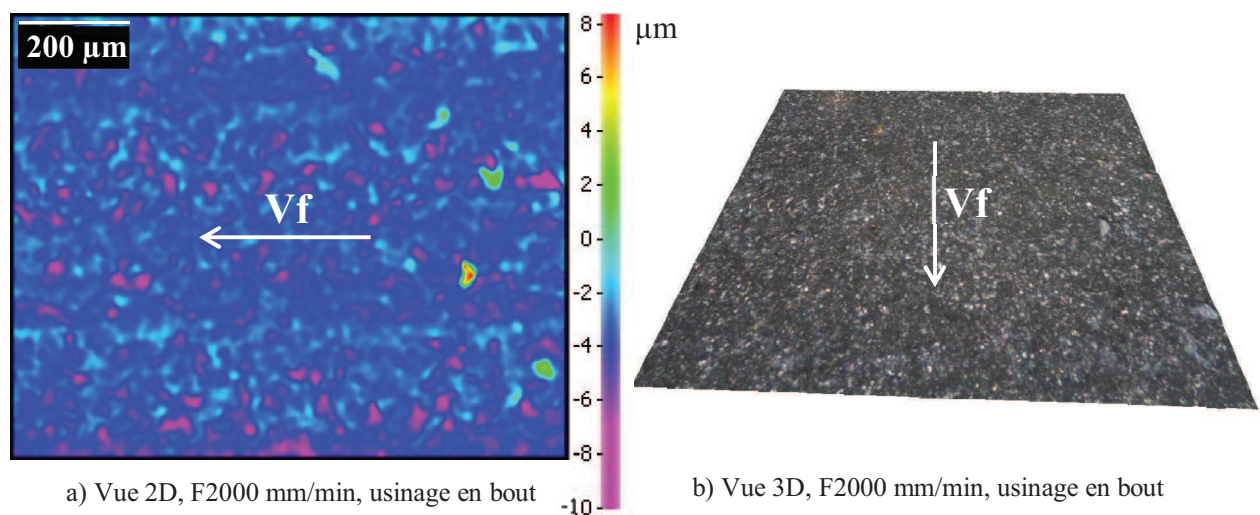


Fig.III.15. Représentation de la signature laissée sur de l'Enamic (EN) par un outil LY (usinage en bout).

Cependant, le balayage de la surface en allers-retours au pas (ar) de 0,1 mm, lors de l'usinage en bout, devrait laisser une signature anisotrope de rugosité arithmétique théorique $Ra_{théorique}=0,61\mu m$ pour l'outil LY ($R=1.05$ mm) et de $Ra_{théorique}=0,64\mu m$ pour l'outil

CER (R=1 mm) (eq.III.1). Ces faibles valeurs inférieures aux indicateurs de rugosité relevés expérimentalement, s'expliquent par un rapport élevé (R/ar) valant 10 (Fig.III.16).

$$Ra_{théorique} = \frac{ar^2}{18\sqrt{3} \times R} \quad \text{eq.III.1}$$

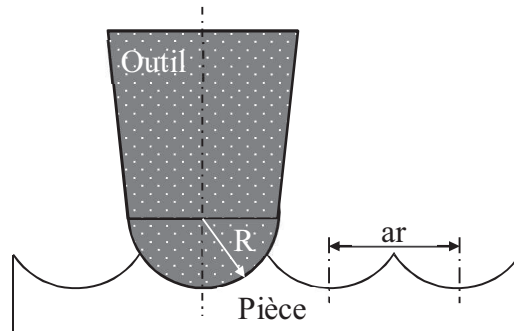


Fig.III.16. Modélisation géométrique de la rugosité obtenue en fraisage en bout.

En revanche, le rapport (ar/taille des grains de diamant) valant 1,28 pour l'outil LY et 2,30 pour l'outil CER, met en avant l'importance de la micro-géométrie de l'outil non prise en compte dans la modélisation proposée classiquement en usinage en bout (Fig.III.16). Ce qui semble expliquer la topologie isotrope de la surface usinée et les indicateurs Ra expérimentaux supérieurs aux théoriques. La topologie isotrope a été confirmée par des mesures de rugosité supplémentaires perpendiculairement à la direction d'avance.

Il résulte des observations que les surfaces obtenues par abrasion en fraisage en bout sont isotropes. Cette topologie particulière est la combinaison de la signature de la géométrie de l'outil et de la stratégie de balayage de la surface en allers-retours. L'isotropie des topologies de surface induit des indicateurs de rugosités 2D semblables quelle que soit la direction de mesure. Pareillement, les indicateurs des paramètres Sa et Ra sont quasi identiques.

L'indicateur Sq, représentant l'écart-type des rugosités, est légèrement supérieur (de 0,3 µm environ) à l'indicateur Sa, quel que soit l'outil pour les faibles vitesses d'avance et quasi identique pour les vitesses d'avance les plus élevées. Cela signifie que toutes les surfaces mesurées affichent un écart-type des rugosités égal ou légèrement supérieur à la moyenne arithmétique Sa. D'un point de vue optique il est favorable d'avoir des surfaces ayant un Sq équivalent au Sa. Le paramètre Sq donnant plus de poids aux valeurs extrêmes, un paramètre Sq faible est le signe de l'absence de pics et fosses sources de la réflexion diffuse, non visibles au travers du paramètre arithmétique Sa.

Des corrélations statistiques deux à deux des indicateurs de rugosité, résultent de fortes corrélations ($r > 0,948$) pour toutes les comparaisons 2 à 2. De ce fait, il existe uniquement des corrélations fortes entre les paramètres 3D et les paramètres 2D (Tab.II.9).

	Ra	Rt	Rz	Sa	Sq	Sz
Ra						
Rt	0,9916					
Rz	0,9747	0,9927				
Sa	0,9798	0,9874	0,9717			
Sq	0,9652	0,9791	0,9646	0,9946		
Sz	0,9481	0,9673	0,9680	0,9662	0,9611	

Tab.III.9. Coefficients de corrélation (r) entre les indicateurs de rugosité testés.

■ : Corrélation forte ■ : Corrélation faible

Dans le cas du fraisage en bout toutes les corrélations entre les critères 2D et 3D sont fortes. Cela peut s'expliquer par les faibles écarts-type de mesure et par l'isotropie de la surface fraisée. Dans cette situation d'usinage, l'usage d'un jeu de paramètres n'est pas nécessaire.

Exceptés 2 comparaisons statistiques (LULY/LUCER, CDCER/CDLY) sur l'indicateur Sa, les tests de K-W (Tab.III.10) révèlent une influence importante de l'outil sur les indicateurs de rugosité Ra et Sa lors de l'usinage en bout. À une exception près (ENLY/MKLY) pour Ra, et 4 exceptions (ENLY/LULY, MKCER/LUCER, MKLY/ENLY, CDLY/MKLY) pour Sa, correspondant à chaque fois à deux matériaux différents usinés avec la même fraise, les tests de K-W confirment l'influence de l'outil sur la rugosité. Les 4 exceptions relevées confirment ainsi une influence secondaire du matériau sur la rugosité lors de l'usinage en bout.

Couples Outil-Matière partiels	LULY	LUCER	ENLY	ENCER	CDLY	CDCER	MKLY	MKCER
LULY		S	NS	S	NS	S	NS	S
LUCER	NS		S	NS	S	NS	S	NS
ENLY	S	S		S	NS	S	S	S
ENCER	S	NS	S		S	NS	S	NS
CDLY	NS	S	NS	S		S	NS	S
CDCER	S	NS	S	NS	NS		S	NS
MKLY	NS	S	S	S	S	S		S
MKCER	S	S	S	NS	S	NS	S	

Tab.III.10. Tests de Kruskal-Wallis : comparaisons 2 à 2 des 8 COM partiels indépendants.

(Sa : bleu et orange. Ra : vert et rouge). S : Significatif NS : Non Significatif

D'après les résultats statistiques sur les paramètres de rugosité arithmétiques, l'outil a une influence importante sur la rugosité obtenue par usinage en bout. Le biomatériau usiné influence aussi la rugosité. Cependant, l'influence de l'outil semble prépondérante comparée à celle du biomatériau usiné.

Même si l'outil a une influence prépondérante sur la rugosité, il n'existe cependant pas de relation directe entre les paramètres de rugosité arithmétique et la micro-géométrie de l'outil. Les rugosités obtenues avec l'outil CER sont très proches de celles obtenues avec l'outil LY (Fig.III.14). En effet, un phénomène de lapping semble apparaître pendant l'usinage en bout. Très peu de grains de diamant sont en contact avec la surface usinée et l'usure de l'outil favorisée par une vitesse de coupe nulle sur l'axe augmente l'arrachement/usure des grains. Ces grains abrasifs détachés de la fraise se retrouvent comprimés entre la surface à usiner et l'outil provoquant de l'abrasion 3 corps. Ainsi, le phénomène de lapping résultant permet d'obtenir des indicateurs de rugosité assez faibles. Ceci semble cohérent avec les faibles indicateurs de rugosité mesurés en fraisage en bout. Enfin, le phénomène de lapping semble être dépendant de la vitesse d'avance [BUI 93] [LI 08], expliquant ainsi les indicateurs de rugosité un peu plus élevés à de hautes vitesses d'avance.

Ces résultats laissent à penser que la micro-géométrie n'est pas le paramètre outil impactant la rugosité lors de l'usinage en bout, un phénomène de lapping d'abrasion 3 corps semblant se produire.

4. Synthèse des orientations expérimentées (bout, 60°, flanc)

La signature résiduelle laissée par les outils est anisotrope pour les orientations de 60° et en flanc et isotrope pour l'orientation de 0°. Les topologies des surfaces observées semblent être à l'opposées de ce qui est observé lors de la coupe de matériaux métalliques (Cf. Chapitre I). En effet, lors de nos expérimentations, les surfaces les plus rugueuses, anisotropes, apparaissent lors de l'usinage en flanc, et les plus lisses, isotropes, lors de l'usinage en bout. Pour un même biomatériau, il apparaît qu'il existe une relation entre les paramètres de rugosité arithmétiques obtenus sur la surface usinée et l'orientation outil/prothèse choisie. En effet, les indicateurs de rugosité 2D Ra et 3D Sa augmentent lorsque l'orientation outil/matière évolue de 0° à 60° puis de 60° à 90° (Fig.III.17).

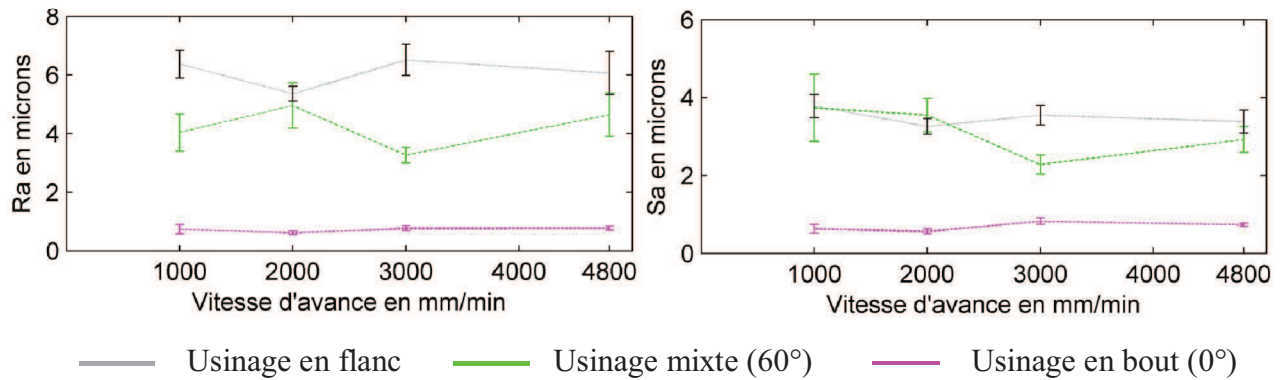


Fig.III.17. Évolution des paramètres de rugosité Ra et Sa en fonction de la vitesse d'avance et de l'orientation outil/prothèse, pour le couple partiel ENLY.

Lors de l'usinage en flanc, les biomatériaux durs affichent des indicateurs de rugosité faibles, alors que les biomatériaux tendres montrent une rugosité élevée. Lors de l'usinage en bout, c'est le phénomène inverse qui se produit, les indicateurs de rugosité sont plus élevés sur des biomatériaux durs et plus faibles sur les biomatériaux tendres. L'orientation outil/prothèse de 60° étant intermédiaire, il ne s'en dégage pas de tendance très nette.

Une amplitude des écarts-types beaucoup plus petite lors de l'usinage en bout, comparés à celle des écarts-types des 2 autres orientations (60° et 90°) est observée. De la même façon, les écarts entre les paramètres Ra et Sa diminuent lorsque l'orientation passe successivement du flanc à 60° puis au bout. L'usinage en flanc génère l'écart le plus important entre les indicateurs Ra et Sa, alors que l'usinage en bout ne présente quasiment pas de différence entre les deux indicateurs, quel que soit l'outil. Il est donc important d'utiliser l'orientation outil/matière adéquate pour obtenir la rugosité désirée lors de l'usinage de couronnes dentaires.

Les résultats expérimentaux ainsi que les tests statistiques montrent, pour les 3 orientations, qu'il existe une influence prépondérante de l'outil sur les paramètres de rugosité mesurés. Les indicateurs de rugosité concernant les orientations de 60° et en flanc sont affectés par la micro-géométrie des fraises abrasives. Alors que l'influence de la micro-géométrie sur la rugosité est a priori inexistante lors de l'usinage en bout en raison du phénomène de lapping. Les écarts entre les indicateurs de rugosité Ra de chaque outil diminuent lorsque l'orientation passe successivement du flanc à 60° puis au bout. L'écart moyen observé est de 3 microns en usinage en flanc, 2 microns à 60° et quasi nul en bout.

5. Conclusion

Ce chapitre expérimental a été consacré à la problématique des COM dentaires. Les couples partiels sont constitués de quatre biomatériaux aux caractéristiques mécaniques et chimiques très différentes et de deux outils abrasifs. Quatre vitesses d'avance différentes représentatives de celles proposées dans les systèmes de CFAO dentaire et pour trois orientations outil/prothèse issues des simulations numériques du chapitre précédent (bout, 60°, flanc) sont testées. L'influence de ces COM dentaires est évaluée au travers de la composante d'intégrité de surface de rugosité. Six paramètres de rugosité 2D et 3D sont mesurés à l'aide d'un microscope à variation focale.

Les résultats expérimentaux montrent qu'il existe un fort impact de l'outil abrasif puis secondairement du biomatériau de restauration sur l'intégrité de surface de la surface fraisée. La caractéristique prédominante de l'outil impactant la rugosité semble être la taille des gains de diamant (micro-géométrie). Concernant le biomatériau, la caractéristique la plus influente semble être sa dureté. Cependant, la dureté du biomatériau usiné impacte la rugosité différemment en fonction de l'orientation outil/prothèse. Pour un usinage en bout les matériaux les plus durs affichent les indicateurs de rugosité les plus élevés, alors que pour un usinage en flanc les matériaux les plus tendres affichent des indicateurs de rugosité les plus élevés. La vitesse d'avance ne semble pas avoir d'impact significatif sur les rugosités des surfaces obtenues. Par conséquent, le choix d'une vitesse d'avance élevée est préférable.

Le COM et l'orientation retenus influencent les indicateurs et les paramètres de rugosité obtenus. Il est alors nécessaire de les choisir de façon à répondre au mieux aux spécifications du cahier des charges. Chaque paramètre de rugosité permet de mettre en avant une caractéristique particulière de la surface. Afin de répondre aux multiples fonctionnalités attendues sur une surface prothétique, un jeu de paramètres de rugosité est alors nécessaire. Par conséquent, chaque zone topologique identifiée au chapitre II peut être affectée d'un jeu de paramètres de rugosité appropriés en relation avec les fonctionnalités cliniques qui lui sont associées. Une évaluation de l'intégrité de surface multi-paramètres est alors envisageable et doit se faire en utilisant un jeu de paramètres. Cette problématique fait l'objet du chapitre IV.

Chapitre IV

Évaluation et prédiction de l'intégrité de surface

Au second niveau de l'IS, chaque composante est associée à un certain nombre de paramètres eux-mêmes associés à chaque composante. Il existe un certain nombre de paramètres et indicateurs. Tous ces indicateurs et composantes interagissent entre eux. Le caractère multi-physique et les interactions existantes entre composantes et indicateurs ont mis en avant la nécessité d'évaluer l'intégrité de surface de manière globale, par l'utilisation d'un jeu de paramètres et d'indicateurs associés. De plus, il est établi qu'une fonctionnalité clinique est représentée par plusieurs paramètres et indicateurs, lesquels n'ont pas le même impact (poids) sur la fonctionnalité prothétique considérée. Cependant beaucoup d'auteurs évaluent encore l'IS au travers de la mesure indépendante de paramètres et sans aucune pondération relative à la (aux) fonctionnalité(s) clinique(s) (cahier des charges) qu'ils représentent.

L'évaluation globale et pondérée de l'intégrité de surface prothétique n'est actuellement pas mise en œuvre en dentisterie. Pourtant, elle semble nécessaire pour assurer la qualité d'une prothèse dentaire au regard des différentes fonctionnalités déjà présentées. Ce type d'évaluation passe par la définition et la mise en place d'indicateurs de performance d'intégrité de surface basés sur le cahier des charges prothétique.

Le but de ce chapitre est donc de définir des indicateurs de performance du processus d'usinage à travers sa signature, aussi bien pour l'évaluation globale, multi-physique de l'IS que pour son évaluation plus locale, mono-composante et multi-indicateurs. Ensuite, l'implémentation et l'exploitation des indicateurs de performance dans un module informatique développé sous Matlab sont présentées. À l'aide de ce module, une étude de cas appliquée à l'évaluation prédictive de la composante de rugosité est traitée. Enfin, une validation des rugosités estimées par rapport aux rugosités réelles, est réalisée sur le cas d'application.

1. Indicateurs de performance

Des indicateurs de performance sont mis en place pour évaluer globalement et quantitativement l'intégrité de surface et la comparer à l'IS cliniquement souhaitée et basée sur la formalisation du cahier des charges. L'objectif de ces indicateurs est double : (1) Permettre d'évaluer globalement l'intégrité de surface obtenue après usinage par CFAO sans découplage ni analyse indépendante des composantes. Ce premier objectif offre l'avantage de pouvoir comparer des intégrités de surface obtenues dans des conditions d'usinage différentes. (2) Permettre de prédire l'intégrité de surface avant l'usinage par CFAO. La prédiction est rendue possible grâce à la capitalisation de résultats d'essais d'usinage. Ce deuxième objectif offre la possibilité de simuler plusieurs

conditions d'usinage pour cibler l'intégrité de surface optimale répondant aux fonctionnalités cliniques attendues.

Dans un premier temps un jeu d'indicateurs d'intégrité de surface les plus pertinents est sélectionné au sein d'une composante. Un choix judicieux de ce jeu d'indicateurs permet de représenter au mieux les fonctionnalités prothétiques exprimées dans le cahier des charges. Au chapitre I a été établi qu'une pondération doit être donnée à chaque indicateur selon la fonctionnalité. Un coefficient de pondération $\alpha_{n,j}$ (n : indice relatif à la composante d'intégrité de surface considérée, j : indice relatif à l'indicateur considéré) est alors attribué à chaque indicateur retenu. La somme de ces coefficients pondérateurs est définie égale à 1 ($\sum \alpha_{n,j} = 1$). Les indicateurs ayant un coefficient de pondération $\alpha_{n,j}$ nul ne sont pas retenus. Les valeurs des indicateurs retenus sont ensuite comparées à celles du cahier des charges. Cette comparaison se traduit alors par le calcul pour chaque indicateur d'intégrité de surface, de l'écart relatif ($\Delta_{\text{indicateur}_{n,j}}$) entre l'indicateur visé et celui calculé (mesures réelles ou prédites) (eq.IV.1) :

$$\Delta_{\text{indicateur}_{n,j}} = \frac{|\text{indicateur}_{n,j} \text{ visé} - \text{indicateur}_{n,j} \text{ effectifs}|}{\text{indicateur}_{n,j} \text{ visé}} \quad \text{eq.IV.1}$$

Les écarts relatifs $\Delta_{\text{indicateur}_{n,j}}$ sont de fait adimensionnels. Cette absence de dimension permet de s'adapter au caractère multi-physique de l'IS.

Le premier indicateur de performance de l'intégrité de surface formalisé MSI (Mean Surface Integrity) correspond au calcul de la moyenne pondérée (estimateur de position) des $\Delta_{\text{indicateur}_{n,j}}$ (eq.IV.2).

$$MSI = \sum_{k=1}^{k=r} \alpha_{n,j,k} (\Delta_{\text{indicateur}_{n,j,k}}) \quad \text{eq.IV.2}$$

Avec : $\alpha_{n,j}$: coefficient pondérateur pour un indicateur n.j. Et $\sum \alpha_{n,j} = 1$.

r : nombre d'indicateurs retenus.

Le second indicateur de performance de l'intégrité de surface formalisé SISD (Surface Integrity Standard Deviation) est défini par le calcul de l'écart-type pondéré (estimateur de dispersion) des $\Delta_{\text{indicateur}_{n,j}}$ (eq.IV.3).

$$SISD = \sqrt{\sum_{k=1}^{k=r} \alpha_{n,j,k} (\Delta_{\text{indicateur}_{n,j,k}} - MSI)^2} \quad \text{eq.IV.3}$$

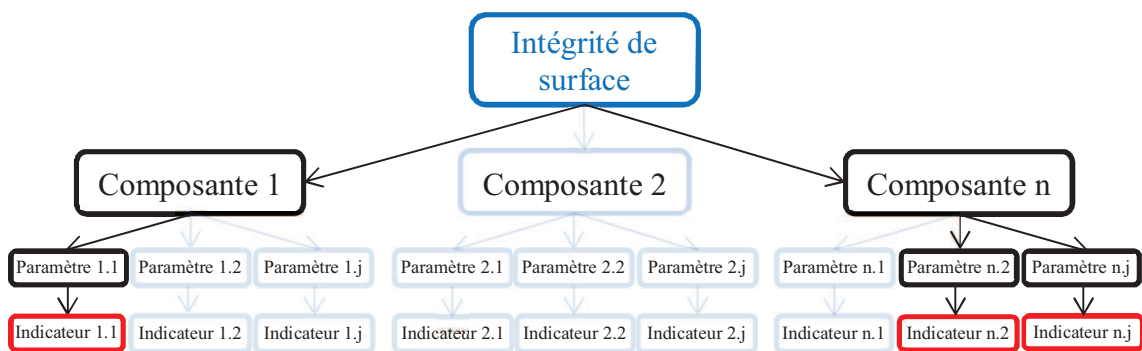
Avec : $\alpha_{n,j}$: coefficient pondérateur pour un indicateur n.j. Et $\sum \alpha_{n,j} = 1$.

r : nombre d'indicateurs retenus.

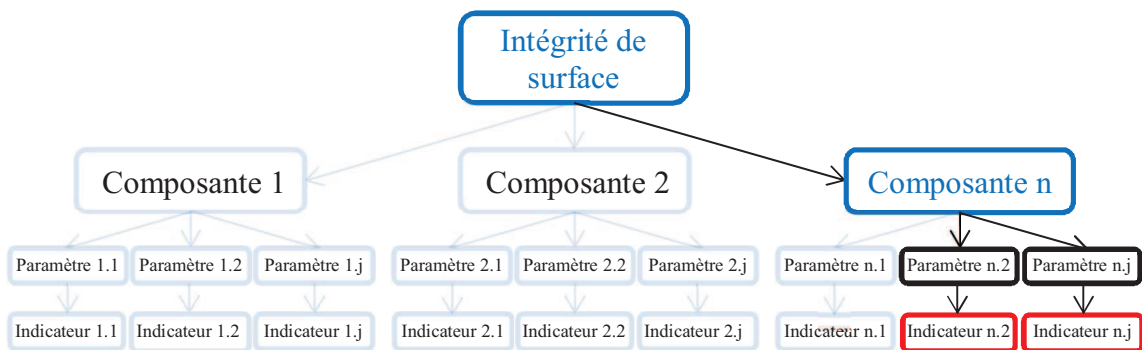
Un indicateur de performance étant basé sur un écart relatif, une intégrité de surface optimale (correspondant exactement au cahier des charges) est par conséquent caractérisée par les deux

indicateurs de performance nuls. À défaut d'atteindre la valeur de zéro, plus les indicateurs de performance sont proches de zéro, plus l'intégrité de surface est proche de la valeur optimale.

Deux évaluations de l'IS sont envisagées (Fig.IV.1). (1) Une évaluation globale multi-physique impliquant plusieurs composantes. Elle permet d'évaluer l'intégrité de surface par un jeu d'indicateurs (en rouge sur la Fig.IV.1.a) pouvant appartenir à différentes composantes. (2) Une évaluation mono-composante (en bleu sur la Fig.IV.1.b). L'évaluation est obtenue à partir d'un jeu d'indicateurs (en rouge sur la Fig.IV.1.b) uniquement associés à la composante considérée. Dans ce cas, les équations IV.1, IV.2 et IV.3 s'appliquent avec n constant.



a) Evaluation multi-composante, multi-physique de l'intégrité de surface



b) Evaluation mono-composante de l'intégrité de surface

n : indice relatif à la composante d'intégrité de surface considérée.

j : indice relatif aux paramètre et indicateur considérés.

Fig.IV.1. Différentes évaluations de l'intégrité de surface.

2. Évaluation de l'intégrité de surface

Seuls les indicateurs de performance mono-composante, la rugosité dans le cadre de nos travaux, ont été implémentés. Ce module vient en complément et en continuité du module développé au chapitre II. Il permet :

- La prédiction des indicateurs de rugosité (Ra_i , Rt_i , Rz_i , Sa_i , Sq_i , Sz_i).
- Le calcul des indicateurs de performance de l'intégrité de surface (MSI_i , $SISD_i$).

Les résultats issus de ce module informatique sont présentés sous forme de cartographies, de modèle CAO tridimensionnel enrichi de la prédiction des indicateurs de rugosité et des indicateurs de performances (format PLY) et de tableur, permettant une exploitation et une visualisation plus aisée. La mise en forme vers les fichiers PLY offre l'avantage d'une sortie graphique tridimensionnelle et dynamique contrairement aux cartographies qui restent une représentation 2D et statique de la géométrie 3D.

2.1. Données d'entrées et de sortie

Une analyse fonctionnelle présentée Fig.IV.2 formalise les flux d'entrée et de sortie de ce module informatique.

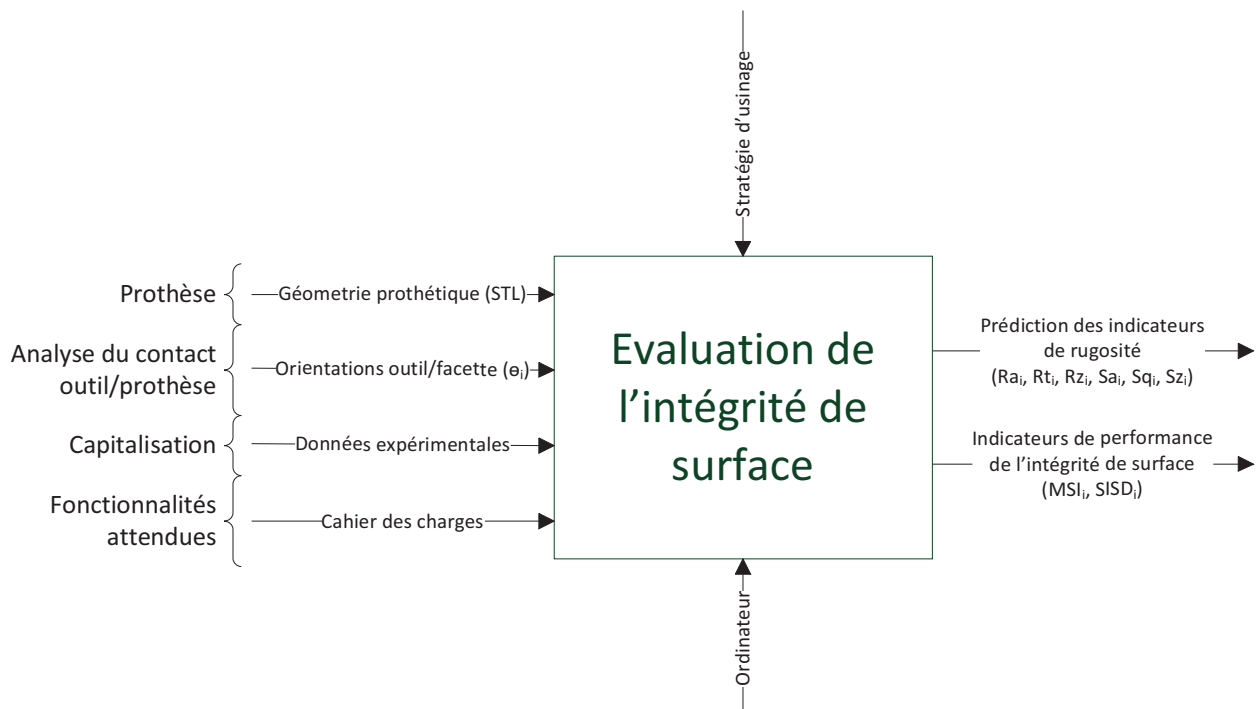


Fig.IV.2. Analyse fonctionnelle descendante du module développé.

Les données d'entrées nécessaires au module sont la géométrie prothétique, les résultats de l'analyse du contact outil/prothèse, la capitalisation de données expérimentales et la spécification des fonctionnalités cliniques attendues. Comme dans le chapitre II, la géométrie prothétique importée grâce au fichier STL est issue de l'étape de conception. Les résultats de calcul des orientations outil/prothèse (θ_i) sont exploités comme données d'entrées de ce module. Les résultats expérimentaux, réalisés au chapitre III, sont capitalisés dans une base de données d'entrée du module. Les valeurs des 6 indicateurs de rugosité mesurés pour les 192 COM dentaires étudiés dans le cadre de nos travaux constituent cette base de données. La spécification des fonctionnalités attendues au niveau du cahier des charges en termes de rugosité est renseignée par l'utilisateur sous la forme de 6 indicateurs de rugosité visés et leurs coefficients pondérateurs respectifs.

Les données de sortie sont doubles : (1) L'estimation prédictive des indicateurs de rugosité (R_{ai} , R_{ti} , R_{zi} , S_{ai} , S_{qi} , S_{zi}) associés à chaque facette i du fichier STL. (2) Les indicateurs de performance de l'intégrité de surface (MSI_i , $SISD_i$) calculés puis associés à chaque facette i du fichier STL. Les données de sortie permettent d'enrichir le modèle CAO avec des informations complémentaires liées à l'intégrité de surface prothétique.

2.2. Architecture du module informatique d'évaluation de l'IS

Le module informatique d'évaluation de l'intégrité de surface est décomposé en deux parties : (1) La première réalise les calculs des indicateurs de rugosité prédictifs et le calcul des indicateurs de performance de l'intégrité de surface. (2) La seconde réalise la mise en forme des données sous forme de cartographies, de tableur et de modèle CAO tridimensionnel enrichi de propriétés de couleurs basées sur les valeurs des indicateurs calculés précédemment (format PLY).

2.2.1. Prédiction de la rugosité et calcul des indicateurs de performance

Pour chaque facette du modèle CAO, les six indicateurs de rugosité prédictifs (R_{ai} , R_{ti} , R_{zi} , S_{ai} , S_{qi} , S_{zi}) sont d'abord calculés, puis ensuite les deux indicateurs de performance de l'intégrité de surface (MSI_i , $SISD_i$) (Fig.IV.3).

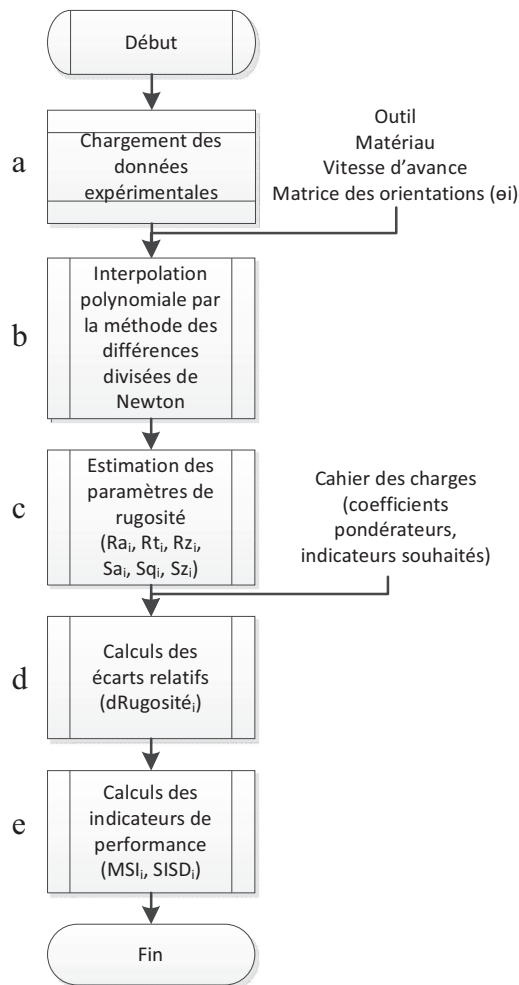


Fig.IV.3. Algorithme de calcul des indicateurs de rugosité prédictifs et des indicateurs de performance de l'intégrité de surface.

Dans un premier temps, les résultats relatifs aux mesures des indicateurs de rugosité des essais expérimentaux réalisés au chapitre III sont chargées dans le module d'évaluation de l'intégrité de surface (Fig.IV.3.a). Pour rappel il s'agit des essais correspondants aux orientations outil/prothèse en bout, à 60° et en flanc, 4 vitesses d'avance et 8 COM dentaires partiels. Le chargement des essais est réalisé à partir d'un tableau Excel synthétisant les résultats expérimentaux et importé sous forme de matrice dans Matlab. Ensuite, dans le but de pouvoir estimer les 6 indicateurs de rugosité, quelle que soit l'orientation outil/facette (θ_i) et le COM considéré, une interpolation dans le plan des points expérimentaux est nécessaire (Fig.IV.3.b). Le théorème de Stone-Weierstrass [WEI 85], selon lequel toute fonction continue définie sur un segment peut être approchée uniformément par des fonctions polynomiales, a conduit à une interpolation polynomiale. Elle offre l'avantage d'être simple, peu coûteuse en temps de calcul et elle permet d'interpoler exactement tous les points expérimentaux si le degré du polynôme est

correctement choisi en fonction du nombre de points à interpoler (nombre d'orientations outil/prothèse testées par COM). La méthode des différences divisées de Newton [WHI 44] [BOO 78], implémentée dans le module d'évaluation de l'intégrité de surface, permet de réaliser les interpolations polynomiales de degré 2 conduisant au calcul des indicateurs de rugosité prédictifs (Ra_i , Rt_i , Rz_i , Sa_i , Sq_i , Sz_i) correspondant à l'orientation outil/facette (Fig.IV.3.c). Ensuite, les 6 écarts relatifs pour chaque paramètre de rugosité et chaque facette i sont calculés (Fig.IV.3.d). Enfin, les indicateurs de performances de l'intégrité de surface (MSI_i et $SISD_i$) sont calculés (Fig.IV.3.e) pour chaque facette i .

2.2.2. Mise en forme des résultats

Les données précédemment calculées (Ra_i , Rt_i , Rz_i , Sa_i , Sq_i , Sz_i , MSI_i , $SISD_i$) sont mises en forme pour pouvoir les exploiter plus facilement sous la forme de représentations graphiques (cartographies au format TIFF), tableau de données (tableur Excel) et d'une représentation tridimensionnelle (fichier CAO enrichi d'informations complémentaires).

Trois scripts sont alors nécessaires à la mise en forme des données. (1) Le premier réalise la sortie graphique des cartographies. (2) Le second réalise la concaténation des données dans un tableau. (3) Le troisième génère le fichier CAO enrichi au format PLY (Annexe D). Concernant les sorties graphiques des cartographies et la concaténation des données dans un tableau, les fonctions et scripts déjà utilisés dans le chapitre II sont à nouveau employés. Un script Matlab permet la génération du fichier CAO tridimensionnel enrichi (Fig.IV.4).

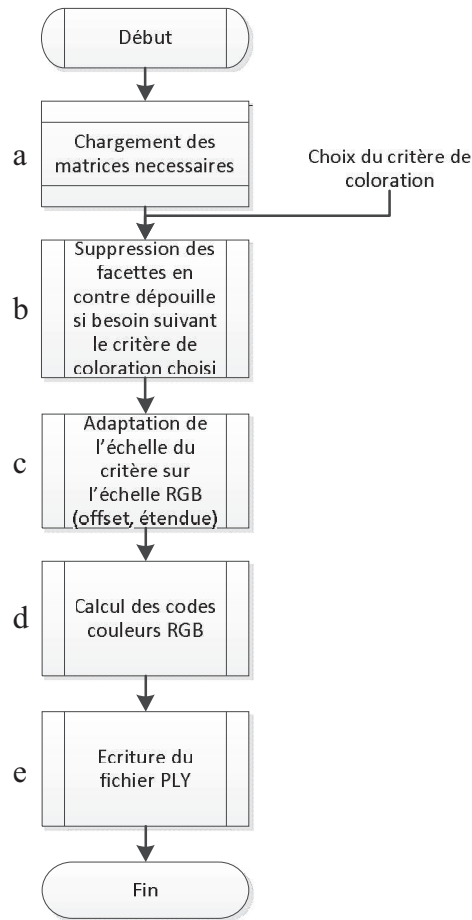


Fig.IV.4. Algorithme de génération du fichier de géométrie enrichie PLY.

La première étape (Fig.IV.4.a) consiste à charger les matrices nécessaires à l'exécution du script et à la génération du fichier PLY. Les facettes en contre dépouille sont alors supprimées et non intégrées au fichier PLY généré (Fig.IV.4.b). Certains critères comme la vitesse de coupe (V_{c_i}) ou les indicateurs de performance de l'intégrité de surface (MSI_i , $SISD_i$) ne sont pas calculés pour les facettes en contre dépouille. En effet, le contact entre l'outil et la facette étant inexistant, les calculs de V_c ou des indicateurs de performance n'ont pas de sens sur ces facettes. Le fichier PLY utilise un codage des couleurs RGB pour enrichir les facettes d'une propriété de couleur en fonction du critère de coloration choisi. Une adaptation de l'échelle (offset, étendue) du critère de coloration sélectionné est alors nécessaire pour qu'elle corresponde à l'échelle RGB (Fig.IV.4.c). De ce fait les cartographies 2D et le fichier PLY 3D posséderont la même légende de couleurs. Un sous-script d'adaptation de l'échelle du critère de coloration réalise cet ajustement pour coïncider avec l'échelle RGB (Fig.IV.5). L'annexe E détail ce sous-script.

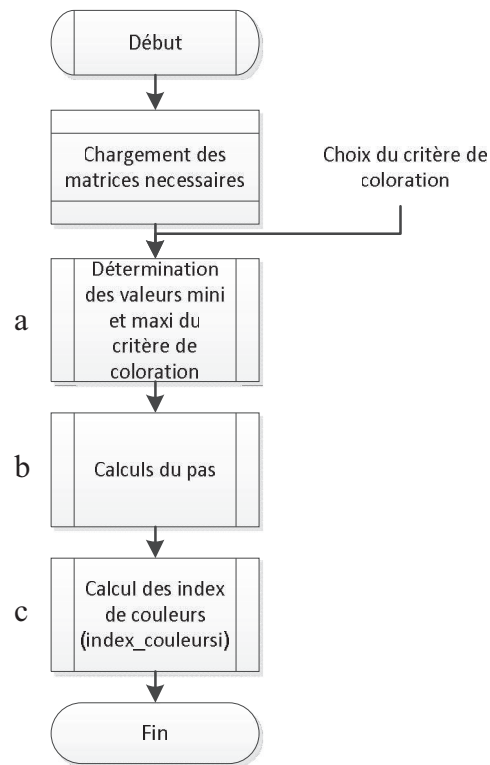


Fig.IV.5. Algorithme d'adaptation de l'échelle du critère à l'échelle RGB.

3. Dental Surface Integrity Analyzer : outil informatique d'analyse des fichiers STL dentaires

Une réflexion plus globale que nous avons menée au sein du laboratoire concernant l'évaluation des chaînes de CFAO destinées au domaine dentaire (de l'acquisition optique sans contact à l'usinage sur MOCN) a conduit au développement d'un outil informatique (Dental Surface Integrity Analyzer - DSIA) permettant d'analyser des fichiers STL dentaires depuis la qualité du fichier jusqu'à la simulation de l'IS résultante sur la prothèse. Cet outil informatique prototype, résultat de cette réflexion, intègre en amont des modules d'analyse du contact outil/prothèse et d'évaluation de l'IS, un module d'analyse intrinsèque de la qualité du fichier STL.

Les trois modules informatiques principaux du DSIA sont donc :

- Analyse intrinsèque de la qualité du fichier STL considéré. Cette analyse permet de vérifier la validité du fichier CAO avant exploitation ultérieure.
- Analyse du contact outil/prothèse (chapitre II)
- Evaluation de l'intégrité de surface (chapitre IV)

L'analyse de la qualité intrinsèque du fichier STL est réalisée au travers du calcul de la surface de chaque triangle, de la qualité du maillage [FRE 97], de la densité de points, de la planéité

locale [RES 05] et des courbures. Ce premier module n'a pas nécessité la mise en place de nouveaux concepts, mais seulement l'intégration d'algorithmes déjà existants. L'analyse du contact outil/prothèse pour chaque facette lors de l'usinage par balayage en 3 axes (orientation du contact, contre dépouille, zone outil sollicitée, vitesses de coupe effectives) correspond au module développé au chapitre II. Le calcul des indicateurs de performance concernant l'intégrité de surface (rugosité) par rapport à un cahier des charges préalablement défini se rapporte au module présenté précédemment dans ce chapitre.

3.1. Données d'entrée et de sortie

Une analyse fonctionnelle formalise les flux d'entrée et de sortie du DSIA (Fig.IV.6).

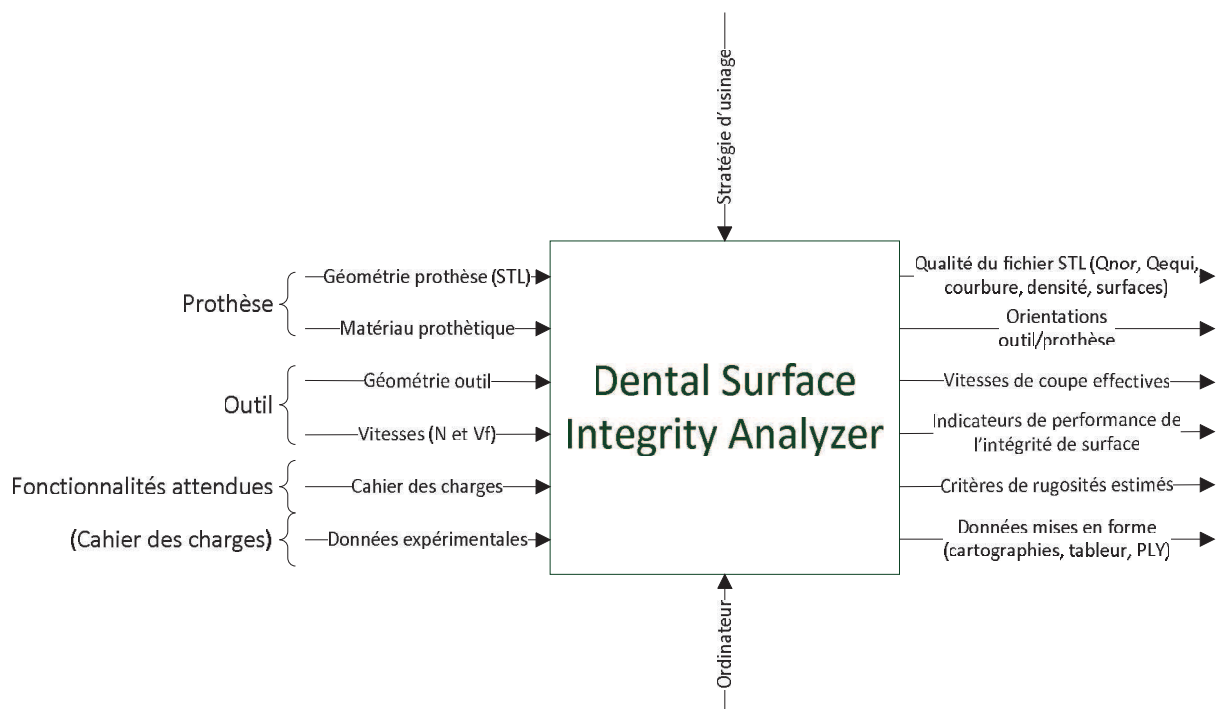


Fig.IV.6. Analyse fonctionnelle descendante de l'outil informatique développé.

Les données d'entrée du DSIA font référence à la prothèse (géométrie), à l'outil et au cahier des charges en termes de rugosité souhaitée. Les données relatives à l'outil concernent sa macro-géométrie et les vitesses associées. Les 3 paramètres intrinsèques à la géométrie outil, sont ceux présentés chapitre II pour l'analyse du contact outil/prothèse (D_{outil} , $D_{\text{sphère}}$ et δ). Afin de calculer les vitesses de coupe effectives, la vitesse de rotation de l'outil est renseignée. La vitesse d'avance est aussi indiquée. La saisie des indicateurs cibles des paramètres de rugosité ainsi que leurs coefficients pondérateurs constitue le cahier des charges et l'import du fichier STL permet

de définir la géométrie prothétique. Les données expérimentales sont enrichies et implémentées dans l'outil au fur et à mesure de la réalisation des essais, améliorant ainsi la prédiction. Actuellement, les expérimentations et les résultats se concentrent uniquement sur la composante de rugosité. La déclinaison et l'implémentation de nouvelles composantes sont possibles et même souhaitées pour l'amélioration de l'outil informatique. Il s'agit d'un outil flexible, évolutif (base de données d'expériences non exhaustive) au cours du temps.

Les données de sortie du DSIA correspondent aux flux de sortie des trois modules informatiques principaux (analyse de la qualité du fichier STL, analyse du contact outil/prothèse et évaluation de l'IS). Concernant la qualité du fichier STL, des analyses de la qualité du maillage via le calcul du critère Q_{eq} [FRE 97], de la planéité locale de la prothèse via le critère Q_{nor} [FRE 97] et des courbures de la prothèse (Gaussienne et moyenne) [DOU 02] sont effectuées. Ensuite, l'orientation du contact outil/prothèse (θ_i) est calculée pour chaque facette. Des classes d'orientations angulaires (regroupement de facettes comprises dans un intervalle d'orientations donné), définies par l'utilisateur, sont alors créées. Les facettes en contre dépouille d'usinage sont identifiées. Ensuite, la configuration de contact de l'outil sur la prothèse est déterminée. Enfin, la vitesse de coupe effective pour chaque facette est calculée. L'étape suivante consiste à calculer les indicateurs de rugosité prédictifs ainsi que les indicateurs de performance de l'intégrité de surface pour chaque facette.

3.2. Architecture de l'outil informatique

Le fonctionnement de l'outil informatique est séquentiel et linéaire (Fig.IV.7). Chaque étape est implémentée dans Matlab sous la forme d'un script indépendant, rendant le DSIA modulaire. La sauvegarde automatique des résultats à la fin de chaque étape offre la possibilité de reprendre une étude ultérieurement à une quelconque étape.

Le séquençement des opérations commence par l'import du fichier STL à traiter. Ensuite interviennent les étapes de calculs (qualité du fichier STL, analyse du contact outil/prothèse, évaluation de l'intégrité de surface). Enfin intervient la mise en forme et l'export des données en fonction du choix de l'utilisateur.

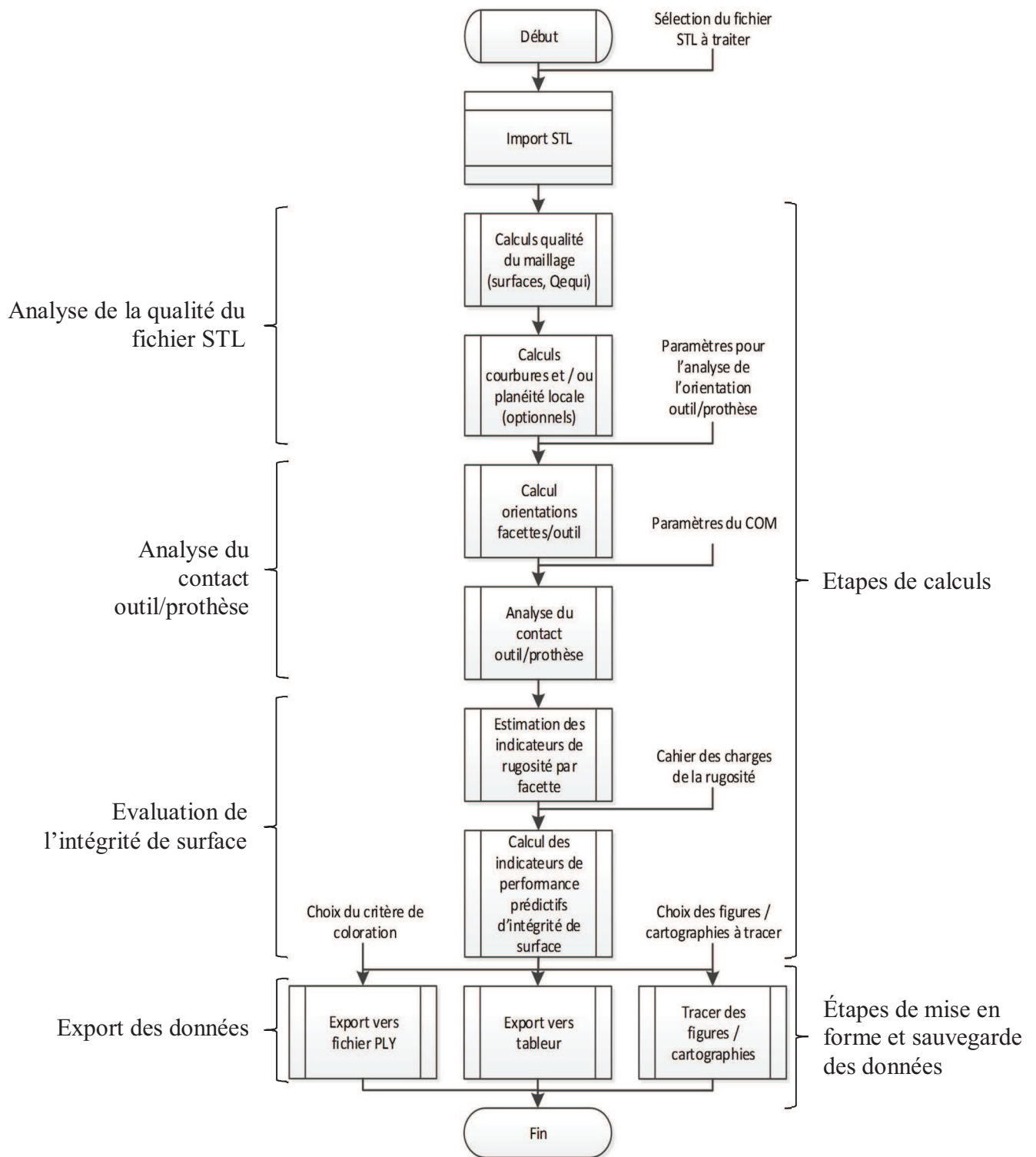


Fig.IV.7. Architecture générale du DSIA.

4. Étude de cas

L'exploitation de l'outil informatique DSIA est illustrée sur un cas d'application d'un extradados de couronne prothétique de prémolaire n°15. Le modèle CAO au format STL est issu de la base

de données 3Shape. D'abord, la qualité du fichier STL est analysée. Ensuite l'analyse du contact outil/prothèse est menée. Cette dernière permet l'évaluation prédictive de l'intégrité de surface. Enfin, les résultats obtenus en termes de rugosité prédictive sont validés en confrontant les estimations à des indicateurs de rugosité réels mesurés sur des prothèses échantillons.

4.1. Qualité du fichier STL et analyse du contact outil/prothèse

L'analyse du fichier STL indique que la géométrie étudiée possède 521 sommets et 1000 facettes. La surface de l'extrados est de 115,69 mm² avec une surface moyenne par facette de 0,11567 mm², soit environ 1/1000 de la surface totale (surface_{mini} 0,01 mm² et surface_{maxi} 0,8579 mm²). Plus de 80% des facettes ont une surface inférieure à 0,2mm², soit 1/500 de la surface totale, et seulement 9 facettes possèdent des surfaces supérieures à 0,5 mm², soit environ 1/200 de la surface totale. La densité moyenne de points est de 4,5 sommets/mm². Ces valeurs montrent un niveau de discrétisation acceptable de la surface. La qualité moyenne des triangles répartis aléatoirement sur toute la surface, est de $Q_{\text{équi moy}} = 0,62836$ ($Q_{\text{équi mini}} = 0,27$ et $Q_{\text{équi maxi}} = 0,988$). Au moins 80% des facettes ont une valeur de $Q_{\text{équi}}$ supérieure à 0,5, niveau satisfaisant pour la suite de l'analyse. La planéité locale moyenne est de $Q_{\text{nor moy}} = 0,98639$ ($Q_{\text{nor mini}} = 0,9$ et $Q_{\text{nor maxi}} = 0,999$), mettant en évidence une bonne transition entre les facettes pour approximer la géométrie nominale. L'analyse des courbures moyenne donne un minimum de -1,319 et un maximum de 1,367. L'analyse des courbures Gaussiennes donne un minimum de -0,872 et un maximum de 1,669. Les courbures minimales sont localisées en fond de sillons, alors que les courbures maximales sont présentes sur les pointes cuspidiennes. De plus, il est observé en fond de sillons la coïncidence entre les facettes les plus petites en termes de surfaces et les courbures et la planéité locale les plus faibles. L'ensemble de ces éléments valide la qualité du fichier STL. Les figures correspondantes sont fournies en annexe F.

L'exploitation du module d'analyse du contact outil/prothèse a déjà été faite au chapitre II et ne sera donc pas redéveloppée dans ce chapitre.

4.2. Évaluation de l'intégrité de surface

L'évaluation de l'IS nécessite dans un premier temps la rédaction d'un cahier des charges en termes de rugosité attendue et de définition des paramètres d'usinage retenus. Suit la génération de cartographies des indicateurs de rugosité estimés, puis des indicateurs de performances de l'intégrité de surface.

4.2.1. Cahier des charges

L'étude bibliographique du chapitre I permet d'établir une version préliminaire du cahier des charges en termes de rugosité visée. Dans le cahier des charges global, les deux régions mises en évidence par les cliniciens : intrados et extrados, sont distinguées. Pour chaque région, les six paramètres de rugosité expérimentés précédemment sont associés à une ou plusieurs fonctions cliniques donnant lieu à un indicateur de rugosité chiffré et une pondération (Tab.IV.1).

Extrados			
Paramètre de rugosité	Indicateur de rugosité	Pondération	Fonctions cliniques associées
Ra	0,2 µm	0,3	Rétention de la plaque dentaire, usure
Rt	15 µm	0,1	Durée de vie
Rz	15 µm	0,15	Durée de vie
Sa	1,4 µm	0,1	Usure, rétention de la plaque dentaire
Sq	1 µm	0,2	Optique
Sz	20 µm	0,15	Durée de vie
Intrados			
Paramètre de rugosité	Indicateur de rugosité	Pondération	Fonctions cliniques associées
Ra	40 µm	0,25	Rétention mécanique
Rt	15 µm	0,15	Durée de vie
Rz	15 µm	0,2	Durée de vie
Sa	50 µm	0,2	Rétention mécanique
Sq	--	--*	Optique
Sz	20 µm	0,2	Durée de vie

**Une fonctionnalité non représentée se traduit dans l'outil informatique par l'affectation d'une valeur nulle au coefficient pondérateur associé.*

Tab.IV.1. Version préliminaire du cahier des charges relatif aux paramètres de rugosité coronaire.

Concernant le cahier des charges de l'extrados, l'indicateur de rugosité Ra=0,2 µm correspond au seuil au-dessous duquel il n'est pas noté d'accroche significative de la plaque dentaire. De plus, une faible valeur de cet indicateur limite l'usure de la dent antagoniste. Cependant, ces fonctions ne sont pas nécessairement localisées sur la même zone coronaire. La limitation de l'usure de l'antagoniste est une fonction clinique qui doit être assurée sur la face occlusale, alors que le non développement de la plaque dentaire est une fonction clinique importante plutôt sur les zones périphériques. Une décomposition topologique plus fine de l'extrados permet de dissocier ces fonctions d'un point de vue du cahier des charges. Au chapitre II, trois régions

topologiques distinctes ont été définies sur l'extrados (face occlusale, pans cuspidiens et faces périphériques) rendant alors possible l'affectation de ces fonctions cliniques différentes. Les deux fonctions cliniques associées au paramètre Ra étant assez importantes, une pondération de 0,3 lui est affectée. Les paramètres Rt et Rz permettent de quantifier les extremums (saillies et creux sources d'amorces de fissures) présents sur la surface. Les zones subissant des pressions sont sources de fissures et elles sont localisées sur la face occlusale. Les indicateurs de rugosité correspondant sont fixés à 50% de la taille critique de fissure (a_c). Pour les matériaux prothétiques dentaires étudiés cela correspond à 15 μm . Rt et Rz participent tous les deux à la durée de vie de la couronne (fissuration), cependant, Rt étant défini sur une longueur de base et Rz sur une longueur d'évaluation plus grande, des pondérations de 0,1 pour Rt et de 0,15 pour Rz sont affectées. Par extension de l'indicateur de rugosité Ra pour lequel il n'est pas noté de changement significatif de l'accroche de la plaque dentaire de 0,7 à 1,4 μm (principalement sur les zones périphériques), un indicateur de 1,4 μm est alors retenu pour Sa. De plus, un indicateur Sa faible limite l'usure de la dent antagoniste. Les fonctions cliniques associées à Sa sont identiques et déjà assurées par le paramètre Ra. Par conséquent, une pondération de 0,1 est affectée à Sa. L'indicateur $Sq=1 \mu\text{m}$ est retenu puisqu'il s'agit du seuil optique permettant de considérer une surface comme réfléchive. La qualité optique des surfaces visibles sur la face occlusale et les faces périphériques étant importante en dentisterie restauratrice, un poids de 0,2 lui est associé. L'indicateur correspondant à Sz est fixé à 66% de la taille critique de fissure (a_c). Les zones subissant des pressions sont sources de fissures et sont localisées sur la face occlusale. Pour les matériaux prothétiques dentaires étudiés cela correspond à 20 μm . Pareillement à Rz, la durée de vie est fonction de Sz, donc la même pondération de 0,15 lui est associée.

Concernant le cahier des charges de l'intrados, les propriétés optiques étant insignifiantes l'indicateur Sq n'est pas retenu et une pondération nulle lui est associée. La pondération est alors répartie sur 5 paramètres au lieu de 6. Les indicateurs Ra et Sa participent tous les deux à la rétention mécanique de la couronne sur la dent préparée. Des indicateurs $Ra=40 \mu\text{m}$ et $Sa=50 \mu\text{m}$ sont indiqués pour une meilleure rétention mécanique des faces périphériques de l'intrados. Le paramètre 3D Sa est pondéré à 0,2, alors que le paramètre 2D lui est affecté de la pondération de 0,25. Les paramètres Rt, Rz et Sz permettent de quantifier les extremums (pics/saillies et creux/fosses source d'amorces de fissures) présents sur la surface intrados. Les indicateurs de rugosité Rt et Rz sont fixés à 50% de la taille critique de fissure (a_c) pour les paramètres 2D et le paramètre 3D Sz à 66% de la taille critique de fissure (a_c). Pour les matériaux prothétiques dentaires étudiés cela correspond à $Rt=Rz=15 \mu\text{m}$ et $Sz=20 \mu\text{m}$. Une pondération de 0,2 est associée à Rz et Sz, puis Rt est pondéré à 0,15.

L'exploitation du module permettant l'évaluation de l'intégrité de surface est réalisée dans les conditions d'usinage de cabinet. La vitesse d'avance sélectionnée est de 2000 mm/min, la vitesse de rotation de la broche retenue est de 60000 tr/min. Le COM exploité dans le module d'évaluation de l'intégrité de surface est extrait des COM expérimentés au chapitre III. À savoir un bloc de matériau hybride Enamic, usiné grâce à l'outil abrasif Lyra.

4.2.2. Indicateurs de rugosités estimés

La capitalisation des expérimentations réalisées ainsi que le module d'évaluation de l'intégrité de surface développé en complément du cahier des charges précédent permettent d'estimer les indicateurs de rugosité et de tracer les cartographies associées. Concernant l'extrados (Fig.IV.8), l'indicateur R_a estimé évolue de 0,9 à 5,2 μm , ce qui permet de conclure qu'aucune facette ne respecte l'indicateur spécifié par le cahier des charges ($R_a=0,2 \mu\text{m}$). Les indicateurs estimés pour R_a sont tous au-dessus de la valeur visée. Cependant, les indicateurs de R_a les plus faibles, donc plus proche de l'indicateur spécifié par le cahier des charges se trouvent sur la face occlusale. L'indicateur de R_t estimé varie de 5 à 26 μm . L'indicateur spécifié par le cahier des charges ($R_t=15 \mu\text{m}$) est dans la plage des indicateurs de R_t estimés. Plusieurs facettes localisées sur les cuspides et les pans cuspidiens respectent le cahier des charges. L'indicateur de R_z estimé varie de 3,5 à 16,5 μm . L'indicateur spécifié par le cahier des charges ($R_z=15 \mu\text{m}$) est dans le haut de la plage des indicateurs de R_z estimés. Plusieurs facettes localisées sur les pans cuspidiens, ainsi que la majorité des facettes périphériques, respectent le cahier des charges. L'indicateur de S_a estimé fluctue de 0,8 à 3,5 μm . La valeur spécifiée par le cahier des charges ($S_a=1,4 \mu\text{m}$) est dans la plage des indicateurs de S_a estimés. Un ensemble de facettes localisées sur les cuspides respecte le cahier des charges. L'indicateur S_q estimé évolue de 0,9 à 4,2 μm . L'indicateur spécifié par le cahier des charges ($S_q=1 \mu\text{m}$) est dans la limite basse de la plage des indicateurs de S_q estimés. Plusieurs facettes localisées sur les cuspides respectent le cahier des charges. L'indicateur estimé de S_z fluctue de 9 à 27 μm . L'indicateur spécifié par le cahier des charges ($S_z=20 \mu\text{m}$) est dans la plage des indicateurs de S_z estimés. Certaines facettes localisées sur les pans cuspidiens respectent le cahier des charges.

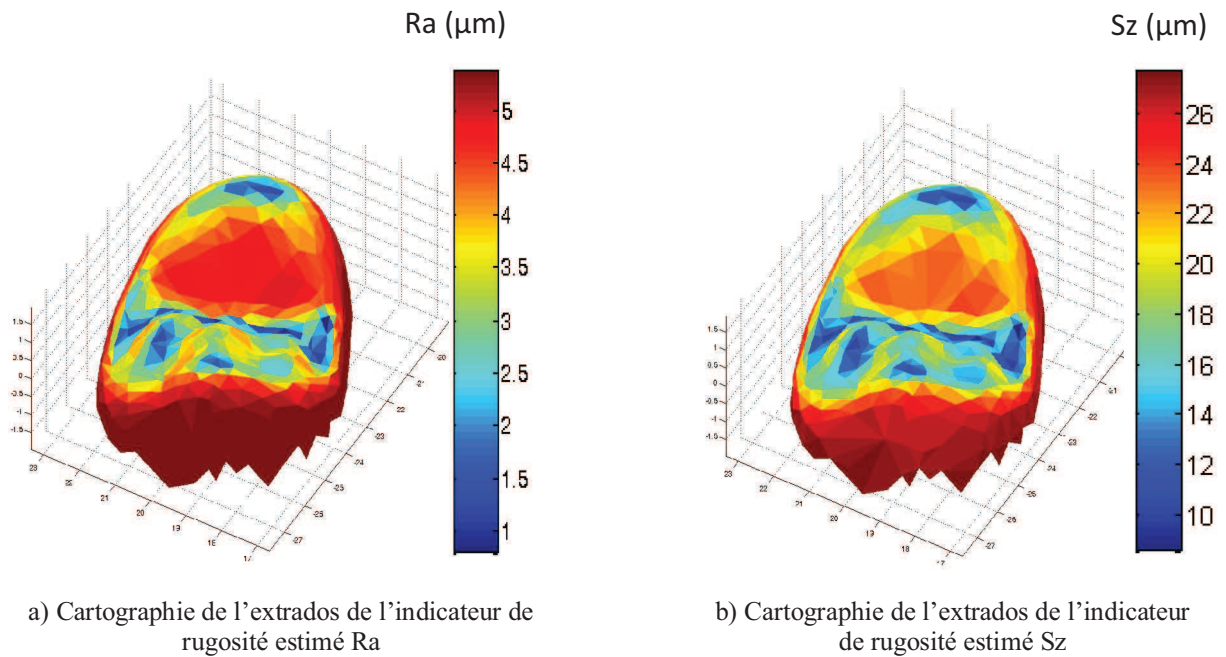


Fig.IV.8. Exemples de cartographies (extrados) des indicateurs de rugosité estimés pour le COM Lyra-Enamic, F2000 mm/min.

Concernant l'intrados (Fig.IV.9), l'indicateur Ra estimé évolue de 0,8 à 5,3 μm . La face occlusale présente les indicateurs les plus faibles. L'indicateur visé par le cahier des charges (Ra=40 μm) n'est jamais atteint. Cependant, les facettes les plus proches de cette valeur (indicateur le plus élevé) sont situées sur les faces périphériques. L'indicateur de Rt estimé varie de 5,3 à 26,1 μm . L'indicateur spécifié par le cahier des charges (Rt=15 μm) est dans la plage des indicateurs de Rt estimés. Quelques facettes localisées sur le bord cervical et en face occlusale respectent le cahier des charges. L'indicateur de Rz estimé varie de 3 à 16,5 μm . L'indicateur spécifié par le cahier (Rz=15 μm) est dans le haut de la plage des indicateurs de Rz estimés. Quelques facettes localisées sur le bord cervical, ainsi que la majorité des facettes périphériques, respectent le cahier des charges. L'indicateur de Sa estimé fluctue de 0,7 à 3,6 μm . L'indicateur spécifié par le cahier des charges (Sa=50 μm) n'est jamais atteint. Aucune facette ne respecte le cahier des charges. Cependant, les facettes les plus proches de cette valeur (indicateur le plus élevé) sont situées sur les faces périphériques. L'indicateur estimé de Sz fluctue de 9 à 28,5 μm . L'indicateur spécifié par le cahier des charges (Sz=20 μm) est dans la plage des indicateurs de Sz estimés. Les facettes principalement localisées sur le bord cervical et la face occlusale respectent le cahier des charges. Les indicateurs Ra et Sa sont au plus près du cahier des charges dans des régions différentes suivant qu'il s'agisse de l'extrados ou de

l'intrados. En effet, ces indicateurs sont plus proches du cahier des charges en face occlusale sur l'extrados et en faces périphériques sur l'intrados. Cela est cohérent puisque les fonctionnalités cliniques attendues sont différentes (Tab.IV.1). A l'inverse, les indicateurs Rt, Rz et Sz sont au plus près du cahier des charges dans des régions similaires qu'il s'agisse de l'extrados ou de l'intrados. Cela est aussi cohérent puisque les fonctionnalités cliniques attendues sont semblables (Tab.IV.1).

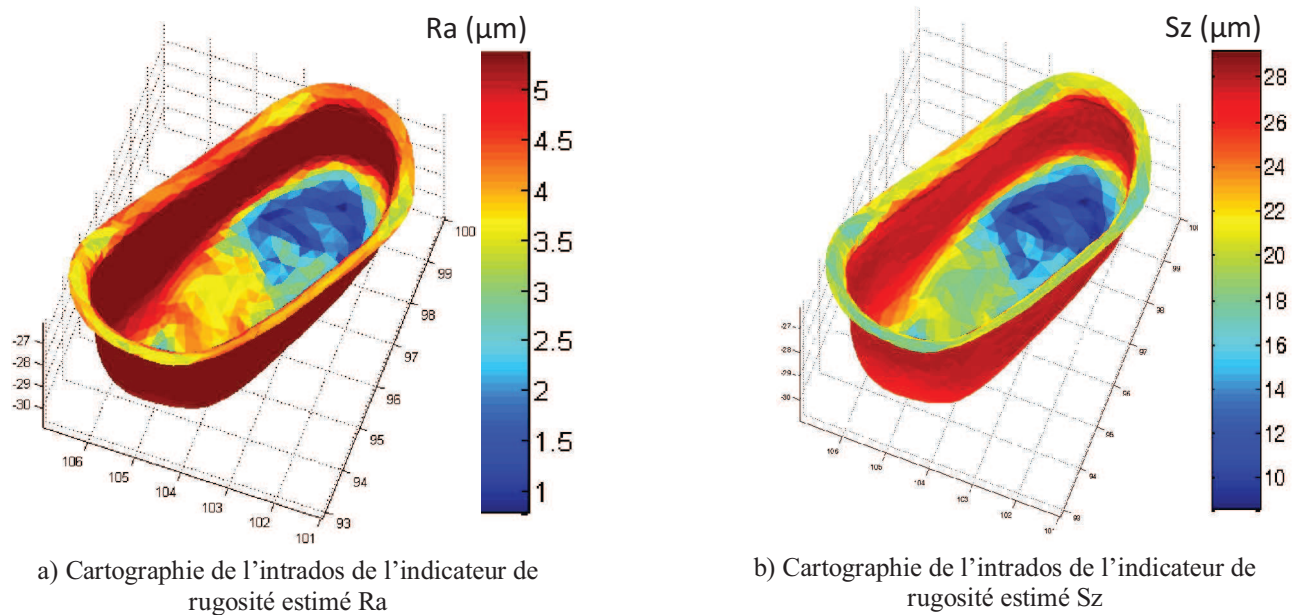


Fig.IV.9. Exemples de cartographies (intrados) des indicateurs de rugosité estimés pour le COM Lyra-Enamic, F2000 mm/min.

D'une manière générale, les indicateurs de rugosité 2D et 3D les plus faibles sont présents sur la face occlusale. Les faces périphériques affichent les indicateurs de rugosité 2D et 3D les plus élevés. Les indicateurs estimés au niveau de l'extrados et de l'intrados sont du même ordre de grandeur. En revanche, les faces respectant le cahier des charges (ou au moins étant les plus proches) peuvent différer en extrados et en intrados étant données que les fonctionnalités cliniques attendues sont différentes.

4.2.3. Indicateurs de performance

Le cahier des charges établi ainsi que les indicateurs de rugosité estimés précédemment permettent de calculer les indicateurs de performance de l'intégrité de surface et de tracer les cartographies associées. Concernant l'extrados (Fig.IV.10), l'indicateur de performance MSI, correspondant à la moyenne pondérée des écarts, évolue de 1,23 à 8,67. Les valeurs les plus

faibles sont constatées sur la face occlusale et les plus élevées sur les faces périphériques (Fig.IV.10a). L'indicateur de performance SISD, correspondant à l'écart-type pondéré des écarts, évolue de 1,15 à 11,29. Les valeurs les plus faibles sont aussi obtenues sur la face occlusale et les plus élevées sur les faces périphériques (Fig.IV.10b).

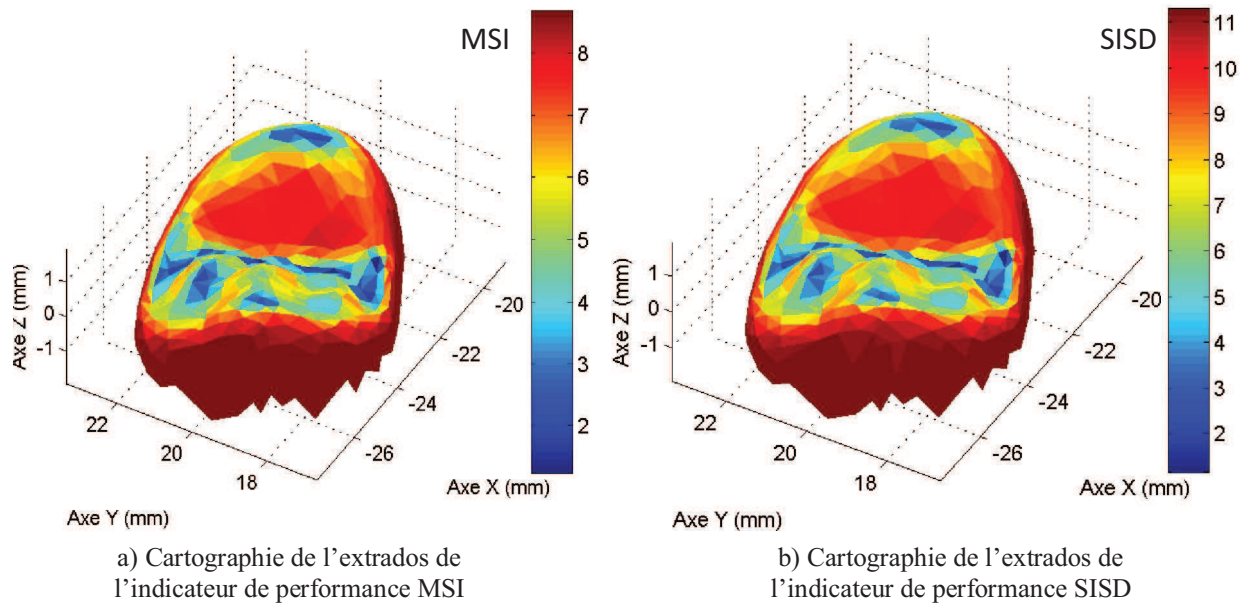
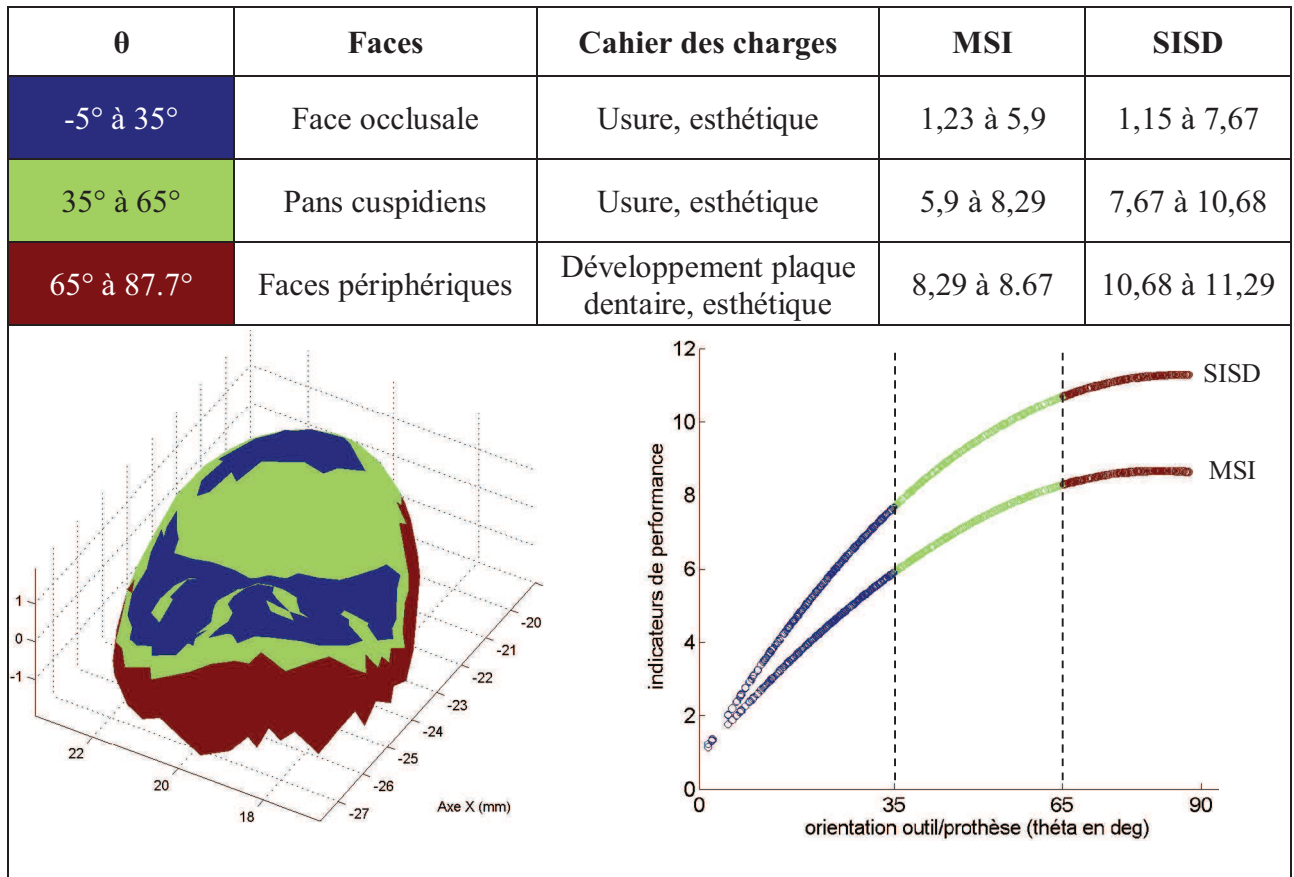


Fig.IV.10. Exemples de cartographies (extrados) des indicateurs de performance pour le COM Lyra-Enamic, F2000 mm/min.

L'analyse du contact outil/prothèse au chapitre II a permis de réaliser une décomposition topologique de l'extrados prothétique par la définition de 3 régions topologiques (face occlusale, pans cuspidiens et faces périphériques). Il est alors possible de définir une plage d'indicateurs de performance correspondants à chaque région topologique préalablement établies sur l'extrados. Pour les 2 indicateurs de performance, il est observé leur augmentation lorsque l'orientation outil/facette s'accroît, ainsi qu'une pente positive sur l'intervalle considéré (Tab.IV.2).



Tab.IV.2. Décomposition topologique de l'extrados pour le COM Lyra-Enamic, F2000 mm/min.

Une comparaison des cartographies des indicateurs de performance de l'IS (MSI, SISD) (Fig.IV.10) et la cartographie des orientations du chapitre II (Fig.II.17) met en avant le fait que les meilleurs indicateurs de performance de l'IS sont obtenus lors de l'usinage en bout.

Il est donc confirmé une corrélation entre les indicateurs de performance de l'intégrité de surface et l'orientation outil/prothèse.

Une optimisation de l'IS, par rapport au cahier des charges proposé peut passer par la modification de la stratégie d'usinage de façon à usiner en bout le maximum de la surface coronaire. Cela peut être rendu possible grâce à la mise en œuvre de MOCN 4 ou 5 axes continus. Ces machines offrent la possibilité d'utiliser les axes rotatifs pour optimiser l'orientation outil/facette en continu (axes rotatifs actuellement très peu utilisés en cours d'usinage) de façon à être au plus proche des indicateurs de rugosité souhaités.

L'utilisation d'une seule stratégie d'usinage pour toute la surface coronaire ne permet pas de répondre localement au cahier des charges clinique. Il faudrait pour cela adapter la stratégie d'usinage à chaque région topologique, afin d'obtenir des indicateurs de performance optimaux.

Concernant l'intrados (Fig.IV.11), l'indicateur de performance MSI, correspondant à la moyenne pondérée des écarts, évolue de 0,47 à 0,82. Les valeurs les plus faibles sont constatées sur le bord cervical et les pans cuspidiens et, les plus élevées sur la face occlusale (Fig.IV.11a). L'indicateur de performance SISD, correspondant à l'écart-type pondéré des écarts, évolue de 0,16 à 0,42. Les valeurs les plus élevées sont obtenues sur le bord cervical et les pans cuspidiens et, les plus faibles sur la face occlusale (Fig.IV.11b).

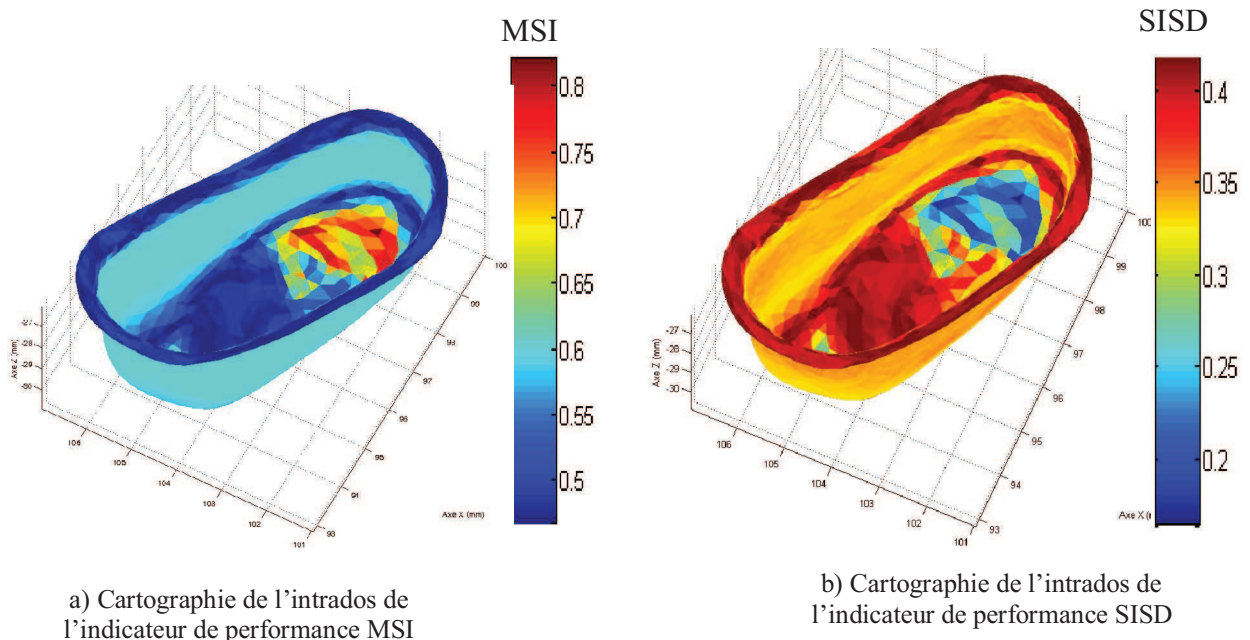
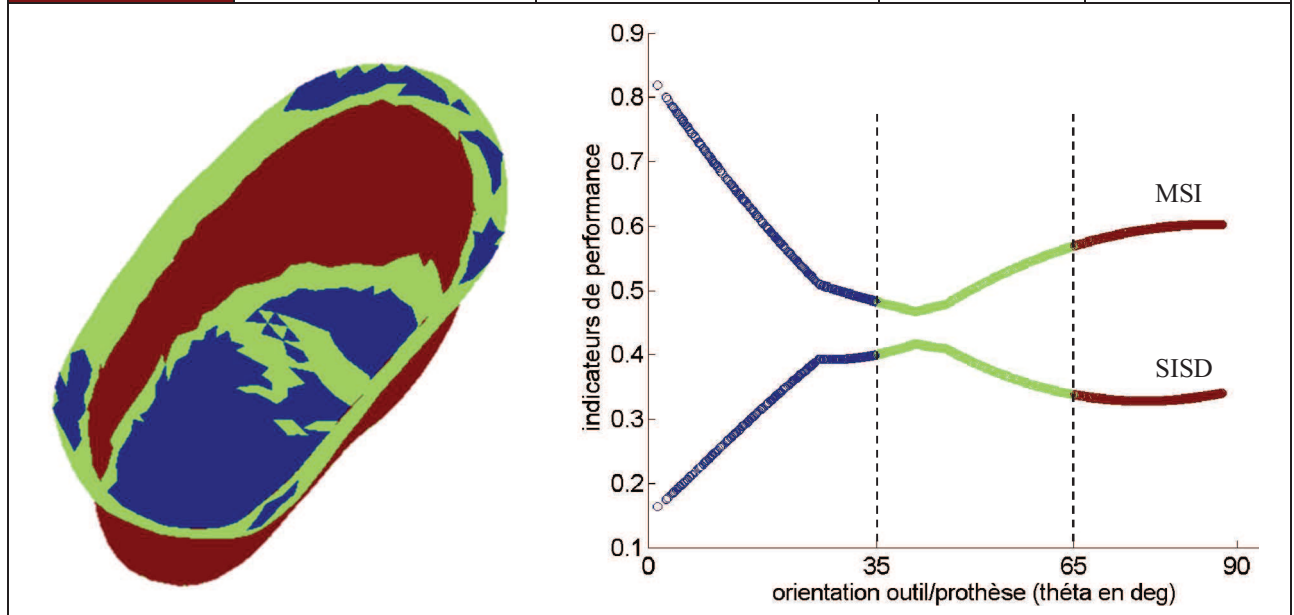


Fig.IV.11. Exemples de cartographies (intrados) des indicateurs de performance pour le COM Lyra-Enamic, F2000 mm/min.

Les indicateurs de performance d'intégrité de surface proposés permettent de réaliser une décomposition topologique par plage d'indicateurs de performance en corrélation avec les fonctionnalités cliniques attendues (Tab.IV.3). Il est observé une évolution en fonction de l'orientation outil/prothèse inverse des deux indicateurs de performance MSI et SISD. Le pseudo plateau autour de la valeur d'orientation outil/prothèse de 35° des deux indicateurs de performance conforte le choix de cette valeur d'orientation comme seuil appliqué à la décomposition topologique.

θ	Faces	Cahier des charges	MSI	SISD
-5° à 35°	Face occlusale	Rétention	0,82 à 0,482	0,16 à 0,40
35° à 65°	Pans cuspidiens	Rétention, fatigue Étanchéité	0,47 à 0,569	0,42 à 0,338
65° à 87.7°	Faces périphériques	Rétention	0,569 à 0,6	0,328 à 0,34



Tab.IV.3. Décomposition topologique de l'intrados pour le COM Lyra-Enamic, F2000 mm/min.

En résumé, l'ensemble des résultats confirment qu'en extrados la face occlusale est la zone la plus proche du cahier des charges en termes de rugosité. D'un point de vue clinique ceci permet d'assurer un maximum de fonctions requises dans cette zone. La zone la plus éloignée du cahier des charges est celle correspondant aux faces périphériques. En intrados, l'indicateur de performance MSI indique que les zones respectant le mieux le cahier des charges sont le bord cervical et les pans cuspidiens. D'un point de vue clinique ceci permet d'assurer un maximum de fonctions requises dans ces zones. Les zones occlusales sont les plus extrêmes par rapport au cahier des charges. L'indicateur de performance SISD indique que dans les zones à faibles MSI, il existe une forte dispersion entre les indicateurs de rugosité, et réciproquement dans les zones à forts MSI.

Dans nos conditions d'essais, les cartographies relatives aux deux indicateurs de performance de l'intégrité de surface (MSI et SISD) (Figs.IV.10, 11) sont assez semblables. Cependant les indicateurs de performance de l'intrados sont très nettement inférieurs à ceux de l'extrados (ratio de 2,6 à 26,9 fois environ). Les meilleurs résultats en termes d'intégrité de surface (plus

proches du cahier des charges établi) sont obtenus sur l'intrados. Le COM retenu ici (couple outil/matière partiel Enamic-Lyra, F2000 mm/min) permet d'obtenir une meilleure intégrité de surface en intrados par rapport à l'extrados. La différence principale du cahier des charges entre l'intrados et l'extrados est afférente aux indicateurs de rugosité arithmétiques. Les indicateurs de rugosité arithmétiques sont de l'ordre de 40-50 μm pour l'intrados contre moins de 1 micron pour l'extrados.

Les valeurs retenues dans le cahier des charges de l'intrados associées au COM choisi par rapport à celle de l'extrados, sont donc favorables à de meilleurs indicateurs de performance de l'intégrité de surface. Il semble alors nécessaire d'envisager une décomposition topologique avec deux COM différents, un COM pour l'extrados et un pour l'intrados. Même si un changement de biomatériaux n'est évidemment pas possible entre l'extrados et l'intrados, en revanche un changement d'outil et de paramètres d'usinage est complètement réalisable.

4.3. Validation de l'outil prédictif

Afin de confronter les résultats de rugosité obtenus grâce à l'outil prédictif à des résultats expérimentaux, deux prothèses échantillons sont usinées et leurs rugosités mesurées. La géométrie des échantillons retenue correspond à l'extrados coronaire de la prémolaire n°15, objet de l'étude de cas. L'intrados n'a pas été retenu et ne sera pas traité pour des problèmes d'accessibilité de la surface lors de la mesure de la rugosité. D'abord, les protocoles expérimentaux d'usinage et de mesure de la rugosité sur les échantillons sont décrits. Enfin, les résultats sont présentés et discutés.

4.3.1. Matériel et méthode

Premièrement, une présentation du protocole expérimental d'usinage est faite. Ensuite, le protocole de mesure de la rugosité est exposé.

4.3.1.1. Usinage des échantillons

L'usinage des deux échantillons est réalisé grâce à notre machine prototype d'essais (caractéristiques en annexe C) équipée de fraises Lyra (LY). La MOCN est préchauffée avant l'usinage (broche et axes de déplacements) de façon à la stabiliser thermiquement. Les deux échantillons sont usinés avec les mêmes conditions que celles du chapitre III. Le couple

outil/matière retenu est composé d'une fraise abrasive Lyra et d'un bloc de biomatériau Enamic fraisé à la vitesse d'avance programmée de 2000 mm/min (Tab.IV.4).

Matériau usiné	Enamic (EN)
Outil	Fraise Lyra (LY)
Vitesse de rotation	60 000 tr/min
Vitesse d'avance programmée (Vf)	2 000 mm/min
Lubrification	Oui : lubrifiant 3%, eau 97%

Tab.IV.4. Paramètres d'usinage retenus pour l'étude de cas.

L'extrados coronaire subit d'abord une opération d'ébauche, puis une opération de finition permet d'obtenir la géométrie finie. Une stratégie par niveaux de Z est retenue pour l'opération d'ébauche. Un engagement radial de 0,1 mm, un engagement axial de 0,2 mm et une surépaisseur sur la pièce de 0,5 mm sont les principales valeurs des paramètres d'usinage retenus en ébauche. Cette valeur de surépaisseur correspond aux engagements axiaux ou radiaux (suivant l'orientation outil/prothèse) exploités dans les expérimentations présentées au chapitre III. La finition est aussi réalisée grâce à une stratégie de niveaux de Z dans des plans espacés de 0,1 mm. Afin d'éliminer l'impact de l'usure de la fraise sur les résultats, une fraise neuve est utilisée pour chaque opération de finition. Les conditions d'usinage choisies sont alors semblables à celles étudiées aux chapitres II et III.

4.3.1.2. Mesure de la rugosité

Comme pour les expérimentations menées au chapitre III, les indicateurs de rugosité des deux échantillons usinés sont mesurés grâce à un système de mesure sans contact utilisant le principe de la variation focale. Nos mesures sont réalisées avec une résolution verticale de 110 nm. Pour chaque indicateur de rugosité 3D (S_a , S_q , S_z) une surface (environ $0,8 \times 1 \text{ mm}^2$) est enregistrée. Pour chaque indicateur de rugosité 2D (R_a , R_t , R_z), trois profils (environ 1 mm de longueur) sont extraits de la topographie 3D, perpendiculairement à la direction d'avance. Les surfaces mesurées sont choisies sur des zones à faibles courbures de façon à se rapprocher au maximum d'une surface plane. Cette précaution limite les problèmes ultérieurs liés au filtrage des ondulations sur des formes complexes. De ce fait, trois localisations ont été retenues : l'une sur une cuspide, deux autres sur les faces périphériques (Fig.IV.12). Les localisations retenues correspondent aux localisations pour lesquelles les indicateurs de rugosité estimés sont extremums. L'absence de surface pseudo plane sur les pans cuspidiens a rendu inaccessible la

mesure de la rugosité. Les points aberrants (extremum) issus des mesures sont exclus des résultats. Pour chaque indicateur de rugosité, une moyenne et un écart-type des mesures sont calculés.

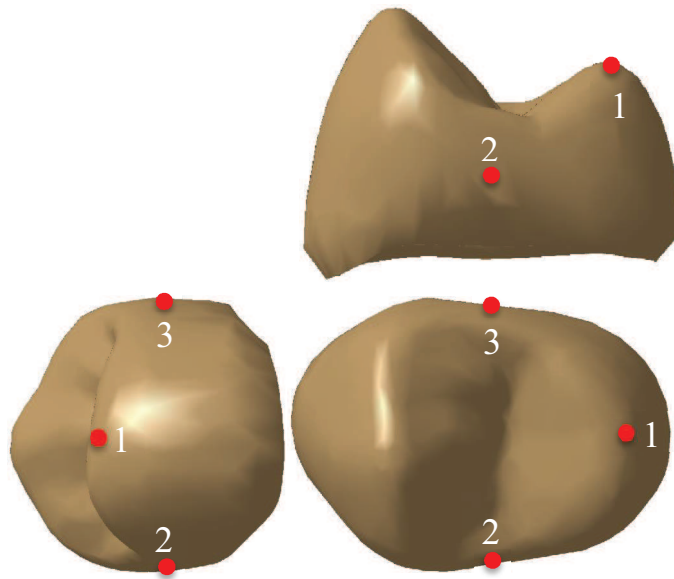


Fig.IV.12. Localisations des mesures de la rugosité sur l'extrados coronaire.

4.3.2. Résultats et discussion

Suite à l'usinage des deux extrados coronaires réalisés pour le couple outil/matière Enamic/Lyra à la vitesse d'avance programmée de 2000 mm/min, les 6 paramètres de rugosité (Ra, Rt, Rz, Sa, Sq, Sz) sont mesurés en trois localisations distinctes (Tab.IV.5).

Paramètre de rugosité	1 : Cuspide		2 : Face périphérique		3 : Face périphérique	
	Moyenne	Écart-type	Moyenne	Écart-type	Moyenne	Écart-type
Ra (µm)	0,955	0,020	4,453	1,247	4,074	0,297
Rt (µm)	5,730	1,879	22,878	5,188	21,396	4,891
Rz (µm)	2,495	1,109	12,845	4,041	10,199	1,563
Sa (µm)	0,950	0,472	3,193	0,579	3,345	0,059
Sq (µm)	1,350	0,672	4,017	0,632	3,719	0,297
Sz (µm)	15,724	3,317	27,965	0,995	23,858	4,419

Tab.IV.5. Synthèse des résultats des mesures de rugosité sur l'extrados coronaire.

Il est observé, pour les 6 paramètres de rugosité, des indicateurs semblables sur les deux faces périphériques mesurées. En revanche, la face cuspidienne affiche des indicateurs de rugosité plus

faibles que ceux observés sur les faces périphériques. Quelle que soit la localisation de la mesure, les paramètres arithmétiques révèlent des indicateurs moyens plus faibles comparés aux autres indicateurs mesurés. Les indicateurs liés aux paramètres donnant plus de poids aux points extrêmes (Rt, Rz, Sq, Sz) donnent les moyennes les plus élevées. De la même manière, les indicateurs associés aux paramètres arithmétiques révèlent des écarts-types plus faibles comparés aux autres indicateurs mesurés. Et plus généralement, les écarts-types des indicateurs liés à la face cuspidienne sont plus faibles que ceux obtenus sur les faces périphériques. Toutes ces observations sont identiques à celles déjà faites au chapitre III lors des essais expérimentaux.

Les résultats obtenus ici en termes de moyennes et d'écarts-types des indicateurs de rugosité expérimentaux sur des couronnes réelles et les résultats obtenus au chapitre III, sont cohérents. De plus, les indicateurs de rugosité mesurés sur une cuspide sont bien plus faibles par rapport à ceux mesurés sur les faces périphériques.

Les 6 indicateurs mesurés sont ensuite comparés à ceux précédemment estimés par l'outil DSIA. Les écarts absolus et relatifs entre les indicateurs de rugosité mesurés et prédits sont calculés (Tab.IV.6).

Paramètres de rugosité	1 : Cuspide				2 : Face périphérique				3 : Face périphérique			
	Mesuré	Estimé	Écart (µm)	Écart (%)	Mesuré	Estimé	Écart (µm)	Écart (%)	Mesuré	Estimé	Écart (µm)	Écart (%)
Ra (µm)	0,955	0,9	0,055	5,7	4,453	5,2	0,747	14,3	4,074	5,2	1,126	21,6
Rt (µm)	5,730	5	0,73	12,7	22,878	26	3,122	12	21,396	26	4,604	17,7
Rz (µm)	2,495	3,5	1,005	28,7	12,845	16,5	3,655	22	10,199	16,5	6,301	38,2
Sa (µm)	0,950	0,8	0,15	15,8	3,193	3,5	0,307	8,8	3,345	3,5	0,155	4,4
Sq (µm)	1,350	0,9	0,45	33,3	4,017	4,2	0,183	4,3	3,719	4,2	0,481	11,4
Sz (µm)	15,724	9	5,724	42,7	27,965	27	0,965	3,4	23,858	27	3,142	11,6

Tab.IV.6. Synthèse des comparaisons des indicateurs de rugosité estimés et mesurés.

Concernant la face cuspidienne, il est observé des écarts plus importants pour les paramètres 3D par rapport aux paramètres 2D. L'écart pour Ra est de 0,055 µm (5,7%) et de 0,15 µm (15,8%) pour Sa. Les autres paramètres de rugosité donnant plus de poids aux valeurs extrêmes, leurs écarts d'indicateurs de rugosité sont plus élevés. Le maximum obtenu pour Sz avec 5,724 µm (42,7%). Excepté pour Sz, les écarts relevés restent inférieurs ou égaux au micron, ce qui reste acceptable et de l'ordre des dispersions liées à la fabrication et à la mesure.

Concernant les faces périphériques, les deux localisations mesurées (localisations 2 et 3) sont semblables en termes d'écart d'indicateurs de rugosité. Il est observé des écarts plus importants sur les paramètres 2D comparés aux paramètres 3D. La topologie anisotrope des faces périphériques semble être responsable de cette différence. L'écart le plus grand sur Ra est de $1,126 \mu\text{m}$ (21,6%) et de $0,307 \mu\text{m}$ (8,8%) sur Sa. L'écart le plus élevé (38,2 %) est obtenu pour un paramètre 2D (Rz) plus sensible aux points extrêmes. Sur les deux localisations confondues (localisations 2 et 3), les indicateurs mesurés sont légèrement inférieurs à ceux estimés, surtout sur les paramètres 2D. Cela peut s'expliquer par la stratégie d'usinage. En effet, lors des expérimentations du chapitre III, la surface est obtenue à la suite d'un seul passage de la fraise laissant la signature des grains de diamant présents sur le flanc de l'outil, sur la surface usinée. Sur cet extrados coronaire, la signature résiduelle est modifiée par les passages successifs de la fraise liés au pas suivant Z de la stratégie d'usinage. L'impact de la stratégie en niveaux de Z par rapport à l'impact des grains de diamant présents sur le flanc de l'outil semble donc diminuer sensiblement la rugosité 2D.

En conclusion, il y a une cohérence entre les indicateurs mesurés et ceux estimés. Concernant la cuspide, les indicateurs de rugosité arithmétiques mesurés sont assez proches, et un écart plus important existe pour les paramètres basés sur des extremums. Concernant les faces périphériques, il existe un petit écart pour les paramètres 2D, dû à l'impact de la stratégie d'usinage sur la rugosité.

5. Conclusion

Ce chapitre a été consacré à l'évaluation et à la prédiction de l'intégrité de surface. Ce concept multi-physique est évalué, puis grâce à la mise en place d'indicateurs de performance adimensionnels l'adéquation avec le cahier des charges est quantifiée. L'emploi de ces indicateurs de performance offre ainsi la possibilité de prédire le degré de satisfaction du cahier de charges établi, aussi bien à un niveau global multi-physique que plus local, mono-composante. L'implémentation et l'exploitation de l'évaluation mono-composante appliquée à la composante de rugosité, montrent que les ordres de grandeurs de chaque indicateur sont semblables en extrados et en intrados. Les zones respectant le cahier des charges (ou au moins étant le plus proche) peuvent différer suivant qu'il s'agisse de l'extrados ou de l'intrados étant données que les fonctionnalités cliniques attendues sont différentes. En extrados, la face occlusale est la zone la plus proche du cahier des charges en termes de rugosité. La zone la plus éloignée correspond aux faces périphériques. En intrados, les zones respectant le mieux le cahier

des charges sont le bord cervical et les pans cuspidiens. Les zones cuspidiennes sont les plus extrêmes par rapport au cahier des charges. L'outil développé peut être utilisé par les prothésistes dentaires ou praticiens pour visualiser les régions trop rugueuses par rapport au cahier des charges. Il est alors facile de polir ces régions pour tendre au maximum vers le cahier des charges initialement prévu.

Dans nos conditions d'expérimentations, le COM exploité permet d'obtenir une intégrité de surface correspondant mieux au cahier des charges en intrados qu'en extrados. Il semble alors nécessaire d'envisager une macro-décomposition topologique avec deux COM différents, un COM pour l'extrados et un autre pour l'intrados. De plus, les indicateurs de performance relatifs à l'extrados confirment que la surface occlusale semble être la zone respectant le mieux le cahier des charges établi. Cette face étant une zone usinée en bout (l'axe de l'outil est normal à la surface usinée), il semble que cette orientation d'outil par rapport à la prothèse génère une meilleure intégrité de surface. L'obtention d'indicateurs de performance de l'intégrité de surface optimums sur toute la prothèse peut passer par l'application de plusieurs stratégies d'usinage. L'outil développé peut être intégré dans les systèmes de FAO actuels, donnant ainsi l'occasion d'exploiter le concept d'intégrité de surface dès l'étape de FAO dentaire. Son utilisation dès la phase de génération des trajectoires permettra d'anticiper l'intégrité de surface de façon à optimiser les stratégies d'usinage allant de 3 à 5 axes, avec pour objectif d'atteindre l'intégrité de surface locale demandée pour toutes les zones de la surface coronaire.

CONCLUSIONS et PERSPECTIVES

En odontologie prothétique, le développement et la généralisation des systèmes de CFAO dentaire a entraîné une augmentation du nombre de reconstitutions fabriquées par voie numérique. La problématique majeure inhérente à cette évolution réside dans l'amélioration simultanée du procédé de fabrication et de la qualité de la prothèse réalisée. L'évaluation objective de la qualité des reconstitutions prothétiques coronaires peut être réalisée à travers celle de l'intégrité des surfaces. Ainsi l'objectif de ce travail de thèse était d'évaluer et de quantifier l'intégrité de surface des prothèses coronaires obtenues par CFAO issus de COM dentaires très hétérogènes, tout en identifiant les paramètres influents du procédé permettant ainsi son amélioration et une prédiction de l'IS.

Dans le premier chapitre, une transposition du concept d'intégrité de surface au domaine de l'odontologie a permis de proposer une définition dans le contexte de la CFAO de prothèse coronaire. Il en découle la mise en place des corrélations existantes au sein du triptyque intégrité de surface-procédé de CFAO dentaire-fonctionnalités cliniques où l'intégrité de surface est le concept assurant le passage des fonctionnalités au choix des paramètres de fabrication. Les fonctionnalités de service (optique, mécanique, esthétique, thermique, électrique, ...) dépendent de la signature résiduelle laissée par ce procédé de fabrication sur les composantes de l'intégrité de surface. Il a été montré que la rugosité prothétique se révèle comme la composante d'intégrité de surface prépondérante dans la corrélation fonctionnalité clinique-intégrité de surface. D'autre part, les paramètres tels que l'orientation outil/prothèse, la vitesse d'avance, le biomatériau usiné et la micro-géométrie de l'outil sont potentiellement significatifs dans la corrélation entre le procédé de fabrication par CFAO dentaire et l'intégrité de surface prothétique.

Dans le second chapitre des simulations numériques sont présentées afin de quantifier et qualifier les variations d'orientation outil/prothèse lors du balayage par une stratégie unique 3 axes par plans parallèles, stratégie d'usinage la plus communément exploitée en CFAO dentaire. Les modélisations géométriques du contact entre l'outil et la prothèse mettent en évidence, pour les deux fraises testées, l'existence de fortes variations d'orientation impactant significativement la vitesse de coupe effective et par conséquent l'intégrité de surface prothétique résultante. Trois orientations outil/prothèse prépondérantes se dégagent lors du balayage de la surface de la prothèse par l'outil. (1) Une orientation d'usinage en flanc sur les faces périphériques de la couronne. (2) Une orientation d'usinage en bout sur les cuspides. (3) Une orientation à 60° pour

l'usinage des pans cuspidiens. Ces orientations sont toutes importantes du point de vue des différentes fonctionnalités cliniques attendues.

Dans le troisième chapitre, des expérimentations relatives aux trois orientations outil/prothèse prépondérantes, mises en évidence au chapitre II, sont menées tout en intégrant la notion de COM. Des biomatériaux aux propriétés mécaniques et chimiques très hétérogènes, représentatifs de ceux utilisés cliniquement et des outils représentatifs de la CFAO dentaire ont été mis en œuvre dans des conditions d'usinage proches de celles actuellement exploités en CFAO dentaire. Les résultats de ces expérimentations montrent une forte influence de la micro-géométrie outil, plus particulièrement la taille des grains abrasifs et, en second lieu, l'influence du biomatériau abrasé, notamment sa dureté sur l'intégrité de surface (rugosité) de la prothèse. La dureté du biomatériau usiné impacte la rugosité et la topologie de la surface différemment en fonction de l'orientation outil/prothèse. Les indicateurs de rugosité arithmétiques augmentent lorsque l'orientation outil/matière évolue de 0° à 60° puis de 60° à 90° . Lors de l'usinage en flanc, les biomatériaux durs affichent des indicateurs de rugosité faibles, alors que les biomatériaux tendres montrent une rugosité élevée. Lors de l'usinage en bout, l'impact de la dureté du biomatériau sur la rugosité s'inverse, les indicateurs de rugosité sont plus élevés sur des biomatériaux durs et plus faibles sur les biomatériaux tendres. La signature résiduelle laissée par les outils est anisotrope pour les orientations de 60° et en flanc et isotrope lors de l'usinage en bout. La vitesse d'avance quant à elle n'influence quasiment pas la rugosité résiduelle. Ces expérimentations mettent en évidence la nécessité de modifier le COM actuellement mis en œuvre dans les systèmes de CFAO commercialisés afin de répondre aux fonctionnalités cliniques attendues sur la couronne. Une décomposition topologique de la couronne avec des choix de COM différents semble être une alternative pertinente pour respecter au mieux le cahier des charges associé à chaque région coronaire considérée. Le choix des paramètres de rugosité se révèle important suivant la fonctionnalité clinique caractérisée. Un critère de type RMS (Root Mean Square) caractérise une fonctionnalité optique, alors qu'un critère extremum caractérise plutôt la tenue en fatigue d'une prothèse. De la même façon, contrairement aux paramètres 2D, les paramètres 3D caractérisent la topologie d'une surface anisotrope, topologie de surface caractéristique de certaines zones de la surface prothétique obtenue après usinage. Par conséquent, chaque zone topologique identifiée peut être affectée d'un jeu de paramètres de rugosité appropriés en relation avec les fonctionnalités cliniques qui lui sont associées. La capitalisation des résultats expérimentaux est donc nécessaire afin de pouvoir adapter le COM et prévoir la rugosité résiduelle après usinage d'une surface prothétique.

Dans le dernier chapitre le développement d'un outil numérique, basé sur la capitalisation des résultats expérimentaux obtenus au chapitre III, pour l'évaluation quantitative et la prédiction de l'intégrité de surface est proposé. L'évaluation multi-physique ou bien mono-composante de l'intégrité de surface est mise en place par la formalisation d'indicateurs de performance adimensionnels en accord avec le caractère multi-physique de l'IS. Ainsi, ces indicateurs basés sur la formalisation du cahier des charges, permettent, soit d'évaluer globalement l'intégrité de surface obtenue après usinage par CFAO sans découplage ni analyse indépendante des composantes, soit de prédire l'intégrité de surface avant l'usinage par CFAO.

Dans la première partie du quatrième chapitre, l'implémentation de l'outil informatique développé, permettant d'analyser des fichiers STL dentaires depuis la qualité du fichier jusqu'à la simulation de l'IS résultante sur la prothèse, est présentée. Cet outil informatique prototype intègre les modules d'analyse intrinsèque de la qualité du fichier STL importé, d'analyse du contact outil/prothèse et d'évaluation de l'IS. Les calculs des critères de qualité du maillage et des courbures/planéité locale réalisent l'analyse de la qualité intrinsèque du fichier STL. L'analyse du contact outil/prothèse est réalisée au travers des calculs de l'orientation et de la configuration de contact outil/prothèse et des vitesses de coupe effectives. L'évaluation de l'IS est faite par l'intermédiaire de l'estimation des indicateurs de rugosité et le calcul des indicateurs de performance. La seconde partie de ce chapitre, est dédiée à la validation et à l'illustration de ces modules à travers une étude de cas. La formalisation du cahier des charges coronaire en termes de rugosité est une étape essentielle avant la mise en œuvre des indicateurs de performance de l'intégrité de surface sur le cas d'application. Les cartographies obtenues font apparaître, aussi bien en intrados qu'en extrados, qu'une décomposition topologique de la prothèse semble nécessaire de façon à se rapprocher au maximum du cahier des charges et donc améliorer l'intégrité de surface. Plusieurs perspectives de travail à court et long termes s'en dégagent.

Les zones topologiques, mises en avant par les cartographies, révèlent les zones prothétiques de rugosité trop élevée par rapport au cahier des charges et nécessitant alors un polissage après usinage. Ceci constitue une perspective à court terme d'aide aux prothésistes et praticiens dans leur pratique quotidienne. L'application de stratégies d'usinage différentes faisant varier l'orientation outil/prothèse par régions topologiques de façon à maîtriser la rugosité pour qu'elle coïncide au mieux avec le cahier des charges, semble une possibilité intéressante et constitue une seconde perspective. L'intégration informatique de notre démarche et de l'outil développé à un outil d'assistance à la préparation ou un outil FAO constitue une troisième perspective à

développer, permettant ainsi aux intégrateurs et développeurs de CFAO dentaire d'optimiser les stratégies d'usinage, le choix des outils, le choix des paramètres d'usinage de façon à obtenir l'intégrité de surface visée sur toute la surface prothétique en passant par une décomposition topologique.

À plus longs termes, l'élargissement de notre démarche à d'autres composantes de l'intégrité de surface, pour une évaluation plus globale, nous semble tout à fait nécessaire et réalisable du fait de la genericité des concepts et outils utilisés. La composante d'écaillage semble, au même titre que la rugosité, importante et intervient dans plusieurs fonctionnalités cliniques (étanchéité, esthétique). L'écaillage provoqué par la CFAO dentaire est peu documenté dans la littérature. Pourtant, l'impact des stratégies d'usinage sur l'écaillage semble un facteur important constituant une perspective à plus longs termes de nos travaux.

Systemes de coordonnées des critères optiques

1. Système de coordonnées CIELab

La Commission Internationale de l'Eclairage (CIE), a défini un système de coordonnées cartésiennes à trois critères optiques nommés critères CIELab (Fig.A.1) [SCH 07] :

- L correspond au degré de luminosité (de blanc à noir) en %.
- a et b sont les coordonnées chromatiques rectangulaires (liées à la couleur) en %. Elles désignent les positions sur les axes en rouge/vert et jaune/bleu, respectivement (+a = rouge, -a = vert; +b = jaune, -b = bleu).

Ce système permet d'exprimer aisément une différence de couleur entre deux objets, notée ΔE et qui correspond à la distance entre deux points de couleur dans la sphère (eq.A.1) :

$$\Delta E = \sqrt{\Delta L^2 + \Delta a^2 + \Delta b^2}. \quad \text{eq.A.1}$$

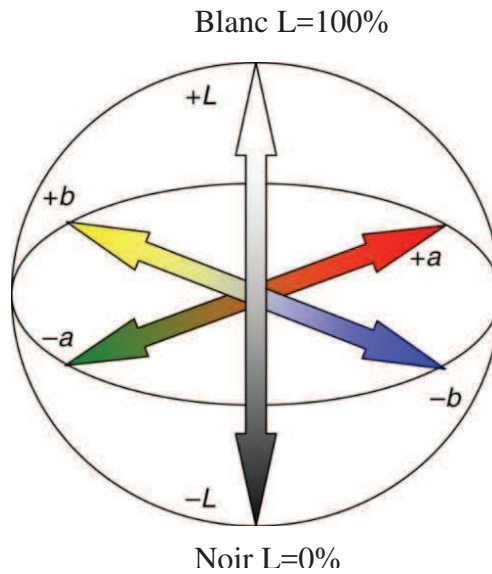


Fig.A.1. Sphère chromatique CIELab.

2. Système de coordonnées CIELCH

Un autre système de coordonnées cylindriques à trois critères émanant de la Commission Internationale de l'Eclairage (CIE) existe. Il s'agit du système CIELCH (Fig.A.2).

- L correspond au degré de luminosité (de blanc à noir) en %.
- C correspond à la saturation (chroma en anglais) et est représentée par la distance entre l'emplacement de la couleur et l'axe neutre vertical.
- H correspond à la teinte (Hue en anglais). Elle est mesurée sur un angle s'étendant de 0° à 360°. Les angles qui s'étendent de 0° à 90° représentent les rouges, les oranges et les jaunes. De 90° à 180°, ils représentent les jaunes, les jaunes et verts et les verts. De 180° à 270°, ils représentent les verts, les cyans (bleu-vert) et les bleus. Enfin de 270° à 360°, ils représentent les bleus, les pourpres, les magentas et reviennent ensuite aux rouges.

Ce système permet d'exprimer aisément une différence de couleur entre deux objets, notée ΔE et qui correspond à la distance entre deux points de couleur dans la sphère (eq.A.2) :

$$\Delta E = \sqrt{\Delta L^2 + \Delta C^2 + \Delta H^2}. \quad \text{eq.A.2}$$

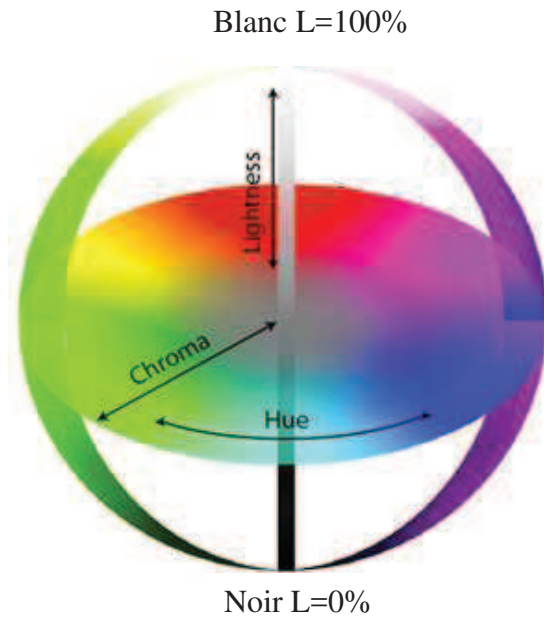


Fig.A.2. Sphère chromatique CIELCH.

3. Conversions entre systèmes

La conversion entre les systèmes est bijective.

3.1 Du système CIELab vers le système CIELCH

Il est possible de convertir les coordonnées du système CIELab vers le système CIELCH en projetant les coordonnées (eq.A.3).

$$L = L \quad C = \sqrt{a^2 + b^2} \quad H = \arctan(b/a) \quad \text{eq.A.3}$$

3.2 Du système CIELCH vers le système CIELab

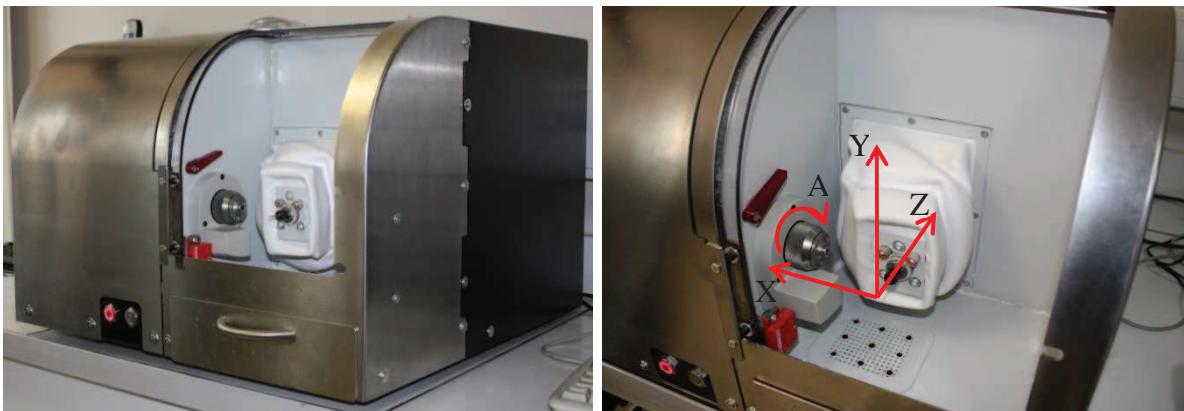
Il est possible de convertir les coordonnées du système CIELab vers le système CIELCH en projetant les coordonnées (eq.A.4).

$$L = L \quad a = C.\cos(H) \quad b = C.\sin(H) \quad \text{eq.A.4}$$

Machine-outil : Prototype LYRA- GACD SASU

1. Caractéristiques de la machine

Une vue générale ainsi que la cinématique machine sont données Fig.B.1.



a) Vue générale

b) Vue des axes machine

Fig.B.1. Vue générale et cinématique de la machine d'essais Lyra-GACD SASU.

Les caractéristiques de la MOCN utilisée lors de nos expérimentations sont données dans le tableau B.1.

Spécifications	Caractéristiques
Axes	X, Y, Z, A
Matériaux usinables	composites, hybrides, vitrocéramiques feldspathiques pré-frittées, vitrocéramiques partiellement cristallisées, PMMA
Restaurations usinables	couronnes, inlays, onlays, facettes, inlays core, bridges de 3 éléments maxi.
Technologie des moteurs d'axes	Marque : Power Automation GmbH. Série : PAT2-0060 SDI. Technologie Brushless 6000 tr/min maxi 0.6 N.m
Résolution de positionnement des axes	X Y Z: 1 µm A: 0.09°
Nombre de broches	1
Vitesse de la broche	Marque : Sycotec. 60000 tr/min non variable
Puissance absorbée	Total 1000 Watts Broche 250Watts
Nombre d'outil	1
Nombre d'outils simultanés au cours de l'usinage	1
Répétabilité d'usinage	15µm
Vitesse d'avance travail	4800 mm/min maxi
Contrôle des axes	Asservi en vitesse et position
Temps moyen d'usinage d'une couronne prothétique	12-18 min

Tab.B.1. Caractéristiques de la machine prototype Lyra-GACD SASU.

2. Directeur de commande numérique (DCN)

Le directeur de commande numérique équipant la MOCN de test est de marque Power Automation GmbH, modèle PA 8000 EL Basic SDI (Tab.B.2).

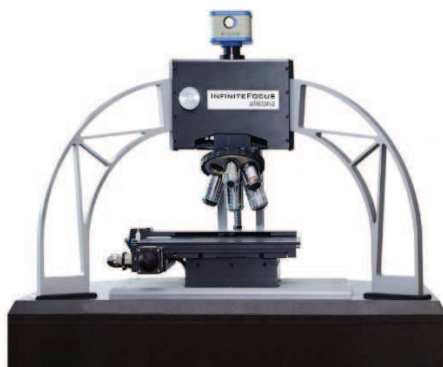
Microprocesseur	Intel Atom 1.6GHz
RAM	1 Go
Système d'exploitation	Windows XP Standard Embedded
Interface de pilotage moteur	SDI
Nombre de ports Ethernet	2
Entrées/Sorties tout ou rien	48/32
Ports USB	4
Bus d'extension	PA Superbus

Tab.B.2. Caractéristiques du DCN équipant la MOCN de test.

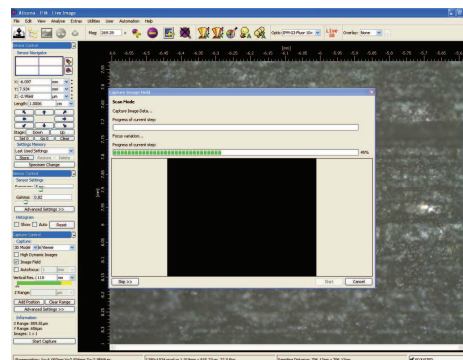
La mesure par variation focale

1. Principe

Le matériel utilisé pour la mesure de la rugosité lors des expérimentations est un système de mesure optique sans contact utilisant la variation focale. Il s'agit de l'« InfiniteFocus » commercialisé par la société Alicona (Alicona Imaging GmbH Raaba/Graz, Autriche) (Fig.C.1) [ALI 16].



a) Partie matériel (Hardware)



b) Logiciel d'acquisition et de traitement IFM 2.2 (Software)

Fig.C.1. Vue générale de l'InfiniteFocus, Alicona.

La microscopie par focalisation dynamique est une méthode de mesure de la topographie des surfaces, s'appuyant sur la netteté des images. Le capteur à variation de focale est un dispositif convertissant la hauteur des points d'une surface en signaux pendant le mesurage, par la méthode de focalisation dynamique [ISO25178 15].

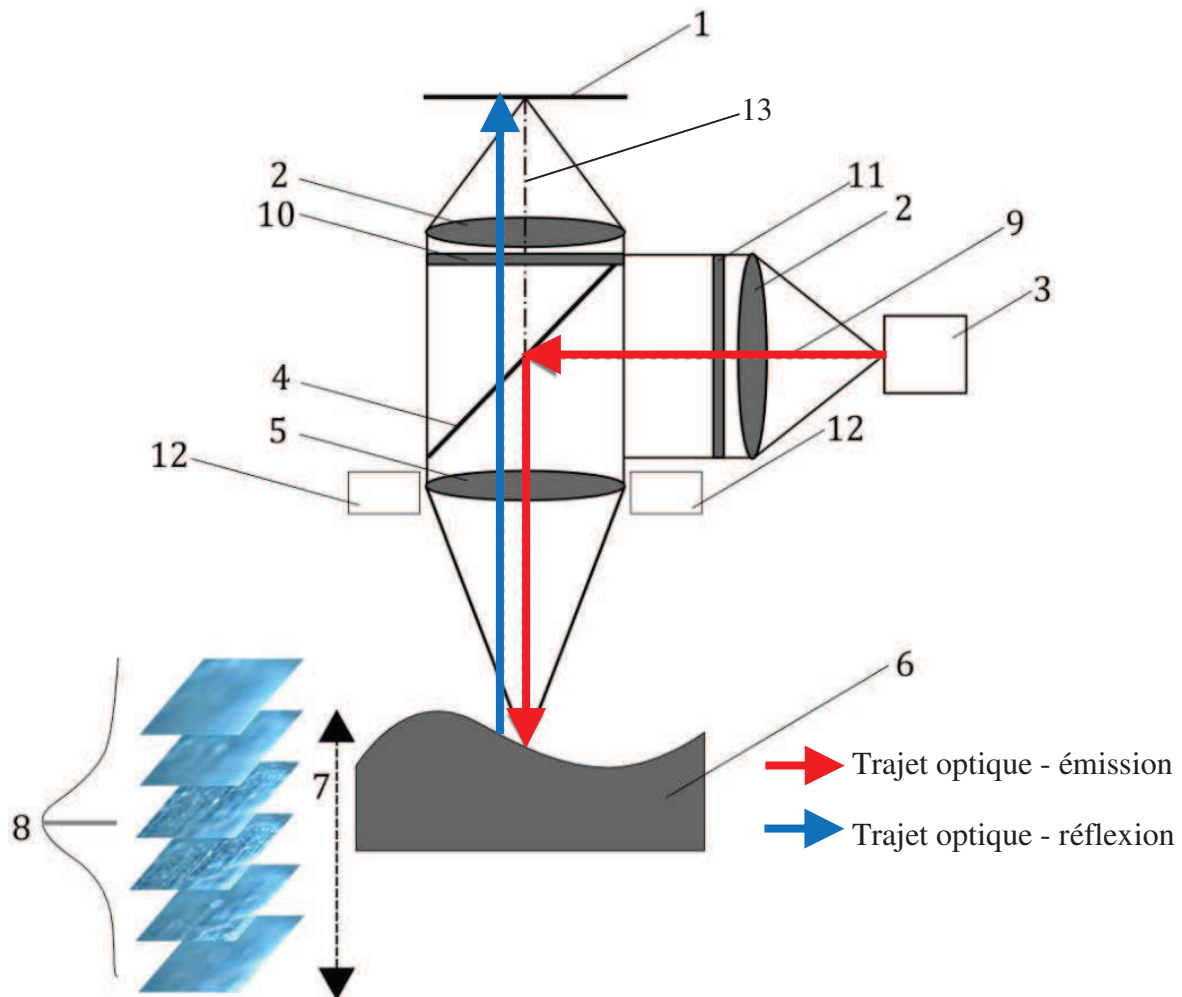
Les éléments constitutifs d'un système de mesure à variation focale sont (Fig.C.2) :

- Un système optique avec une profondeur de champ limitée pour détecter la meilleure mise au point (netteté).
- Une source lumineuse
- Un capteur CCD pour la détection de la mise au point (netteté)
- Une unité de pilotage pour la recherche de la mise au point (netteté).

La lumière blanche émise depuis la source lumineuse est transmise au travers de la lentille source puis vers le miroir semi-transparent et enfin vers l'échantillon. À cause des variations topographiques et des variations de réflectivité de l'échantillon, la lumière est réfléchiée dans différentes directions. La lumière réfléchiée est partiellement collectée par l'objectif et projetée sur le miroir semi-transparent puis jusqu'au capteur matriciel CCD. En fonction de la position verticale relative de l'échantillon par rapport à la lentille de l'objectif, la lumière est focalisée à différents degrés sur le capteur matriciel CCD.

En déplaçant verticalement l'échantillon relativement par rapport à la lentille de l'objectif, le degré de focalisation varie de « faible » à « élevé » puis revient à « faible » ensuite. Ce changement de focalisation est lié à un changement de contraste sur le capteur CCD. En analysant ce contraste sur le capteur CCD, la position pour laquelle l'échantillon était focalisé peut être mesurée. En répétant ceci pour chaque position latérale sur le capteur CCD, la topographie de l'échantillon dans le champ de vision peut être mesurée. De plus, à la position pour laquelle l'échantillon était focalisé la couleur vraie de l'échantillon peut être déterminée.

Pour réaliser un mesurage complet de la surface, le système optique se déplace verticalement le long de l'axe optique et réitère le processus de mesurage pour chaque altitude (résolution verticale).



- 1- Détecteur matriciel CCD
- 2- Lentilles
- 3- Source de lumière blanche
- 4- Miroir semi-transparent (séparateur de faisceau d'éclairage)
- 5- Objectif avec profondeur de champ limitée
- 6- Echantillon
- 7- Unité de pilotage du balayage vertical
- 8- Courbe des informations de focalisation à la position maximale
- 9- Faisceau lumineux
- 10- Analyseur (option)
- 11- Polariseur (option)
- 12- Eclairage annulaire (option)
- 13- Axe optique

Fig.C.2. Schéma de principe de la variation focale [ISO25178 15].

Une fois la surface à mesurer enregistrée, les profils sont filtrés pour ne garder que la rugosité.

2. La séparation des défauts (filtrage)

Comme indiqué au chapitre I, la rugosité correspond aux ordres 3 et 4. Les ordres inférieurs correspondants aux profils primaire et ondulatoire (ordres 1 et 2) doivent être filtrés (Fig.C.3).

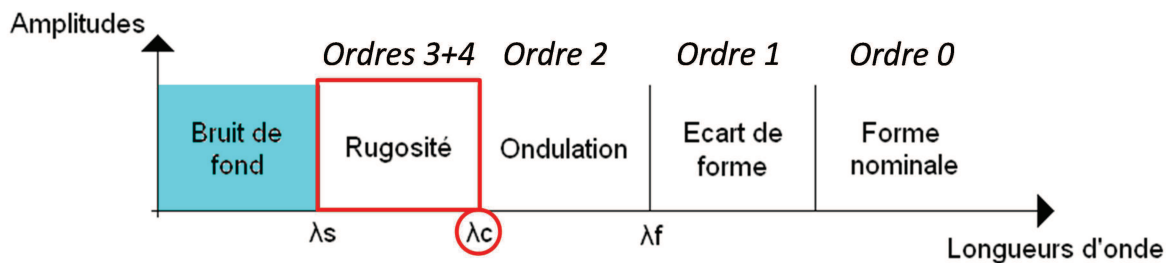


Fig.C.3. Séparation des défauts de surface.

Chaque défaut correspond à une gamme de fréquences (ou longueurs d'onde) donnée mais inconnue a priori. La fréquence de coupure séparant le profil ondulatoire de la rugosité est notée λ_c . Une partie du travail de séparation est donc de déterminer, de manière itérative, les fréquences de coupure propres à chaque surface mesurée. Premièrement il faut évaluer l'ondulation de la surface mesurée et dans un second temps l'ondulation est soustraite à la surface mesurée brute pour ne garder uniquement que la rugosité [DEC 96] (Fig.C.4).

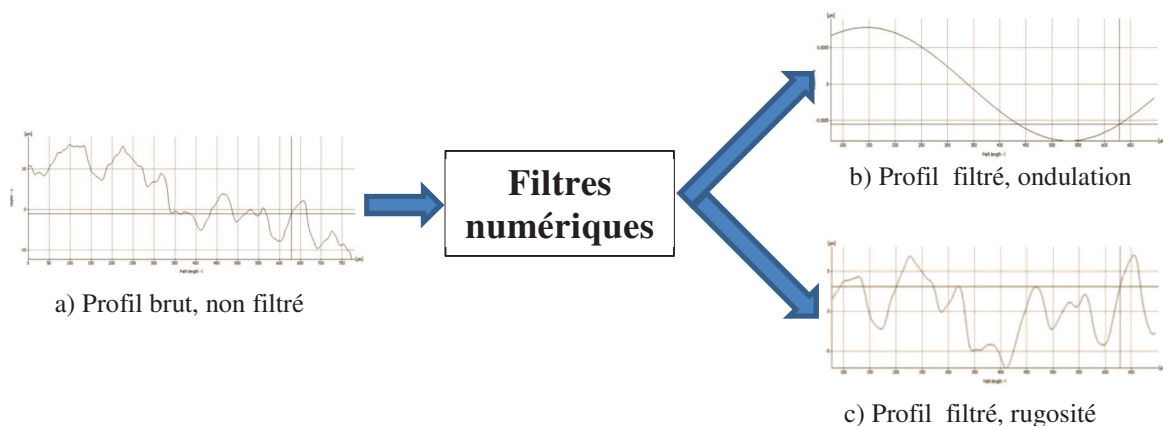


Fig.C.4. Séparation des défauts en 2D.

La même méthode est employée lorsqu'il s'agit de mesurer des paramètres de rugosité 3D (Fig.C.5). Notons tout de même qu'il existe un plus grand nombre de degrés de liberté dans ce cas. Les algorithmes de traitement sont alors plus complexes.

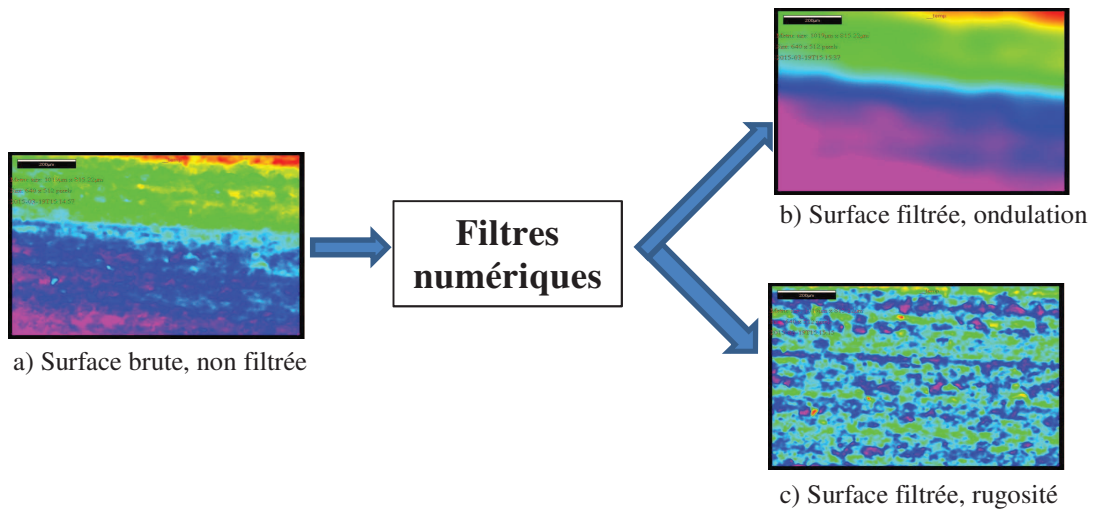


Fig.C.5. Séparation des défauts en 3D.

Annexe D

Le fichier PLY

1. Description

L'extension de fichier PLY (PoLYgon file format) est un format de fichier pour stocker la géométrie d'objets graphiques décrit par un ensemble de polygones. Il s'agit d'un format simple et facile à implémenter et généralement suffisant pour une grande partie des applications. Cette extension a été développée récemment par l'université de Standford (USA). Le fichier PLY décrit un objet grâce à un ensemble d'éléments de base (sommets et facettes). Il est possible d'enrichir le fichier de description géométrique en y ajoutant d'autres éléments et des propriétés attachées aux éléments. Un fichier PLY contient au minimum deux éléments : une liste (x, y, z) correspondant aux coordonnées des sommets et la liste des facettes décrite au moyen des indices des sommets. Ces deux éléments (sommets et facettes) sont le cœur d'un fichier PLY. Notons que les sommets des fichiers PLY sont indicés à partir de 0, alors que dans les fichiers STL ils sont indicés à partir de 1. D'autres éléments sont possibles comme la définition d'arêtes ou de matériaux (Tab.D.1)

Éléments disponibles	Syntaxe
Sommets	vertex
Facettes	face
Arêtes	edge
Matériau	material

Tab.D.1. Liste non exhaustive des éléments disponibles.

Chaque élément d'un fichier possède un nombre fixe de propriétés spécifiées et stockées avec la géométrie comme : les couleurs, les normales des facettes, la transparence, la texture (Tab.D.2). Par exemple, les propriétés de couleur RGB rouge, bleu vert sont couramment associées aux

sommets ou aux facettes permettant de visualiser un objet enrichi d'une information de couleurs (Fig.D.1).

Éléments	Propriétés disponibles	Syntaxe
vertex	Coordonnées suivant X codée sur 32 bits	property float32 x
	Coordonnées suivant Y codée sur 16 bits	property float y
	Coordonnées suivant Z codée sur 64 bits	property float64 z
face	Liste des indices des sommets composant la facette, précédée du nombre de sommets pour la facette considérée	property list uchar int vertex_indices
edge	Indices des deux sommets composant l'arête	property int vertex1 property int vertex2
vertex face edge	Code couleur RGB rouge	property uchar red
	Code couleur RGB vert	property uchar green
	Code couleur RGB bleu	property uchar blue
vertex face	Composantes d'une normale à une facette ou à un sommet codée sur 16 bits	property float nx property float ny property float nz
material	Couleur ambiante	property ambient_red uchar property ambient_green uchar property ambient_blue uchar property ambient_coeff float
	Couleur diffuse	property diffuse_red uchar property diffuse_green uchar property diffuse_blue uchar property diffuse_coeff float
	Couleur spéculaire	property specular_red uchar property specular_green uchar property specular_blue uchar property specular_coeff float property specular_power float

Tab.D.2. Liste non exhaustive des propriétés disponibles associées aux éléments.



Fig.D.1. Visualisation d'un fichier PLY avec application d'une propriété de couleur RGB sur chaque sommet.

2. Formats

Il existe deux types de format de fichier PLY ASCII ou Binaire. Les deux formats contiennent les mêmes informations, seul le codage informatique des données change. Le PLY ASCII qui est un format texte donc lisible avec n'importe quel éditeur de texte et le PLY Binaire qui lui n'est pas " lisible " avec un éditeur de texte standard, mais qui par contre génère des fichiers moins volumineux en taille.

3. Exploitation du format de fichier ASCII

L'exemple d'un cube de côté 1 est traité dans cette partie. Le premier exemple correspond aux données minimum requises dans un fichier PLY (Fig.D.2). Il s'agit alors d'un fichier équivalent au format STL, avec une perte d'information correspondant à la normale de chaque facette. Ensuite, le même cas est traité, enrichi d'information de couleur sur chaque facette (Fig.D.3). Ce deuxième exemple correspond à notre besoin, et illustre les propriétés implémentées dans le module Matlab générant les fichiers PLY.

ply	(il s'agit d'un fichier PLY)	} Entête
format ascii 1.0	(encodé au format ASCII)	
comment made by NL	(commentaires)	
element vertex 8	(il y a 8 éléments de type sommets)	
property float x	(coordonnées X des sommets)	
property float y	(coordonnées Y des sommets)	
property float z	(coordonnées Z des sommets)	
element face 6	(il y a 6 éléments de type facettes)	
property list uchar int vertex_indices	(liste des sommets associés à chaque facette)	
end_header	(fin de l'entête)	

0 0 0	} Coordonnées des sommets
0 0 1	
0 1 1	
0 1 0	
1 0 0	
1 0 1	
1 1 1	
1 1 0	

4 0 1 2 3	} Liste des sommets associés à chaque facette précédée du nombre de sommets par facette (ici 4 sommets par facette)
4 7 6 5 4	
4 0 4 5 1	
4 1 5 6 2	
4 2 6 7 3	

4 3 7 4 0

Fig.D.2. Exemple de fichier PLY ASCII minimal, appliqué au cas d'un cube.

ply	(il s'agit d'un fichier PLY)	} Entête
format ascii 1.0	(encodé au format ASCII)	
comment made by NL	(commentaires)	
element vertex 8	(il y a 8 éléments de type sommets)	
property float32 x	(coordonnées X des sommets)	
property float32 y	(coordonnées Y des sommets)	
property float32 z	(coordonnées Z des sommets)	
element face 12	(il y a 12 éléments de type facettes)	
property list uchar int vertex_indices	(liste des sommets associés à chaque facette)	
property uchar red	(code couleur RGB rouge associé à la facette)	
property uchar green	(code couleur RGB vert associé à la facette)	} Entête
property uchar blue	(code couleur RGB bleu associé à la facette)	
end_header	(fin de l'entête)	
1 0 0	} Coordonnées des sommets	
0 -1 0		
0 0 0		
1 -1 0		
1 -1 1		
0 -1 1		
1 0 1		
0 0 1		
3 0 1 2 0 0 0	} Liste des sommets associés à chaque facette précédée du nombre de sommets par facette (ici 3 sommets par facette) et suivi des 3 codes couleur RGB	
3 1 0 3 0 0 255		
3 4 1 3 0 127 0		
3 1 4 5 52 24 74		
3 0 4 3 255 2 18		
3 4 0 6 96 0 69		
3 4 7 5 0 58 1		
3 7 4 6 145 122 111		
3 7 1 5 18 74 123		
3 1 7 2 7 0 0		
3 7 0 2 74 1 17		
3 0 7 6 12 22 25		

Fig.D.3. Exemple de fichier PLY ASCII enrichi d'une information de couleur sur chaque facette, appliqué au cas d'un cube.

Annexe E

Adaptation à l'échelle RGB du fichier PLY

L'adaptation de l'échelle du critère de coloration à l'échelle RGB commence par la recherche des 2 extremums dans la plage de valeurs du critère de coloration sélectionné (eq.E.1).

$$maxi = \max(critere) \quad mini = \min(critere) \quad eq.E.1$$

Dans le cas particulier pour lequel $mini=maxi$ alors les extremums deviennent (eq.E.2) :

$$mini = critere - 1 \quad maxi = critere + 1 \quad eq.E.2$$

Ensuite, le pas du critère de coloration sur l'échelle RGB est calculé (eq.E.3) (Fig.IV.5.b) .

$$pas = \frac{abs(maxi-mini)}{63} \quad eq.E.3$$

Il s'en suit le calcul de l'index des couleurs pour chaque valeur du critère de coloration ($index_couleurs_i$) associé à la facette i (eq.E.4).

$$index_couleurs_i = \underbrace{round\left(\frac{critere_i}{pas}\right)}_{\text{Recalage de l'étendue}} - \underbrace{\left(\frac{mini}{pas} - 1\right)}_{\text{Recalage de l'offset}} \quad eq.E.4$$

L'adaptation de l'échelle étant faite, il est maintenant possible de définir les codes couleurs RGB correspondant à chaque index. La matrice (cm) des codes couleurs associés aux 64 index est générée automatiquement (eq.E.5).

$$cm = floor(255 \times jet(64)) \quad eq.E.5$$

À partir de la matrice cm il est alors possible de définir le triplé de codes des couleurs ($RGBcolors_i$) correspondant à chaque index (eq.E.6).

$$RGBcolors_i = cm(index_couleurs_i) \quad eq.E.6$$

Qualité du fichier STL évalué

1. Contexte

Le fichier STL testé est le fichier Unn4.slt provenant de la base de données 3Shape associée à la partie acquisition sans contact.

2. Surface de chaque facette

Les 1000 facettes de l'extrados possèdent toutes une surface différente (Figs.F.1, 2).

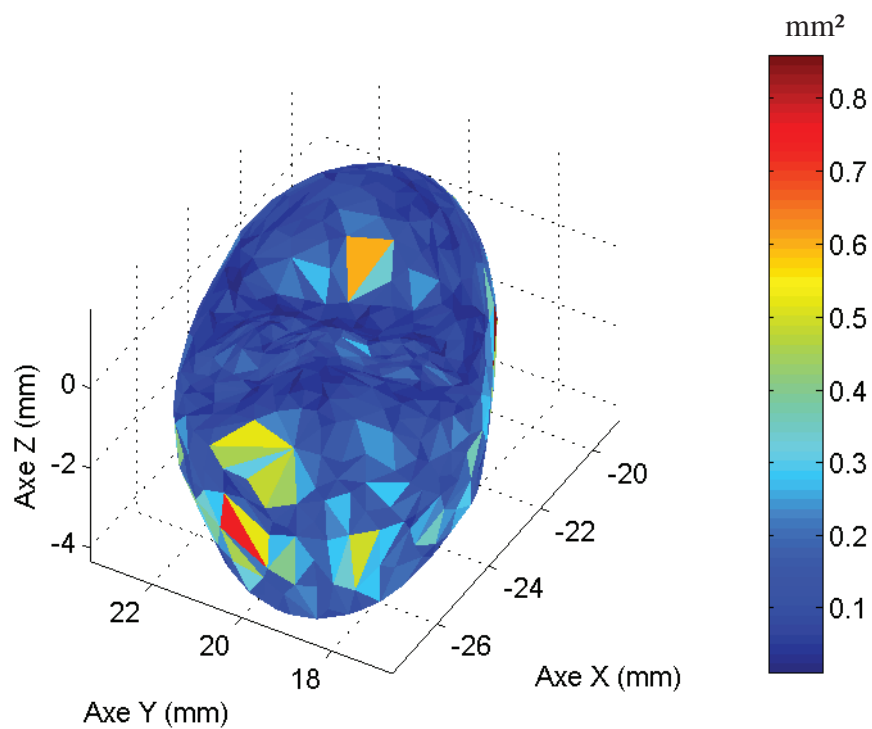


Fig.F.1. Cartographie des surfaces.

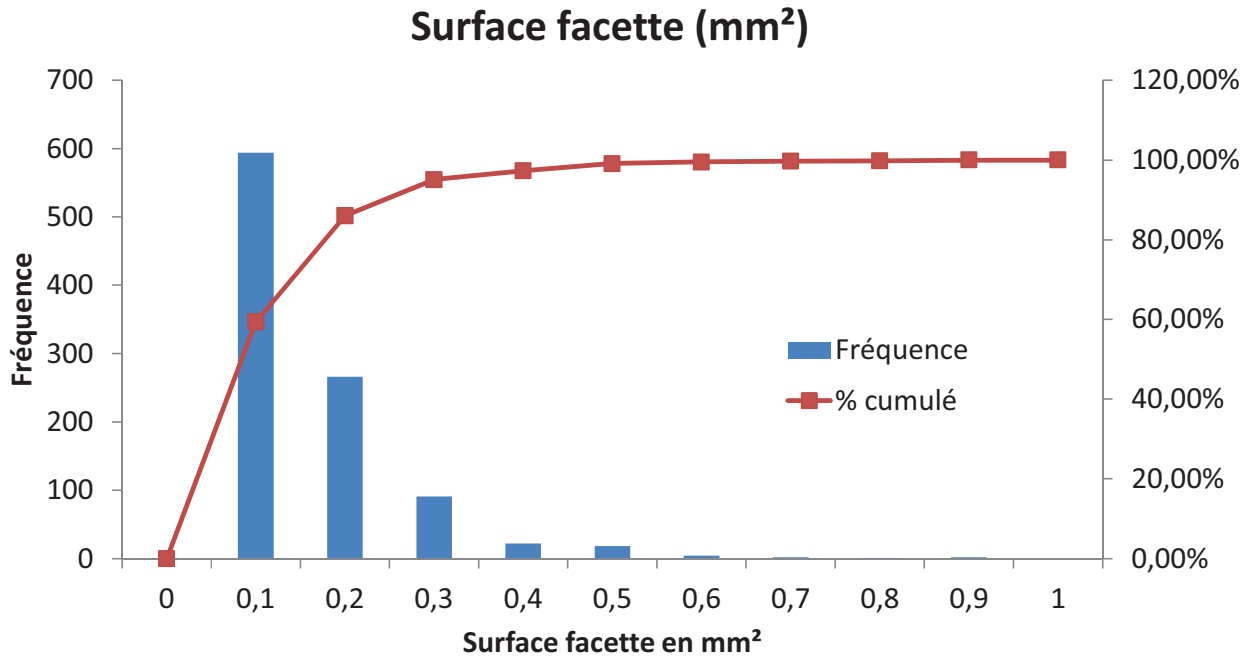


Fig.F.2. Histogramme de la surface des facettes.

3. Qualité du maillage

La qualité du maillage est analysée au travers du critère $Q_{\text{équi}}$ [FRE 97]. La qualité optimale d'un triangle ($Q_{\text{équi}} = 1$) étant obtenue pour un triangle équilatéral (Figs.F.3, 4).

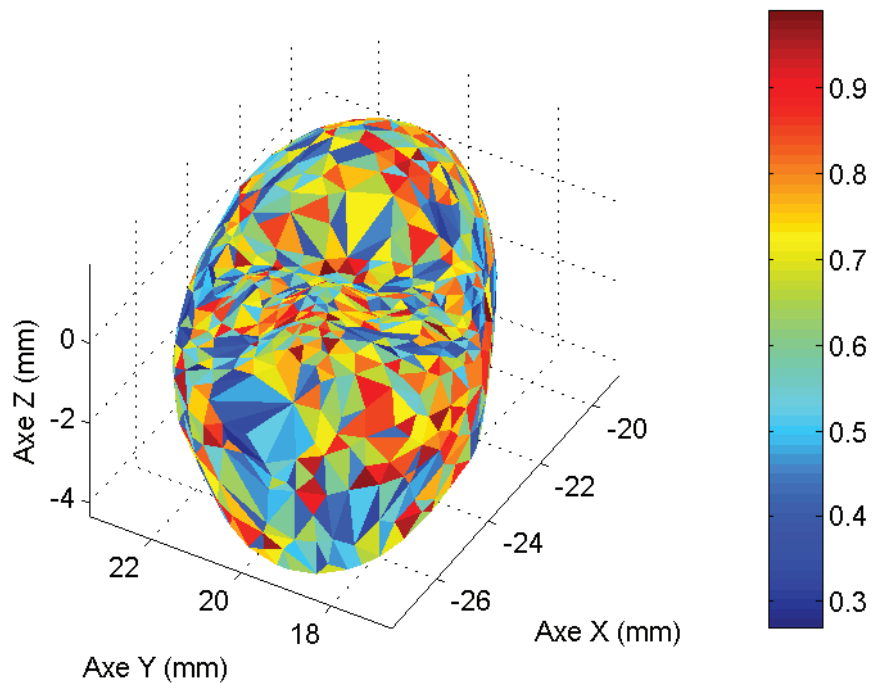


Fig.F.3. Cartographie de la qualité du maillage $Q_{\text{équi}}$.

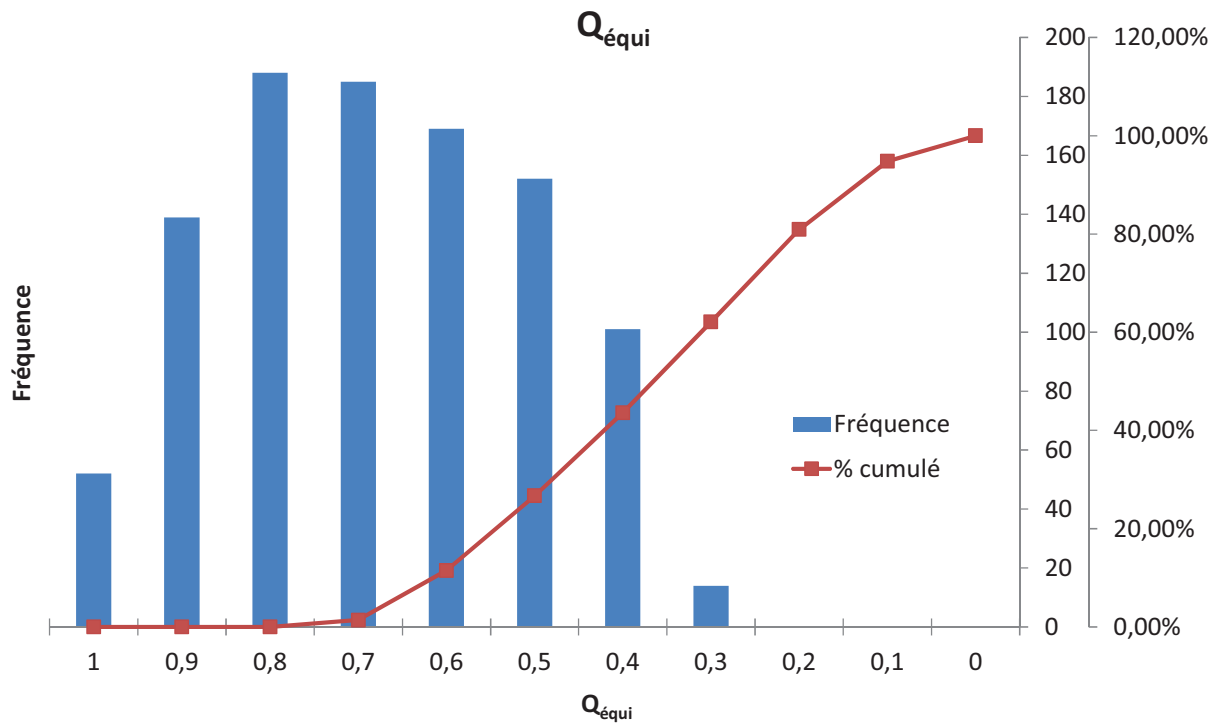


Fig.F.4. Histogramme de la qualité du maillage $Q_{\text{équi}}$.

4. Planéité locale

La planéité locale du maillage est analysée au travers du critère Q_{nor} [FRE 97]. Une facette coplanaire à ces 3 facettes voisines correspond à $Q_{\text{nor}} = 1$. Ces 4 facettes forment alors une surface parfaitement plane (Fig.F.5).

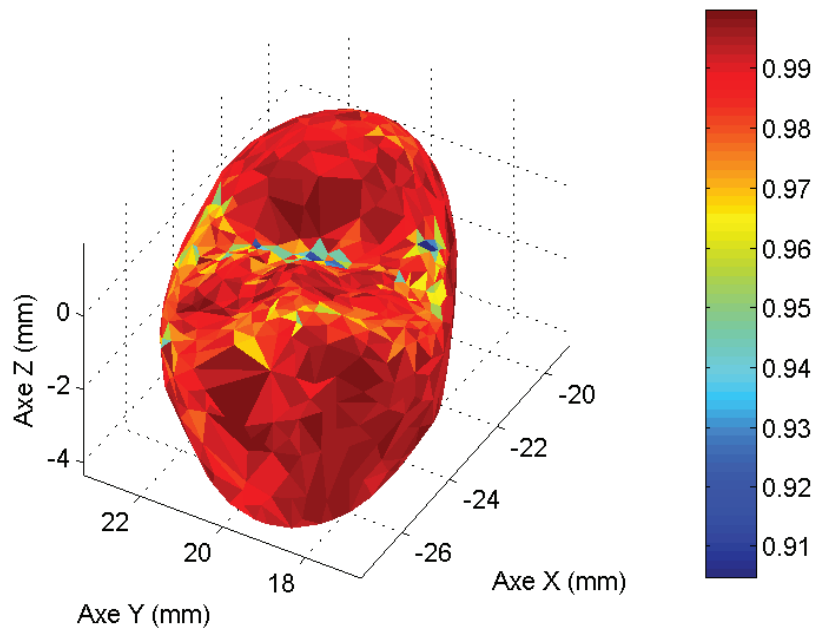
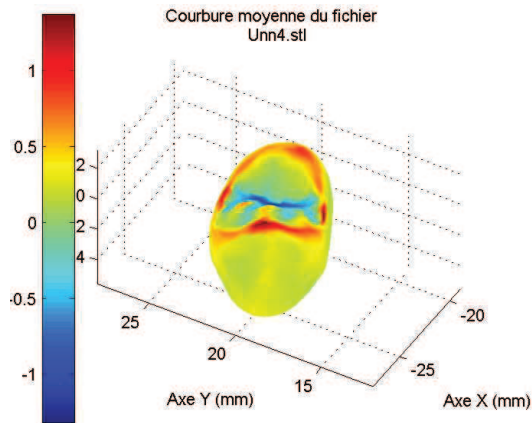


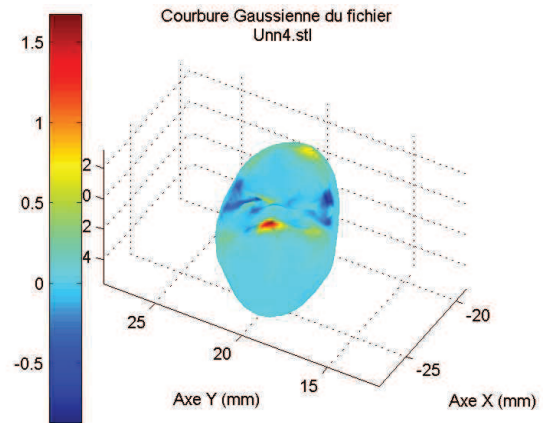
Fig.F.5. Cartographie de la planéité locale Q_{nor} .

5. Courbures

Les courbures de la géométrie sont analysées au travers de de la courbure moyenne et de la courbure Gaussienne appliquées aux sommets [DOU 02]. Une surface plane possède une courbure nulle, une surface concave une courbure négative et une surface convexe une courbure positive (Fig.F.6).



a) Cartographie de la courbure moyenne



b) Cartographie de la courbure Gaussienne

Fig.F.6. Cartographie des courbures.

Références

- [AKC 02] Akcan, S., Shah, W. S., Moylan, S. P., Chandrasekar, S., Chhabra, P. N., Yang, H. T. Y. (2002). Formation of white layers in steels by machining and their characteristics. *Metallurgical and Materials Transactions A*, 33(4), 1245-1254.
- [ALI 16] Alicona. 2016. <http://www.alicon.fr/home/produits/infinitefocus.html>, accédé en mai 2016.
- [ALS 07] Al-Shammery, H. A., Bubb, N. L., Youngson, C. C., Fasbinder, D. J., Wood, D. J. (2007). The use of confocal microscopy to assess surface roughness of two milled CAD–CAM ceramics following two polishing techniques. *Dental Materials*, 23(6), 736-741.
- [ARG 70] Argon, AS. (1970) Internal stresses arising from the interaction of mobile dislocations. *Scripta METALLURGICA*, 4 1000-1004.
- [ASP 07] Aspinwall, D. K., Dewes, R. C., Ng, E. G., Sage, C., Soo, S. L. (2007). The influence of cutter orientation and workpiece angle on machinability when high-speed milling Inconel 718 under finishing conditions. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 47(12), 1839-1846.
- [ALT 11] Alt, V., Hannig, M., Wöstmann, B., Balkenhol, M. (2011). Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dental materials*, 27(4), 339-347.
- [ANS 86] ANSI B211.1. American National Standard Institute. (1986). Society of Manufacturing Engineers. Surface Integrity.1-17.
- [AST 10] Astakhov V. P. (2010). Surface Integrity – Definition and Importance in Functional Performance. Davim J. P. (ed). *Surface integrity in machining*. London: Springer, 1-35.
- [AUR 05] Aurich, J. C., Sudermann, H., Bil, H. (2005). Characterisation of burr formation in grinding and prospects for modelling. *CIRP Annals-Manufacturing Technology*, 54(1), 313-316.
- [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.
- [AXI 02] Axinte, D. A., Dewes, R. C. (2002). Surface integrity of hot work tool steel after high speed milling-experimental data and empirical models. *Journal of Materials Processing Technology*, 127(3), 325-335.
- [BAR 04] Barrau, O. (2004). Étude du frottement et de l'usure d'acier à outils de travail à chaud. Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Toulouse.
- [BAS 14] Batson, E. R., Cooper, L. F., Duqum, I., Mendonça, G. (2014). Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(4), 770-777.
- [BAY 06] Bayley, CJ. Brekelmans, WAM. Geers, MGD. (2006) A comparison of dislocation induced back stress formulations in strain gradient crystal plasticity. *International Journal of Solids and Structures*, 43 7268–7286.
- [BEN 03] Benardos, P. G., & Vosniakos, G. C. (2003). Predicting surface roughness in machining: a review. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 43(8), 833-844.

- [BEN 02] Benatmane, A. (2002). Développement de la microscopie interférométrique pour une meilleure analyse morphologique des couches minces et épaisses des matériaux semiconducteurs et optiques. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur-Strasbourg I.
- [BEN 61] Bennett, H. E. J., Porteus, J. O. (1961). Relation between surface roughness and specular reflectance at normal incidence. *JOSA*, 51(2), 123-129.
- [BEN 92] Bennett, J. M. (1992). Recent developments in surface roughness characterization. *Measurement Science and Technology*, 3(12), 1119.
- [BHU 12] Bhushan, B. (2012). Tribology and mechanics of magnetic storage devices. Springer Science & Business Media.
- [BOC 97] Boccaccini, A. R. (1997). Machinability and brittleness of glass-ceramics. *Journal of Materials Processing Technology*, 65(1-3), 302-304.
- [BOL 97] Bollenl, C. M., Lambrechts, P., Quirynen, M. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dental Materials*, 13(4), 258-269.
- [BOO 78] De Boor, C., De Boor, C., Mathématicien, E. U., De Boor, C., & De Boor, C. (1978). A practical guide to splines (Vol. 27, p. 325). New York: Springer-Verlag.
- [BRI 14] Brinksmeier, E., Klocke, F., Lucca, D. A., Sölter, J., Meyer, D. (2014). Process Signatures—A New Approach to Solve the Inverse Surface Integrity Problem in Machining Processes. *Procedia CIRP*, 13, 429-434.
- [BRO 08] Brosse, A., Hamdi, H., Bergheau, J. M. (2008). Residual Stresses prediction with a new Thermo Mechanical simulation of Grinding. *International Journal of Material Forming*, 1(1), 1319-1322.
- [BRU 08] Bruzzone, A. A. G., Costa, H. L., Lonardo, P. M., Lucca, D. A. (2008). Advances in engineered surfaces for functional performance. *CIRP Annals-Manufacturing Technology*, 57(2), 750-769.
- [CAO 00] Cao, Y., Zhang, G. (2000). Effect of surface finish on strength degradation of glass ceramics. *Engineering Failure Analysis*, 7(1), 11-26.
- [CHA 97] Chan, Y., Walmsley, R. P. (1997). Learning and understanding the Kruskal-Wallis one-way analysis-of-variance-by-ranks test for differences among three or more independent groups. *Physical therapy*, 77(12), 1755-1761.
- [CHA 11] Chang, C. W., Waddell, J. N., Lyons, K. M., Swain, M. V. (2011). Cracking of porcelain surfaces arising from abrasive grinding with a dental air turbine. *Journal of Prosthodontics*, 20(8), 613-620.
- [CHE 03] Chevrier, P., Tidu, A., Bolle, B., Cezard, P., Tinnes, J. P. (2003). Investigation of surface integrity in high speed end milling of a low alloyed steel. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 43(11), 1135-1142.
- [CHI 13] Chintapalli, R. K., Marro, F. G., Jimenez-Pique, E., Anglada, M. (2013). Phase transformation and subsurface damage in 3Y-TZP after sandblasting. *Dental Materials*, 29(5), 566-572.
- [CHI 14] Chintapalli, R. K., Rodriguez, A. M., Marro, F. G., Anglada, M. (2014). Effect of sandblasting and residual stress on strength of zirconia for restorative dentistry applications. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 29, 126-137.

- [COL 14] Coldea, A. (2014). Suitability of Polymer-Infiltrated-Ceramic-Networks for CAD/CAM based dental restorative materials. Thèse de doctorat, University of Otago.
- [CON 07] Conrad, H. J., Seong, W. J., Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(5), 389-404.
- [COS 06] Costin, A. C. (2006). Analyse et optimisation des surfaces des chemises de moteurs thermiques. Thèse de doctorat, Ecole Nationale Supérieure des Mines de Paris.
- [DAN 09] Danzl, R., Helml, F., Scherer, S. (2009). Focus variation—a new technology for high resolution optical 3D surface metrology. *The 10th International Conference of the Slovenian Society for Non-Destructive Testing*, 484-491.
- [DAR 13] Daries, C. (2013). Relevé de la couleur au cabinet dentaire: Connaissance et moyens d'optimisation actuels. Thèse de doctorat, Université Toulouse III.
- [DAV 11] Davidowitz, G., Kotick, P. G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55(3), 559-570.
- [DAV 10] Davim, J. P. (Ed.). (2010). *Surface integrity in machining* (Vol. 1848828742). London: Springer.
- [DAY 09] Daymi, A., Boujelbene, M., Linares, J. M., Bayraktar, E., & Amara, A. B. (2009). Surface integrity analyses in high speed inclined milling of the titanium alloy Ti-6Al-4V. In submitted to 13th International Research/Expert Conference Trends in the Development of Machinery and Associated Technology TMT.
- [DEC 94] De Chiffre, L., Christiansen, S., Skade, S. (1994). Advantages and industrial applications of three-dimensional surface roughness analysis. *CIRP Annals-Manufacturing Technology*, 43(1), 473-478.
- [DEN 08] Denry, I., Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*, 24(3), 299-307.
- [DEN 13] Denry, I. (2013). How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dental Materials*, 29(1), 85-96.
- [DEV 06] Deville, S., Chevalier, J., Gremillard, L. (2006). Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials*, 27(10), 2186-2192.
- [DJE 14] Djebali, S. (2014). Minimisation du temps d'usinage des surfaces gauches. ROADEF-15ème congrès annuel de la Société française de recherche opérationnelle et d'aide à la décision.
- [DON 00] Dong, X., Yin, L., Jahanmir, S., Ives, L. K., Rekow, E. D. (2000). Abrasive machining of glass-ceramics with a dental handpiece. *Machining science and technology*, 4(2), 209-233.
- [DOU 02] Douros, I., Buxton, B. F. (2002). Three-dimensional surface curvature estimation using quadric surface patches. *Scanning*.
- [DRA 97] Dragomatz, D., Mann, S. (1997). A classified bibliography of literature on NC milling path generation. *Computer-Aided Design*, 29(3), 239-247.
- [DUR 73] Duret, F. (1973). Empreinte optique. Faculté d'Odontologie. Thèse d'exercice, Université Claude Bernard de Lyon, 1-400.

- [EBE 97] Eberhardt, A. W., Pandey, R., Williams, J. M., Weimer, J. J., Ila, D., Zimmerman, R. L. (1997). The roles of residual stress and surface topography on hardness of Ti implanted Ti 6Al 4V. *Materials Science and Engineering: A*, 229(1), 147-155.
- [ENG 01] Engin, S., Altintas, Y. (2001). Mechanics and dynamics of general milling cutters.: Part I: helical end mills. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 41(15), 2195-2212.
- [EN623-4 04] NF-EN-623-4 (B41-205). AFNOR. (2004). Advanced technical ceramics. Monolithic ceramics. General and textural properties. Determination of surface roughness.
- [EN843-4 05] NF-EN-843-4 (B41-209). AFNOR. (2005). Advanced technical ceramics - Mechanical properties of monolithic ceramics at room temperature - Part 4: Vickers, Knoop and Rockwell superficial hardness.
- [EN1389 04] NF-EN-1389 (B43-211). AFNOR. (2004). Advanced technical ceramics. Ceramic composites. Physical properties. Determination of density and apparent porosity.
- [EVA 74] Evans A.G. (1974). Slow crack growth in brittle materials under dynamic loading conditions. *International Journal of Fracture*, 10(2), 251-259.
- [FAS 06] Fasbinder, D. J. (2006). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 22S-31S.
- [FDI 07] FDI World Dental Federation. (2007). Quality of dental restorations. <http://www.fdiworldental.org/media/11335/Quality-of-dental-restorations-2007.pdf>, accédé en mai 2016.
- [FIE 64] Field, M., Kahles, J. F. (1964). The surface integrity of machined-and ground high-strength steels (Surface integrity of machined and ground high strength steels). 54-77.
- [FLE 04] Fleming, G. J., El-Lakwah, S. F., Harris, J. J., Marquis, P. M. (2004). The influence of interfacial surface roughness on bilayered ceramic specimen performance. *Dental Materials*, 20(2), 142-149.
- [FLE 05] Fleming, G. J., Nolan, L., Harris, J. J. (2005). The in-vitro clinical failure of all-ceramic crowns and the connector area of fixed partial dentures: the influence of interfacial surface roughness. *Journal of dentistry*, 33(5), 405-412.
- [FRE 97] Frey, P. J., Borouchaki, H. (1997). Surface mesh evaluation.
- [GHI 11] Ghinea, R., Ugarte-Alvan, L., Yebra, A., Pecho, O. E., Paravina, R. D., del Mar Perez, M. (2011). Influence of surface roughness on the color of dental-resin composites. *Journal of Zhejiang University Science B*, 12(7), 552-562.
- [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.
- [GIN 09] Ginting, A., Nouari, M. (2009). Surface integrity of dry machined titanium alloys. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 49(3), 325-332.
- [GIO 06] Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 14S-21S.
- [GOP 03] Gopal, A. V., Rao, P. V. (2003). Selection of optimum conditions for maximum material removal rate with surface finish and damage as constraints in SiC grinding. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 43(13), 1327-1336.

- [GRI 87] Griffiths, B. J. (1987). Mechanisms of white layer generation with reference to machining and deformation processes. *Journal of Tribology*, 109(3), 525-530.
- [GRI 01] Griffiths, B. (2001). *Manufacturing surface technology: surface integrity and functional performance*. Elsevier.
- [GUE 11] Guess, P. C., Schultheis, S., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Ferencz, J. L., Silva, N. R. (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics of North America*, 55(2), 333-352.
- [GUI 99] Gui, C., Elwenspoek, M., Tas, N., & Gardeniers, J. G. E. (1999). The effect of surface roughness on direct wafer bonding. *Journal of applied physics*, 85(10), 7448-7454.
- [HEI 06] Heintze, S. D., Forjanic, M., Rousson, V. (2006). Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dental Materials*, 22(2), 146-165.
- [HIE 12] Hiersemenzel, F., Petzing, J. N., Leach, R. K., Helml, F., Singh, J. (2012). Areal texture and angle measurements of tilted surfaces using focus variation methods.
- [HOD 11] Hodolic, J., Puskar, T., Besic, I. (2011). Current status and future trends in dental CAM restorative systems.
- [HUA 03] Huang, H., Liu, Y. C. (2003). Experimental investigations of machining characteristics and removal mechanisms of advanced ceramics in high speed deep grinding. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 43(8), 811-823.
- [HUN 15] Hunter, A, Preston, DL. (2015). Analytic model of the remobilization of pinned glide dislocations from quasi-static to high strain rates. *International Journal of Plasticity*, 70 1-29.
- [ISO841 11] NF-ISO-841. AFNOR. (2004). *Systèmes d'automatisation industrielle et intégration. Commande numérique des machines. Système de coordonnées et nomenclature du mouvement*.
- [ISO4287 98] ISO-4287. AFNOR. (1998). *Geometrical product specification (GPS). Surface texture: Profile method. Terms, definitions and surface texture parameters*.
- [ISO4288 96] ISO-4288. AFNOR. (1996). *Geometrical Product Specifications (GPS). Surface texture: Profile method. Rules and procedures for the assessment of surface texture*.
- [ISO4545 06] NF EN ISO 4545 (A 03-150). AFNOR. (2006). *Metallic materials - Knoop hardness test*.
- [ISO 9385 91] ISO 9385 (S10-015). AFNOR. (1991). *Glass and glass ceramics - Knoop hardness test D*.
- [ISO12085 98] ISO-12085. AFNOR. (1998). *Geometrical Product Specifications (GPS). Surface texture: Profile method. Motif parameters*.
- [ISO25178-2 12] ISO-25178-2. AFNOR. (2012). *Geometrical product specifications (GPS). Surface texture: Areal - Part 2: Terms, definitions and surface texture parameters*.
- [ISO25178-3 12] ISO-25178-3. AFNOR. (2012). *Geometrical product specifications (GPS). Surface texture: Areal - Part 3: Specification operators*.

- [ISO25178 10] ISO 25178-6. AFNOR. (2010). Spécification géométrique des produits (GPS) -- État de surface: Surfaccique -- Partie 6: Classification des méthodes de mesurage de l'état de surface
- [ISO25178 15] ISO 25178-606. AFNOR. (2015). Spécification géométrique des produits (GPS) - État de surface: Surfaccique - Partie 606: Caractéristiques nominales des instruments sans contact (à variation de focale).
- [JAH 11] Jahanmir, S. (2011). Surface Integrity in Ultrahigh Speed Micromachining. *Procedia Engineering*, 19, 156-161.
- [JAW 11] Jawahir, I. S., Brinksmeier, E., M'Saoubi, R., Aspinwall, D. K., Outeiro, J. C., Meyer, D., ... Jayal, A. D. (2011). Surface integrity in material removal processes: Recent advances. *CIRP Annals-Manufacturing Technology*, 60(2), 603-626.
- [JUN 92] Juntavee, N., Millstein, P. L. (1992). Effect of surface roughness and cement space on crown retention. *The Journal of prosthetic dentistry*, 68(3), 482-486.
- [KAH 08] Kahler, B., Kotousov, A., Swain, M. V. (2008). On the design of dental resin-based composites: a micromechanical approach. *Acta biomaterialia*, 4(1), 165-172.
- [KAK 07] Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 155-163.
- [KAV 06] Kavo. (2016). <http://www.kavo.com/fr/file/1027/download?token=WZs6GyHz> accédé en mai 2016.
- [KAW 00] Kawai, K., Urano, M., Ebisu, S. (2000). Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *The Journal of prosthetic dentistry*, 83(6), 664-667.
- [KEL 08] Kelly, J. R., Denry, I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental Materials*, 24(3), 289-298.
- [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.
- [KLO 11] Klopstein, M. J., Lucca, D. A. (2011). Recent Assessment of Surface Integrity Resulting from Fine Finishing Processes. *Procedia Engineering*, 19, 209-221.
- [KON 90] König, W., Klinger, M., Link, R. (1990). Machining hard materials with geometrically defined cutting edges—field of applications and limitations. *CIRP Annals-Manufacturing Technology*, 39(1), 61-64.
- [KOP 98] Kopač, J. (1998). Influence of cutting material and coating on tool quality and tool life. *Journal of Materials Processing Technology*, 78(1), 95-103.
- [KRI 10] Kriz, A. (2010). The surface: What is the way to better understanding? In submitted to Metal 2010. 18-20 mai 2010, Roznov pod Radhostem, Czech Republic, EU.
- [LEB 15a] Lebon, N., Tapie, L., Vennat, E., Mawussi, B. (2015). Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(2), 236-247.
- [LEB 16] Lebon, N., Tapie, L., Duret, F., Attal, J. P. (2016). Understanding dental CAD/CAM for restorations: dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part A: Chairside milling machines. *International Journal of Computerized Dentistry*. 19(1), 45-65.

- [LEE 02] Lee, Y. K., Lim, B. S., Kim, C. W. (2002). Effect of surface conditions on the color of dental resin composites. *Journal of biomedical materials research*, 63(5), 657-663.
- [LEP 12] Le Pécheur, A., Curtit, F., Clavel, M., Stephan, J. M., Rey, C., Bompard, P. (2012). Polycrystal modelling of fatigue: Pre-hardening and surface roughness effects on damage initiation for 304L stainless steel. *International Journal of Fatigue*, 45, 48-60.
- [LIU 82] Liu, C. R., Barash, M. M. (1982). Variables governing patterns of mechanical residual stress in a machined surface. *Journal of Manufacturing Science and Engineering*, 104(3), 257-264.
- [LUT 04] Luthardt, R. G., Holzhüter, M. S., Rudolph, H., Herold, V., Walter, M. H. (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, 20(7), 655-662.
- [MAC 86] Macherauch, E., Kloss, K.H., (1986). Proc. Of the int. Conf. On residual stress, Garmish-partenkirchen (FRG), 3-26.
- [MAH 99] Mahdi, M., Zhang, L. (1999). Applied mechanics in grinding. Part 7: residual stresses induced by the full coupling of mechanical deformation, thermal deformation and phase transformation. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 39(8), 1285-1298.
- [MAI 11] Mainjot, A. K., Schajer, G. S., Vanheusden, A. J., Sadoun, M. J. (2011). Influence of cooling rate on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dental Materials*, 27(9), 906-914.
- [MAI 12] Mainjot, A. K., Schajer, G. S., Vanheusden, A. J., Sadoun, M. J. (2012). Influence of zirconia framework thickness on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dental materials*, 28(4), 378-384.
- [MEY_14] Meyers, (2014) L. 150 ans d'odontologie (Histoire non exhaustive de l'art dentaire). *Société Sci Médicale Luxemb*, 45-53.
- [MIT 12] Mitov, G., Heintze, S. D., Walz, S., Woll, K., Muecklich, F., Pospiech, P. (2012). Wear behavior of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing procedures. *Dental Materials*, 28(8), 909-918.
- [MIY 09] Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*, 28(1), 44-56.
- [MON 12] Mondelin, A. (2012). Modélisation de l'intégrité des surfaces usinées: Application au cas du tournage finition de l'acier inoxydable 15-5PH. Thèse de doctorat, Ecole Centrale de Lyon.
- [MOR 80] Mörmann, W. Brandestini, M. Process for the manufacture of medical and dental, alloplastic, endoprosthetic and exoprosthetic fittings. Brevet EP 0054785 B1, 24-12-1980.
- [MUN 12] Muñoz-Tabares, J. A., Jiménez-Piqué, E., Reyes-Gasga, J., Anglada, M. (2012). Microstructural changes in 3Y-TZP induced by scratching and indentation. *Journal of the European Ceramic Society*, 32(15), 3919-3927.
- [M'SA 08] M'Saoubi, R., Outeiro, J. C., Chandrasekaran, H., Dillon Jr, O. W., Jawahir, I. S. (2008). A review of surface integrity in machining and its impact on functional performance and life of machined products. *International Journal of Sustainable Manufacturing*, 1(1-2), 203-236.
- [NOO 12] van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3-12.

- [NOR 88] Northeast, S. E., Van Noort, R. (1988). Surface characteristics of finished posterior composite resins. *Dental Materials*, 4(5), 278-288.
- [NYE 11] Nyemeck, A. P. (2011). Modélisation de la lubrification mixte et du comportement thermique dans les garnitures mécaniques. Thèse de doctorat, Université de Poitiers.
- [O'BR 84] O'brien, W. J., Johnston, W. M., Fanian, F., Lambert, S. (1984). The surface roughness and gloss of composites. *Journal of Dental Research*, 63(5), 685-688.
- [OH 02] Oh, W. S., DeLong, R., Anusavice, K. J. (2002). Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. *The journal of prosthetic dentistry*, 87(4), 451-459.
- [OIL 78] Oilo, G., & Jorgensen, K. D. (1978). The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting cements. *Journal of oral rehabilitation*, 5(4), 377-389.
- [OLI 02] Olivier, EC. Withers, PJ. Daymond, MR. Ueta, S. Mori, T. (2002) Neutron-diffraction study of stress, induced martensitic transformation in TRIP steel. *Applied Physics A*, 74 (1), 1143-1145.
- [PER 01] Persson, B. N. J., Tosatti, E. (2001). The effect of surface roughness on the adhesion of elastic solids. *The Journal of Chemical Physics*, 115(12), 5597-5610.
- [PER 03] Persson, B. N. J., Gorb, S. (2003). The effect of surface roughness on the adhesion of elastic plates with application to biological systems. *The Journal of chemical physics*, 119(21), 11437-11444.
- [PET 10] Petropoulos, G. P., Pandazaras, C. N., Davim, J. P. (2010). Surface texture characterization and evaluation related to machining. In *Surface integrity in machining* (pp. 37-66). Springer London.
- [PEZ 04] Pezzotti, G., Porporati, A. A. (2004). Raman spectroscopic analysis of phase-transformation and stress patterns in zirconia hip joints. *Journal of biomedical optics*, 9(2), 372-384.
- [QUI 03] Quinsat, Y., Sabourin, L., Gogu, G. Aide au choix des stratégies d'usinage. Etude de l'état de surface.
- [QUI 08] Quinsat, Y., Sabourin, L., Lartigue, C. (2008). Surface topography in ball end milling process: description of a 3D surface roughness parameter. *Journal of materials processing technology*, 195(1), 135-143.
- [QUI 95] Quirynen, M., Bollen, C. M. L. (1995). The influence of surface roughness and surface-free energy on supra-and subgingival plaque formation in man. *Journal of clinical periodontology*, 22(1), 1-14.
- [RAM 07] Ramsden, J. J., Allen, D. M., Stephenson, D. J., Alcock, J. R., Peggs, G. N., Fuller, G., Goch, G. (2007). The design and manufacture of biomedical surfaces. *CIRP Annals-Manufacturing Technology*, 56(2), 687-711.
- [REC 08a] Rech, J., Kermouche, G., Grzesik, W., Garcia-Rosales, C., Khellouki, A., Garcia-Navas, V. (2008). Characterization and modelling of the residual stresses induced by belt finishing on a AISI52100 hardened steel. *Journal of materials processing technology*, 208(1), 187-195.
- [REC 08b] Rech, J., Hamdi, H., Valette, S. (2008). Workpiece surface integrity. In *Machining* (pp. 59-96). Springer London.

- [RED 08] Reddy, N. S. K., Kwang-Sup, S., Yang, M. (2008). Experimental study of surface integrity during end milling of Al/SiC particulate metal–matrix composites. *Journal of materials processing technology*, 201(1), 574-579.
- [RES 05] Restrepo Specht, J. A. (2005). Modélisation d'objets 3D par construction incrémentale d'un maillage triangulaire, dans un contexte robotique. Thèse de doctorat, Université de Toulouse 3.
- [ROM 09] Romeiro, F., de Freitas, M., & da Fonte, M. (2009). Fatigue crack growth with overloads/underloads: Interaction effects and surface roughness. *International Journal of Fatigue*, 31(11), 1889-1894.
- [ROS 00] Rosan, B., Lamont, R. J. (2000). Dental plaque formation. *Microbes and infection*, 2(13), 1599-1607.
- [SCH 07] Schanda, J. (Ed.). (2007). *Colorimetry: understanding the CIE system*. John Wiley & Sons.
- [SCH 09] Scherer, S. (2009). Focus Variation-A New Technology for High Resolution Optical 3D Surface Metrology. In *EGU General Assembly Conference Abstracts*, 11, 8457.
- [SOR 89] Sorensen, J. A. (1989). A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 62(3), 264-269.
- [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.
- [SIN 98] Sindel, J., Petschelt, A., Grellner, F., Dierken, C., Greil, P. (1998). Evaluation of subsurface damage in CAD/CAM machined dental ceramics. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 9(5), 291-295.
- [STE 86] Stevens, R. (1986). *Zirconia and Zirconia Ceramics*, Written for Magnesium Elektron by. Magnesium Elektron.
- [STR 09] Strietzel, R., Lahl, C. (2009). Einführung in die CAD/CAM-Systeme. Teil V. *Dental Labor*, 10, 1400-1407.
- [SZI 03] Szilvaši-Nagy, M., Matyasi, G. Y. (2003). Analysis of STL files. *Mathematical and Computer Modelling*, 38(7), 945-960.
- [TAP 15] Tapie, L., Lebon, N., Mawussi, B., Fron-Chabouis, H., Duret, F., Attal, J. P. (2015) Understanding dental CAD/CAM for restorations - the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(1), 21-44.
- [TOH 05] Toh, C. K. (2005). Design, evaluation and optimisation of cutter path strategies when high speed machining hardened mould and die materials. *Materials & design*, 26(6), 517-533.
- [TON 00] Tönshoff, H. K., Arendt, C., Amor, R. B. (2000). Cutting of hardened steel. *CIRP Annals-Manufacturing Technology*, 49(2), 547-566.

- [TOU 10] Tournier, C. (2010). Usinage à grande vitesse: Technologies, modélisations et trajectoires. Dunod.
- [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.
- [ULU 11] Ulutan, D., Ozel, T. (2011). Machining induced surface integrity in titanium and nickel alloys: A review. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 51(3), 250-280.
- [VAL 08] Valentan, B., Brajliah, T., Drstvensek, I., Balic, J. (2008). Basic solutions on shape complexity evaluation of STL data. *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering*, 26(1), 73-80.
- [WAT 11] Watts, G. (2011). Évaluation statistique rétrospective de l'état bucco-dentaire de la population lorraine portant sur 893 orthopantomogrammes. Thèse de doctorat, Université Henri Poincaré - Nancy 1.
- [WEI 85] Weierstrass, K. (1885). Über die analytische Darstellbarkeit sogenannter willkürlicher Functionen einer reellen Veränderlichen. *Sitzungsberichte der Königlich Preußischen Akademie der Wissenschaften zu Berlin*, 2, 633-639.
- [WEI 75] Weitman, R. T., Eames, W. B. (1975). Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *The Journal of the American Dental Association*, 91(1), 101-106.
- [WHI 44] Whittaker, E. T., Robinson, G. (1944). *The calculus of observations* (p. 285). London: Blackie.
- [WIT 86] Witwer, D. J., Storey, R. J., Von Fraunhofer, J. A. (1986). The effects of surface texture and grooving on the retention of cast crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 56(4), 421-424.
- [WOR 16] Work NC Dental. (2016). <http://www.workncdental.fr/produit>, accédé en mai 2016.
- [WU 98] Wu, H. Z., Lawrence, C. W., Roberts, S. G., Derby, B. (1998). The strength of Al₂O₃/SiC nanocomposites after grinding and annealing. *Acta materialia*, 46(11), 3839-3848.
- [WU 01] Wu, H., Roberts, S. G., Derby, B. (2001). Residual stress and subsurface damage in machined alumina and alumina/silicon carbide nanocomposite ceramics. *Acta materialia*, 49(3), 507-517.
- [WUL 10] Wulfman, C., Sadoun, M., De La Chapelle, M. L. (2010). Interest of Raman spectroscopy for the study of dental material: The zirconia material example. *Irbm*, 31(5), 257-262.
- [WUL 12] Wulfman, C., Djaker, N., Dupont, N., Ruse, D., Sadoun, M., la Chapelle, M. L. (2012). Raman spectroscopy evaluation of subsurface hydrothermal degradation of zirconia. *Journal of the American Ceramic Society*, 95(7), 2347-2351.
- [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.
- [YIN 04] Yin, L., Huang, H. (2004). Ceramic response to high speed grinding. *Machining Science and Technology*, 8(1), 21-37.

[YIN 06a] Yin, L., Song, X. F., Song, Y. L., Huang, T., Li, J. (2006). An overview of in vitro abrasive finishing & CAD/CAM of bioceramics in restorative dentistry. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 46(9), 1013-1026.

[YIN 06b] Yin, L., Song, X. F., Qu, S. F., Han, Y. G., Wang, H. (2006). Surface integrity and removal mechanism in simulated dental finishing of a feldspathic porcelain. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 79(2), 365-378.

[ZHA 03] Zhang, B., Zheng, X. L., Tokura, H., Yoshikawa, M. (2003). Grinding induced damage in ceramics. *Journal of materials processing technology*, 132(1), 353-364.

[ZIT 07] Zitzmann, N. U., Hagmann, E., Weiger, R. (2007). What is the prevalence of various types of prosthetic dental restorations in Europe?. *Clinical Oral Implants Research*, 18(s3), 20-33.

[ZIT 08] Zitzmann, N. U., Staehelin, K., Walls, A. W., Menghini, G., Weiger, R., Zemp Stutz, E. (2008). Changes in oral health over a 10-yr period in Switzerland. *European journal of oral sciences*, 116(1), 52-59.

Liste des figures

Fig.I.1.	Prothèses conjointes unitaires.	11
Fig.I.2.	Dent préparée et couronne prothétique.	12
Fig.I.3.	Banane chromatique dentaire dans les espaces CIE [DAR 13].....	14
Fig.I.4.	Processus de réalisation d'une prothèse dans le cas d'une numérisation intra-orale [Adaptée de HOD 11].	14
Fig.I.5.	Couleurs et translucidité de biomatériaux dans l'espace CIELab. [COL 14].	16
Fig.I.6.	Classification des matériaux prothétiques d'un point de vue de la CFAO dentaire.	17
Fig.I.7.	Bloc de biomatériau prothétique avant et après usinage.....	18
Fig.I.8.	Schéma structurel de l'intégrité de surface appliqué au dentaire.	23
Fig.I.9.	Écaillage en bord cervical sur une couronne en céramique (Vita Mark II). [AWA 15] ...	25
Fig.I.10.	Corrélations possibles entre le procédé, l'intégrité de surface et les fonctionnalités attendues [JAW 11].	29
Fig.I.11.	Diagramme d'Ishikawa des facteurs affectant la rugosité [BEN 03].	31
Fig.I.12.	Les différents ordres d'échelle des défauts de l'état de surface (Étude du profil 2D suivant une coupe perpendiculaire à la surface).	34
Fig.I.13.	Corrélations avec l'IS en dentisterie restauratrice [Adaptée de JAW 11].	39
Fig.I.14.	Synthèse des principaux facteurs affectant l'IS dentaire.	42
Fig.II.1.	Stratégies de balayage suivant des plans de guidage utilisées en CFAO dentaire.	47
Fig.II.2.	Stratégie de balayage par plans parallèles appliquée à un extrados.	48
Fig.II.3.	Stratégie de balayage par niveaux de Z appliquée à un intrados.....	48
Fig.II.4.	Stratégie de balayage 3D utilisée en CFAO dentaire.	49
Fig.II.5.	Modélisation APT macro-géométrique d'outil [ENG 01].....	51
Fig.II.6.	Schématisation et paramétrage du contact outil LY/prothèse.	52
Fig.II.7.	Schématisation et paramétrage du contact outil CER/prothèse.	53
Fig.II.8.	Évolution de $V_c(\varphi)$ pour l'outil LY.	54
Fig.II.9.	Évolution de $V_c(\varphi)$ pour l'outil CER.	56
Fig.II.10.	Orientation outil/prothèse (θ_i).	56
Fig.II.11.	Analyse fonctionnelle descendante du module développé.	57
Fig.II.12.	Algorithme de calcul des orientations outil/prothèse.....	58
Fig.II.13.	Algorithme de calcul des surfaces.	59
Fig.II.14.	Algorithme de calcul des vitesses de coupe effectives.	61
Fig.II.15.	Algorithme de génération des cartographies.	62
Fig.II.16.	Algorithme de génération du fichier Excel.	63
Fig.II.17.	Numérotation et catégories des dents chez l'adulte.....	64
Fig.II.18.	Exemple de cartographies des orientations des facettes par rapport à l'axe de l'outil pour un une prémolaire n°15.	66
Fig.II.19.	Répartition pour chaque classe d'orientation de la moyenne des pourcentages de surface réalisés sur les 16 extrados coronaires.	67
Fig.II.20.	Répartition pour chaque classe d'orientations de la moyenne des pourcentages de surface réalisés sur les 13 intrados coronaires.....	68
Fig.II.21.	Cartographies de la configuration de contact outil/prothèse sur l'extrados coronaire de prémolaire n°15.	69
Fig.II.22.	Cartographies des V_c effectives sur un extrados coronaire de prémolaire n°15.	71
Fig.II.23.	Décomposition topologique des orientations appliquée à une prémolaire n°15.....	72

Fig.III.1. Illustration des paramètres d'usinage retenus.	79
Fig.III.2. Superposition des profils de rugosité Ra pour le couple partiel ENLY.....	83
Fig.III.3. Évolutions paramètres de rugosité - Vitesses d'avance – Biomatériaux - Outil LY..... (usinage en flanc).	85
Fig.III.4. Évolutions paramètres de rugosité - Vitesses d'avance – Biomatériaux - Outil CER (usinage en flanc).	86
Fig.III.5. Évolutions paramètres de rugosité – Outil - Dureté biomatériau (usinage en flanc). ...	87
Fig.III.6. Représentation de la signature laissée sur de l'Enamic (EN) par un outil LY (usinage en flanc).....	88
Fig.III.7. Évolution de la rugosité en fonction de la micro-géométrie (usinage en flanc).	90
Fig.III.8. Évolutions paramètres de rugosité - Vitesses d'avance – Biomatériaux - Outil LY (usinage mixte à 60°).....	92
Fig.III.9. Évolutions paramètres de rugosité - Vitesses d'avance – Biomatériaux - Outil CER (usinage mixte à 60°).....	93
Fig.III.10. Représentation de la signature laissée sur de l'Enamic (EN) par un outil LY (usinage mixte à 60°).	94
Fig.III.11. Évolution de la rugosité en fonction de la micro-géométrie (usinage mixte à 60°).....	96
Fig.III.12. Évolutions paramètres de rugosité - Vitesses d'avance – Biomatériaux - Outil LY (usinage en bout).....	98
Fig.III.13. Évolutions paramètres de rugosité - Vitesses d'avance – Biomatériaux - Outil CER (usinage en bout).....	99
Fig.III.14. Évolutions paramètres de rugosité – Outil - Dureté biomatériau (usinage en bout)...	100
Fig.III.15. Représentation de la signature laissée sur de l'Enamic (EN) par un outil LY (usinage en bout).	100
Fig.III.16. Modélisation géométrique de la rugosité obtenue en fraisage en bout.....	101
Fig.III.17. Évolution des paramètres de rugosité Ra et Sa en fonction de la vitesse d'avance et de l'orientation outil/prothèse, pour le couple partiel ENLY.....	104
Fig.IV.1. Différentes évaluations de l'intégrité de surface.	109
Fig.IV.2. Analyse fonctionnelle descendante du module développé.	110
Fig.IV.3. Algorithme de calcul des indicateurs de rugosité prédictifs et des indicateurs de performance de l'intégrité de surface.	112
Fig.IV.4. Algorithme de génération du fichier de géométrie enrichie PLY.....	114
Fig.IV.5. Algorithme d'adaptation de l'échelle du critère à l'échelle RGB.....	115
Fig.IV.6. Analyse fonctionnelle descendante de l'outil informatique développé.	116
Fig.IV.7. Architecture générale du DSIA.	118
Fig.IV.8. Exemples de cartographies (extrados) des indicateurs de rugosité estimés pour le COM Lyra-Enamic, F2000 mm/min.	123
Fig.IV.9. Exemples de cartographies (intrados) des indicateurs de rugosité estimés pour le COM Lyra-Enamic, F2000 mm/min.	124
Fig.IV.10. Exemples de cartographies (extrados) des indicateurs de performance pour le COM Lyra-Enamic, F2000 mm/min.	125
Fig.IV.11. Exemples de cartographies (intrados) des indicateurs de performance pour le COM Lyra-Enamic, F2000 mm/min.	127
Fig.IV.12. Localisations des mesures de la rugosité sur l'extrados coronaire.	131
Fig.A.1. Sphère chromatique CIELab.	140
Fig.A.2. Sphère chromatique CIELCH.....	141
Fig.B.1. Vue générale et cinématique de la machine d'essais Lyra-GACD SASU.	142

<i>Fig.C.1. Vue générale de l'InfiniteFocus, Alicona.</i>	<i>144</i>
<i>Fig.C.2. Schéma de principe de la variation focale [ISO25178 15].</i>	<i>146</i>
<i>Fig.C.3. Séparation des défauts de surface.</i>	<i>147</i>
<i>Fig.C.4. Séparation des défauts en 2D.</i>	<i>147</i>
<i>Fig.C.5. Séparation des défauts en 3D</i>	<i>148</i>
<i>Fig.D.1. Visualisation d'un fichier PLY avec application d'une propriété de couleur RGB sur chaque sommet.</i>	<i>150</i>
<i>Fig.D2. Exemple de fichier PLY ASCII minimal, appliqué au cas d'un cube.</i>	<i>151</i>
<i>Fig.D.3. Exemple de fichier PLY ASCII enrichi d'une information de couleur sur chaque facette, appliqué au cas d'un cube.</i>	<i>152</i>
<i>Fig.F.1. Cartographie des surfaces.</i>	<i>154</i>
<i>Fig.F.2. Histogramme de la surface des facettes.</i>	<i>155</i>
<i>Fig.F.3. Cartographie de la qualité du maillage $Q_{\text{équi}}$.</i>	<i>155</i>
<i>Fig.F.4. Histogramme de la qualité du maillage $Q_{\text{équi}}$.</i>	<i>156</i>
<i>Fig.F.5. Cartographie de la planéité locale Q_{nor}.</i>	<i>156</i>
<i>Fig.F.6. Cartographies des courbures.</i>	<i>157</i>

La réhabilitation des fonctions dentaires grâce à la pose de prothèses obtenues par CFAO est l'un des enjeux majeur de la dentisterie restauratrice moderne. La qualité de ces prothèses peut être évaluée grâce à la rugosité, correspondant à une composante de l'intégrité de surface (IS), prépondérante en dentisterie. Les travaux de thèse ont pour but l'évaluation et la quantification de l'influence des caractéristiques liées à différents outils usinant la pièce, des matériaux employés ainsi que les paramètres associés au procédé d'usinage sur la rugosité résiduelle. Grâce aux résultats obtenus lors de ces travaux il est montré une influence assez limitée de la vitesse d'avance sur la rugosité, alors que celles liées à la taille de la micro-géométrie de l'outil, à l'orientation outil/prothèse et aux biomatériaux sont plus significatives. Il est aussi démontré l'importance de l'utilisation d'un jeu de paramètres de rugosité, de façon à obtenir un maximum d'informations relatives à la topologie de la surface. Ceci a conduit à la définition d'indicateurs de performance du processus d'usinage pour l'évaluation multi-physique et multi-indicateurs de l'IS. La validation de la démarche par un cas d'application montre qu'une décomposition topologique de la couronne est nécessaire afin de mieux respecter le cahier des charges prothétique et fournir une aide précieuse au praticien ou technicien de laboratoire. Pour un meilleur respect du cahier des charges initial, chaque région topologique peut ainsi: être usinée grâce à des stratégies d'usinage différentes, être évaluée par un jeu de paramètres de rugosité qui lui est propre et subir un post-traitement de polissage, si nécessaire.

CAD/CAM MACHINING IMPACT ON THE SURFACE INTEGRITY OF DENTAL CROWN PROSTHESES

The rehabilitation of dental function following the fitting of prostheses obtained by CAD/CAM is one of the major challenges of modern restorative dentistry. The quality of these prostheses can be assessed using roughness, corresponding to a major surface integrity (SI) component in dentistry. This thesis work aims to evaluate and quantify the influence of the characteristics associated with various milling tools, the materials used, and the parameters associated with the milling process on the residual roughness. The achieved results obtained during this work show a rather limited influence of the feedrate on the roughness, whereas those related to the size of the tool micro-geometry, the tool/prosthesis inclination, and the biomaterials are more significant. The importance of using a roughness parameters set in order to obtain a maximum of information relating to the surface topology is also demonstrated. This in turn leads to the definition of machining process performance indicators for the multi-physical and multi-indicator SI evaluation. The validation of the approach through a case study shows that a topological decomposition of the crown is necessary in order to better respect the prosthetic specifications and to provide valuable assistance to the practitioner or the laboratory technician. Each topological region can thus be machined using different machining strategies, be evaluated by a set of its own roughness parameters set, and undergo a post-processing polishing treatment, if necessary.

Discipline : Sciences pour l'ingénieur

Mots-clés : CFAO, intégrité de surface, rugosité, couple outil-matière, fraisage, abrasion, usinage, couronne dentaire.
