

INFLUENCE DE L'ORIENTATION OUTIL/MATIERE SUR L'INTEGRITE DE SURFACE DES BIOMATERIAUX DENTAIRES

N. LEBON ^a, L. TAPIE ^b, E. VENNAT ^c, B. MAWUSSI ^d

a. Département de Biomatériaux, URB2i-EA 4462, Faculté de chirurgie dentaire, Université Paris-Descartes, 1, rue Maurice Arnoux, 92120 Montrouge, Sorbonne Paris Cité, France
IUT de Saint Denis, Université Paris 13, Place du 8 mai 1945, 93206 Saint Denis cedex,
Sorbonne Paris Cité, France,
lebon@univ-paris13.fr

b. Département de Biomatériaux, URB2i-EA 4462, Faculté de chirurgie dentaire, Université Paris-Descartes, 1, rue Maurice Arnoux, 92120 Montrouge, Sorbonne Paris Cité, France
IUT de Saint Denis, Université Paris 13, Place du 8 mai 1945, 93206 Saint Denis cedex,
Sorbonne Paris Cité, France
laurent.tapie@univ-paris13.fr

c. Laboratoire Mécanique des Sols, Structures et Matériaux, UMR 8579, Centrale-Supélec,
Grande Voie des Vignes, 92295 Chatenay-Malabry Cedex, France
elsa.vennat@centralesupelec.fr

d. Département de Biomatériaux, URB2i-EA 4462, Faculté de chirurgie dentaire, Université Paris-Descartes, 1, rue Maurice Arnoux, 92120 Montrouge, Sorbonne Paris Cité, France
IUT de Saint Denis, Université Paris 13, Place du 8 mai 1945, 93206 Saint Denis cedex,
Sorbonne Paris Cité, France
mawussi@univ-paris13.fr

Mots clefs : CFAO dentaire, biomatériaux, intégrité de surface, rugosité, usinage, fraisage.

Résumé :

La dentisterie moderne utilise la voie de la CFAO pour produire par usinage des prothèses dentaires. La rugosité est un critère important de pérennité des prothèses dentaires. L'orientation du contact outil/matière lors de l'usinage de matériaux métalliques sur la rugosité est connue et étudiée. Malheureusement, peu d'études sur la rugosité des biomatériaux non métalliques après usinage sont menées pour comprendre l'impact de l'orientation outil sur la rugosité des prothèses. L'influence, sur la rugosité, de l'orientation outil/matière lors de l'usinage, par abrasion de blocs de biomatériaux dentaires, par la voie CFAO a donc été étudiée. Trois orientations (0°, 60°, 90°) ont été testées sur des blocs de biomatériaux (Vita Enamic). L'influence de l'orientation sur la rugosité a été testée pour 4 vitesses d'avance (1000-2000-3000-4800mm/min). Les résultats montrent que l'orientation outil/matière a une influence sur la rugosité. La vitesse d'avance n'a pas d'effet sur la rugosité, quelle que soit l'orientation. Il semblerait donc que le choix d'une vitesse d'avance élevée, et une adaptation de l'orientation outil/matière en fonction de la rugosité souhaitée, permettent d'optimiser l'intégrité de surface et le temps de production.

Abstract :

CAD/CAM is used in modern dentistry to mill dental prosthesis. Roughness is a key factor for prosthesis sustainability. The tool/workpiece inclination angle when cutting metallic materials is studied and well known. Unfortunately, few studies about the influence, on the roughness, of the tool/workpiece inclination angle when milling non-metallic dental biomaterial blocks, are available. The influence, on the roughness, of the tool/workpiece inclination angle when milling biomaterial blocks, with abrasive tool, by CAD/CAM has been studied. Three orientations (0°, 60°, 90°) were tested on biomaterials blocks (Vita Enamic). The influence, of the inclination angle, on the roughness was tested for 4 feedrates (1000-2000-3000-4800mm/min). The results show the roughness depends on the inclination angle. The feedrate has no effect on the roughness, regardless of the inclination angle. This suggests that a higher feedrate, and the tool/workpiece inclination angle choice according to the desired roughness, can optimize the surface integrity and production time.

1 Introduction

L'évolution des matériaux et des techniques utilisées en odontologie restauratrice s'est toujours développée en adéquation avec les avancées technologiques. Actuellement les prothèses dentaires sont souvent obtenues par voie CFAO. Cette technique moderne d'obtention de prothèses fixées met en œuvre des blocs de biomatériaux. Ces blocs en céramique, composite ou matériau hybride sont obtenus par technique de pressage et ensuite usinés par enlèvement de matière par des machines-outils à commandes numériques (MOCN) [1]. De nos jours patients et praticiens souhaitent obtenir des prothèses dentaires de « bonne qualité ». Les aspects les plus courants de qualité attendue sont : l'esthétique [2], la longévité [3], la non-adhérence de la plaque bactérienne [4][5], la biocompatibilité [6] et la rétention de la prothèse sur la dent préparée [7].

Tous ces aspects de qualité attendue, répondant aux fonctionnalités prothétiques, font appel à différentes composantes physiques ou géométriques de la surface prothétique obtenue, liées au matériau et à sa mise en forme. Toutes ces composantes se regroupent sous la notion d'intégrité de surface.

Malheureusement, l'influence de l'orientation du contact outil/pièce sur l'intégrité de surface des biomatériaux dentaires est peu connue. L'orientation de l'axe outil par rapport à la surface usinée par coupe est un paramètre influent, de la nature du contact, connu en ingénierie mécanique lors de l'usinage par abrasion de matériaux métalliques [8]. Pourtant, cet aspect reste particulièrement méconnu et peu étudié lorsqu'il s'agit de l'usinage par abrasion de biomatériaux dentaires.

Après quelques rappels de définitions, ce résumé présente les travaux relatifs à l'influence de l'angle d'orientation outil/matière sur l'intégrité de surface obtenue par usinage de biomatériaux dentaires.

2 Intégrité de surface appliquée à la dentisterie

2.1 Définition

L'intégrité de surface est un terme restant assez flou dans le domaine de la dentisterie. Néanmoins, il est possible d'aborder cette notion comme la signature résiduelle laissée par l'usinage sur la surface prothétique. L'intégrité de surface est un ensemble de composantes (géométriques et physiques) caractérisant la surface et les sous-couches d'une surface obtenue par un procédé de fabrication. Comme le montre la figure 1, les fonctionnalités de service (la biocompatibilité, le comportement mécanique, l'esthétique, la limitation de complication liées au milieu buccal) de la surface obtenue dépendent de la signature résiduelle laissée par le procédé de fabrication sur les composantes de l'intégrité de surface.

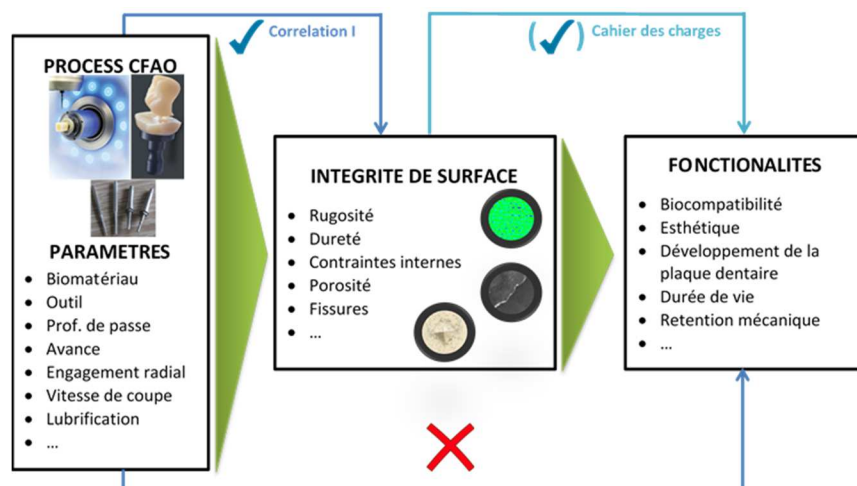


Fig 1: Examen des corrélations possibles (adaptée de [9])

Il semblerait donc possible d'établir une corrélation entre les fonctionnalités de services et les composantes de l'intégrité de surface (corrélation entre le cahier des charges et les composantes de l'intégrité de surface) pour comprendre de manière indirecte la signature résiduelle laissée par l'outil et donc le procédé d'usinage mis en œuvre.

2.2 Liens intégrité de surface - fonctionnalités prothétiques

Une étude bibliographique permet d'établir quelques corrélations entre les fonctionnalités attendues en dentisterie et les composantes d'intégrité de surface et tout particulièrement la rugosité.

La rétention mécanique de la prothèse assemblée (collage) sur la dent à restaurer semble être influencée par la rugosité.

Juntavee et Al [10] soulignent une corrélation entre la rugosité de l'intrados d'une couronne dentaire (surface en contact avec le matériau d'assemblage) et sa force de rétention. L'étude reste malheureusement qualitative sans aucune mesure de rugosité, néanmoins ils démontrent que la force de traction nécessaire à la séparation des deux parties prothétiques augmente avec la rugosité de la surface interne de la couronne.

Le développement de la plaque dentaire (cause principale de reprise de carie ou d'inflammation gingivale) est aussi corrélé avec la rugosité de surface de la prothèse.

Sorensen [5] a montré que la rugosité élevée d'une couronne favorise la rétention et donc le développement de la plaque dentaire. Malheureusement, cette étude purement qualitative n'indique aucune valeur de rugosité. Une synthèse, de Bollen et Al [4], confirme la conclusion de Sorensen et indique qu'il existe une asymptote au-dessous de laquelle la rugosité n'a plus d'influence sur la tenue de la plaque bactérienne (rugosité arithmétique asymptotique $R_a=0.2\mu\text{m}$).

Heintze et Al [11], ont mesurés la rugosité et la brillance de plusieurs biomatériaux dentaires, en fonction du temps et de l'effort de polissage. Ils en ont conclu que la rugosité et la brillance sont étroitement liées quel que soit le biomatériau.

La rugosité et les contraintes internes sont les deux composantes relevées par Deville et Al [12] comme participant au vieillissement de la zircone 3Y-TZP. En revanche les deux paramètres sont liés. Comme expliqué dans l'article, le polissage permettant de réduire la rugosité, entraîne des contraintes internes. Les auteurs préconisent plutôt un polissage rugueux, créant des contraintes internes en compression. Ces dernières améliorant la durée de vie des prothèses.

D'autre part, Grant et Al montrent que la rugosité n'a quasiment pas d'influence sur les changements de phase dans la zircone 3Y-TZP, mais à l'inverse les transformations de phase entraînent une modification de la rugosité en surface [13].

Cette succincte étude bibliographique a montré que la rugosité est une composante majeure d'intégrité de surface en dentisterie, la quasi-totalité des fonctionnalités de service attendues sont concernées. C'est pourquoi notre étude s'oriente vers l'étude de la rugosité résiduelle obtenue après usinage par abrasion des biomatériaux prothétiques.

3 Orientation du contact outil-matière

Comme montré sur la figure 1, afin d'étudier l'influence du procédé d'usinage sur les fonctions de service de la prothèse, seule l'intégrité de surface résiduelle laissée par l'outil permet ce couplage. Alors que l'orientation du contact outil-pièce lors de l'usinage de matériaux métalliques est étudiée pour son influence sur la rugosité [8], ce phénomène est peu connu et peu étudié lors de l'usinage de biomatériaux dentaires.

Actuellement dans le cadre de la CFAO en cabinet dentaire, l'usinage par MOCN s'appuie sur une stratégie par plans parallèles comme support de trajectoires outil (Fig.2). Quelle que soit la MOCN utilisée, seulement 3 axes sont utilisés en continu pendant l'usinage. Par conséquent, l'orientation des contacts outil/matière est fixe et donc en chaque point des surfaces à usiner l'outil ne peut prendre qu'une seule direction parallèle à l'axe de la broche. La figure 3 schématise ce contact outil/matière en un point A de la surface à usiner dont la normale de contact est \vec{n} . L'angle d'orientation du contact entre l'outil et la normale à la surface considérée est noté θ . Un mode d'usinage en bout est donc obtenu pour un angle θ nul, alors qu'un mode d'usinage en flanc intervient lorsque θ est supérieur à $90^\circ - \delta$ (δ =angle de dépouille outil).

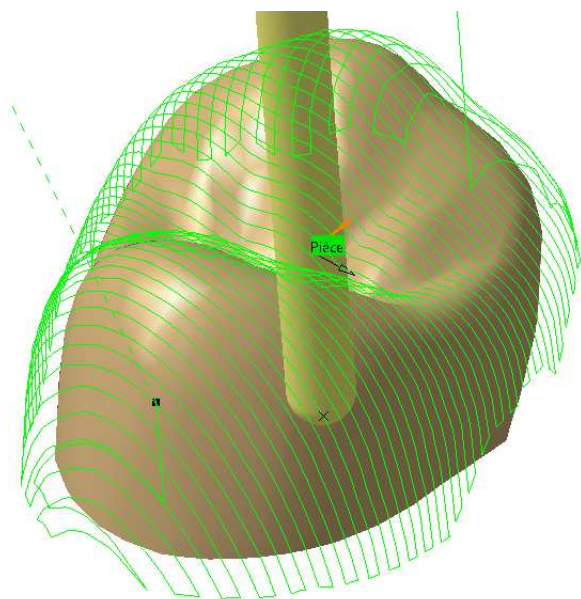


Fig 2 : Trajectoire 3 axes (plans parallèles) pour un outil conique sur un extrados coronaire de prémolaire n°15.

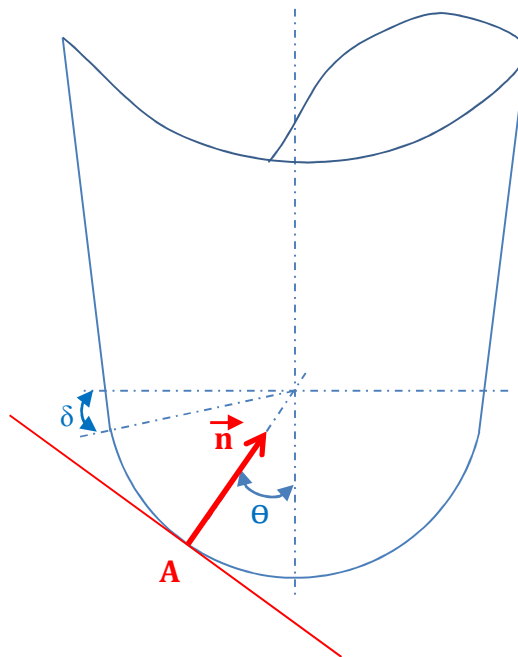
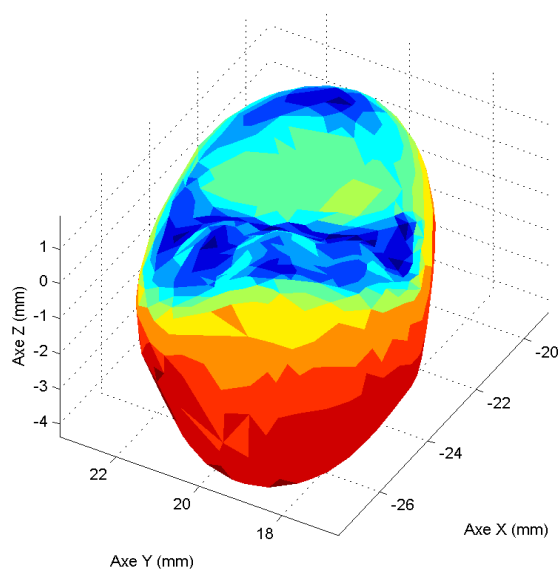


Fig 3 : Schématisation du contact outil/matière.

Des analyses sous Matlab® nous ont permis de réaliser une cartographie ainsi qu'une répartition en pourcentage surfacique des orientations du contact outil/matière (θ), lors du balayage 3 axes de prothèses coronaires par plans parallèles. Les analyses ont été effectuées sur 16 intrados et 16 extrados coronaires. Les résultats pour un outil conique ($\delta=2.3^\circ$) sur un extrados coronaire de prémolaire n°15, sont donnés figure 4.

Cartographie des zones de contact outil pour un angle outil de 2.3°

Repartition de la surface en zones de contact outil pour un angle outil de 2.3°
3% < 12%



θ en deg

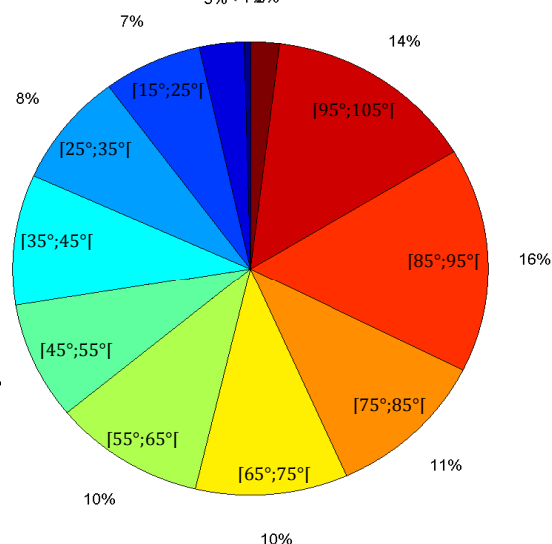
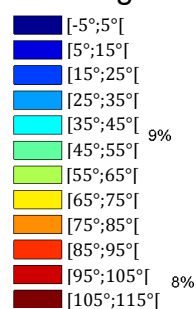


Fig 4: Exemple de répartition et pourcentage des zones de contact outil/matière pour un outil conique sur un extrados coronaire de prémolaire n°15.

Il ressort de ces analyses que la zone de surface la plus importante (16%) de la prothèse est usinée en flanc ou en quasi-flanc ($[85^\circ < \theta < 95^\circ]$). Cette surface se situe principalement sur les faces latérales de la couronne. Il apparaît ensuite qu'une orientation outil/matière aux environs de 60° ($[55^\circ < \theta < 65^\circ]$), représente la deuxième zone de surface la plus importante (10%). Cette surface se situe principalement à l'interface des zones latérale et occlusale (partie supérieure de la couronne). Enfin moins de 1% de la surface est obtenue par le mode d'usinage en bout ($[-5^\circ < \theta < 5^\circ]$). L'usinage en bout se situe principalement sur la face occlusale de la couronne.

Nos expérimentations sont donc portées sur l'influence des deux principales orientations outil/matière, à savoir, $\theta=90^\circ$ et $\theta=60^\circ$, sur la rugosité. Afin de pouvoir comparer les deux cas extrêmes (usinage en bout et en flanc) des expérimentations en bout ($\theta=0^\circ$) ont aussi été menées même si ce mode d'usinage semble moins récurrent lors de l'usinage d'une prothèse.

4 Matériel et Méthodes

4.1 Usinage des échantillons

Les expérimentations ont été réalisées sur une MOCN 4 axes prototype LYRA® (GACD SASU, Paris, France) de cabinet dentaire. Des fraises abrasives coniques ($\delta=2.3^\circ$, $D_{\text{sphère}}=1\text{mm}$) issues du système CFAO de cabinet LYRA® ont été utilisées pour faire les essais (Fig.5a). La taille moyenne des grains abrasifs de ces outils est de 78 microns. Des usinages (surfaces planes) ont été réalisés sur des blocs de biomatériaux CFAO, innovants, hybrides, de marque VITA ENAMIC® (VITA Zahnfabrik GmbH Bad Säckingen, Allemagne) (Fig.5b) [14]. L'influence de l'orientation outil/matière a été expérimentée pour 4 vitesses d'avance différentes (1000-2000-3000-4800 mm/min). Les conditions de coupe retenues pour les expérimentations sont données figure 5c.

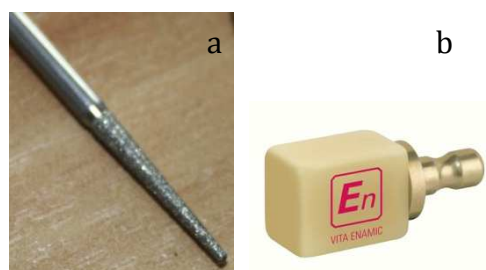


Fig 5: Couple outil-matière testé
a : Fraise Lyra testée
b : Vita Enamic, biomatériau hybride testé
c : Conditions de coupe utilisées

Vitesse de rotation	60000 tr/min
Vitesse d'avance (Vf)	1000-2000-3000-4800 mm/min
Lubrification	Eau + 5% lubrifiant spécifique
Surface plane usinée	5mm x 15mm
Usinage en flanc $\theta=90^\circ$	
Pas radial	0.5mm
Pas axial	5mm
Mode d'usinage	En avalant
Usinage avec $\theta=60^\circ$ et $\theta=0^\circ$	
Pas radial	0.1mm
Pas axial	0.5mm
Mode d'usinage	Zigzag (Aller-retour)

4.2 Mesure de la rugosité des échantillons

Chaque surface usinée a été observée. Les rugosités 2D et 3D ont été mesurées avec un microscope à variation focale (InfiniteFocus ; Alicona Imaging GmbH). Les profils de rugosité 2D ont été mesurés perpendiculairement à la direction d'avance. Trois profils (environ 1mm de long) par échantillon ont été enregistrés. La rugosité 3D a été mesurée sur une surface plane de $0.8 \times 1\text{mm}^2$. Deux surfaces par échantillon ont été enregistrées. En accord avec la norme EN 623-4 [15], les points aberrants ont été supprimés des mesures. Enfin les moyennes et écarts-types ont été calculés. Les critères de rugosité 2D observés été R_a (écart moyen arithmétique du profil), R_t (hauteur totale du

profil), et Rz (hauteur maximale du profil) [16][17][18]. Les critères de rugosité 3D observés été Sa (rugosité moyenne arithmétique de la surface), Sv (profondeur maximale des creux), et Sq (rugosité moyenne quadratique de la surface) [19][20][21].

5 Résultats et Discussion

Les résultats correspondant aux critères de rugosité Ra (2D) et Sa (3D) sont représentés figure 6.

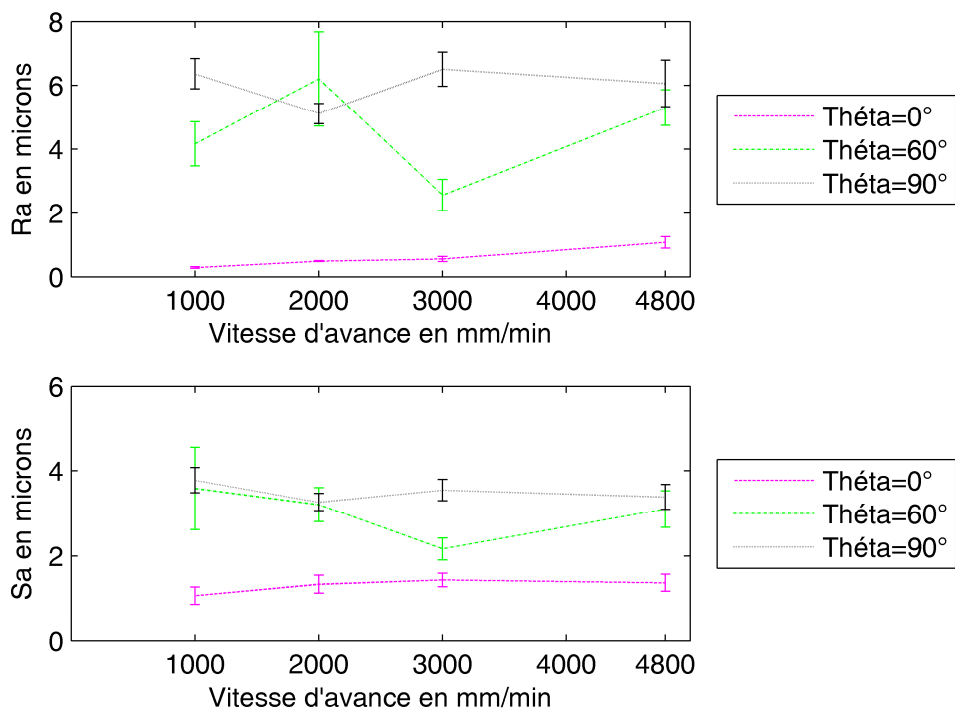


Fig 6: Rugosités 2D et 3D obtenues après usinage pour le couple testé

La figure 6 montre que la vitesse d'avance n'a pas d'impact significatif sur les rugosités de la surface obtenue pour le couple outil-matière testé, quelle que soit l'orientation outil/matière. Les variations enregistrées sont liées aux dispersions du procédé d'usinage et aux incertitudes de mesures. Ces résultats sont en partie confirmés par Yin et Al et Song et Al qui ont réalisé des tests d'usinage en flanc similaires, sur un biomatériau de céramique feldspathique dentaire (Vita Mark II) [22][23]. Par conséquent, dans le but d'optimiser le temps de fabrication d'une prothèse dentaire, et sans en modifier significativement la rugosité, le choix d'une vitesse d'avance élevée est préférable.

Il apparaît qu'il existe une relation entre les critères de rugosité arithmétiques obtenus sur la surface usinée et l'orientation outil/matière choisie. En effet, les rugosités 2D Ra et 3D Sa augmentent lorsque l'orientation outil/matière évolue de 0° à 60° puis de 60° à 90°. Il est donc important d'utiliser l'orientation adéquate pour obtenir la rugosité désirée lors de l'usinage de couronnes.

5.1 Essais en flanc ($\theta=90^\circ$)

L'observation des surfaces obtenues après usinage en flanc révèle des creux et pics quasi continus et rectilignes parallèles à la direction d'avance (Fig.7). Cette topologie anisotrope est la signature de l'outil sur la surface usinée. Elle est induite par les grains diamantés recouvrant la surface active de l'outil. Les résultats semblent montrer qu'il faut apporter un soin particulier au choix de la taille des

grains pour optimiser la hauteur des creux et pics de la surface usinée, et donc optimiser l'intégrité de surface.

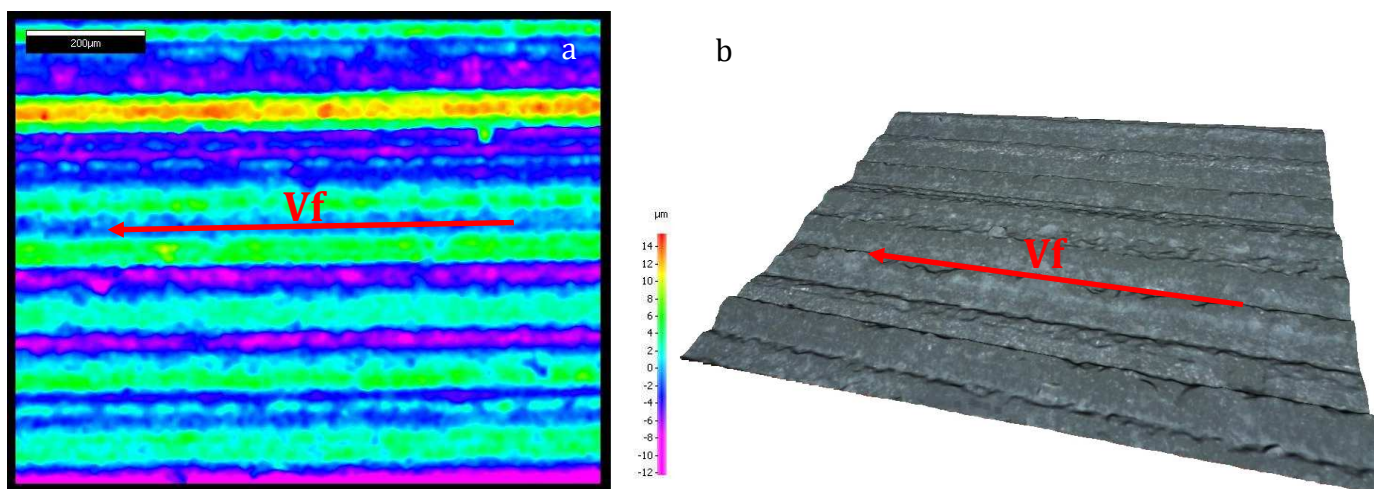


Fig 7: Topologie de la surface obtenue après usinage avec $\theta=90^\circ$ et $V_f=2000\text{mm/min}$

a : Représentation en fausses couleurs de la surface

b : Représentation 3D de la surface

5.2 Essais avec $\theta=60^\circ$

L'observation des surfaces obtenues après usinage à $\theta=60^\circ$ révèle des creux et pics quasi continus et rectilignes parallèles à la direction d'avance (Fig.8). Cette topologie anisotrope est la signature des passes successives (zigzag) de l'outil sur la surface usinée, ainsi que des grains diamantés recouvrant la surface active de l'outil.

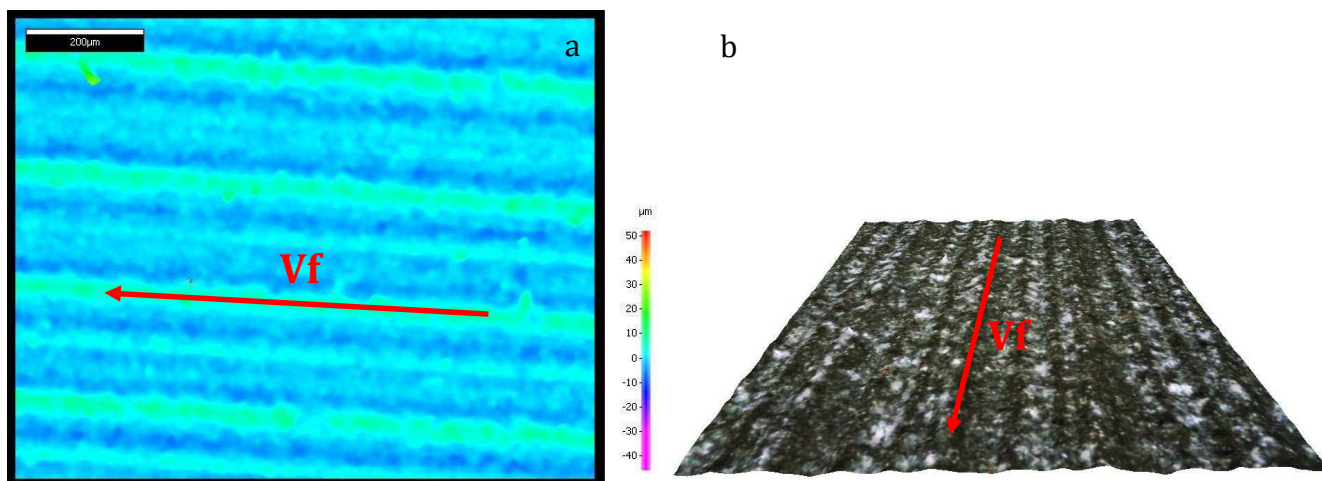


Fig 8: Topologie de la surface obtenue après usinage avec $\theta=60^\circ$ et $V_f=3000\text{mm/min}$

a : Représentation en fausses couleurs de la surface

b : Représentation 3D de la surface

5.2 Essais en bout ($\theta=0^\circ$)

L'observation des surfaces obtenues après usinage en bout ($\theta=0^\circ$) révèle une surface isotrope (Fig.9). Contrairement aux orientations précédentes, la présence de creux et pics continus et rectilignes parallèles à la direction d'avance n'existe pas. Cette topologie isotrope sur la surface usinée, est la

signature de la géométrie de l'outil combinée à la taille et répartition des grains abrasifs sur l'outil, et à la stratégie de balayage de la surface en zigzag.

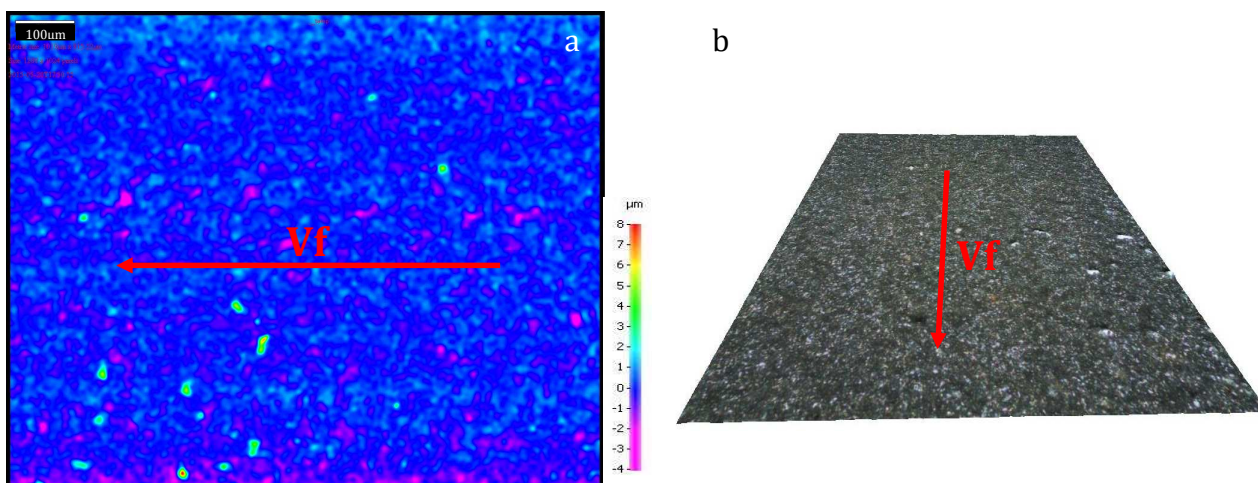


Fig 9: Représentation en fausses couleurs de la surface obtenue après usinage en bout $\theta=0^\circ$ et $V_f=1000\text{mm/min}$
a : Représentation en fausses couleurs de la surface b : Représentation 3D de la surface

6 Conclusion

Dans nos conditions d'essais, il a été montré que l'intégrité de surface intra-prothétique n'est pas homogène sur une prothèse coronaire. En effet, la rugosité obtenue en surface est influencée par l'angle d'orientation outil/matière. En revanche la vitesse d'avance n'a pas d'impact significatif sur la rugosité. Il semblerait donc que le choix d'une vitesse d'avance élevée, et une adaptation de l'orientation outil/matière en fonction de la rugosité souhaitée, permettent d'optimiser l'intégrité de surface et le temps de production.

Références

- [1] R. Giordano, Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations, *Journal of American Dental Association*, (2006) 137, 14S.
- [2] L.G. Davis, P.D. Ashworth, L.S. Spriggs, Psychological effects of aesthetic dental treatment, *Journal of dentistry*, (1998) 26(7), 547-554.
- [3] R. Hickel, A. Peschke, M. Tyas, I. Mjör, S. Bayne, M. Peters, ..., S.D. Heintze, FDI World Dental Federation: clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations - update and clinical examples, *Clinical oral investigations*, (2010) 14(4), 349-366.
- [4] C.M. Bollen, P. Lambrechts, M. Quirynen, Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature, *Dental Materials*, (1997) 13(4), 258-269.
- [5] J.A. Sorensen, A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, (1989) 62(3), 264-269.
- [6] A. Bertoluzza, C. Fagnano, P. Monti, R. Simoni, A. Tinti, M.R. Tosi, R. Caramazza, Raman spectroscopy in the study of biocompatibility, *Clinical materials*, (1992) 9(1), 49-68.
- [7] S.D. Heintze, Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents, *Dental Materials*, (2010) 26(3), 193-206.
- [8] A. Daymi, M. Boujelbene, J.M. Linares, E. Bayraktar, A. Ben Amara, Influence of workpiece inclination angle on the surface roughness in ball end milling of the titanium alloy Ti-6Al-4V, *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering*, (2009) 35(1), 79-86
- [9] I.S. Jawahir, E. Brinksmeier, R. M'Saoubi, D.K. Aspinwall, J.C. Outeiro, D. Meyer, ..., A.D. Jayal, Surface integrity in material removal processes: Recent advances, *CIRP Annals-Manufacturing Technology*, (2011) 60(2), 603-626.
- [10] N. Juntavee, P.L. Millstein, Effect of surface roughness and cement space on crown retention, *The Journal of prosthetic dentistry*, (1992) 68(3), 482-486.
- [11] S.D. Heintze, M. Forjanic, V. Rousson, Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro, *Dental Materials*, (2006) 22(2), 146-165.
- [12] S. Deville, J. Chevalier, L. Gremillard, Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia, *Biomaterials*, (2006) 27(10), 2186-2192.
- [13] K.L. Grant, R.D. Rawlings, R. Sweeney, Effect of HIPping, stress and surface finish on the environmental degradation of Y-TZP ceramics, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, (2001) 12(6), 557-564.
- [14] M. Zimmermann, A. Mehl, S. Reich, New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures, *International Journal of Computerized Dentistry*, (2013) 16, 173-181.
- [15] Organization of the French standardization system, NF EN-623, Advanced technical ceramics - monolithic ceramics - general and textural properties - Part 4: determination of surface roughness, La Plaine Saint-Denis: AFNOR; 2005.
- [16] International Organization for Standardization, ISO-4287, Geometrical Product Specifications (GPS) - Surface texture: profile method - terms, definitions and surface texture parameters, Geneva: ISO; 1997.
- [17] International Organization for Standardization, ISO-4288, Geometrical product specifications (GPS) - Surface texture: profile method. Rules and procedures for the assessment of surface texture, Geneva: ISO; 1996.
- [18] International Organization for Standardization, ISO-12085, Geometrical Product Specifications (GPS) - surface texture: profile method - motif parameters, Geneva: ISO; 1996.

- [19] International Organization for Standardization, ISO-25178, Geometrical product specifications (GPS) - surface texture: Areal - Part 2: terms, definitions and surface texture parameters, Geneva: ISO; 2012.
- [20] International Organization for Standardization, ISO-25178, Geometrical product specifications (GPS) - surface texture: Areal - Part 6: classification of methods for measuring surface texture, Geneva: ISO; 2010.
- [21] International Organization for Standardization, ISO-25178, Geometrical product specifications (GPS) - surface texture: Areal - Part 605: nominal characteristics of non-contact (point autofocus probe) instruments, Geneva: ISO; 2014.
- [22] L. Yin, X.F. Song, S.F. Qu, Y.G. Han, H. Wang, Surface integrity and removal mechanism in simulated dental finishing of a feldspathic porcelain, *Journal Biomedical Materials Research*, (2006) 79, 365-378.
- [23] X.F. Song, L. Yin, Y.G. Han, H. Wang, Micro-fine finishing of feldspar porcelain for dental prostheses, *Medical Engineering & Physics*, (2008) 30, 856-864.