



**HAL**  
open science

# Contribution à la conception et fabrication par ordinateur de pièces de formes complexes : de l'usinage de pièces mécaniques aux dispositifs biomédicaux

Laurent Tapie

## ► To cite this version:

Laurent Tapie. Contribution à la conception et fabrication par ordinateur de pièces de formes complexes : de l'usinage de pièces mécaniques aux dispositifs biomédicaux. Sciences de l'ingénieur [physics]. Université paris 13, 2019. tel-02090410

**HAL Id: tel-02090410**

**<https://hal.science/tel-02090410>**

Submitted on 4 Apr 2019

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

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

# HABILITATION À DIRIGER DES RECHERCHES EN SCIENCES ET INGÉNIERIE DE L'UNIVERSITÉ PARIS 13

PAR LAURENT TAPIE - MAÎTRE DE CONFÉRENCES À L'UNIVERSITÉ PARIS 13

## Contribution à la conception et fabrication assistée par ordinateur de pièces de formes complexes : de l'usinage de pièces mécaniques aux dispositifs biomédicaux

Soutenue publiquement le 1er avril 2019 à Montrouge devant un jury composé  
de :

<i>Présidente</i>	Mme Anne Pellé, Professeure à l'Université Paris 13
<i>Rapporteurs</i>	M. Nabil Anwer, Professeur à l'Université Paris Sud M. Benoit Furet, Professeur à l'Université de Nantes M. Yann Landon, Maître de Conférences - HDR de l'Université Paul Sabatier M. Yann Quinsat, Professeur Agrégé - HDR de l'Ecole Normale Supérieure Paris-Saclay
<i>Examineurs</i>	M. Jean-Pierre Attal, Maître de Conférences - PH - HDR de l'Université Paris Descartes M. Thierry Chartier, Directeur de recherche CNRS, Institute de Recherche des Céramiques M. Nicolas Schmitt, Professeur, Université Paris Est
<i>Garant</i>	M. Bernardin Mawussi, Professeur, Université Paris 13

Unité de Recherche en Biomateriaux Innovants et Interfaces EA 4462



# Table des matières

<b>Table des matières</b>	<b>i</b>
<b>Partie 1. Notice individuelle</b>	<b>1</b>
<b>1 Curriculum vitae</b>	<b>3</b>
1.1 Expériences professionnelles . . . . .	3
1.2 Formations et qualifications . . . . .	4
<b>2 Activités d'enseignement</b>	<b>5</b>
2.1 Responsabilités pédagogiques . . . . .	5
2.2 Enseignements à l'Université Paris 13 . . . . .	7
2.3 Enseignements à l'ENS Cachan (2004-2012) . . . . .	8
2.4 Enseignements en formations d'ingénieur à l'Université Marne la Vallée et à l'Université Paris Sud (2003-2004) . . . . .	9
<b>3 Activités scientifiques</b>	<b>11</b>
3.1 Introduction à mes travaux de recherche . . . . .	11
3.1.1 2004-2012 : Laboratoire Universitaire de Recherche en Production Automatisée - EA1385 . . . . .	11
3.1.2 Depuis 2012 : Unité de Recherche en Biomatériaux Innovants et Interfaces - EA4462 . . . . .	16
3.2 Responsabilités scientifiques et administratives . . . . .	23
3.3 Encadrements scientifiques . . . . .	24
3.4 Publications et production scientifique . . . . .	28
3.4.1 Articles dans des revues internationales à comité de lecture reconnues	28
3.4.2 Articles dans des revues nationales à comité de lecture . . . . .	29
3.4.3 Communications dans des congrès internationaux . . . . .	30
3.4.4 Communications dans des congrès nationaux . . . . .	31

3.4.5	Travaux universitaires . . . . .	32
3.4.6	Rapports de prestation pour les industriels . . . . .	32
<b>4</b>	<b>Participation à la vie scientifique</b>	<b>33</b>
4.1	Membre du conseil scientifique de la faculté de chirurgie dentaire - Université Paris Descartes . . . . .	33
4.2	Membre de comité de lecture et relecteur . . . . .	33
4.3	Membre de comités de sélection et d'expert . . . . .	33
4.4	Diffusion scientifique et pédagogique . . . . .	33
4.4.1	Co-responsable de la plateforme PlatiNum . . . . .	33
4.4.2	Correspondant de l'URB2i pour l'Association Usinage Très Grande Vitesse . . . . .	34
4.4.3	Conférencier invité et membre de comités d'organisation de conférences . . . . .	34
4.4.4	Directeur et assesseur de thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire . . . . .	36
	 <b>Partie 2. Travaux de recherche</b>	 <b>37</b>
<b>5</b>	<b>La méthodologie CFAO : contextes et problématiques</b>	<b>39</b>
5.1	Préambule : qu'est-ce que la CFAO? . . . . .	39
5.2	Méthodologie CFAO en « Ingénierie mécanique » . . . . .	42
5.2.1	Chaîne et flux numérique . . . . .	42
5.2.2	Application aux outillages de forge . . . . .	43
5.2.3	Problématique industrielle . . . . .	45
5.3	Méthodologie CFAO en « Ingénierie prothétique dentaire » . . . . .	47
5.3.1	Mise en œuvre en prothèse conjointe . . . . .	47
5.3.2	Chaîne et flux numérique . . . . .	49
5.3.3	Problématique clinique et sociétale . . . . .	53
5.4	Synthèse et positionnement des travaux . . . . .	56
5.4.1	Problématique de formalisation et de modélisation de méthodologies CFAO . . . . .	57
5.4.2	Problématique de l'évaluation, de l'intégration et de l'instanciation des chaînes de CFAO . . . . .	57
<b>6</b>	<b>Méthodologie CFAO pour l'usinage de formes complexes</b>	<b>59</b>
6.1	Concept de décomposition topologique . . . . .	59
6.1.1	Extraction d'entité d'usinage d'outillage de forge - Concept de viewer	61

6.1.2	Regroupement en macro-entité d'usinage - Modèles de relations topologiques . . . . .	68
6.2	Génération de processus d'usinage . . . . .	77
6.2.1	Structuration d'un processus d'usinage . . . . .	77
6.2.1.1	Modèle de stratégie d'usinage . . . . .	77
6.2.1.2	Modèle d'outil . . . . .	79
6.2.1.3	Modèle de séquence d'usinage . . . . .	79
6.2.1.4	Modèle de processus d'usinage . . . . .	80
6.2.2	Outils d'analyse et simulation de processus d'usinage . . . . .	81
6.2.2.1	High Speed Performance viewer . . . . .	82
6.2.2.2	Dental Surface Integrity Analyser . . . . .	86
6.3	Conclusion . . . . .	96
<b>7</b>	<b>Évaluation de l'intégration et l'instanciation des chaînes de CFAO dentaire</b>	<b>97</b>
7.1	Protocoles de métrologie dimensionnelle des prothèses et assemblages prothétiques . . . . .	97
7.1.1	Choix des critères et indicateurs dimensionnels . . . . .	101
7.1.2	Proposition d'une chaîne métrologique indirecte par triple-scan . . .	105
7.1.2.1	Choix d'un système de mesure . . . . .	105
7.1.2.2	Proposition d'une procédure de mesure . . . . .	106
7.1.2.3	Évaluation des erreurs de mesure . . . . .	109
7.1.2.4	Application : évaluation de chaînes de réalisation de chapes en zircone . . . . .	111
7.1.2.5	Synthèse . . . . .	120
7.1.2.6	Confrontation à la méthode des répliques . . . . .	122
7.1.3	Évaluation et amélioration du protocole métrologique micro-tomographie Rx . . . . .	127
7.1.3.1	Problématiques métrologiques . . . . .	127
7.1.3.2	Formalisation de nouveaux critères et indicateurs d'évaluation de l'assemblage dento-prothétique . . . . .	130
7.1.3.3	Proposition d'une nouvelle procédure de mesure : rétro-contrôle de prothèses dentaires réalisées par CFAO . . . . .	137
7.2	Protocole d'évaluation de la rugosité de surface des prothèses usinées . . .	138
7.2.1	Problématique de l'intégrité des surfaces prothétiques dentaires et usinées . . . . .	139
7.2.2	Choix de paramètres de rugosité . . . . .	143
7.2.3	Choix d'une méthode et d'un principe de mesure . . . . .	144

7.2.4	Procédure de mesure . . . . .	146
7.2.4.1	Acquisitions . . . . .	146
7.2.4.2	Traitements des données : méthodes de calcul . . . . .	147
7.2.5	Application à l'évaluation de rugosité de surfaces prothétiques . . .	147
7.2.5.1	Réalisation des échantillons et mesures de rugosité . . . . .	147
7.2.5.2	Résultats et discussions des usinages en flanc . . . . .	149
7.2.5.3	Résultats et discussions des usinages en configuration mixte	153
7.2.5.4	Résultats et discussions des usinages en bout . . . . .	155
7.2.5.5	Synthèse . . . . .	156
7.3	Protocole de qualification standardisée des systèmes de numérisation . . .	159
7.3.1	Problématique de l'évaluation des équipements de numérisation den- taire . . . . .	159
7.3.1.1	Marché des équipements de numérisation . . . . .	159
7.3.1.2	Protocoles d'évaluation - État de l'art . . . . .	160
7.3.2	Mise en place d'un protocole standardisable . . . . .	163
7.3.2.1	Choix d'artefacts . . . . .	163
7.3.2.2	Proposition d'une procédure de mesure . . . . .	164
7.4	Conclusion . . . . .	172
<b>8</b>	<b>Perspectives de recherche - Émergence de l'ingénierie prothétique dentaire</b>	<b>173</b>
8.1	Contexte socioéconomique . . . . .	173
8.2	Développement d'outils CFAO dentaire innovants . . . . .	174
8.3	Protocoles innovants d'évaluation de chaîne CFAO . . . . .	175
8.4	Vers une méthodologie de conception intégrée prothèse - biomatériau - procédé additif : projet Biomimeteeth . . . . .	175
	<b>Bibliographie</b>	<b>179</b>

# Partie 1. Notice individuelle

« Choisissez un travail que vous aimez et vous n'aurez pas à travailler un seul jour de votre vie. »

---

*(Confucius)*



# Chapitre 1

## Curriculum vitae

### Laurent Tapie

Maître de Conférences en Génie Mécanique CNU 60 – Université Paris 13

Titulaire de la Prime d'Encadrement Doctoral et de Recherche (Campagne 2016)

Né le 18 Octobre 1979, Marié, 1 enfant

*Établissement de rattachement* : Université Paris 13

Institut Universitaire de Technologie de Saint-Denis - Département Génie Mécanique et Productique

Place du 8 Mai 1945, 93206, Saint-Denis Cedex

Mél : laurent.tapie@univ-paris13.fr - Tél. : 01 49 40 61 67

*Laboratoire de rattachement* : Unité de Recherche en Biomatériaux Innovants et Interfaces, EA 4462

Faculté de chirurgie dentaire – Université de Paris (anciennement Université Paris Descartes)

1 rue Maurice Arnoux, 92120, Montrouge

Mél : laurent.tapie@parisdescartes.fr - Tél. : 01 58 07 67 51

### 1.1 Expériences professionnelles

- 2009      **Maître de Conférences**, IUT de Saint-Denis, Univ. Paris 13  
            **Chercheur permanent**, URB2i (depuis 2012), Univ. Paris Descartes - Paris 13  
            **Chercheur permanent** (2009-2012), LURPA, ENS Cachan
- 2007-2009 **Professeur Agrégé**, IUT de Saint-Denis, Univ. Paris 13  
            **Chercheur associé**, LURPA, ENS Cachan
- 2004-2007 **Moniteur**, ENS Cachan
- 2003-2004 **Vacataire**, Univ. Marne la Vallée et Paris Sud

## 1.2 Formations et qualifications

- 2007     **Doctorat** de l'ENS Cachan, spécialité Génie Mécanique  
Titre : Décomposition topologique des outillages de forge pour la  
génération de trajectoires UGV
- B. ANSELMETTI, Directeur, Université Paris Sud, LURPA
- B. MAWUSSI, Encadrant, Université Paris 13, LURPA
- H. PARIS, Président, Université J. Fourier Grenoble, G-SCOP
- G. RIS, Rapporteur, Université H. Poincaré Nancy I, CRAN
- W. RUBIO, Rapporteur, Université P. Sabatier Toulouse, LGMT
- A. WAGNER, Examineur, Ingénieur Ascoforge Safe S.A.S.  
Hagondange
- 2000-2004   **Élève stagiaire fonctionnaire**, ENS Cachan
- 2004     **DEA** de Production Automatisée, ENS Cachan,  
Université Nancy I
- 2003     **Agrégation** externe de Génie Mécanique, 5ème rang
- 2002     **Maîtrise** de Technologie Mécanique, Université Paris 6,  
ENS Cachan
- 2001     **Licence** de Technologie Mécanique, Université Paris 6,  
ENS Cachan
- 1997-2000   **Classes Préparatoires** aux Grandes Ecoles Physique et  
Technologie, Lycée Turgot, Limoges
- 1997     **Baccalauréat** série S option Sciences de l'Ingénieur, Lycée  
Dautry, Limoges

# Chapitre 2

## Activités d'enseignement

### 2.1 Responsabilités pédagogiques

#### **Directeur des études – Master Ingénierie de la Santé et Biomatériaux - Univ. Paris 13, Paris Descartes, Paris Diderot**

- Depuis septembre 2015
- Environ 50 étudiants par an
- Coordination de la rédaction du bilan HCERES
- Coordination de la rédaction et mise en place de la maquette pédagogique
- Gestion des vacataires et de l'emploi du temps (en coordination avec les facultés de chirurgie dentaire – Université Paris Descartes et Paris Diderot et l'Institut Galilée – Université Paris 13)
- Recrutement des étudiants

#### **Référent de l'UE Ingénierie des Matériaux – Master Ingénierie de la Santé et Biomatériaux - Univ. Paris 13, Paris Descartes, Paris Diderot**

- Depuis septembre 2015
- Environ 40 étudiants par an
- Responsabilité partagée du contenu pédagogique

#### **Créateur et référent de l'UE CFAO – Master Ingénierie de la Santé et Biomatériaux - Univ. Paris 13, Paris Descartes, Paris Diderot**

- Depuis février 2013
- Environ 50 étudiants par an
- Responsabilité du contenu pédagogique, recrutement et suivi des intervenants

**Créateur et référent de l'enseignement de CFAO – Diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire - Univ. Paris Descartes**

- Depuis septembre 2014
- Environ 60 étudiants par an
- Responsabilité partagée du contenu pédagogique, de la coordination et du suivi des Assistants Hospitalo-universitaires des départements de biomatériaux et de prothèse en charge des travaux pratiques

**Référent des modules méthodes – production en 2ème année DUT Génie Mécanique et Productique - Univ. Paris 13**

- Depuis septembre 2009
- Environ 60 étudiants par an
- Mise en place de la progression pédagogique : structuration des contenus pédagogiques et coordination avec les intervenants, le directeur des études et les enseignements de 1ère année

**Président des commissions ad hoc de recrutements PRAG mécanique - sciences de l'industrie et de l'ingénieur**

- Nommé par le président de l'université pour la campagne de recrutement 2017

**Correspondant productique au plateau technique de l'IUT de Saint-Denis - Univ. Paris 13**

- Depuis septembre 2011
- Mise en place de la politique d'investissement des équipements lourds d'enseignement en partenariat avec les chefs de départements industriels (Génie Mécanique et Productique, Génie Industriel et Maintenance et Science et Génie des Matériaux)

**Coordinateur des relations industrielles pôle alternance - pôle industriel de l'IUT de Saint-Denis - Univ. Paris 13**

- De septembre 2010 à septembre 2011
- Co-organisation d'un forum de l'alternance : rencontre entre industriels et futurs candidats aux formations par alternance de l'IUT
- Gestion des offres de stage, d'alternance et d'emploi en relation avec les responsables de formation

**Directeur des études du DUT Génie Mécanique et Productique formation par apprentissage de l'IUT de Saint-Denis - Univ. Paris 13**

- De septembre 2008 à septembre 2010

- Gestion du volet pédagogique de la formation (suivi de la formation en entreprise et à l'IUT, emploi du temps, réunions employeur – équipe pédagogique, soutenances de stage) en relation avec le CFA Sup 2000
- Relation avec les services techniques et de ressources humaines des entreprises (proposition de candidats, recherche d'offres de stage en alternance)
- Recrutement et suivi des candidatures (sélection des candidats et soutien dans leur recherche de contrat)

### Élu au Conseil de Département Génie Mécanique et Productique de l'IUT de Saint-Denis - Univ. Paris 13

- D'octobre 2007 à octobre 2009
- Mise en place de la pédagogie en DUT et licences professionnelles rattachées au département (organisation, administration et vie du département)
- Avis sur l'élection du chef de département

## 2.2 Enseignements à l'Université Paris 13

J'assure mes enseignements à l'IUT de Saint-Denis et à l'Institut Galilée, composantes de l'Université Paris 13.

*Statut* : Maître de Conférences

*Domaines* : Ingénierie de Conception et Production, Chaîne numérique, CFAO, MOCN, Usinage, Procédés additifs

*Détails des enseignements* : 220 HETD (année type)

### Diplôme Universitaire et Technologique en Génie Mécanique et Productique

<i>Intitulé</i>	<i>Responsabilité</i>	<i>Format</i>	<i>Thème</i>
<b>Méthodes S3</b> 2ème année Niveau L2	Référent	4h de CM, 8h de TD, 12h de TP	Étude et simulation de phase-optimisation des coûts
<b>Production S3</b> 2ème année Niveau L2	Référent	4h de CM, 8h de TD, 20h de TP	Préparation d'une production sur machine CN
<b>Production S4</b> 2ème année Niveau L2	Référent	2h de CM, 8h de TD, 20h de TP	Préparation d'une production dans des conditions industrielles
<b>Méthodes S4</b> 2ème année Niveau L2	Référent	6h de CM, 8h de TD, 2x12h de TP	Industrialisation multi-procédés

- Suivi de stages formation initiale : 1 à 2 étudiants par an

## Master Ingénierie de la Santé et Biomatériaux

<i>Intitulé</i>	<i>Responsabilité</i>	<i>Format</i>	<i>Thème</i>
<b>Ingénierie des Matériaux</b> Niveau M1	Référent	6h de CM, 6h de TD	Étude de l'industrialisation multi-procédés de prothèse Fabrication additive dans les applications biomédicales
<b>CFAO</b> Niveau M1	Référent	10h de CM, 6h de TD	Étude et mise en œuvre de chaînes numériques de CFAO dentaire
<b>Workshop</b> Niveau M1 et M2	Intervenant	Conférences et ateliers pédagogiques	Évolution et innovation des technologies numériques dans le domaine biomédical

— Encadrement de stages (M1 et M2) : 2 à 3 étudiants par an

## 2.3 Enseignements à l'ENS Cachan (2004-2012)

J'ai assuré des enseignements à l'ENS Cachan en tant que Moniteur de septembre 2004 à septembre 2007 puis en tant que vacataire jusqu'à septembre 2012.

*Statuts* : Moniteur et vacataire

*Domaines* : Mise en œuvre et réglages de machines-outils à commande numérique, CFAO, Métrologie dimensionnelle, UGV

*Détails des enseignements* : 64 HETD (année type en monitorat), 8 HETD (année type en vacation)

**Master Sciences de l'Ingénieur spécialité Mécanique et Ingénierie des Systèmes (UPMC Paris 6, ENSAM Paris, ENS Cachan)**

<i>Intitulé</i>	<i>Responsabilité</i>	<i>Format</i>	<i>Thème</i>
<b>Programmation et pilotage de MOCN</b> Niveau M1	Intervenant	4h de TD et 2 x 20h de TP	Mise en œuvre de cellules élémentaires d'usinage Validation d'une production sur machine CN
<b>Trajectographie</b> Niveau M2	Intervenant	8h TP vacation à partir de septembre 2007	Comportement cinématique du couple MO-CN en Usinage Grande Vitesse

**Préparation à l'Agrégation Externe de Génie Mécanique**

<i>Intitulé</i>	<i>Responsabilité</i>	<i>Format</i>	<i>Thème</i>
<b>Préparation à l'épreuve orale de travaux pratiques</b> Niveau M2	Intervenant	2 x 10h de TP	Mise en œuvre rigoureuse de démarches expérimentales de résolution de problèmes de fabrication

**2.4 Enseignements en formations d'ingénieur à l'Université Marne la Vallée et à l'Université Paris Sud (2003-2004)**

*Statut* : Vacataire pour l'année universitaire 2003-2004

*Domaines* : Mise en œuvre et réglages de machines-outils conventionnelles et à commande numérique

*Volume horaire* : 68 HETD

**1ère année d'école d'Ingénieur : Ingénieur 2000 - Univ. Marne La Vallée,  
Formation d'Ingénieur Univ. Paris Sud Orsay**

<i>Intitulé</i>	<i>Responsabilité</i>	<i>Format</i>	<i>Thème</i>
<b>Usinage par commande numérique</b> Niveau L3	Intervenant	2 x 26h de TP	Mise en œuvre de cellules élémentaires d'usinage
<b>Initiation aux procédés d'usinage</b> Niveau L3	Intervenant	2 x 8h de TP	Étude des phénomènes de coupe

# **Chapitre 3**

## **Activités scientifiques**

### **3.1 Introduction à mes travaux de recherche**

Cette partie présente succinctement l'ensemble de mes travaux de recherche. Une première partie est consacrée à la description des activités de 2004 à 2012, couvrant mes travaux de DEA, de doctorat, puis en tant que chercheur associé et permanent au LURPA. Dans une seconde partie, les activités de recherche menées depuis janvier 2012 en tant que chercheur permanent à l'URB2i sont détaillées.

#### **3.1.1 2004-2012 : Laboratoire Universitaire de Recherche en Production Automatisée - EA1385**

Entre septembre 2004 et septembre 2012, j'ai réalisé mes activités de recherche au sein de l'équipe Geo 3D du Laboratoire Universitaire de Recherche en Production Automatisée de l'École Normale Supérieure de Cachan - Université Paris Sud.

##### **Travaux de DEA - 2003-2004**

Les travaux de recherche en DEA (Tapie, 2004) ont porté sur la caractérisation expérimentale du comportement du couple MO-CN en UGV. Une partie des travaux a été réalisée grâce à une collaboration avec la division « Usinage de pièces prismatiques » de la Direction de l'Ingénierie du Process de RENAULT et a débouché sur un protocole de caractérisation du comportement du couple MO-CN en UGV, utilisé par RENAULT, pour évaluer les offres de constructeurs de machines-outils et par la suite équiper l'usine de production de Cléon (environ 80 machines). Ce protocole est basé sur des tests de comportement à vide évaluant les performances cinématiques des axes machines et caractérisant les défauts géométriques liés au positionnement des axes. Ces tests à vide sont complétés par des tests en charge par usinage d'une pièce test représentative de l'industrie automobile basée sur des entités spécifiques (alésage pour portée et boîtier de roulement, ensemble de trous de passage de vis et de trous taraudés). Les résultats des tests ont été formalisés par des indicateurs de performance en termes de capacité cinématique, de qualité géométrique des axes machine, de temps d'usinage et de qualité géométrique

des entités usinées. Ces travaux ont donné lieu à une publication en revue internationale (Tapie et al., 2007b) et en conférence internationale (Mawussi and Tapie, 2005).

*Mots-clés* : UGV, Comportement MO-CN, Pièce test

### **Travaux de thèse et activités de recherche au LURPA - 2004-2012**

Sous le statut d'allocataire et moniteur, j'ai réalisé de 2004 à 2007 sous la direction de B. Anselmetti et le co-encadrement de B. Mawussi, une thèse de doctorat (Tapie, 2007). J'ai ensuite poursuivi ces travaux en tant que chercheur associé de 2007 à 2009, puis chercheur permanent de 2009 à 2012. Les travaux de recherche ont porté sur le développement d'une méthodologie et d'outils permettant le passage des données issues de la CAO vers la FAO en vue de la préparation à l'Usinage Grande Vitesse de pièces de formes complexes. Le schéma directeur de ces activités de recherche est détaillé figure 3.1.1. L'objectif des travaux réalisés était de mettre en place des méthodes et des outils d'assistance spécifiques aux besoins des outilleurs lors de l'industrialisation du processus d'usinage d'outillages de formes complexes. L'objectif de ces modèles et de ces outils est d'intégrer des informations attachées aux difficultés d'usinage inhérentes à la topologie intrinsèque des surfaces à usiner mais aussi de leurs relations topologiques d'adjacence et de proximité. L'intégration de ces données a pour but d'offrir des informations et des outils pertinents attachés à la géométrie de la pièce lors de la phase de préparation à la fabrication de la pièce et s'intègre dans une démarche de CAPP (Computer Aided Process Planning). Les modèles et les outils proposés permettent de décrire le modèle numérique de conception selon le point de vue du processus de fabrication assurant un transfert des entités de conception au cœur du modèle CAO vers les entités d'usinage au cœur du modèle FAO.

Ma démarche de recherche a reposé sur le constat que le travail du technicien FAO consiste à décomposer la surface de la pièce, décrite par le modèle CAO, en zones à usiner avec diverses stratégies d'usinage. La démarche impose une analyse topologique de la géométrie de la pièce selon des critères de contraintes de fabrication et de relations topologiques entre les surfaces à usiner. La démarche proposée permet d'aider le technicien FAO à détecter toutes les zones pouvant faire l'objet de difficultés d'usinage. Cette démarche appelée « décomposition topologique » est illustrée figure 3.1.1.a. (Tapie et al., 2006; Tapie, 2007; Tapie and Mawussi, 2007, 2008a). La décomposition topologique comporte une première étape de caractérisation de la géométrie de l'outillage afin notamment d'identifier et de grouper (1) les zones de la pièce susceptibles d'être usinées avec la même zone de contact outil/pièce, (2) les zones de la pièce susceptibles d'être enchaînées selon une même direction d'usinage. Ainsi, des cartographies de difficultés d'usinage de l'outillage ont été développées (Tapie and Mawussi, 2008b) et ont donné lieu à l'implémentation d'un logiciel prototype appelé performance viewer (Tapie et al., 2007a). Basé sur ces cartographies, le technicien FAO peut alors identifier et extraire des entités élémentaires d'usinage. Une entité élémentaire d'usinage peut être définie comme l'agrégation d'une entité géométrique (surface à usiner et sa courbe frontière associée) et de données techniques (matériau, traitements surfaciques et thermiques associés) et fonctionnelles (défaut de forme, état de surface) à laquelle il est possible d'associer un processus d'usinage type. L'extraction de ces entités élémentaires d'usinage constitue le premier niveau

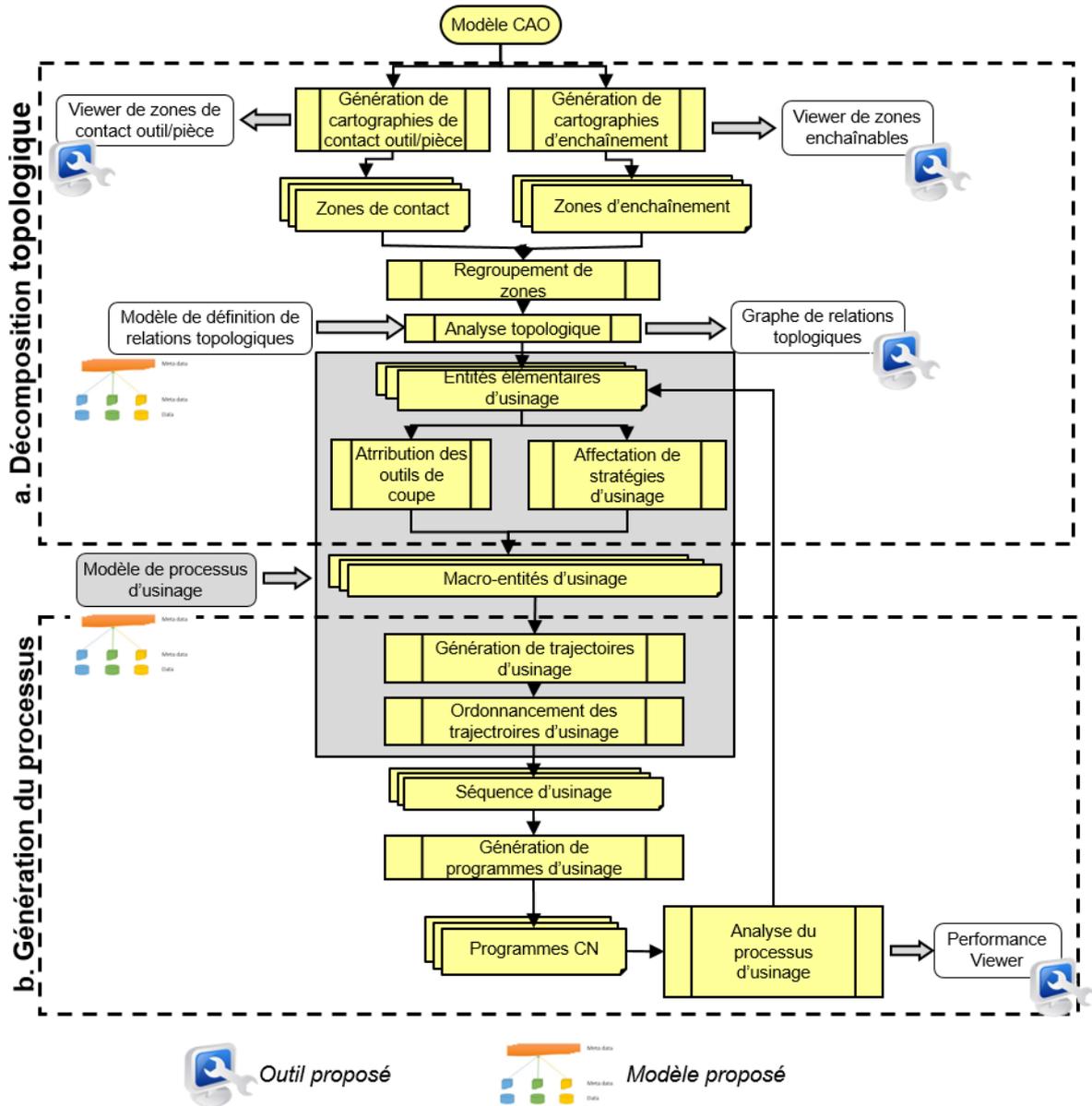


FIGURE 3.1.1 – Schéma directeur des travaux de recherche au LURPA

de décomposition topologique. Une fois les entités élémentaires d'usinage extraites, la sélection des surfaces à proximité ou adjacentes doit être effectuée. Ces identifications de surfaces « proches » ou « adjacentes » de l'entité élémentaire d'usinage permettent de sélectionner les dimensions de l'ensemble outil/porte-outil pour rendre accessible les surfaces à usiner ou éviter les collisions, ou encore de prolonger les trajectoires d'usinage au-delà des frontières de l'entité élémentaire à usiner. Dans le cadre de la génération de processus d'usinage d'outillage de forge deux types de macro-entités d'usinage, les entités « cavité » et les entités « protrusion », sont alors extraites. Une macro-entité, « cavité » ou « protrusion », est composée d'une entité élémentaire d'usinage de type « flanc » (contact outil/pièce proche de l'équateur de l'hémisphère d'un outil cylindro-hémisphérique) et d'une à plusieurs entité(s) élémentaire(s) d'usinage de type « fond » (contact outil/pièce proche du pôle de l'hémisphère d'un outil cylindro-hémisphérique). Afin, de permettre le regroupement d'entité élémentaire d'usinage en macro-entités d'usinage, un modèle de relations topologiques entre entités élémentaires d'usinage a été développé (Tapie et al., 2012). Ce modèle s'accompagne d'un formalisme graphique permettant de construire un graphe de relations topologiques (GRT). Ce graphe permet au technicien FAO d'avoir une représentation complète de la géométrie de l'outillage sous forme d'entité élémentaires d'usinage collectant à la fois les informations d'usinage, issues du premier niveau de décomposition topologique, mais aussi les informations topologiques d'adjacence et de proximité entre les différentes entités élémentaires d'usinage. Nous avons alors proposé un algorithme d'analyse du GRT permettant au technicien FAO de réduire le GRT en sous-graphe, chaque sous-graphe représentant une macro-entité d'usinage. Cette décomposition topologique plus macroscopique, constitue le second niveau de décomposition topologique.

Afin de permettre la génération d'un processus d'usinage d'outillage de forge, passage d'entités et macro-entités d'usinage à un modèle FAO, j'ai alors développé un ensemble de modèles de données permettant l'association des paramètres et des éléments géométriques caractérisant une entité élémentaire d'usinage ou une macro-entité d'usinage aux paramètres et éléments proposés dans les outils logiciels FAO. (1) Le modèle de stratégie d'usinage est défini par un jeu de paramètres caractéristiques : la direction d'usinage, le mode de balayage, le mode de coupe, le pas transversal et la tolérance d'usinage. Il a alors été établi les liens à considérer, par le technicien FAO, entre les paramètres de l'entité élémentaire d'usinage (surface à usiner, frontière d'usinage, matériau, état de surface, défaut forme) et ceux de la stratégie d'usinage, lors de la génération du modèle FAO (calculs des trajectoires d'usinage). (2) Le modèle outil se base sur la définition géométrique du modèle APT de la pointe de l'outil, un ensemble de dimensions caractéristiques de l'ensemble outil/porte-outil (longueur d'outil, diamètre d'attachement) et le matériau outil. Le technicien FAO peut alors considérer les liens entre les paramètres d'une entité élémentaire d'usinage et les paramètres géométriques de la pointe outil et les paramètres de coupe. Les liens entre les paramètres de macro-entité d'usinage (hauteur de protrusion, profondeur de cavité, hauteur de dépassement d'une protrusion dans une cavité), dans laquelle est impliquée une entité élémentaire d'usinage, et les paramètres géométriques de corps et attachement outil permettent la sélection des dimensions porte-outil/outil. (3) Enfin, un modèle de séquence d'usinage, série organisée et ininterrompue de trajectoires d'usinage calculées à partir d'un outil unique, permet de définir un processus de génération des différentes trajectoires d'usinage par l'association de stratégies d'usinage et d'outils aux entités élémentaires d'usinage. Basé sur ces modèles, nous avons alors défini une démarche d'association, des paramètres entités et macro-entités d'usinage avec les paramètres des

logiciels FAO, en plusieurs étapes. Cette démarche appliquée par le technicien FAO permet de sélectionner successivement les éléments géométriques nécessaires aux calculs de trajets d'usinage, de trajets d'approche et de retrait, de trajets de transition inter passe et au positionnement des points de parking puis d'instancier les différents paramètres outil/porte-outil, stratégie et séquence d'usinage. L'ensemble des modèles proposés a été agrégé sous un méta-modèle de processus d'usinage (Mawussi and Tapie, 2011). L'objectif de ce modèle est d'agréger les paramètres associés aux outils FAO aux entités élémentaires d'usinage et aux macro-entités d'usinage issus du modèle CAO.

Dans notre méthodologie, la seconde étape de génération du processus d'usinage (figure 3.1.1.b.), a pour objectif d'optimiser la génération de trajectoires associées au modèle FAO. Nous exploitons alors le concept de décomposition topologique au niveau des trajectoires d'usinage générées en FAO. Ce troisième niveau de décomposition topologique permet notamment d'optimiser le choix de la direction d'usinage selon la topologie de l'entité élémentaire d'usinage. Ainsi, une démarche itérative de choix et définition de directions d'usinage, basée sur l'analyse des trajectoires d'usinage et la topologie de l'entité élémentaire d'usinage a été proposée. Cette analyse est réalisée en intégrant le comportement cinématique du couple MO-CN et le logiciel FAO dont dispose le programmeur FAO. Pour réaliser cette décomposition, un premier processus d'usinage obtenu à partir de stratégies d'usinage standard, présentes dans tous les logiciels de FAO commerciaux, par direction de guidage planaire (plans parallèles et niveaux de Z) est généré. Ce processus d'usinage est réalisé en s'appuyant sur les deux niveaux de décomposition topologique en entité élémentaire et macro-entité d'usinage. Chaque séquence d'usinage, associée à une entité élémentaire d'usinage, est alors post-traitée pour obtenir un programme CN. Les programmes CN sont alors envoyés dans un module de simulation que nous avons développé, le High Speed Performance Viewer (HSPV). Le HSPV a pour objectif d'analyser les trajectoires d'usinage programmées selon le couple MO-CN et le logiciel FAO retenu. Plusieurs outils et paramètres d'analyse sont alors à disposition du technicien FAO :

1. Un jeu de paramètre et d'histogramme caractérisant le nombre d'entrées/sorties matière et les longueurs de courbes pour chaque passe d'usinage. Ces outils d'analyse permettent d'évaluer les interruptions de l'engagement outil dans la matière pour une même séquence d'usinage. En UGV, les recommandations étant de maintenir autant que possible l'engagement outil dans la matière pour éviter des marquages de la pièce ou des variations brusques d'effort de coupe.
2. Une cartographie des chutes de vitesses d'avance le long des trajectoires d'usinage obtenue par simulation du comportement cinématique du couple MO-CN. Cet outil d'analyse permet d'évaluer les fortes chutes de vitesses d'avance dans une séquence d'usinage. En UGV, ces chutes de vitesses altèrent le phénomène de coupe et entraînent une dégradation de l'intégrité des surfaces usinées mais aussi une chute du temps de production.

En se basant sur les données fournies par le HSPV le technicien FAO peut alors choisir de modifier les paramètres de stratégie d'usinage retenus pour améliorer le processus d'usinage. Dans le cadre de nos travaux nous avons démontré l'intérêt du HSPV en appliquant notre démarche à la création d'un réseau de courbes guides, associé à une stratégie d'usinage par suivi de courbe, minimisant les chutes de vitesses d'avance pour un couple MO-CN donné et un logiciel FAO donné (Tapie et al., 2013). L'implémentation du HSPV s'est basée sur la modélisation du comportement MO-CN d'un centre d'usinage grande vitesse Mikron UCP 710 équipé d'un directeur de commande numérique Siemens 840 D et

d'un ensemble d'essais expérimentaux à effectuer avec le centre d'usinage pour identifier les paramètres du modèle (Tapie, 2007). L'ensemble de la démarche de transfert d'un modèle CAO d'outillage de forge à un modèle FAO de processus UGV a été validée sur un outillage industriel de l'entreprise Ascoforge, entreprise partenaire lors de ces travaux. Le HSPV a fait l'objet d'une première implémentation dans le logiciel FAO Esprit.

**Les apports scientifiques de ces travaux ont donné lieu à la mise en place de plusieurs concepts et modèles :**

1. **Le concept de décomposition topologique permet l'intégration de données technologiques liées à l'UGV afin d'identifier, d'extraire et de choisir des courbes et surfaces issues du modèle CAO et nécessaires à la génération d'un modèle FAO ;**
2. **Le concept de graphe de relations topologiques (GRT) facilite le regroupement et l'enchaînement des surfaces de la pièce sous forme d'entités d'usinage élémentaires et de macro-entités d'usinage. D'une part, le concept de GRT a permis de faciliter l'extraction de macro-entités d'usinage ayant une signification dans le vocabulaire courant des préparateurs à l'usinage d'outillage de forge. D'autre part, le GRT est porteur d'informations d'usinage permettant la génération de processus d'usinage.**
3. **Le concept de viewer exploité à travers les différentes cartographies implémentées dans le « high speed performance viewer » démontre l'adaptabilité de ce concept à différents critères d'analyse. La facilité de visualisation des difficultés d'usinage ou du comportement cinématique du couple MO-CN lié à ce concept est un apport important pour l'analyse du technicien FAO.**
4. **La formalisation d'un modèle de processus d'usinage et d'un modèle de relations topologiques entre entités d'usinage a permis l'agrégation des données géométriques et technologiques manipulées par le technicien.**

Au bilan, ces travaux ont fait l'objet de ma thèse de 2004 à 2007, de mes activités de recherche de 2007 à 2012 dont le co-encadrement d'un stage de master 2 (Goedel, 2009). Les publications associées sont 5 revues internationales, 4 conférences internationales, 3 conférences nationales.

<i>Mots-clés</i> : Modèle topologique, Concept d'entité, Préparation de l'usinage, Formes complexes, Processus UGV, CFAO, Outillage de forge
--

### **3.1.2 Depuis 2012 : Unité de Recherche en Biomatériaux Innovants et Interfaces - EA4462**

Depuis septembre 2012, je suis chercheur permanent à l'URB2i-EA4462. Mes activités de recherche sont réalisées dans le contexte de la « Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO) dentaire » et tout particulièrement la mise en forme de biomatériaux pour la fabrication de prothèses dentaires conjointes (restauration prothétique partielle de la couronne dentaire). La conduite de travaux dans le domaine de la CFAO des prothèses dentaires est un prolongement naturel de mes travaux développés dans le contexte de l'industrie mécanique des outillages de forge. Les formes observées sur ces prothèses possèdent des caractéristiques semblables à certaines zones d'usinage identifiées

sur les outillages de forge. Mes travaux actuels portent sur l'évaluation et l'optimisation des systèmes de CFAO dentaire.

Depuis plusieurs années, les équipements de CFAO dentaire font l'objet de développement et de mise sur le marché par de nombreuses entreprises concurrentes (Tapie et al., 2015b). Ils permettent de fabriquer des restaurations prothétiques, unitaires ou plurales, au cabinet dentaire ou au laboratoire de prothèse par usinage de blocs de biomatériaux divers. Ces systèmes, structurés sous forme d'une chaîne technologique, présentent des capacités spécifiques à réaliser des prothèses dentaires en fonction de différents paramètres dépendant de chacun des maillons de cette chaîne ainsi que des matériaux usinés (Figure 3.1.2). Chaque étape de cette chaîne introduit des dispersions ou approximations, compensées ou aggravées par l'étape suivante, entraînant des problèmes d'assemblage et d'adaptation de la prothèse sur la dent à restaurer (Tapie et al., 2014). La résolution de la caméra optique nécessaire au scannage des tissus dentaires d'ancrage de la prothèse, la fiabilité des logiciels et des algorithmes de conception et de génération des trajets d'usinage, les performances de la machine d'usinage ainsi que les propriétés mécaniques du matériau usiné sont des éléments clés pour assurer la longévité de l'assemblage dento-prothétique et le succès thérapeutique. Il existe un certain nombre de protocoles proposés dans la littérature pour évaluer la qualité et la précision de l'assemblage dento-prothétique. Ces protocoles sont très souvent basés sur la métrologie dimensionnelle de la prothèse ou du jeu laissé entre la dent et la prothèse appelée hiatus dento-prothétique (jeu destiné à être comblé par un ciment ou par un adhésif). Néanmoins, il est très difficile de trouver des protocoles faisant consensus et le manque de robustesse de la métrologie dimensionnelle proposée est souvent constatée. Ainsi, des dispersions importantes (supérieures à 50%) de la valeur moyenne du hiatus, conduisent à des conclusions contradictoires quant à la capacité d'une chaîne de CFAO à atteindre le hiatus cliniquement acceptable. D'autre part, peu de travaux abordent la qualité de l'assemblage dento-prothétique par d'autres critères que la mesure dimensionnelle. Or, d'autres aspects micro-géométriques comme la rugosité ou encore les fissures ont un impact direct sur le comportement mécanique (ruine, rétention sur les tissus dentaires...) ou l'esthétique de la prothèse.

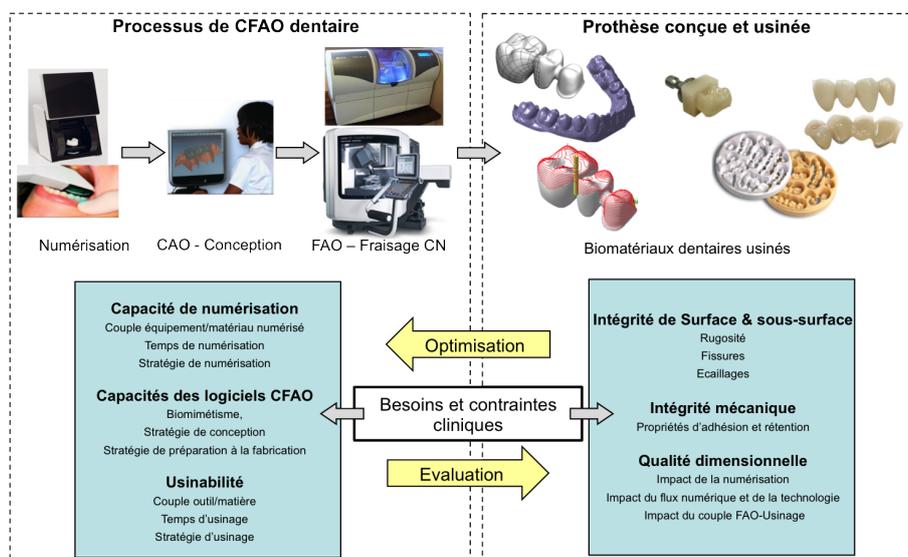


FIGURE 3.1.2 – Schéma directeur des travaux de recherche à l'URB2i

Mes travaux ont pour objectif d'identifier et d'optimiser les paramètres de la chaîne numérique de CFAO dentaire les plus influents sur la qualité dimensionnelle, géométrique et l'intégrité de surface des prothèses obtenues après usinage en se basant sur des protocoles expérimentaux robustes. Afin de mieux comprendre, l'impact des moyens technologiques utilisés lors de la mise en forme des biomatériaux dentaires par CFAO, j'ai pris le parti de développer une approche pluridisciplinaire odontologie – sciences de l'ingénieur. Cette approche a permis notamment de mettre en avant les lacunes constatées dans les protocoles d'évaluation de systèmes de CFAO dentaire et de développer de nouveaux protocoles et outils « robustes » pour l'évaluation et l'amélioration de la chaîne de CFAO dentaire.

### **Inspection métrologique des prothèses et assemblages dento-prothétiques**

Une première problématique traitée s'est portée sur l'évaluation de l'adaptation marginale et interne par la mesure du hiatus dento-prothétique, élément essentiel du contrôle de la qualité des prothèses. La confrontation du point de vue de l'ingénierie aux protocoles métrologiques rapportés dans la littérature a permis de mettre en exergue la multiplicité des méthodes d'évaluation de l'adaptation et le peu de robustesse et rigueur métrologique d'un certain nombre de méthodes (Boitelle et al., 2014). Ceci a pour conséquence de compromettre la comparaison pertinente des systèmes de CFAO et de mettre en doute la validité des valeurs de hiatus qui ont pu être mesurées.

Le premier volet des travaux réalisés est de proposer des protocoles simples à mettre en œuvre, exacts et reproductibles pour des chercheurs issus d'une formation hospitalo-universitaire ou des intégrateurs de CFAO dentaire pour fournir des données cliniquement objectives et permettre l'ajustement des paramètres de CFAO. Dans le cadre de la thèse de Philippe Boitelle (Boitelle, 2015) et d'une collaboration avec la société GOM, un protocole « triple scan » permettant la standardisation de la métrologie dimensionnelle du hiatus dento-prothétique a été mis en place. La première contribution de ces travaux a été d'étudier, d'améliorer et de valider la reproductibilité de la chaîne de mesure et de sa mise en œuvre (Boitelle et al., 2016). Le protocole a été exploité en comparant la capacité de 3 systèmes de CFAO à reproduire un paramétrage CAO identique du hiatus. Les résultats obtenus donnent une valeur de hiatus cliniquement acceptable mais néanmoins très éloignés des intentions de conception. Afin d'éprouver le protocole « triple scan », une contre-expertise a été menée en comparant les résultats obtenus avec le protocole des « répliques élastomères » (mesure en 2 D sur des coupes physiques d'une copie en élastomère du hiatus) régulièrement employé dans les protocoles hospitalo-universitaires (Boitelle et al., 2018). La seconde contribution des travaux a permis de proposer une amélioration de la reproductibilité du protocole des « répliques élastomères » par la mise au point de deux dispositifs pour fiabiliser la qualité des plans de coupe de la réplique et le positionnement de la réplique lors de sa mesure. D'autre part, cette comparaison a permis d'esquisser une classification des protocoles employés dans la littérature selon l'objectif visé par la mesure du hiatus. Les résultats obtenus permettent de conclure que le protocole « triple-scan » serait plus approprié dans les expertises approfondies des performances des systèmes de CFAO que le protocole des « répliques élastomères ». Même si la méthode des répliques semble plus aisée à mettre en œuvre, ses limitations métrologiques la limite à des études de première intention. Ces travaux ont permis d'évaluer la reproductibilité de protocoles d'évaluation de systèmes de CFAO, néanmoins, l'exactitude métrologique de ces protocoles n'a pas pu être prouvée.

Le second volet des travaux s'attache à évaluer l'exactitude des protocoles d'évaluation du hiatus dento-prothétique par la mise en place d'un artefact géométrique de référence et d'un protocole « gold standard » d'évaluation du jeu dento-prothétique. Une étude préliminaire, réalisée dans la thèse de Philippe Boitelle, poursuivie lors du master de Norman Chiche (Chiche, 2014) et la thèse, en cours, de William Pacquet, s'est attachée à réaliser un protocole basé sur la mesure par microtomographie Rx d'un assemblage dento-prothétique de géométries canoniques de référence proches des formes dentaires. Cette chaîne de mesure récemment introduite dans les études d'évaluation du hiatus est caractérisée par une mesure directe de celui-ci. Néanmoins, les premiers résultats de nos travaux ont mis en évidence différentes problématiques liées (1) à l'exploitation de la microtomographie Rx (acquisition et traitement des données); (2) à la réalisation d'une référence géométrique (certification, acception d'une forme « non dentaire » par les cliniciens). Ce protocole se montre prometteur car il est le seul à pouvoir acquérir en 3D de manière directe la géométrie du hiatus dento-prothétique (Tapie et al., 2016). La poursuite de ces travaux nous a menés à proposer un nouveau protocole d'inspection des prothèses par microtomographie Rx. En effet, l'assemblage dento-prothétique est composé de 2 pièces : la dent à restaurer et la prothèse. La prothèse est paramétrée à partir de critères cliniques lors de la CAO sur le maître modèle virtuel (modèle CAO de la dent à restaurer issu d'une numérisation), il apparaît donc pertinent de directement comparer la prothèse usinée au modèle numérique qui a servi de support à cet usinage. En effet, la conception par CAO de la prothèse est par essence le modèle de référence « cliniquement idéal » conçu par un expert de la dentisterie. Partant de ce constat, la nouvelle approche proposée porte sur l'évaluation métrologique d'une prothèse usinée. Ce protocole s'appuie sur un découplage de la géométrie référence nécessaire à la validation ou à l'étalonnage du protocole de mesure, de la géométrie référence nécessaire à l'évaluation clinique : (1) un modèle CAO de la prothèse à réaliser est considéré comme le « gold standard clinique » ou « l'idéal clinique » ; (2) des sphères étalons proches des prothèses dentaires en termes de dimensions et de matériaux utilisés sont exploitées pour étalonner le système de numérisation (composé du microtomographe Rx, de ses algorithmes de reconstructions d'image 3D et du post-traitement des images nécessaire pour l'obtention d'un modèle CAO numérisé). Ce protocole se décompose donc en 2 étapes : (1) l'étalonnage de la chaîne métrologique ; (2) l'évaluation métrologique de la référence clinique. Cette mesure directe de la prothèse nous semble être une approche pertinente pour évaluer la chaîne CFAO par maillon ou par un ensemble de maillons. Dans le cadre de ces travaux, 2 collaborations académiques avec le LMT-ENS Paris Saclay pour l'utilisation de leur plateforme d'imagerie par microtomographie Rx et le LURPA-ENS Paris Saclay pour leur expertise en métrologie dimensionnelle ont été établies.

### **Évaluation des moyens numériques de la chaîne CFAO**

Les travaux présentés précédemment s'attachent à l'évaluation de la capacité de la chaîne de CFAO à réaliser des prothèses cliniquement acceptables. Le problème majeur de ce type d'évaluation est de ne pas pouvoir identifier de manière absolue quels sont les maillons ayant le plus d'influence sur les écarts constatés entre une prothèse conçue idéalement d'un point de vue clinique et la prothèse réalisée. En effet, la prothèse réalisée ne permet que de constater une somme d'écarts ou de dispersions introduites par l'ensemble de la chaîne de CFAO ou par un ensemble de maillons. Afin d'étudier plus en profondeur l'influence de chaque maillon de la chaîne CFAO, des travaux sont en cours pour mettre en place des protocoles d'évaluation « objective » du premier maillon constitué d'un sys-

tème d'acquisition sans contact, composé d'une caméra intraorale ou d'un scanner de table et d'un système de traitement des données acquises. En effet, la communauté des chirurgiens-dentistes s'accorde à dire que « la fiabilité de l'enregistrement de l'empreinte dentaire numérique est cruciale pour la qualité de la prothèse finale ». D'autre part, la disparité des méthodes d'évaluation existant tant au niveau industriel qu'au niveau académique rend difficile leur comparaison. Une norme fixant les conditions d'évaluation des scanners de table commence à émerger au niveau international mais elle reste encore très perfectible (ISO12836, 2015). L'objectif principal des travaux est de créer un protocole standardisé et donc reproductible qui évalue l'exactitude du résultat de l'acquisition à l'aide de caméras intra-orales suivant des critères cliniquement objectifs et pertinents. Une procédure de mesure, préfigurant le protocole à construire, a été réalisée sur des cales étalons lors du master 2 de Lucien Dupagne (Dupagne, 2014). Ces résultats ont permis de mettre en évidence la nécessité de construire un protocole approfondi par rapport à la norme actuelle. Les résultats préliminaires ont notamment démontré l'importance de comprendre et d'intégrer l'impact des solutions technologiques (hardware et software) des caméras intra-orales dans la démarche d'évaluation. En effet, la série de tests, accompagnée d'une étude bibliographique sur la technologie des équipements commercialisés, met en évidence des difficultés d'acquisition, de mise en œuvre de la caméra ainsi que des difficultés de traitements des données numériques acquises. Les solutions technologiques disponibles sur le marché se basent sur de nombreux principes optiques, parfois très différents (triangulation, interférométrie, confocale...) engendrant des problèmes de mise en œuvre comme des « bruits » de numérisation, des problèmes de recalage de nuages de points voir des pertes d'information sur l'empreinte finale au format STL (STereoLithography, Roscoe et al. 1988). Ainsi différents champs d'investigation sont à considérer pour mieux comprendre les sources d'altérations ou de dispersions influençant la qualité des empreintes numériques : stratégie de déplacement de l'équipement, angle d'incidence de l'équipement sur l'objet à numériser, différence des propriétés optiques des tissus à numériser, spécularité des surfaces à numériser, résolution et capacité d'acquisition de certains détails anatomiques (géométrie et topologie des surfaces), capacité de traitement des données (recalage, filtrage et fusion). Un premier objectif des travaux en cours est d'étudier, par une analyse poussée des techniques de numérisation sans contact et des expérimentations simples, les précautions à prendre lors de la mise en œuvre de tels équipements selon la technologie embarquée et la nature physique, optique et géométrique des objets à numériser. Le second objectif est de permettre de mettre en place un protocole innovant d'évaluation (1. hardware (système optique), 2. software (logiciel) et 3. technique de mise en œuvre) de caméras intra-orales dédiées à la numérisation sans contact de tissus dentaires. Le travail s'articule autour de la formalisation et de la mise en place de critères d'évaluation techniques et cliniques. Les 2 aspects, formalisation et expérimentation, de ces travaux devraient déboucher sur la définition et la validation d'un ou plusieurs artefacts « étalons standards » pour les caméras intra-orales, associés à une mise en œuvre rigoureuse d'un protocole d'évaluation. Ces travaux sont au cœur de la thèse de Lucien Dupagne et du master 2 de Simon Jacques (soutenu en février 2018).

### **Évaluation de l'intégrité de surface des prothèses usinées**

Un autre aspect des travaux sur la CFAO est consacré à l'incidence de l'usinage par FAO sur les propriétés mécaniques et l'intégrité de surface des prothèses réalisées. L'usinage du matériau entraîne des modifications de sa structure et de son état de surface

qui ont une incidence sur le comportement mécanique de la prothèse, le rendu esthétique ou encore la récurrence de maladie carieuse. Actuellement, la partie FAO de la CFAO dentaire est totalement automatisée pour les solutions commercialisées pour le cabinet dentaire ou le laboratoire de prothèse. Cette automatisation, tout à fait pertinente dans la mise en œuvre de telles technologies dans un contexte clinique, s'est accompagnée d'une grande simplification des cinématiques des machines d'usinage mais également de génération de processus d'usinage très simplifiés (Lebon et al., 2016a,b). Dans la plupart des solutions commercialisées pour le cabinet dentaire, le processus d'usinage réalisé se limite à l'exploitation d'un outil d'abrasion associé à une stratégie d'usinage de balayage 3 axes par plans parallèles assurant directement la finition des surfaces prothétiques. Les retours des praticiens sur la qualité des prothèses obtenues par CFAO sont multiples : écaillage selon le matériau usiné, rugosité inégale selon la zone de la prothèse entraînant des temps de polissage longs, fracture des prothèses céramiques en service. Ainsi, un volet des travaux est consacré à établir le double couplage fonctions prothétiques - intégrité de surface et intégrité de surface - paramètres d'usinage. La première problématique traitée dans ces travaux est la formalisation du cahier des charges d'une prothèse dentaire en termes d'intégrité de surface attendue. Contrairement aux pièces mécaniques où le couplage fonctionnalité - intégrité de surface est spécifié, le couplage entre fonctions prothétiques et intégrité de surface n'est pas clairement établi. En effet, les fonctionnalités attendues d'un point de vue clinique sont souvent exprimées de manière qualitative et peu ou mal quantifiées. Les résultats des travaux, réalisés dans le cadre du master 2 (Lebon, 2013) et de la thèse de Nicolas Lebon (soutenue en juin 2017) ont principalement contribué à établir que la rugosité est une des composantes prépondérantes de l'intégrité de surface intervenant dans la majeure partie des fonctionnalités prothétiques. Les travaux ont démontré l'importance de spécifier la rugosité selon plusieurs critères. En effet, selon la fonctionnalité attendue dans une zone topologique de la prothèse, la définition d'un jeu de critères de rugosité est nécessaire. La seconde partie des travaux est consacrée à l'établissement du couplage intégrité de surface - paramètres d'usinage. Ce couplage a été réalisé par l'évaluation expérimentale de l'intégrité de surface après usinage de biomatériaux dentaires dans des conditions d'usinage proches de celles proposées dans les outils de CFAO dentaire (Lebon et al., 2015b, 2016d). Les résultats du protocole expérimental basé sur l'étude de la rugosité des prothèses après usinage a permis d'évaluer les écarts entre les spécifications de rugosité attendues dans chaque zone topologique d'une prothèse et la rugosité résiduelle obtenue après usinage dans des conditions de cabinet dentaire. Ces résultats ont été capitalisés par le développement d'un logiciel prototype de prédiction des rugosités des surfaces prothétiques après usinage (Lebon et al., 2016c). Cet outil, appelé « Dental Surface Integrity Analyser », reprend le concept de viewer à base de cartographies développé lors de mes travaux antérieurs au LURPA. Il permet de prédire et d'analyser, à travers un ensemble de cartographies et de critères d'évaluation de l'intégrité de surface, les zones de la prothèse où les fonctionnalités prothétiques seront plus ou moins bien respectées. La simplicité de cet outil le rend exploitable par les praticiens ou par les prothésistes dentaires afin de visualiser les zones topologiques de la prothèse qui nécessiteront un polissage complémentaire afin d'atteindre les besoins cliniques. Ces résultats seront étendus à d'autres composantes de l'intégrité de surface et préfigurent la transposition de la démarche de décomposition topologique adoptée pour les outillages de forge aux prothèses dentaires. Cette démarche devrait permettre, aux développeurs de la partie logicielle de la CFAO dentaire, d'assurer un passage plus adapté de la CAO à la FAO en intégrant les contraintes d'usinage et les contraintes de mise en œuvre dans

un contexte clinique. Lors de ces travaux un partenariat avec la société LYRA - GACD via la mise à disposition d'une machine prototype servant de support pour les activités de recherche a été mis en place. Parallèlement à ces travaux, des activités d'expertise pour des partenaires industriels ont pu être développées autour de la caractérisation des machines d'usinage dentaire et de la détermination des conditions de coupe/abrasion en fonction des biomatériaux usinés.

Dans le cadre du projet « Émergence » du Labex Lasips, intitulé ProgeoMeca – Université Paris Saclay, des travaux sur le couplage entre la tenue mécanique en bouche et la chaîne de fabrication d'une prothèse dentaire par CFAO sont développés. Ce projet a permis de renforcer les partenariats académiques avec le laboratoire MSSMat de CentraleSupélec et le LMT-ENS ParisSaclay. Dans ce cadre, Kyo Shindo, doctorant au laboratoire MSSMat, a travaillé avec moi pour développer et valider un outil de rétro-conception. Cet outil a pour objectif d'obtenir des modèles CAO des différents tissus dentaires sains ou préparés par un praticien (émail, dentine, cavité pulpaire, géométrie de préparation dentaire). Ces modèles CAO sont ensuite exploités pour effectuer des simulations numériques du comportement mécanique d'assemblages dento-prothétiques obtenus par CFAO dentaire (Shindo et al., 2015).

**Les apports scientifiques de ces travaux ont donné lieu à la mise en place de plusieurs concepts, outils logiciels et protocoles expérimentaux :**

1. **Plusieurs protocoles de métrologie dimensionnelle pour l'évaluation de la « précision » de la numérisation et de la chaîne de CFAO complète ;**
2. **Un protocole innovant d'évaluation de « l'usinabilité » de biomatériaux dentaires ;**
3. **Un prototype de logiciel informatique pour la simulation de la qualité des prothèses après usinage.**

**Ces travaux se sont accompagnés de la pérennisation de partenariats et de collaborations industrielles et académiques :**

1. **Constitution d'une plateforme technologique en CFAO dentaire (3 chaînes de CFAO prêtées par des industriels) ;**
2. **Activités de recherche, de développement et d'expertise avec un réseau d'industriels de la CFAO dentaire (Planmeca, Sirona, Lyra, Carestream) ;**
3. **Collaborations avec l'équipe GEO 3D du LURPA- ENS Paris Saclay, les membres de la plateforme de micro CT Rx du LMT-ENS Paris Saclay et des membres du laboratoire MSSMat de CentraleSupélec.**

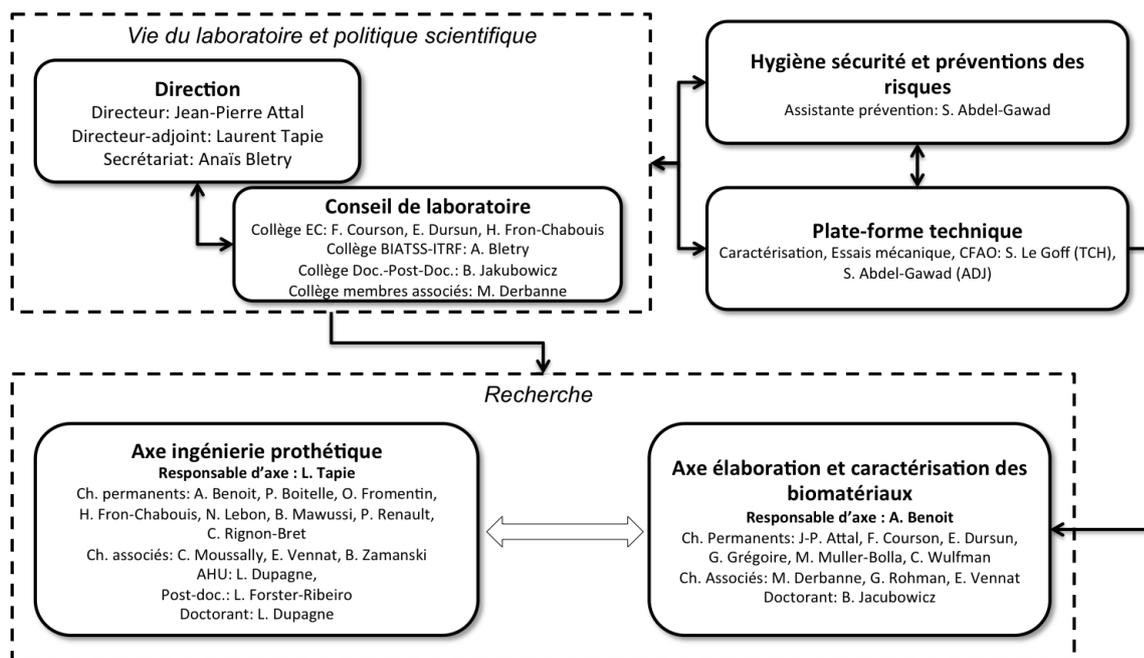
Au bilan, ces travaux de recherche ont fait l'objet de l'encadrement de 5 stages de Master 2, du co-encadrement de 2 thèses soutenues et de 3 thèses en cours. Les publications associées à ces travaux de recherche sont 11 revues internationales à comité de lecture, 3 conférences internationales et 2 conférences nationales. Mes travaux ont fait l'objet d'une reconnaissance de François Duret, inventeur (Duret, 1973) et dépositaire d'environ 70 brevets nationaux et internationaux en CFAO dentaire (francoisduret.com, patents.justia.com/inventor/francoisduret), à travers sa participation à 4 publications dans la revue *International Journal of Computerized Dentistry*, seule revue internationale dédiée à la CFAO dentaire.

<i>Mots-clés</i> : Chaîne numérique pour la restauration dentaire, Usinabilité de matériaux innovants, Prothèse dentaire, CFAO, Odontologie, Biomateriaux.
--

## 3.2 Responsabilités scientifiques et administratives

### Directeur-Adjoint de l'URB2i – EA4462

Depuis avril 2015, en collaboration avec le directeur de l'URB2i, Jean-Pierre Attal MCU-PH-HDR CNU 58 (Odontologie) et sous le contrôle du conseil de laboratoire élu.



Ma mission principale est d'assurer la coordination administrative avec les instances de tutelles : école doctorale Galilée (Paris 13), bureau de la recherche et des études doctorales (Paris 13), direction de la valorisation de la recherche (Paris Descartes), Service d'Activité Industrielles et Commerciales (Paris 13), commissions recherches (Paris 13, Paris Descartes).

### Responsable de l'axe « Ingénierie prothétique » de l'URB2i – EA4462

L'axe « ingénierie prothétique » dont j'assure l'animation et la cohérence scientifique a pour mission la conception et la réalisation de restaurations prothétiques optimales : définition et amélioration du cahier des charges d'une prothèse et de la restauration associée, évaluation des performances des assemblages prothétiques et des techniques de fabrication à l'aide d'études in vitro et cliniques. Dans ce contexte j'assure, le suivi et la coordination des activités scientifiques, fondamentales et cliniques, de l'axe de recherche « Ingénierie prothétique » et de l'axe de recherche « Élaboration et caractérisation des biomatériaux ».

### 3.3 Encadrements scientifiques

#### Thèse de doctorat : 5 co-encadrements dont 2 soutenues

##### Philippe Boitelle

*Titre* : Évaluation tridimensionnelle du joint dento-prothétique en technique CFAO. La méthode « triple scan », intérêts et limites

*Directeur* : Bernardin Mawussi (URB2i – Université Paris 13) – 30%

*Co-directeur* : Olivier Fromentin (URB2i – Université Paris Diderot)

*Encadrant* : Laurent Tapie (URB2i – Université Paris 13) – 40%

*École Doctorale* : Galilée (ED146) – Université Paris 13

*Type de contrat* : Autofinancement (Praticien Libéral)

*Date de début* : 1er septembre 2012

*Date de soutenance* : 9 décembre 2015

*Fonction actuelle* : MCU-PH - Chercheur associé URB2i, Université Lille, depuis septembre 2018

*Jury* :

C. LARTIGUE	Université Paris Sud	Présidente
J. MARGERIT	Université de Montpellier	Rapporteur
B. GIUMELLI	Université de Nantes	Rapporteur
B. MAWUSSI	Université Paris 13	Directeur
O. FROMENTIN	Université Paris Diderot	Co-directeur
L. TAPIE	Université Paris 13	Encadrant

##### Nicolas Lebon

*Titre* : Impact de l'usinage par CFAO sur l'intégrité de surface des prothèses dentaires coronaires

*Directeur* : Bernardin Mawussi (URB2i – Université Paris 13) – 30%

*Encadrants* : Laurent Tapie (URB2i – Université Paris 13) – 50%, Elsa Vennat (MSSMat - CentraleSupélec) – 20%

*École Doctorale* : Galilée (ED146) – Université Paris 13

*Type de contrat* : PRAG

*Date de début* : 1er septembre 2013

*Date de soutenance* : 27 juin 2017

*Fonction actuelle* : PRAG - Chercheur associé URB2i, Université Paris 13

*Jury* :

S. SCHERRER	Université de Genève	Présidente
Y. LANDON	Université P. Sabatier	Rapporteur
C. LARTIGUE	Université Paris Sud	Rapporteur
C. DEVILLE	LYRA-GACD	Examineur
B. MAWUSSI	Université Paris 13	Directeur
L. TAPIE	Université Paris 13	Encadrant
E. VENNAT	CentraleSupélec	Encadrant

**Lucien Dupagne**

*Titre* : Mise en place d'un protocole d'évaluation standardisé des systèmes d'acquisition en CFAO dentaire

*Directeur* : Bernardin Mawussi (URB2i – Université Paris 13) – 20%

*Encadrants* : Laurent Tapie (URB2i – Université Paris 13) – 40%, Nicolas Lebon (URB2i - Université Paris 13) – 40%

*École Doctorale* : Galilée (ED146) – Université Paris 13

*Type de contrat* : Assistant Hospitalo-universitaire

*Date de début* : 1er novembre 2015

**William Pacquet**

*Titre* : Évaluation métrologique de prothèses dentaires réalisées par CFAO

*Directeur* : Bernardin Mawussi (URB2i – Université Paris 13) – 20%

*Encadrant* : Laurent Tapie (URB2i – Université Paris 13) – 40%, Philippe Boitelle (URB2i - Université Lille) – 40%

*École Doctorale* : Galilée (ED146) – Université Paris 13

*Type de contrat* : Assistant Hospitalo-universitaire

*Date de début* : 1er octobre 2017

**Vincent Fouquet**

*Titre* : Fabrication d'un matériau à gradient de module d'élasticité pour des restaurations dentaires bio-inspirées

*Directeur* : Jean-Pierre Attal (URB2i – Université Paris Descartes) – 20%

*Co-directeur* : Thierry Chartier (IRCer – CNRS) – 20%

*Encadrants* : Aurélie Benoit (URB2i-Université Paris Descartes) – 20%, Laurent Tapie (URB2i – Université Paris 13) – 20%, Vincent Pateloup (IRCer - Université de Limoges) – 20%

*École Doctorale* : Galilée (ED146) – Université Paris 13

*Type de contrat* : Praticien libéral

*Date de début* : 1er septembre 2018

## Master recherche

### Simon Jacques

*Titre* : Mise en place d'un protocole d'évaluation des systèmes d'acquisition en CFAO dentaire - Étude & analyse de l'influence des biomatériaux naturels et synthétiques à numériser.

*Tuteurs* : Laurent Tapie (URB2i – Université Paris 13) - 100%

*Master 2* : Biomedical Engineering spécialité Biomaterials – Paris Descartes – ParisTech

*Date de début* : octobre 2017

*Date de soutenance* : février 2018

### Norman Chiche

*Titre* : Métrologie du hiatus dans le cadre de l'adaptation d'une prothèse dentaire obtenue par CFAO – Protocole par Micro CT scan

*Tuteurs* : Laurent Tapie (URB2i – Université Paris 13) - 60%, Elsa Vennat (MSSMat - CentraleSupélec) - 40%

*Master 2* : Ingénierie de la Santé et Biomatériaux – Paris Descartes – Paris 13

*Date de début* : octobre 2013

*Date de soutenance* : septembre 2014

### Lucien Dupagne

*Titre* : Standardisation d'un protocole d'évaluation des systèmes d'acquisition d'empreinte optique pour la CFAO dentaire

*Tuteur* : Laurent Tapie (URB2i – Université Paris 13) - 100%

*Master 2* : Ingénierie de la Santé et Biomatériaux – Paris Descartes – Paris 13

*Date de début* : octobre 2013

*Date de soutenance* : septembre 2014

### Nicolas Lebon

*Titre* : Intégrité de surface d'une prothèse dentaire obtenue par CFAO

*Tuteur* : Laurent Tapie (URB2i – Université Paris 13) - 100%

*Master 2* : Ingénierie de la Santé et Biomatériaux – Paris Descartes – Paris 13

*Date de début* : octobre 2012

*Date de soutenance* : juillet 2013

**Benoît Goeldel**

*Titre* : Préparation à l'usinage de pièces de formes complexes multi-cavités

*Tuteurs* : Laurent Tapie (LURPA – Université Paris 13) - 50%, Bernardin Mawussi (LURPA – Université Paris 13) - 50%

*Master 2* : Sciences de l'Ingénieur, Spécialité : Mécanique et Ingénierie des Systèmes, Parcours : Robotique - Productique – Université Pierre et Marie Curie – ENSAM – ENS Cachan

*Date de début* : septembre 2008

*Date de soutenance* : juillet 2009

**David Guyonneau**

*Titre* : Création d'un outil d'aide à la conception de gammes de production et des moyens associés

*Tuteurs* : Laurent Tapie (LURPA – Université Paris 13) - 20%, Charyar Medhi-Souzani (LURPA - Université Paris 13) - 20%, Bernard Anselmetti (LURPA – Université Paris 11) - 60%

*Master 2* : Sciences de l'Ingénieur, Spécialité : Mécanique et Ingénierie des Systèmes, Parcours : Robotique - Productique – Université Pierre et Marie Curie – ENSAM – ENS Cachan

*Date de début* : septembre 2008

*Date de soutenance* : juillet 2009

## 3.4 Publications et production scientifique

### 3.4.1 Articles dans des revues internationales à comité de lecture reconnues

#### Indexation Internationale : Journal of Citation Reports ou Scopus

- RI1 A computer-aided tool to predict dental crown prosthesis surface integrity after milling, N. Lebon, L. Tapie, E. Vennat, B. Mawussi, *Computer-Aided Design and Applications*, vol.16(5), pp.894-903, 2019 DOI : 10.14733/cadaps.2019.894-903
- RI2 Analysis of the twist of ruled surfaces. Application to strip machining, J. Senatore, F. Monies, W. Rubio, L. Tapie, B. Mawussi, *International Journal of Manufacturing Research*, vol.13(1), pp.26-47, 2018, DOI : 10.1504/IJMR.2018.10008390
- RI3 Evaluation of the marginal fit of CAD-CAM Zirconia copings - Comparison of 2D and 3D measurements methods, P. Boitelle, L. Tapie, N. Chiche, B. Mawussi, O. Fromentin, *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol.119(1), pp.75-81, 2018, DOI : 10.1016/j.prosdent.2017.01.026, IF : 2.095
- RI4 Adaptation measurement of CAD/CAM dental crowns with X-ray micro-CT : metrological chain standardization and 3D gap size distribution, L. Tapie, N. Chiche, P. Boitelle, P. Morenton, J-P. Attal, N. Schmitt, E. Vennat, *Advances in Materials Science and Engineering*, 2016, DOI : 10.1155/2016/7963928, IF : 1.299
- RI5 Understanding dental CAD/CAM for restorations : dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint Part B : Labside milling machines, N. Lebon, L. Tapie, F. Duret, J-P. Attal, *International Journal of Computerized Dentistry*, vol.19(2), pp. 115-34 2016, PubMed ID : 27274561, IF : 1.436
- RI6 3D fitting accuracy evaluation of CAD-CAM copings – Comparison with spacer design settings, P. Boitelle, L. Tapie, B. Mawussi, O. Fromentin, *International Journal of Computerized Dentistry*, vol.19(1), pp.27-43, 2016, PubMed ID : 27027101, IF : 1.436
- RI7 Understanding dental CAD/CAM for restorations : dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint Part A : Chairside milling machines, N. Lebon, L. Tapie, F. Duret, J-P. Attal, *International Journal of Computerized Dentistry*, vol.19(1), pp.45-62, 2016, PubMed ID : 27027102, IF : 1.436
- RI8 Influence of milling tool and prosthetic materials on roughness of the dental CAD CAM prostheses, N. Lebon, L. Tapie, E. Vennat, B. Mawussi, *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 114(2), pp. 236–247, 2015, DOI : 10.1016/j.prosdent.2014.12.021, IF : 2.095
- RI9 Understanding dental CAD/CAM for restorations – accuracy from a mechanical engineering viewpoint, L. Tapie, N. Lebon, B. Mawussi, H. Fron Chabouis, F. Duret, J-P. Attal, *International Journal of Computerized Dentistry*, vol. 18(4), pp.343-367, 2015, PubMed ID : 26734668, IF : 1.436
- RI10 Understanding dental CAD/CAM for restorations – the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint, L. Tapie, N. Lebon, B. Mawussi, H. Fron Chabouis, F. Duret, J-P. Attal, *International Journal of Computerized Dentistry*, vol. 18 (1), pp.21-44, 2015, PubMed ID : 25911827, IF : 1.436

- RI11 A Systematic Review of CAD/CAM fit restoration evaluations, P. Boitelle, B. Mawussi, L. Tapie, O. Fromentin, *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 41, pp. 853-874, 2014. DOI : 10.1111/joor.12205, IF : 2.098
- RI12 Machining of complex shaped parts with guidance curves, L. Tapie, B. Mawussi, W. Rubio, B. Furet, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology* vol. 69 (5), pp.1499-1509, 2013. DOI : 10.1007/s00170-013-5120-9, IF : 2.209
- RI13 Topological model for machining of parts with complex shapes, L. Tapie, B. Mawussi, A. Bernard, *Computers in Industry*, vol. 63 (5), page 528-541, 2012. DOI : 10.1016/j.compind.2012.02.005, IF : 2.95
- RI14 A knowledge base model for complex forging die machining, B.K. Mawussi, L. Tapie, *Computers & Industrial Engineering*, vol. 61, pp.84-97, 2011. DOI : 10.1016/j.cie.2011.02.016, IF : 2.623
- RI15 Circular tests for HSM machine tools : Bore machining application, L. Tapie, B.K. Mawussi, B. Anselmetti, *International Journal of Machine Tools & Manufacture*, vol. 47, pp. 805-819, 2007. DOI : 10.1016/j.ijmachtools.2006.06.021, IF : 3.995

#### **Indexation internationale : International Committee of Medical Journal Editors**

- RI16 L'impression 3D de céramiques. V. Fouquet, L. Tapie, Jean-Pierre Attal *BioMatériaux Cliniques Dentaires*, vol. 4(1), 2019
- RI17 Les dispersions de données dans les chaînes de CFAO. Partie 2 – Fonctionnement des différents maillons des chaînes de CFAO, P. Boitelle, O. Fromentin, B. Mawussi, L. Tapie, *BioMatériaux Cliniques Dentaires*, vol. 3(2), 2018
- RI18 L'impression 3D, Partie 4 : Le dépôt de fil, L. Dupagne, S. Le Goff, L. Tapie, *BioMatériaux Cliniques Dentaires*, vol.3 (1), 2018
- RI19 Les dispersions de données dans les chaînes de CFAO. Partie 1 – Dispersions physiques, P. Boitelle, O. Fromentin, B. Mawussi, L. Tapie, *BioMatériaux Cliniques Dentaires*, vol. 3(1), 2018
- RI20 L'impression 3D, Partie 3 : La stéréolithographie, L. Dupagne, S. Le Goff, L. Tapie, *BioMatériaux Cliniques Dentaires*, vol.2 (1), 2017
- RI21 L'impression 3D, Partie 2 : Principes communs de mise en œuvre des procédés additifs : intégration dans un flux numérique, L. Tapie, *BioMatériaux Cliniques Dentaires*, vol.1 (2), 2016
- RI22 L'impression 3D, Partie 1 : Définitions, L. Tapie, *BioMatériaux Cliniques Dentaires*, vol.1 (1), 2016
- RI23 Le flux numérique en CFAO dentaire pour la prothèse conjointe - Structuration et manipulation des données numériques, L. Tapie, N. Lebon, J-P. Attal, *Réalités cliniques*, vol.26 (4), 2015
- RI24 La chaîne numérique en CFAO dentaire - Structuration de la chaîne de production en prothèse conjointe, L. Tapie, N. Lebon, J-P. Attal, *Réalités cliniques*, vol. 26(4), 2015

#### **3.4.2 Articles dans des revues nationales à comité de lecture**

- RN1 CFAO en ingénierie biomédicale. Dentisterie prothétique numérique, L. Tapie, N. Lebon, K. Shindo, *Les techniques de l'ingénieur*, [MED7310], 2019 (à paraître)

- RN2 Les matériaux usinables en dentisterie restauratrice et en prothèse fixée - Guide pratique synthétique, S. Marniquet, H. Fron Chabouis, L. Tapie, J-P. Attal, L'information dentaire, vol.20, 2014
- RN3 Évaluation de l'adaptation des restaurations prothétiques fixées réalisées par CFAO et facteurs de variation : revue de littérature, P. Boitelle, O. Fromentin, B. Mawussi, L. Tapie, E. Vennat, Les Cahiers de Prothèse, vol. 161, pp. 59-75., 2013

### 3.4.3 Communications dans des congrès internationaux

#### Avec comité de lecture et éditions des actes

- CI1 Influence of the tool-material couple on the dental CAD-CAM prosthetic roughness, N. Lebon, L. Tapie, E. Vennat, B. Mawussi, J-P. Attal, Research in Interactive Design (Vol. 4) : Mechanics, Design Engineering and Advanced Manufacturing, Daidie, A., Eynard, B., Paredes, M., Fischer, X. (Editors), XI, 626 p., Hardcover ISBN 978-3-319-26119-5, Springer, 2016, DOI : 10.1007/978-3-319-26121-8
- CI2 Modular design for complex systems, P. Mons, L. Tapie, L. Mathieu, B. Dantin, N. Chevassus, Research in Interactive Design (Vol.3) : Virtual, Interactive and Integrated Product Design and Manufacturing for Industrial Innovation, Nadeau, J-P. ; Fischer, X. (Editors), XI, 146 p., Hardcover ISBN 978-2-8178-0169-8, Springer 2011
- CI3 Machining strategy choice : performance viewer, L. Tapie, B.K. Mawussi, B. Anselmetti, Advances in Integrated Design and Manufacturing in Mechanical Engineering II, 12p., Tichkiewitch, S. ; Tollenaere, M. ; Ray, P. (Editors), XIV, 546 p., Hardcover ISBN : 978-1-4020-6760-0, Springer, 2007, DOI : 10.1007/978-1-4020-6761-7-23

#### Avec comité de lecture et actes à diffusion restreinte

- CI4 A computer-aided tool to predict dental crown prosthesis surface integrity after milling, N. Lebon, L. Tapie, E. Vennat, B. Mawussi, Proceedings of CAD'18, pp.231-235, Paris, France, July 9 - 11, 2018. DOI : 10.14733/cadconfP.2018.231-235
- CI5 A prototype tool to predict dental crown prosthesis surface roughness after milling, N. Lebon, L. Tapie, E. Vennat, B. Mawussi, 22nd Congress of the European Society of Biomechanics, Lyon, France, July 10 - 13, 2016
- CI6 Modularization of multi-physics complex systems, P. Mons, L. Tapie, L. Mathieu, B. Dantin, N. Chevassus, 3rd CIRP Conference on Assembly Technologies and Systems, CATS 2010 – Conference - Trondheim Norway, June 1-3, 2010
- CI7 Decomposition of forging die for high speed machining, L. Tapie, B.K. Mawussi, IDMME - Virtual Concept 2008 Beijing, China, October 8-10, 2008
- CI8 Decomposition of forging dies for machining planning, L. Tapie, B.K. Mawussi, B. Anselmetti, Journal of Proceedings of the International Conference on Manufacturing Systems – ICMaS, vol.1, Ispas, C. ; Ghionea, A. ; Constantion, G. (Editors), ISSN : 1842-3183, Editura Academiei Române, 2006
- CI9 Définition d'une pièce test pour la caractérisation d'une machine UGV, B.K. Mawussi, L. Tapie, 1er Congrès International Conception et Modélisation des Systèmes Mécaniques, CMSM'05, Hammamet, Tunisie, 12 p., 25-27 Mars 2005

## Autres

- CI10 CAD/CAM systems comparison by 2D and 3D measurement of marginal fit adaptation, P. Boitelle, L. Tapie, B. Mawussi, O. Fromentin, 6ème congrès dentaire des technologies digitales et esthétiques - Imagina Dental, April 13 - 15, 2017, Monaco
- CI11 The CAD/CAM unit in Paris Descartes University : for and by students. A-M. Collignon, C. Wulfman, B. Jakubowicz, M. Derbanne, B. Zamansky, N. Lebon, S. Le Goff, A. Dubroca, L. Tapie, Attal JP. Conseuro, May 14-15, 2015, Londres

### 3.4.4 Communications dans des congrès nationaux

#### Avec comité de lecture et actes à diffusion restreinte

- CN1 Impact de l'usinage par CFAO sur l'intégrité de surface de prothèses dentaires coronaires, N. Lebon, L. Tapie, E. Vennat, B. Mawussi, Matériaux pour la Santé 2018, Saint-Etienne, mai 2018
- CN2 Etude mécanique de la dent restaurée par une approche numérique, K. Shindo, E. Vennat, N. Schmitt, P. Morenton, L. Tapie, N. Chiche, Colloque National MECAMAT, Aussois, janvier 2016
- CN3 Comportement mécanique d'un Assemblage Prothétique Dentaire, K. Shindo, E. Vennat, L. Tapie, P. Morenton, N. Chiche, N. Schmitt, 22ème Congrès Français de Mécanique – CFM 2015, Lyon, août 2015
- CN4 Influence de l'orientation outil/matière sur l'intégrité de surface des biomatériaux dentaires, N. Lebon, L. Tapie, E. Vennat, B. Mawussi, 22ème Congrès Français de Mécanique – CFM 2015, Lyon, août 2015
- CN5 Étude de stratégies de finition en fraisage 3 axes, N. Guillemot, B.K. Mawussi, L. Tapie, Colloque National MECAMAT, Aussois, Ch.I, pp.54-58, février 2008
- CN6 Analyses de difficultés d'usinage pour les pièces de formes complexes : concept de viewer, L. Tapie, B.K. Mawussi, 5ème Assises MUGV, 10p., Juin 2008
- CN7 Décomposition topologique du modèle de conception des outillages de forge pour la génération de trajectoire UGV, L. Tapie, B.K. Mawussi, B. Anselmetti, 10ème Colloque National AIP-PRIMECA, Les Innovations en Conception des Produits et des Systèmes de Production, 12p., La Plagne, 17-20 avril 2007

## Autres

- CN8 Comparaison des méthodologies d'évaluation 2D et 3D du hiatus marginal en prothèse fixée. P. Boitelle, L. Tapie, B. Mawussi, O. Fromentin. Collège National des Enseignants en Prothèses Odontologiques, Montpellier, 2017.
- CN9 Evaluation bi et tridimensionnelle du hiatus marginal de chapes en Zircone. P. Boitelle, C. Laly, L. Tapie, B. Mawussi, O. Fromentin, Collège National des Enseignants en Prothèses Odontologiques, Clermont-Ferrand, 2015.
- CN10 L'unité CFAO à Paris Descartes : pour et par les étudiants. C. Wulfman, A-M. Collignon, B. Jakubowicz, M. Derbanne, B. Zamansky, N. Lebon, S. Le Goff, A. Dubroca, L. Tapie, JP. Attal. Collège National d'Occlusodontologie. 26-27 mars, Deauville, 2015.

- CN11 Paramétrage et espacement réalisé par trois systèmes CFAO sur des chapes en zircone. P. Boitelle, C. Laly, L. Tapie, B. Mawussi, O. Fromentin. Collège National des Enseignants en Prothèses Odontologiques, Lyon, 2014.
- CN12 Analyse de l'espacement de chapes en zircone réalisées par procédé CFAO : une étude pilote. P. Boitelle P., L. Tapie, O. Fromentin, B. Mawussi. Congrès de la Société Francophone des Biomatériaux Dentaires, Liège, 2014.

### 3.4.5 Travaux universitaires

- Thèse Décomposition topologique des outillages de forges pour la génération de trajectoires UGV, L. Tapie, Thèse de doctorat, ENS Cachan, Novembre 2007
- DEA Élaboration d'un protocole de simulation d'usinage en fraisage de pièces prismatiques : évaluation des performances d'une machine UGV, L. Tapie, Mémoire de DEA en Production Automatisée, ENS Cachan, Juillet 2004

### 3.4.6 Rapports de prestation pour les industriels

- PI1 Etude de l'usinabilité de blocs CFAO Initial LRF avec des fraises Lyra et Cerec, N. Lebon, L. Tapie, J-P. Attal, 2018
- PI2 Compléments de l'étude de l'usinabilité de blocs CFAO Celtra Duo Dentsply, L. Tapie, N. Lebon, 2014
- PI3 Etude de l'usinabilité de blocs CFAO Celtra Duo Dentsply, N. Lebon, L. Tapie, 2014
- PI4 Evaluation de la machine d'usinage Lyra-GACD : Essais de répétabilité d'usinage et d'usinabilité, N. Lebon, L. Tapie, 2013
- PI5 Evaluation de la machine d'usinage Lyra-GACD : Essais de comportement MO-CN, L. Tapie, 2013

## **Chapitre 4**

# **Participation à la vie scientifique**

### **4.1 Membre du conseil scientifique de la faculté de chirurgie dentaire - Université Paris Descartes**

- Depuis mars 2017, membre nommé par le doyen au conseil scientifique de la faculté de chirurgie dentaire - Université Paris Descartes.

### **4.2 Membre de comité de lecture et relecteur**

- Depuis février 2016, membre du comité de lecture de la revue BioMatériaux Cliniques – Information Dentaire, en charge de la rubrique Nouvelles Technologies.
- Relecteur pour le Journal of Prosthetic Dentistry, International Journal of Dentistry, Materials, Computers in Biology and Medecine.

### **4.3 Membre de comités de sélection et d'expert**

- Ponctuellement sollicité pour participer à des comités de sélection sur des postes de MCF en génie mécanique CNU 60.
- De février 2013 à février 2017, élu pour siéger au comité d'expert 60<sup>ème</sup> section de l'Université Paris 13.

### **4.4 Diffusion scientifique et pédagogique**

#### **4.4.1 Co-responsable de la plateforme PlatiNum**

- Co-créateur en septembre 2014 de la Plateforme Informatique et Numérique pour la dentisterie numérique et la CFAO dentaire dédiée à la formation initiale et continue

en odontologie, à la formation par la recherche et aux activités de recherche associées à l'URB2i, à des prestations et des activités de transfert technologique vers les industriels.

- Depuis septembre 2014, co-responsable de PlatiNum en collaboration avec l'URB2i, la faculté de chirurgie dentaire (départements d'enseignement de prothèse, biomatériaux et odontologie conservatrice-endodontie), 4 services hospitaliers d'odontologie (Charles Foix – Ivry, Hôpital Bretonneau – Paris, Hôpital Louis Mourier – Colombes, Hôpital Henri Mondor – Créteil), un réseau de praticiens libéraux et les industriels partenaires.

#### **Collaborations et contrats industriels dans le cadre de la plateforme technologique PlatiNum – URB2i**

- Réseaux d'industriels acteurs de la CFAO dentaire : Lyra – GACD (Prêt d'une chaîne CFAO de 100 k€, don de 3 machines prototypes), Planméca (Prêt d'une chaîne CFAO de 100 k€), Carestream (Prêt d'une caméra intra-orale, 42k€, Ivoclar-Vivadent (Don d'un four de frittage 10 k€, fourniture de consommables 5 k€/an), Henry Schein (Financement de la rénovation des 2 salles PlatiNum, fourniture de consommables et de matériel de CFAO 10 k€/an).
- Prestations industrielles : Évaluation d'une usineuse prototype Lyra-GACD, étude d'usinabilité pour Lyra-GACD, Dentsply et Coltene.

#### **4.4.2 Correspondant de l'URB2i pour l'Association Usinage Très Grande Vitesse**

Depuis février 2015, correspondant à l'AUTGV, association fédérant des experts et des acteurs de grandes entreprises européennes et des acteurs académiques (universités, grandes écoles et organismes de recherche) autour de divers aspects et applications de l'Usinage Grande Vitesse

- Participation aux réunions et aux débats
- Conférencier ponctuel

#### **4.4.3 Conférencier invité et membre de comités d'organisation de conférences**

##### **Semaine inter-établissement du Ceebios et de l'ESPCI**

- Conférencier : Module Matériaux Bio-inspirés à destination des étudiants du groupement Paris Sciences et Lettres. Développement de prothèses dentaires biomimétiques, une démarche pluridisciplinaire, novembre 2018

---

### **Congrès Association Dentaire Française 2018**

- Conférencier : "Digital Work-flow?". Comprendre et oser la transition numérique, novembre 2018, ADF 2018

### **CAD'18 - 15th annual International CAD Conference**

- Membre du comité d'organisation CAD'18 - 15th annual International CAD Conference, July 9-11, 2018, Paris

### **Congrès de la Société Francophone de Biomatériaux Dentaires**

- Conférencier : La précision en Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur : mythe ou réalité? L. Tapie, J-P. Attal, Congrès de la Société Francophone en Biomatériaux Dentaires, Liège, juin 2014, SFBD 2014
- Responsable et animateur des ateliers CFAO, Congrès de la Société Francophone en Biomatériaux Dentaires, Paris, juillet 2015, SFBD 2015
- Responsable et animateur de l'atelier « Apprendre la CAO », Congrès de la Société Francophone en Biomatériaux Dentaires, Paris, juillet 2017, SFBD 2017

### **Journées & Nuits du Numérique - Université Paris Descartes**

- Conférencier : Impact de la 3D sur les soins dentaires, L. Tapie, P. Boitelle, B. Jacobowicz, M. Derbanne, Journée & Nuit du Numérique de l'Université Paris Descartes, mars 2015

### **Entretiens de Garancière - Université Paris Diderot**

- Conférencier : La CFAO dentaire Intérêts et applications, L. Tapie, P. Boitelle, B. Mawussi, 41<sup>ème</sup> Entretiens de Garancière, septembre 2015

### **Office Nouveau de Formation Odontologique Continue de l'Essonne**

- Conférencier : Empreinte optique : Une technique devenue incontournable, L. Tapie, H. Fron, ONFOC 91, juin 2015

#### 4.4.4 Directeur et assesseur de thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire

##### Directeur

- Protocole 3D de mesure du joint dento-prothétique d'un assemblage réalisé en CFAO par micro-CT. N. Chiche, Thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire, Université Paris Descartes, 2015
- Systèmes d'acquisition en CFAO dentaire : concepts, fonctionnements et standardisation de leur évaluation. L. Dupagne, Thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire, Université Paris Descartes, 2015
- Quand le monde bascule dans la 3ème dimension : un point sur l'impression 3D en 2015. C. Deniau, Thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire, Université Paris Descartes, 2015

##### Assesseur

- La Bluecam et l'Omniscam : changement et apport. E. Hammad, Thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire, Université Lille 2, 2014
- Organisation du cabinet dentaire équipé du système CFAO directe CEREC. N. Rocher, Thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire, Université Paris Descartes, 2016

## Partie 2. Travaux de recherche

« La connaissance s'acquiert par  
l'expérience, tout le reste n'est  
que de l'information. »

---

*(A. Einstein)*



# Chapitre 5

## La méthodologie CFAO : contextes et problématiques

### 5.1 Préambule : qu'est-ce que la CFAO ?

La question posée peut paraître incongrue, tant la CFAO est un concept connu de tous, que ce soit dans le milieu industriel ou académique. Néanmoins il est assez difficile d'en trouver une définition universelle. Ainsi, le Larousse définit la CFAO comme le prolongement de la CAO vers la fabrication des produits conçus par celle-ci, en utilisant les données produites. La CAO quant à elle est définie comme un ensemble de techniques informatiques utilisables dans le processus de conception d'un produit nouveau.

D'après l'encyclopédie « CIRP Encyclopedia of Production Engineering » (Laperrère et al., 2014), la CAO (Computer-Aided Design : CAD) est définie comme l'exploitation d'outils informatiques intégrés pour aider les ingénieurs, les architectes et tout professionnel de la conception à la réalisation, la modification, l'analyse ou l'optimisation d'une conception de produit. Les outils associés à la CAO s'appuient sur des modeleurs géométriques vectoriels en 2D, des modeleurs paramétriques surfaciques en 3D et des modeleurs solides, selon le type d'application ou de domaine visé (Lutters, 2014). La FAO (Computer-Aided Manufacturing : CAM) est définie comme l'exploitation de systèmes informatiques intégrés pour planifier, gérer ou contrôler les opérations de fabrication réalisées sur les ressources implantées au sein d'une usine (Makris et al., 2014). Il est souvent admis, à travers cette définition, que la FAO est l'exploitation de systèmes informatiques pour le processus d'industrialisation et de production de produits ne couvrant pas les tâches de conception. La FAO doit donc permettre le passage des outils de CAO vers les équipements de production comme les robots, les automates, les centres d'usinage mais aussi permettre de programmer et de contrôler ces équipements. Les outils et les moyens de CAO et de FAO ont naturellement évolué avec le développement des technologies informatiques des années 50 à nos jours sous l'impulsion des industries automobiles et aéronautiques (Chang et al., 2006; Chryssolouris, 2005). Il est assez commun de parler de processus de CAO et processus de FAO dans la démarche générale de développement de produits (Figure 5.1.1). Les outils de CAO étant dédiés à la phase de conception du produit alors que les outils de FAO sont liés à la phase d'industrialisation et de production. Dans ce contexte les outils de FAO permettent le passage de la géométrie 3D d'un produit issu du modèle CAO à sa production.

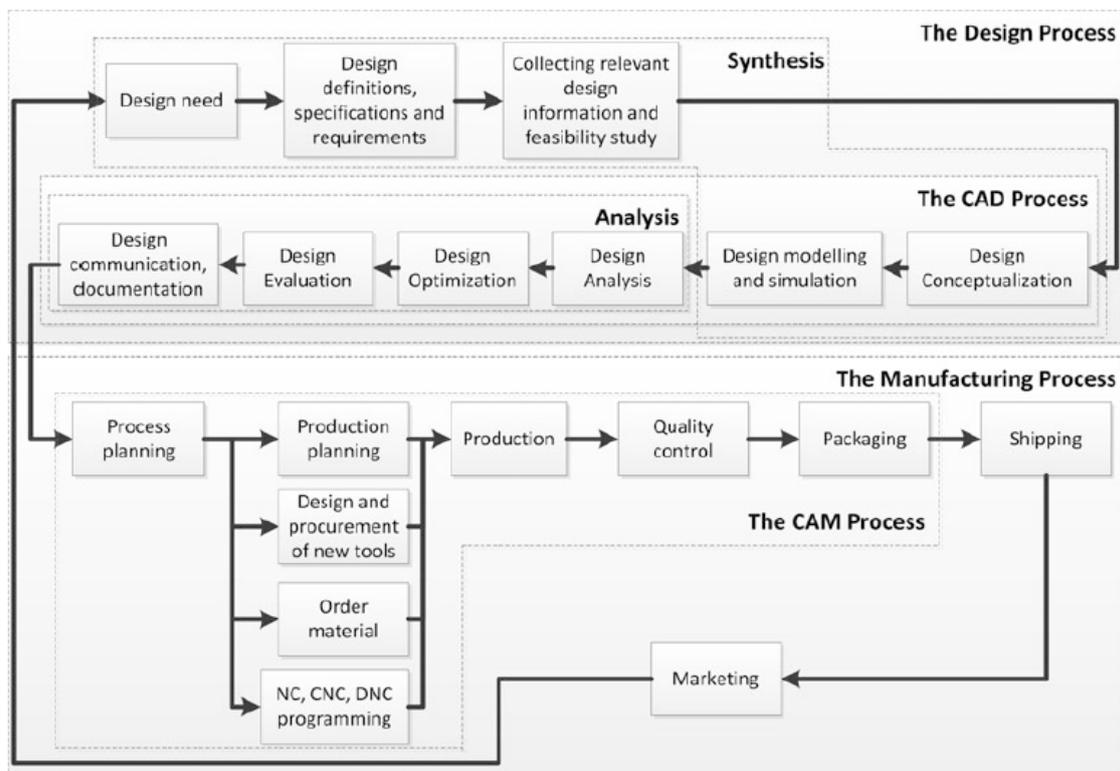


FIGURE 5.1.1 – Positionnement des outils de CAO et de FAO dans le développement de produits (Zeid, 1991)

Ces notions de processus CAO et FAO, permettent de définir la CAO et la FAO comme un ensemble de méthodologies basées sur des outils informatiques nécessaires à la gestion du cycle de vie de produits (Product Life Management : PLM). La CAO et la FAO sont ainsi considérées comme les 2 principales méthodologies d’une approche dite de fabrication ou de production intégrée par ordinateur (Computer Integrated Manufacturing : CIM ; Computer-Aided Industry). L’objectif de l’approche CIM est d’intégrer des informations de production et de contrôler l’ensemble des processus de production, les lignes de production automatisées, les usines et les réseaux informatiques par l’utilisation d’ordinateurs et d’une base de données commune (Lanza, 2014). Dans cette approche, la CAO et la FAO sont souvent considérées comme un seul outil intégré dit de « CFAO » entre les processus de conception et de production. Ainsi, les bases de données CAO intègrent de plus en plus les exigences liées à la production comme les tolérances et les entités de fabrication permettant un passage simplifié vers les outils de FAO.

**A travers ces définitions, il apparaît clairement que la CFAO est une approche méthodologique s’appuyant sur l’utilisation et le développement d’outils, de moyens informatiques et d’équipement formant des « maillons » intégrés dans une « chaîne numérique » permettant le passage d’une phase de conception à une phase d’industrialisation et de production. Cette méthodologie doit permettre un passage simplifié des données issues de la CAO vers la FAO. Ces données étant de nature informatique, le passage entre les maillons d’une « chaîne numérique de CFAO » est souvent qualifié de « flux numérique ».**

Le fil conducteur de mes travaux de recherche s’appuie pleinement sur cette

définition considérant la CFAO comme une approche méthodologique permettant un passage simplifié des données issues de la CAO vers la FAO. Dans le cadre de ma démarche de recherche, j'ai toujours voulu garder un pied dans le domaine applicatif en intégrant les contraintes liées au contexte de mise en œuvre de la chaîne numérique associée.

## 5.2 Méthodologie CFAO en « Ingénierie mécanique »

Comme nous l'avons présenté, la CFAO s'appuie sur une « chaîne numérique » dont le passage d'un « maillon » à un autre « maillon » constitue le « flux numérique ». Les maillons numériques impliquent l'association, le traitement et la conversion des données associées au futur produit. Les données associées, traitées et converties sont échangées entre les maillons numériques consécutifs. Ces étapes d'association, de traitements et d'échanges de données constituent le cœur du flux numérique (Radhakrishnan et al., 2008).

### 5.2.1 Chaîne et flux numérique

D'un point de vue conceptuel, deux types de chaîne numérique peuvent être considérés en CFAO appliquée à l'ingénierie mécanique pour l'usinage. Le premier type est celui utilisé dans une CFAO « d'ingénierie directe » où le modèle 3D d'un produit est directement conçu dans un logiciel de CAO (Figure 5.2.1). Au contraire, en CFAO « d'ingénierie inversée » ou « Reverse Engineering » le modèle 3D du produit est obtenu à partir d'un objet physique numérisé par un système d'acquisition. Dans cette chaîne numérique, un maillon amont à la CAO est donc ajouté. A la sortie de ce maillon un nuage de point est obtenu (Percoco, 2014). Il est alors associé à ce nuage de points un modèle CAO. Quel que soit le type de chaîne numérique, la sortie du maillon CAO est un fichier informatique contenant des données géométriques organisées selon un format donné (par exemple STEP, IGES, DXF) et s'appuyant sur des modèles mathématiques (par exemples STL (Stroud and Xirouchakis, 2000), NURBS (Piegl and Tiller, 1997; Rogers, 2000)). Des normes internationales, issues de l'ISO pour le format STEP (Pratt, 2001) ou nationales, issues du NIST pour le format IGES (Nasr and Kamrani, 2007), ou encore des formats « consensus » comme le STL issu de la société 3D System (Roscoe et al., 1988) fixent l'organisation du fichier et les modèles mathématiques associés. Mais les sociétés éditrices de logiciels CAO peuvent aussi définir leur propre organisation, CatPart et CatProduct par exemple pour Dassault System.

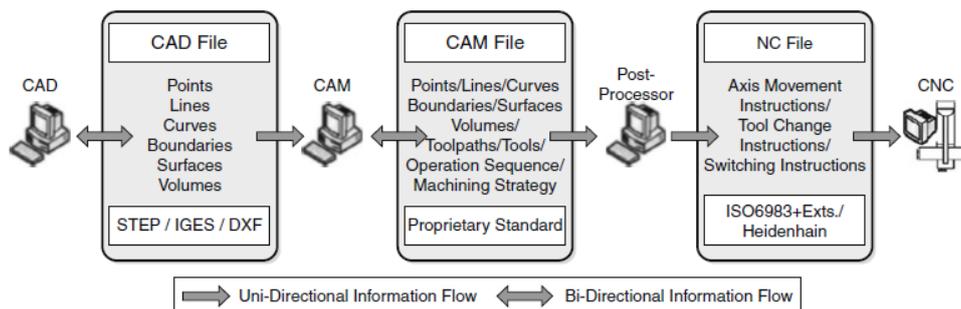


FIGURE 5.2.1 – Structure générique du flux numérique de CFAO « d'ingénierie directe » (Newman et al., 2008)

Le fichier CAO est ensuite transmis dans un logiciel de FAO. D'un point de vue conceptuel la FAO peut être décomposée en trois modules de traitement de données menant au programme envoyé à la commande numérique de la machine d'usinage (Bernard, 2003). Premièrement, le pré-processeur technologique transcrit le fichier CAO en un format adapté

au processeur technologique, très souvent à l'aide d'un technicien méthodes, par ajout d'informations liées au processus de fabrication : par exemple assignation de machines et d'outillages, d'outils et de paramètres de coupe dans le cas de l'usinage (Makris et al., 2014). Le technicien méthodes s'appuie sur la combinaison d'un système de génération de gammes de fabrication (CAPP : Computer Aided Process Planning) et d'outils d'aide à l'association d'une géométrie CAO avec des données techniques de fabrication. A la sortie du pré-processeur technologique, une CAO enrichie de données de processus de fabrication est ainsi obtenue. Le fichier issu du pré-processeur technologique est propre à l'éditeur du logiciel de FAO et de facto propriétaire. Ensuite, le processeur technologique utilise cette géométrie de fabrication afin de générer l'ensemble des opérations et trajectoires d'usinage nécessaires à l'obtention de la géométrie fabriquée. Il peut être considéré comme la combinaison d'un système CAPP et d'un outil d'aide à la génération de trajectoires (Figure 5.2.2). La représentation des trajectoires d'usinage est faite sous la forme d'une géométrie filaire (combinaison de segments de droites, d'arcs et de courbes) représentant la trajectoire que devra suivre un ou des points spécifiques de l'outil. Un fichier CL (cutter location file) ou APT (Childs, 1973; Ross, 1978) est obtenu en sortie du processeur technologique (Laguionie et al., 2011). Enfin, le post-processeur technologique traduit les fichiers obtenus par le processeur technologique en un fichier interprétable par la commande numérique associée à la machine. Dans la majorité des cas, un fichier en G-code est obtenu en sortie du post-processeur (ISO6983, 2009).

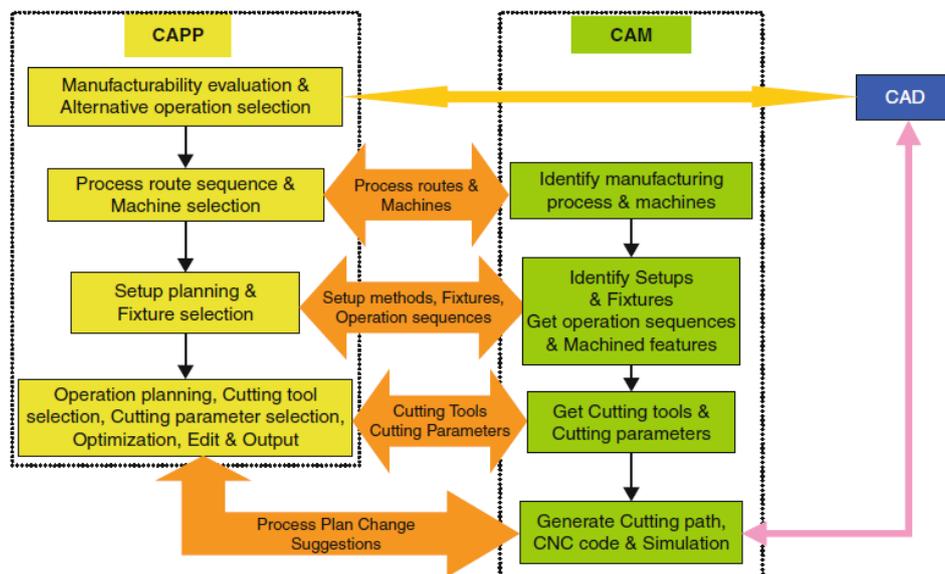


FIGURE 5.2.2 – Liens entre les systèmes CAO, FAO et de planification assistée par ordinateur (Ming et al., 2008)

## 5.2.2 Application aux outillages de forge

La mise en œuvre de la chaîne CFAO pour les outillages de forge débute par la modélisation CAO 3D de l'outillage (Figure 5.2.3). Cette modélisation 3D est issue de l'exploitation de modélisateurs géométriques surfacique et volumique couplés avec des outils de simulation du processus de forgeage (Guan et al., 2015). Les tâches de conception sont réalisées par des experts « forgerons ». Le modèle CAO obtenu est ensuite transmis au technicien

méthodes ou au programmeur FAO qui doit réaliser le processus d'usinage de l'outillage : gamme d'usinage, séquences d'usinage, trajectoires d'usinage et programmes CN. Il doit notamment faire une étude topologique de la géométrie du modèle CAO de l'outillage afin de définir le processus d'usinage. Cette analyse topologique débouche sur l'extraction de cavités ayant des formes et profondeurs très différentes (Izol et al., 2016). La gamme d'usinage de l'outillage se décompose en trois familles d'opérations :

- Les opérations d'ébauche ont pour objectif d'approcher au maximum la forme à usiner en assurant un débit matière maximum. Pour ces opérations, le nombre d'outils est couramment limité (un ou deux dans la majorité des cas). Les géométries associées à ce type d'opérations sont des poches ou des cavités définies le plus souvent par niveaux.
- Les opérations de demi-finition ont pour objectif de garantir une surépaisseur d'usinage constante ou un engagement outil constant lors des opérations de finition. Le nombre d'outils utilisés est plus élevé que dans le cadre de l'ébauche (deux à cinq outils couramment). La géométrie associée est décomposée de manière plus fine que lors de l'ébauche.
- Les opérations de finition ont pour objectif d'obtenir la géométrie finale de l'outillage et de respecter les spécifications qui y sont associées. Le nombre d'outils utilisés est similaire à celui utilisé lors de la demi-finition. La géométrie prise en compte lors de cette phase doit être décomposée afin d'en respecter les objectifs : géométrie finale et spécifications.

En ce qui concerne le choix des posages des matrices lors de leur usinage, la solution retenue par de nombreux industriels est de choisir un posage permettant à l'axe de l'outil d'être confondu avec la direction de frappe de la pièce forgée. Étant donné que les structures de machines-outils exploitées chez les outilleurs comportent 3 axes, le posage permettant d'atteindre l'ensemble des surfaces à usiner s'impose naturellement comme celui utilisant la direction de frappe et définit ainsi la direction de l'outil durant l'usinage. Afin de limiter le coût du standard d'outillage (nombre de types d'outils en magasin), trois types d'outils sont communément utilisés lors de l'usinage d'outillage de forge : des fraises deux tailles cylindriques, toriques et hémisphériques.

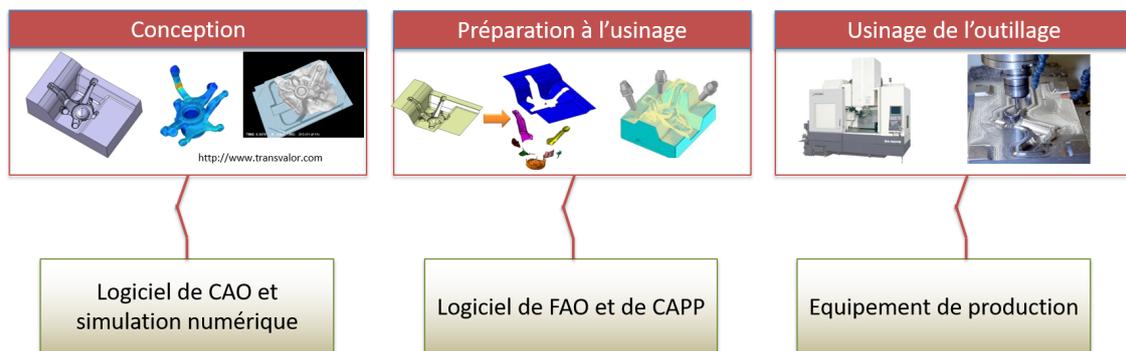


FIGURE 5.2.3 – Étapes de mise en œuvre de la CFAO pour les outillages de forge

L'usinage grande vitesse (UGV) est exploité par de nombreux industriels pour sa productivité, la qualité micro géométrique (état de surface) et macro géométrique (défaut de forme) des pièces obtenues. Étant donné la possibilité, donnée par le phénomène de

coupe mis en œuvre en UGV, d'usiner directement un bloc de matière déjà traité thermiquement, supprimant ainsi les phases de traitements thermiques et d'électroérosion par enfonçage s'intercalant entre les phases d'usinage conventionnel, l'objectif actuel est de proposer des gammes d'usinage performantes minimisant les opérations de polissage manuelles. En effet, cette opération, difficile à automatiser, implique l'intervention d'ouvriers hautement qualifiés pour réaliser ces opérations très coûteuses en temps.

### 5.2.3 Problématique industrielle

L'introduction de l'UGV a conduit à une évolution des gammes de fabrication de matrices. D'une part, cette évolution impose l'usinage de formes complexes en creux au lieu de formes en relief (électrodes) de complexité géométrique et topologique croissante (Figure 5.2.4). Les formes en creux posent de nombreux problèmes en terme d'accessibilité des surfaces de la gravure en raison de la présence de nombreuses cavités de profondeurs différentes. D'autre part, cette évolution a pour objectif de limiter voire de supprimer les opérations de reprises manuelles (ajustage). Elle impose un usinage permettant d'obtenir un outillage aussi proche que possible du modèle CAO, renforçant ainsi l'importance des opérations de finition.

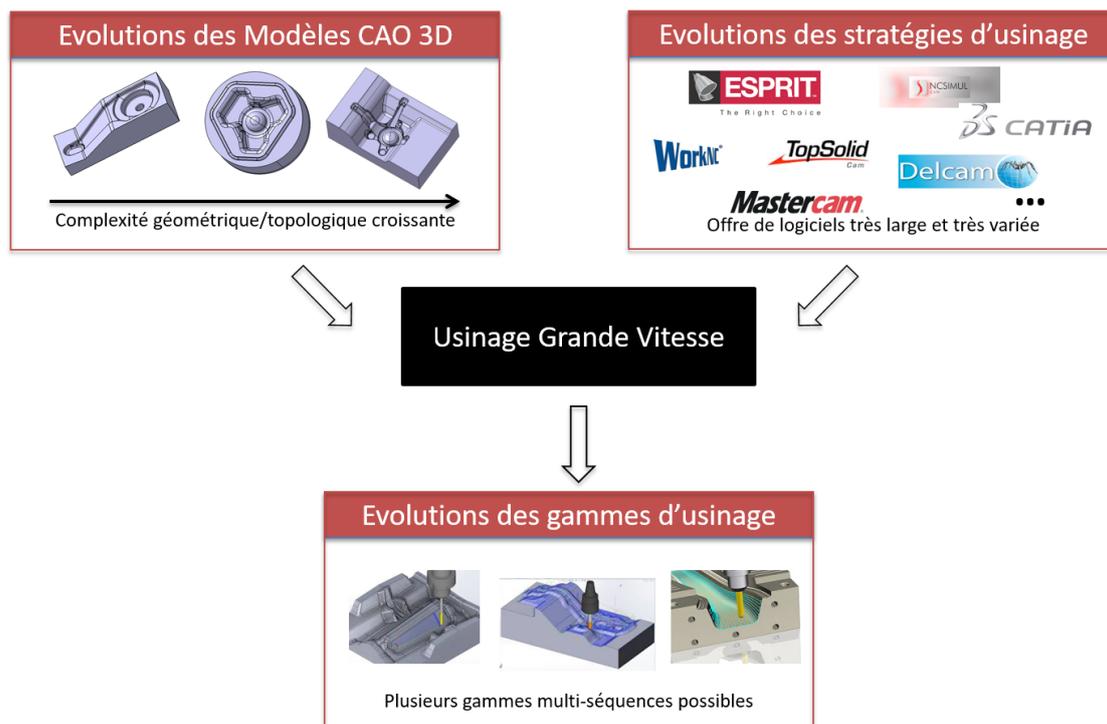


FIGURE 5.2.4 – Contexte de l'usinage des outillages de forge

Par ailleurs, une offre logiciel très large en termes d'aide à la fabrication est proposée. Il s'avère que le pré-processeur technologique commence à être bien intégré dans les logiciels pour les pièces de géométrie régulière, mais reste peu développé voire inexistant en ce qui concerne les pièces de géométrie complexe. Le processeur technologique est fortement développé au niveau des outils de générations automatiques de trajectoires. Ces logiciels offrent de nombreuses stratégies d'usinage structurées sous forme de boîtes

à outils. Néanmoins, l'aide apportée au préparateur pour choisir les stratégies d'usinage en adéquation avec la géométrie de la pièce à usiner est très peu développée dans ces logiciels. L'expert de l'usinage formalise son expérience au fil de l'utilisation du logiciel sous forme de bases de données et de règles de choix de certains éléments du processus d'usinage. Cette formalisation par expertise lui permet ainsi d'instancier différents jeux de paramètres proposés dans les outils de génération de trajectoires (direction d'usinage, pas longitudinal, pas transversal, tolérance d'usinage, hauteur de crête...)(Dragomatz and Mann, 1997; Toh, 2005). Les post-processeurs technologiques sont, quant à eux, très bien intégrés et développés au sein des logiciels et constituent le plus souvent la partie la mieux automatisée de la chaîne numérique FAO. Au bilan, les outils logiciels permettent de générer une multitude de gammes d'usinage composées de plusieurs séquences d'usinage. Ainsi, le préparateur, face à ces multiples possibilités, est soumis à la difficulté de choisir un processus d'usinage en adéquation avec la géométrie de l'outillage. Aussi, comme nous l'avons souligné précédemment, la qualité de l'outillage est principalement liée aux compétences du préparateur et notamment à son expérience en termes de processus UGV. Ce contexte entraîne un temps de préparation à l'usinage beaucoup plus élevé que celui lié aux gammes de fabrication conventionnelles d'outillage de forge. L'enjeu majeur de l'industrie de l'outillage est de trouver des outils d'aide à la génération de processus d'UGV.

## 5.3 Méthodologie CFAO en « Ingénierie prothétique dentaire »

Dans le contexte de la dentisterie numérique, le flux numérique CFAO a la particularité d'intégrer un flux d'ingénierie inversé suivi d'un flux d'ingénierie directe afin de concevoir un assemblage dento-prothétique : les tissus dentaires étant modélisés par numérisation et la prothèse étant modélisée directement assemblée sur le modèle numérisé. En ingénierie prothétique dentaire, la structuration de la chaîne numérique est basée sur les packages proposés par les industriels commercialisant les systèmes de CFAO dentaire et est principalement liée à la démarche de mise en œuvre.

### 5.3.1 Mise en œuvre en prothèse conjointe

L'exploitation de la chaîne numérique de CFAO dentaire induit trois types de chaînes de production en prothèse conjointe (prothèse partielle ou totale de la couronne dentaire scellée ou collée sur les tissus préservés, figure 5.3.1) : la CFAO directe, indirecte et semi-directe.

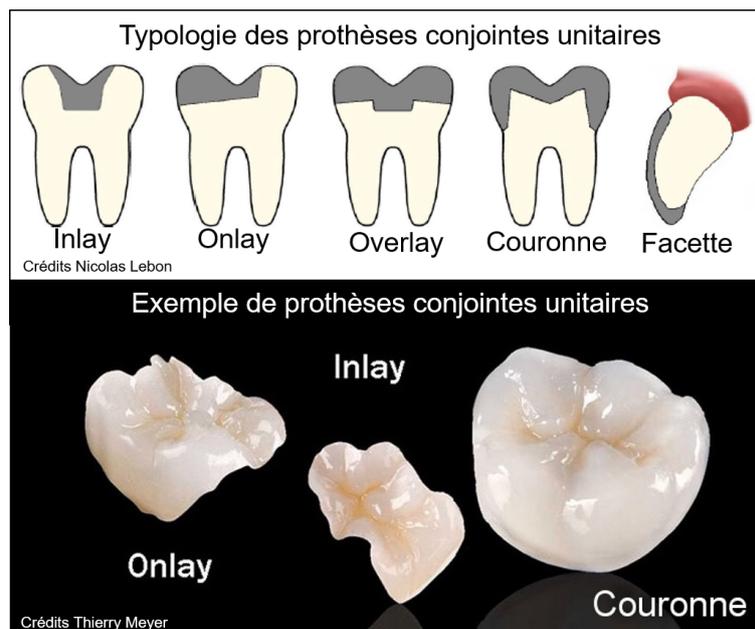


FIGURE 5.3.1 – Prothèses dentaires conjointes pour restauration unitaire

Dans le cadre d'une chaîne de production directe, dite « CFAO directe », l'ensemble de la chaîne numérique est implanté dans le cabinet dentaire comme illustré Figure 5.3.2 (Van Noort, 2012; Miyazaki et al., 2009; Fasbinder, 2013; Beuer et al., 2008). Le cabinet est équipé d'un équipement d'acquisition intra-oral associé à un logiciel de maillage de nuages de points, proposé sous la forme d'une solution intégrée de « Numérisation » et commercialisé sous le terme de « caméra intra-orale » ou de « dispositif d'empreinte optique ». Avec cet équipement, le praticien réalise la numérisation de la denture du patient préalablement préparée pour recevoir une prothèse. A la suite de cette numérisation, le praticien dispose d'un « maître modèle » virtuel sur lequel il va concevoir la prothèse,

dans un logiciel de CAO dédié à la prothèse dentaire. Une fois la prothèse conçue, les tâches de FAO sont réalisées automatiquement, sans autre intervention du praticien que l'éventuel choix de la taille et/ou le positionnement de la restauration au sein du bloc de biomatériau. Le logiciel de FAO est toujours commercialisé avec une machine-outil à commande numérique ; cet ensemble intégré est désigné sous l'appellation « FAO ». Dans le cadre de la CFAO directe, la FAO est directement intégrée avec le logiciel CAO et l'ensemble CAO et FAO est commercialisé sous le terme de « logiciel CFAO ». Une fois les tâches de FAO réalisées, le programme est automatiquement transféré à la machine d'usinage. Le praticien n'a qu'à monter le bloc de matériau adéquat et vérifier l'état de fonctionnement de la machine avant de démarrer l'usinage. La machine-outil à commande numérique, implantée dans le cabinet, est commercialisée sous les termes « d'usineuse » ou de « machine d'usinage ».

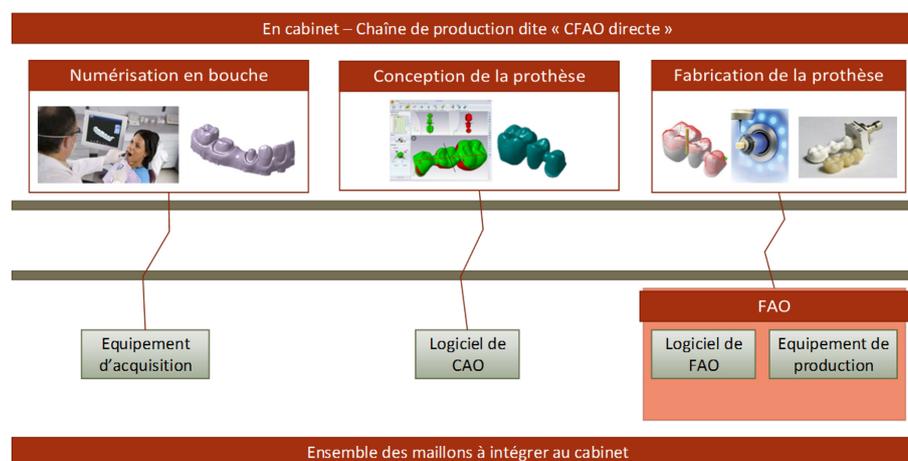


FIGURE 5.3.2 – Chaîne de CFAO directe (Tapie et al., 2015a)

Dans le cadre d'une chaîne de production indirecte, dite « CFAO indirecte », l'ensemble de la chaîne numérique est implantée dans le laboratoire de prothèse (Figure 5.3.3). Le praticien réalise une empreinte en silicone, dite « conventionnelle », de la denture du patient préalablement préparée pour recevoir une prothèse. Cette empreinte est envoyée au laboratoire de prothèse qui peut, soit en assurer directement la numérisation, soit couler un plâtre de précision ISO type IV (expansion maximale de 0.15% après durcissement de 2 heures selon ISO6873 : 2013) dans l'empreinte et ensuite numériser le maître modèle physique ainsi obtenu. Le laboratoire est ainsi équipé d'un équipement d'acquisition extra-oral associé à un logiciel de maillage de nuages de points proposé sous la forme d'une solution intégrée de « Numérisation », commercialisée sous les termes de « scanner extra-oral » ou « scanner de table ». A la suite de cette numérisation, le prothésiste assure les mêmes tâches de conception que le praticien en CFAO directe. Tout comme en CFAO directe, la FAO est intégrée avec le logiciel de CAO et la majeure partie des tâches de FAO sont réalisées automatiquement. Tout comme pour le praticien, une fois le programme envoyé dans la machine d'usinage, le prothésiste monte le bloc ou la galette de matériau adéquat et vérifie l'état de fonctionnement de la machine avant de démarrer l'usinage. Le laboratoire de prothèse peut aussi faire appel à un centre de production pour assurer les tâches de FAO et d'usinage selon les limitations liées à sa machine d'usinage (par exemple, impossibilité d'usiner certains matériaux).

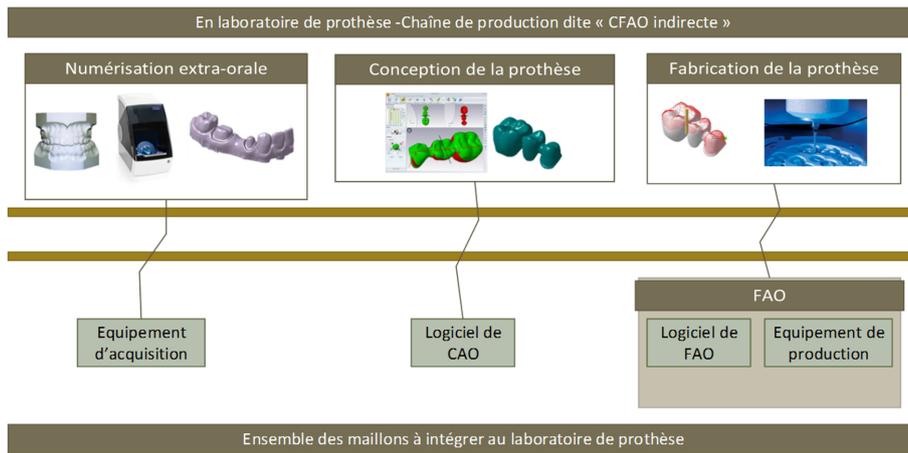


FIGURE 5.3.3 – Chaîne de CFAO indirecte (Tapie et al., 2015a)

Dans le cadre d'une chaîne de production semi-directe, dite « CFAO semi-directe », la numérisation et une partie de la CAO est implantée dans le cabinet et les trois maillons suivants, CAO, FAO et machine d'usinage, sont implantés au laboratoire de prothèse (Figure 5.3.4). Le praticien réalise la numérisation intra-orale de la denture préparée du patient. Le « maître modèle » virtuel obtenu se voit adjoindre par le praticien de quelques informations de conception (par exemple la nature du matériau ou encore le tracé de la limite cervicale, correspondant à la courbe limite du joint entre la dent et la prothèse) et est ensuite envoyé sous la forme d'un fichier informatique au prothésiste. Le prothésiste assure ensuite les tâches de conception de la prothèse assemblée, de FAO et d'usinage. Le laboratoire de prothèse peut également faire sous-traiter les tâches de FAO et d'usinage à un centre de production.

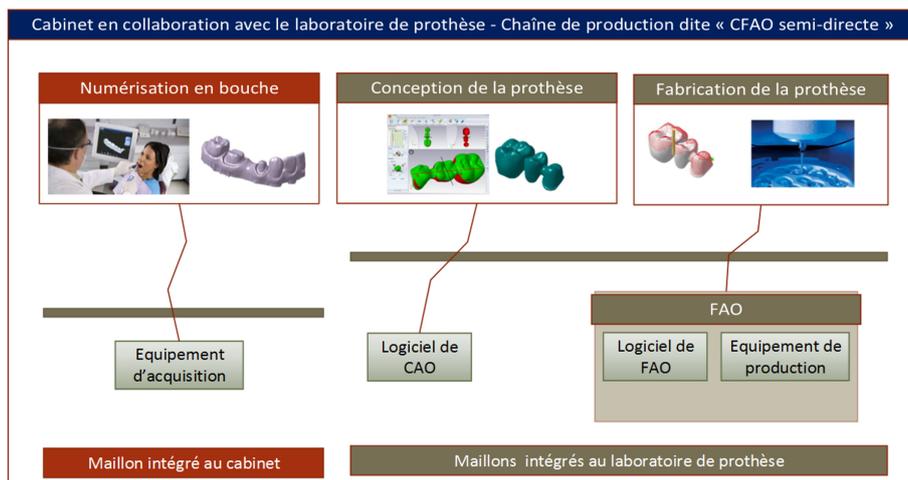


FIGURE 5.3.4 – Chaîne de CFAO semi-directe (Tapie et al., 2015a)

### 5.3.2 Chaîne et flux numérique

Quel que soit le mode de mise en œuvre de la CFAO dentaire, la chaîne numérique sous sa forme commerciale se base sur les trois tâches principales de « Numérisation », « CAO »

et « FAO » (Figure 5.3.5. A.). La figure 5.3.5.B illustre une transposition de la structuration issue de l'ingénierie mécanique se basant sur les quatre maillons fondamentaux des solutions de CFAO dentaire (Tapie et al., 2015b).

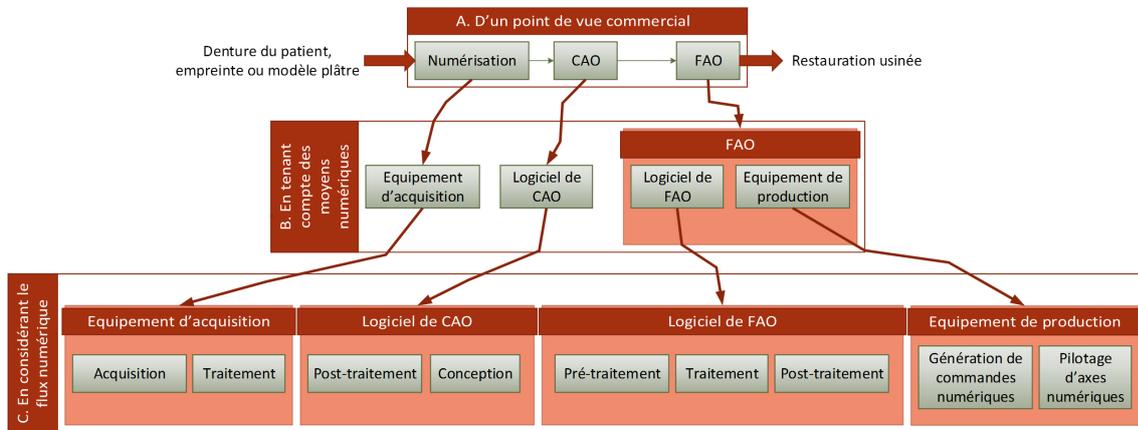


FIGURE 5.3.5 – Structure de la chaîne CFAO dentaire (Tapie et al., 2015b)

Le maillon numérisation en CFAO dentaire se compose d'un équipement d'acquisition associé à des algorithmes de traitement d'images et de nuages de points (Figure 5.3.5.C). Plusieurs solutions techniques sont proposées (caméra, scanner, machine de mesure par coordonnées tridimensionnelles) exploitant différents principes d'acquisition (avec palpeur à contact ou sans contact) pour l'acquisition des tissus intra ou extra oralement (Van Noort, 2012; Miyazaki et al., 2009; Fasbinder, 2013; Beuer et al., 2008). Les équipements sans contact sont les plus commercialisés et se basent sur le principe de la triangulation, la stéréovision, la technique confocale ou encore l'interférométrie (Logozzo et al., 2014). La denture et les tissus mous du patient ou leurs empreintes en silicone ou leurs modèles en plâtre constituent les données d'entrée de l'acquisition (Figure 5.3.6). Ces données sont numérisées sous forme de plusieurs nuages de points issus du traitement des images acquises (Hollenbeck et al., 2012; Ireland et al., 2008). Le format de fichier associé est souvent propriétaire et n'est pas rendu accessible par cryptage (par exemple, le format de fichier d'extension .pts du logiciel DentalSystem de 3Shape).

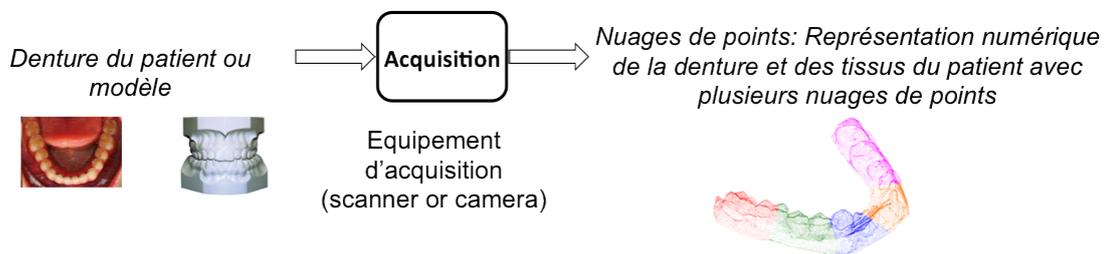


FIGURE 5.3.6 – Flux d'acquisition

Les nuages de points issus de l'acquisition sont ensuite traités par des algorithmes automatisés de filtrage, de recalage et de fusion pour obtenir une représentation numérique de la denture et des tissus mous du patient. Les nuages de points acquis contiennent généralement des points aberrants dus à l'environnement externe d'acquisition (mouvement du

patient, salive, langue, lumière parasite) et une densité excessive de points dans certaines zones (passage multiple lié à la trajectoire de numérisation avec porteur humain) (Orth and Wedler, 2010, 2012; Ko and Park, 2018). Les formats de fichier associés sont propriétaires et cryptés. Ensuite, un post-traitement automatisé est appliqué au nuage de points afin d'obtenir un modèle CAO de la denture du patient exploitable pour la conception de la prothèse (Figure 5.3.7). Ce post-traitement est réalisé par l'association d'un modèle STL, qui constitue à ce jour le seul modèle utilisé en CFAO dentaire (Racasan et al., 2010). Dans certains systèmes, les fichiers sont rendus interopérables avec un format STL binaire ou ACSII, alors que dans d'autres systèmes les formats restent propriétaires et cryptés. Par exemple, le format Sirona Cerec Inlab (extension .lab, .cdt ou .rst) ou le format 3Shape DentalSystem (extension .dcm) sont propriétaires, néanmoins, un module informatique permet leurs conversions au format STL binaire ou ASCII.

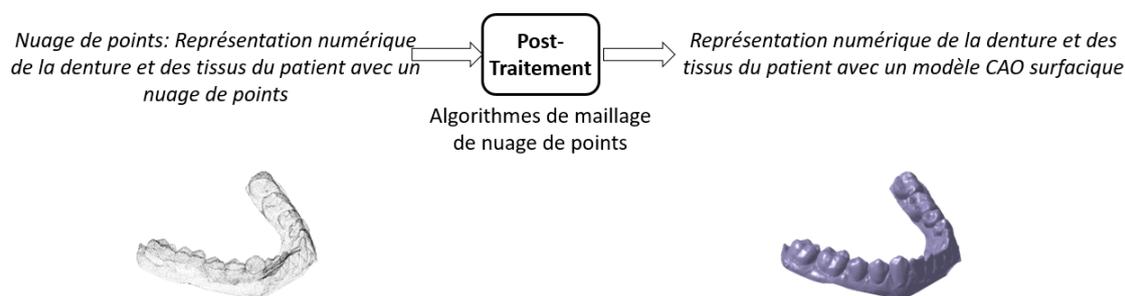


FIGURE 5.3.7 – Flux de post-traitement

L'objectif de l'étape de conception est de créer le modèle CAO d'une restauration associée au maître modèle numérique de la denture préparée obtenu après le post-traitement. Les logiciels de CAO en CFAO dentaire s'appuient sur une base de données d'entités anatomiques dentaires associées à chaque type de dent et sur des modules d'assistance à la conception plus ou moins automatisés (Song et al., 2007). La figure 5.3.8 illustre les grandes étapes de réalisation d'un inlay : (a) un outil d'aide au tracé de la limite cervicale de la prothèse est mis en œuvre de manière semi-automatisée pour délimiter la surface extérieure de la prothèse (extrados) et de la surface de collage ou de scellement (intrados) ; (b) une anatomie coronaire générique est choisie par le praticien dans une base de donnée (Mehl and Blanz, 2005; Mehl et al., 2005) ; (c) une proposition de la surface extrados de la prothèse est réalisée après positionnement, mise aux dimensions et déformation du modèle générique paramétré. Des algorithmes de positionnement et de déformation adaptent la géométrie du modèle générique sur le maître modèle STL du patient (Steinbrecher and Gerth, 2008; Solaberrieta et al., 2014). Des procédures entièrement automatisées basées sur la reconnaissance de points et de courbes spécifiques de l'anatomie dentaire ou encore la duplication de la dent symétrique peuvent être mis en œuvre (Mehl et al., 2005) ; (d) des outils d'aide à la simulation des contacts avec les dents adjacentes et les dents antagonistes, numérisées elles aussi, permettent à l'aide d'outils de morphing de modifier localement la géométrie. Des outils complémentaires intégrant des règles de conception permettent aussi de guider la conception de la prothèse, comme par exemple le respect d'épaisseurs minimales dans certaines zones de la prothèse selon les biomatériaux sélectionnés ; (e) la peau extérieure du modèle CAO est découpée par la limite cervicale afin de délimiter l'extrados de la prothèse. La surface intrados est alors calculée en tenant compte de la forme de l'extrados et des paramètres de jeu instanciés pour le joint de colle ou de

ciment ; (f) les 2 surfaces sont réunies pour obtenir la forme finale de la prothèse. Plusieurs types de modèles CAO sont exploités dans la conception de prothèses dentaires : STL, maillage hiérarchique (Zhao et al., 2006), polynôme de Hermite (Yau et al., 2008), Non Uniform Rational B-Spline (Song et al., 2007). Une fois la conception terminée, le fichier de la restauration conçue est transféré du logiciel de CAO au logiciel de FAO. Les fichiers de CAO étant transférés automatiquement à la FAO dans les systèmes commercialisés, il est quasiment impossible d’y accéder et ces fichiers sont souvent cryptés.

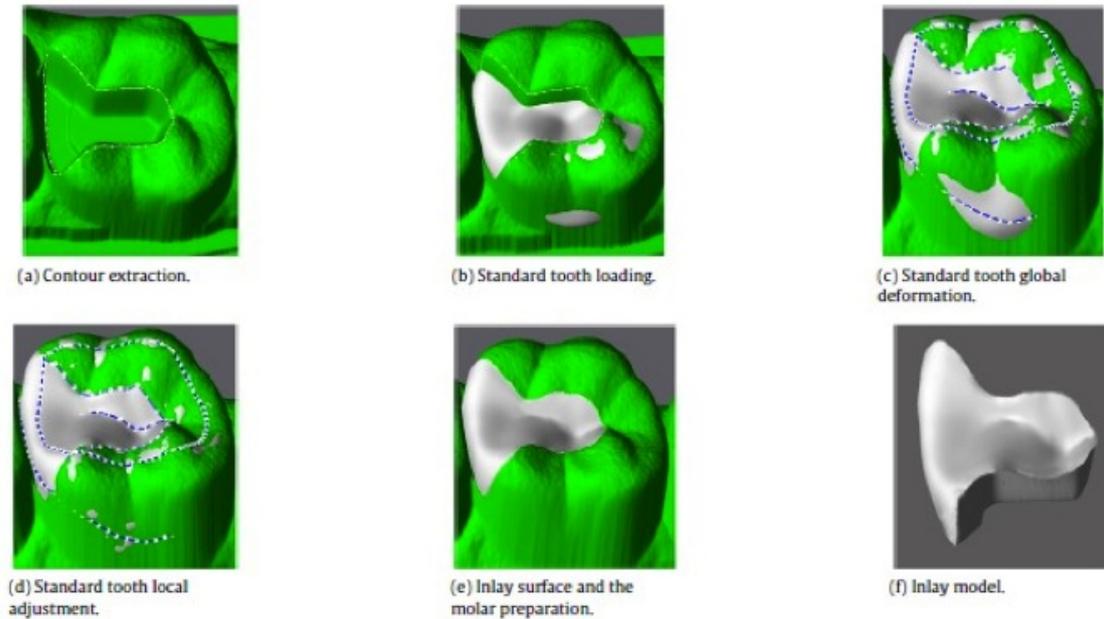


FIGURE 5.3.8 – CAO d’une prothèse d’après Zheng et al. (2011)

Le maillon FAO en CFAO dentaire est quasiment entièrement automatisé au niveau du pré-processeur technologique. Le pré-traitement, assuré dans le pré-processeur technologique, a pour objectifs :

- d’associer au modèle CAO de la restauration les spécifications du bloc ou de la galette de matériau (géométrie et type de biomatériaux prothétiques). Cette tâche est assurée par le praticien ou prothésiste,
- d’assurer le positionnement de la pièce finie dans le brut. Cette tâche est plus ou moins automatisée selon le système de CFAO utilisé.

Les géométries des outils ainsi que les conditions de coupe ou d’abrasion et les stratégies d’usinage sont associées automatiquement. Tout comme pour la FAO en ingénierie mécanique, l’organisation des données obtenue après le pré-processeur est spécifique à chaque logiciel de FAO.

Comme en ingénierie mécanique, le modèle FAO obtenu après traitement dans le processeur géométrique est une liste ordonnée de courbes 2D ou 3D associées à la vitesse de coupe et d’avance de l’outil. Les fournisseurs de logiciel de FAO dentaire sont souvent les mêmes que ceux issus de l’ingénierie mécanique, ainsi les formats de fichier Cutter Location (CL file) ou Automatically Programmed Tool (APT, extension .apt) sont couramment exploités dans les logiciels de FAO dentaire. Tout comme pour la chaîne CFAO d’ingénierie mécanique, les fichiers CL ou APT ne peuvent pas être directement interprétés par le directeur de commande numérique associé à la machine-outil et doit être

post-traité dans un post-processeur pour générer un programme interprétable en G-code. En dentisterie numérique, la génération des fichiers après traitement et post-traitement est entièrement automatisée. Une fois le programme de commande numérique généré, le fichier est transféré au directeur de commande numérique de la machine d'usinage pour mettre en œuvre le processus d'usinage de la prothèse.

Les machines-outils à commande numérique dédiées à la production de prothèses dentaires peuvent être classées en trois catégories (Lebon et al., 2016a,b). Les machines ou usineuses de cabinet sont souvent utilisées pour l'usinage de matériaux composite, hybride, vitrocéramique ou céramique à l'état pré-fritté sous forme de bloc de petites dimensions avec un ou deux outils d'abrasion au maximum. Dans ce contexte, les stratégies d'usinage mises en œuvre sont en 3 axes par plans de guidage (plan parallèles ou niveau de Z) pour une finition directe des surfaces intrados et extrados des prothèses par retournement du bloc de biomatériaux. Les axes numériques sur ces machines peuvent être en boucle ouverte avec des moteurs pas à pas ou en boucle fermée avec des moteurs brushless pour les plus évoluées, les cinématiques machine étant souvent des machines 4 axes ou assimilées exclusivement utilisées en usinage 4 axes positionnés. Les centres d'usinage de laboratoire rendent accessibles l'usinage de prothèses plus variées qu'en cabinet, notamment pour les matériaux fournis sous forme de galette permettant de réaliser des prothèses plurales de grand volume. Pour ce type de machine, plusieurs outils d'abrasion ou de coupe, rendus accessibles par la présence d'un magasin outil souvent inexistant sur les machines de cabinet, sont mis en œuvre avec des stratégies d'usinage plus évoluées qu'en cabinet. Des stratégies d'ébauche 2,5 axes et de finition 5 axes sont mises en œuvre pour ce type de machine. Les axes numériques sur ces machines peuvent être en boucle ouverte avec des moteurs pas à pas ou en boucle fermée avec des moteurs brushless pour les plus évoluées, les cinématiques machine étant souvent des machines 4 axes utilisées en usinage 4 axes positionnés ou, des machines 5 axes utilisées en 5 axes positionnés ou continus. Les centres d'usinage pour centres de production permettent d'accéder à l'ensemble des biomatériaux dentaires (incluant notamment des matériaux durs comme la zircone dense frittée). Ce type de machine est mécaniquement beaucoup plus rigide au niveau de sa structure, dispose d'axes numériques plus dynamiques et de broches plus puissantes que les deux autres types. Ce type de machine-outil est mis œuvre avec plusieurs outils d'abrasion et de coupe et les stratégies d'usinage les plus évoluées et optimisées de la CFAO dentaire. Certaines machines disposent même d'une assistance vibratoire au niveau de la broche pour assurer l'usinage de céramiques dures. Ces machines exploitent des stratégies 5 axes continues en finition avec des axes numériques en boucle fermée.

### 5.3.3 Problématique clinique et sociétale

Le nombre de systèmes de CFAO dentaire dédiés à la fabrication de restaurations prothétiques, unitaires ou plurales, au cabinet dentaire ou au laboratoire de prothèse est en augmentation constante et un grand nombre d'experts s'accorde sur le fait que l'avenir de la dentisterie est numérique (Van Noort, 2012)(Van Noort, 2012). Les systèmes de CFAO disponibles sur le marché sont structurés sous forme d'une chaîne technologique permettant de réaliser des prothèses dentaires. Chaque étape de cette chaîne introduit des dispersions, compensées ou aggravées par l'étape suivante. L'adaptation et l'intégrité de la prothèse réalisée sont ainsi impactés par la méthodologie CFAO mise en œuvre (Figure 5.3.9). Les capacités de numérisation de la caméra optique nécessaire au scannage des

tissus dentaires d’ancrage de la prothèse, la fiabilité des logiciels et des algorithmes de conception et de génération des trajets d’usinage, les capacités de la machine d’usinage sont des éléments clés dans la « qualité et précision » des prothèses réalisées : longévité de l’assemblage dento-prothétique et succès thérapeutique..

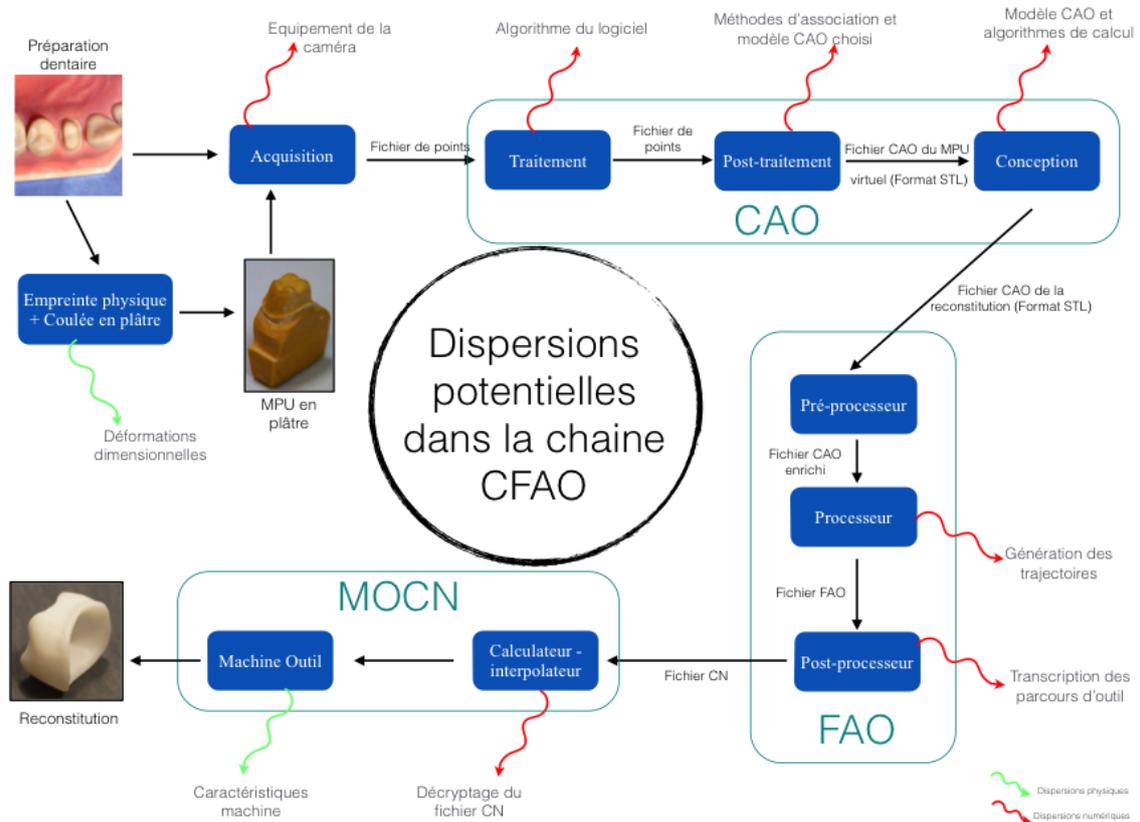


FIGURE 5.3.9 – Dispersions potentielles dans la chaîne CFAO d’après Tapie et al. (2014), extrait du mémoire de thèse de P. Boitelle (Boitelle, 2015)

Afin de mieux comprendre, l’impact des moyens technologiques utilisés lors de la mise en forme des biomatériaux dentaires par CFAO, j’ai pris le parti de développer une approche pluridisciplinaire odontologie – sciences de l’ingénieur. En effet, il est assez difficile actuellement de répondre objectivement à des praticiens à la question suivante : La CFAO dentaire permet-elle de réaliser des restaurations prothétiques « précises » et de « qualité » comparables aux méthodes conventionnelles ? La réponse à cette question est cruciale d’un point de vue sociétal. En effet en Europe, les prothèses conjointes, destinée à réhabiliter une dent, représentent entre 42% et 74% des prothèses dentaires réalisées (Zitzmann et al., 2007, 2008). En France, d’après l’Union Nationale des Caisses d’Assurance Maladie (Source UNCAM, négociations 2018), le marché annuel de la prothèse conjointe est de l’ordre de 3 milliards d’euros soit 27% du chiffre d’affaire des soins dentaires (11 milliards). Le coût est minoritairement pris en charge par les Caisses Primaires d’Assurance Maladie (CPAM) et majoritairement à la charge du patient. Par exemple, toujours selon l’UNCAM, les 3,6 millions de couronnes céramiques, réalisées annuellement, ont un coût de 2 milliards d’euros dont 400 000 000 euros sont pris en charge par les CPAM et 1,6 milliards d’euros à la charge des mutuelles et des patients.

Afin de diminuer le coût pris en charge par la société et les patients, l’exploitation de la

CFAO semble une bonne alternative donnant accès à des soins prothétiques moins onéreux que ceux proposés actuellement. En effet, la réalisation « quasi-artisanale » par les prothésistes de prothèses conjointes entraîne des coûts de réalisation élevés qui poussent certains patients à ne pas se soigner. Un accès à ce type de soin à des populations plus démunies, souvent plus touchées par des pertes de substance dentaire (selon l'Organisation Mondiale de la Santé), est une voie potentielle de développement. Malgré une meilleure hygiène bucco-dentaire constatée dans de nombreuses populations, la prévalence des caries sévères (Figure 5.3.10 à gauche) et des érosions sévères (Figure 5.3.10 à droite), entraînant des restaurations prothétiques, reste importante (Jarkander et al., 2018; Stenhagen et al., 2017; Kassebaum et al., 2017). Ces deux pathologies touchent chacune environ 15% de la population Française, s'expliquant principalement par des comportements alimentaires, des troubles psychologiques ou des effets collatéraux d'autres pathologies. Dans le cas de patients souffrant de reflux gastro-œsophagien (remontée dans l'œsophage d'une partie du contenu de l'estomac) ou encore de troubles alimentaires comme l'anorexie, l'acide gastrique reflué agit principalement sur l'érosion des dents. Les comportements alimentaires sont aussi sources d'érosion dentaire ou de formation de caries dentaires : consommation excessive d'aliment sucré et acide (sodas) et consommation quasiment-exclusive d'aliments acides (fruits, légumes) dans certaines pratiques alimentaires comme le végétarisme, le végétalisme ou le veganisme (Schlueter and Luka, 2018).

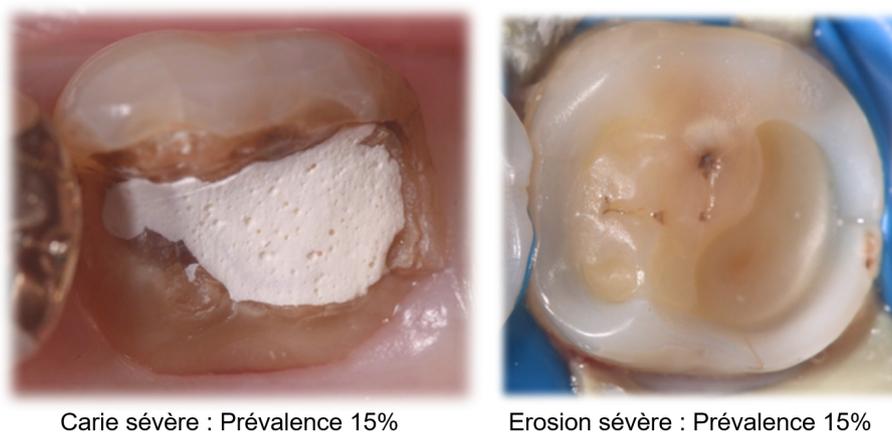


FIGURE 5.3.10 – Pathologies prévalentes pour les restaurations dentaires prothétiques en France (Source J-N. Vergne, 2017)

## 5.4 Synthèse et positionnement des travaux

Que ce soit dans le cadre de la méthodologie CFAO en « ingénierie mécanique » ou en « ingénierie prothétique dentaire », il est évident qu'une chaîne numérique composée de moyens numériques dédiés à l'application doit être constituée. Dans le cadre de l'Usinage Grande Vitesse des outillages de forge, la chaîne numérique est constituée par l'industriel « outilleur ». Il doit en grande partie assurer l'intégration de la CAO, de la FAO et de la CN tout en prenant en compte les contraintes liées à la mise en œuvre d'un processus d'UGV sur des formes complexes. Lors de la mise en œuvre d'une méthodologie CFAO pour les outillages de forge, les entités géométriques, issues de la phase de CAO, importées dans l'environnement FAO sont nécessaires mais restent insuffisantes pour lui permettre de générer un processus d'UGV. Il subsiste alors la problématique d'intégration de données de fabrication dans la FAO, tout particulièrement dans le pré-processeur technologique nécessitant la mise en place d'une méthodologie CAPP. Comme nous l'avons montré, le pré-processeur de la FAO est la phase la moins automatisée et fortement dépendante de l'expertise du préparateur FAO. Le passage entre la CAO et le pré-processeur de la FAO doit intégrer des données technologiques pour répondre aux fonctionnalités attendues de l'outillage et permettre son industrialisation et sa production. En effet, il est nécessaire d'adjoindre des données non géométriques issues du cahier des charges de l'outillage (matériau, tolérance dimensionnelle, état de surface...) et des données liées au processus d'UGV (cinématique machine, outils...). Ces données doivent permettre aux préparateurs FAO d'instancier des jeux de paramètres associés aux différents outils disponibles dans le logiciel de FAO (par exemple : conditions de coupe, pas de balayage associé à une stratégie d'usinage, hauteur de crête, tolérance d'usinage...).

Dans l'offre logicielle actuelle, l'interopérabilité du flux numérique entre les couples CAO-FAO et FAO-CN est partiellement assurée. De nombreux travaux de recherche visent à rendre cette interopérabilité bidirectionnelle (Newman et al., 2008) à travers le format STEP-NC (STEP compliant Numerical Control, ISO14649), cette approche repose principalement sur le concept d'entité d'usinage (Hardwick et al., 2013; Xú et al., 2016; Rauch et al., 2014). La principale difficulté est de réaliser l'extraction d'entités d'usinage du modèle CAO via une démarche s'appuyant sur la prise en compte, via des « systèmes experts », de connaissances expertes (Cha et al., 2016; Manoharan et al., 2016; Yusof and Latif, 2014). Ces « systèmes experts » constituent le cœur des modules CAPP contenus dans une suite logiciel FAO. Comme l'affirme Yusof and Latif 2014, les modules CAPP sont cruciaux dans la mise en place d'une méthodologie CFAO en permettant de combler les difficultés d'intégration entre la phase de CAO et la phase de FAO. Les différents concepts, modèles, méthodes et technologies au cœur des modules CAPP dédiés à l'usinage, faisant l'objet de nombreux travaux de recherche, visent à résoudre des problématiques telles que :

- la sélection d'opérations, d'outils ou de machines d'usinage,
- le séquençage d'opérations d'usinage,
- l'extraction, l'interprétation et la représentation d'entités,
- l'intégration, la représentation de connaissances produit et process,
- la génération de trajectoires d'usinage optimisées.

Dans le cadre de l'usinage de prothèses dentaires, la même problématique subsiste. Dans ce contexte, l'intégrateur du système de CFAO doit fournir au praticien ou au prothésiste une

méthodologie CFAO avec un niveau d'intégration élevé. En d'autres termes, l'utilisateur de la méthodologie CFAO n'étant pas un technicien CFAO, l'intégrateur propose une « chaîne numérique » pré-intégrée, complète et fortement automatisée. Lors de la numérisation de la denture du patient, l'instanciation des paramètres d'algorithmes de traitements de nuages de points est verrouillée et il en va de même pour la génération du processus d'usinage. Seul un jeu de paramètres est proposé lors de la conception de la prothèse. La chaîne numérique est alors considérée comme une « quasi-boîte noire » par l'utilisateur, il est ainsi légitime de se demander la pertinence des paramètres instanciés par l'intégrateur. Lors de l'intégration d'une chaîne de CFAO dentaire, il est aussi nécessaire d'adjoindre des données non géométriques issues des besoins cliniques (matériau, tolérance dimensionnelle, état de surface...) et des données liées au processus d'usinage de biomatériaux pour des formes anatomiques complexes (cinématique machine, outils...). Cette intégration imposée par le fournisseur de CFAO dentaire se heurte à une double difficulté. La première réside dans le dialogue clinicien-intégrateur de CFAO dentaire où le manque de formalisation d'un cahier des charges des prothèses rend difficile l'intégration des maillons CFAO. Il est assez courant pour un clinicien de résumer un cahier des charges de manière subjective quant aux fonctionnalités attendues sur les prothèses. Des formulations telles que « je veux un système CFAO qui produise des prothèse précise et de qualité » sont courantes. Face à cette difficulté, il est légitime de se demander la manière dont sont intégrées les contraintes cliniques dans la méthodologie CFAO dentaire. La seconde difficulté réside dans la nécessité de fournir une méthodologie CFAO dentaire simple d'utilisation et, contraint ainsi les intégrateurs à fortement simplifier les processus de numérisation, de conception et d'usinage. Face à cette simplification extrême de la méthodologie CFAO dentaire, il est difficile d'admettre que l'intégrité de la prothèse ne soit pas affectée et ne soit pas éloignée des attentes cliniques.

#### **5.4.1 Problématique de formalisation et de modélisation de méthodologies CFAO**

Que ce soit dans les domaines applicatifs de l'outillage ou des prothèses dentaires, la problématique de prise en compte de données issues d'un cahier des charges, de connaissances « expertes » et de contraintes liées au processus d'usinage reste à ce jour très ouverte pour les pièces de formes complexes. L'intégration d'une chaîne numérique en vue de mettre en place une méthodologie CFAO pour l'usinage nécessite de développer un ensemble de modèles permettant la formalisation et la modélisation de méthodologies CFAO ainsi que d'outils d'aide associés à la mise en œuvre de la chaîne numérique. Ces concepts et ces outils ont pour objectif d'aider les éditeurs logiciels, les utilisateurs et les intégrateurs de solution CFAO aux développements de modules CAPP (Computer Aided Process Planning) dédiés à l'application visée.

#### **5.4.2 Problématique de l'évaluation, de l'intégration et de l'instanciation des chaînes de CFAO**

Que ce soit dans les domaines applicatifs de l'outillage ou des prothèses dentaires, les méthodologies CFAO sont mises en œuvre à travers des chaînes numériques constituées par l'utilisateur ou fournies par un intégrateur. L'intégration des maillons numériques

et leurs instanciations ont un impact direct sur l'intégrité (dimensionnelle, mécanique, surfacique...) des pièces conçues et réalisées. Il est alors nécessaire d'évaluer l'intégration des maillons numériques ainsi que l'instanciation des paramètres associés afin de proposer des alternatives ou des améliorations de la chaîne numérique afin de mieux respecter le cahier des charges du produit à réaliser.

# Chapitre 6

## Méthodologie CFAO pour l'usinage de formes complexes

Dans le cadre de mes travaux, j'ai formalisé une méthodologie CFAO pour l'usinage de formes complexes. Cette méthodologie se décompose en deux tâches principales une tâche de décomposition topologique (6.1.1.a.) et une tâche de génération de processus d'usinage (6.1.1.b.). Le concept de décomposition topologique constitue le cœur de mes travaux sur le développement de modèles pour le pré-processeur technologique de la FAO et s'inscrit dans une démarche d'aide aux développements de modules CAPP permettant la génération de processus d'usinage de formes complexes. Comme nous l'avons présenté au chapitre précédent, le pré-processeur technologique doit permettre d'extraire des entités d'usinage au regard de la géométrie de la pièce, de la cinématique machine retenue, de paramètres d'usinage tout en intégrant les difficultés liées à la mise en œuvre d'un processus d'usinage.

### 6.1 Concept de décomposition topologique

De notre point de vue, la notion de formes complexes émane en partie des difficultés à résoudre un problème de conception ou d'industrialisation d'une forme allant jusqu'au couplage de ces 2 problèmes (Camba et al., 2016). D'un point de vue méthodologie CFAO pour l'usinage de formes complexes, les modèles d'entité de conception et d'entité d'usinage sont au cœur des démarches et outils proposés dans la littérature pour permettre le passage d'un modèle CAO à la génération d'un processus d'usinage (Hoque et al., 2013). La plupart des démarches reposent sur l'identification et l'extraction d'entité d'usinage en se basant sur l'analyse topologique des entités de conception. La démarche que nous proposons est dans un premier temps d'extraire des entités d'usinage par décomposition topologique du modèle CAO de la pièce à l'aide d'outil basé sur le concept de viewer (Figure 6.1.1.a.). Le concept de viewer est exploité à travers l'implémentation de cartographies permettant d'analyser la topologie des entités de conception selon les difficultés à mettre en place un processus d'usinage et à respecter les exigences fonctionnelles de chaque zone spécifique de la pièce. Ces cartographies permettent d'extraire des entités élémentaires d'usinage qui seront associées à des géométries outils et stratégies d'usinage. Une fois les entités élémentaires d'usinage identifiées, une analyse de leurs relations topologiques permet, à l'aide d'un modèle de relations topologiques, de construire un graphe de relations topologiques. Ce graphe permet de grouper des entités élémentaires d'usinage

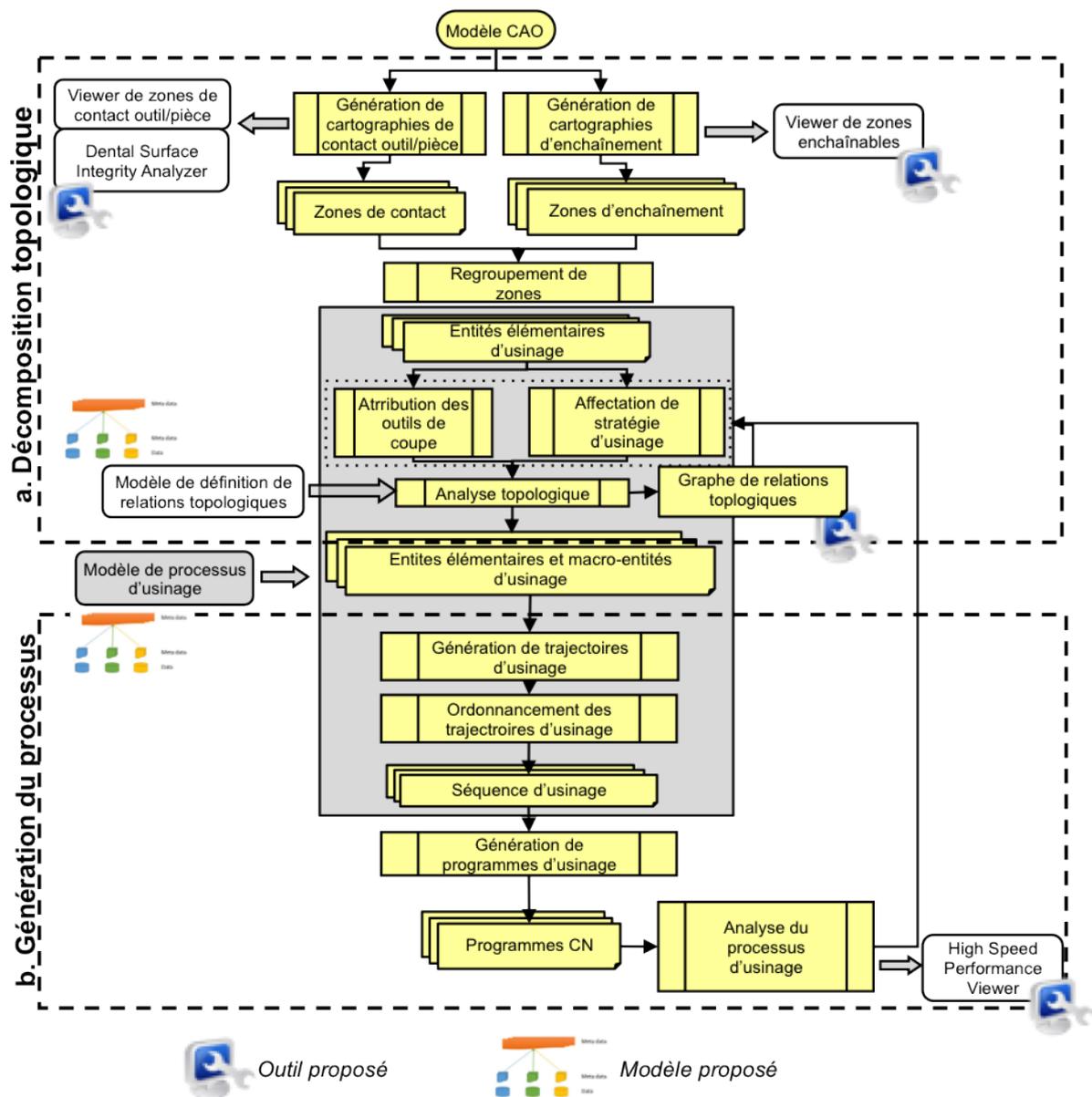


FIGURE 6.1.1 – Formalisation d'une méthode de génération d'un processus d'usinage

sous forme de macro-entités d'usinage dont la géométrie de proximité et de voisinage sera à considérer lors de la génération du processus d'usinage et permettront d'affiner l'attribution des outils de coupe et stratégies d'usinage. Ce concept de décomposition topologique qui a été proposée dans un premier temps pour les outillages de forge a été étendue aux prothèses dentaires.

### 6.1.1 Extraction d'entité d'usinage d'outillage de forge - Concept de viewer

Dans le cadre de la génération d'un processus d'usinage d'outillage de forge, l'extraction d'entité d'usinage passe par l'identification de surfaces ou portions de surface à usiner et la spécification des limites d'usinage sur le modèle CAO. Cette tâche est réalisée à partir de l'analyse des données techniques et fonctionnelles définies par le concepteur comme des informations sur le matériau, les tolérances de forme et la rugosité (Figure 6.1.2). Ainsi, une entité élémentaire d'usinage peut être définie comme l'agrégation d'une entité géométrique et de données techniques et fonctionnelles à laquelle il est possible d'associer un processus d'usinage. Les difficultés inhérentes à l'extraction d'entité d'usinage d'un modèle CAO d'outillage de forge sont liées à la complexité de la topologie des entités de conception, leurs relations topologiques et les exigences fonctionnelles à prendre en compte lors de la génération d'un processus d'usinage. Les outillages de forge sont composés d'entités de conception de type cavités et protrusions associées à des formes canoniques simples (plan, cylindre, cône). Les relations topologiques d'adjacence sont modélisées par des entités de raccordement complexes, souvent composées de surface cylindrique, torique et réglée et les relations topologiques d'interférence sont modélisées par des courbes 3D ou formes gauches de transition entre entité (Sundararajan and Wright, 2004; Sunil and Pande, 2008; Liu et al., 2016). Dans le cadre de nos travaux nous avons pris le parti de développer le concept de viewer qui consiste à visualiser la topologie de la pièce selon des indicateurs de difficultés d'usinage. La visualisation a été implémentée sous la forme de cartographies de la topologie de la pièce. L'exploitation des cartographies permet notamment d'identifier les surfaces de la pièce usinables avec un même outil et une même direction d'usinage et ainsi permettre une attribution préliminaire des géométries outils et directions d'usinage.

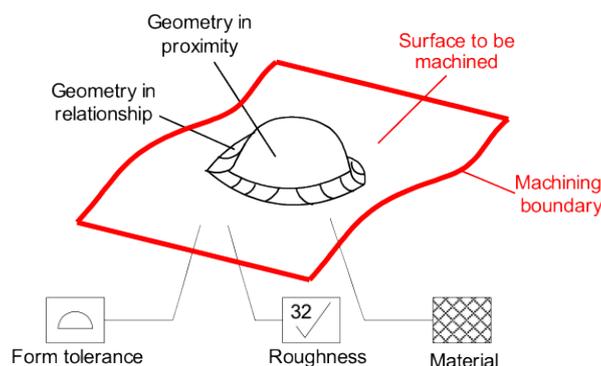


FIGURE 6.1.2 – Modèle d'entité d'usinage d'après(Mawussi and Tapie, 2011)

Lors de l'usinage d'outillage de forge la vitesse de coupe ne peut être maintenue constante. La forme et la position de la zone de contact entre l'outil et la surface de la pièce lors du

balayage de la surface peut varier (Figure 6.1.3). Le maintien de la vitesse de coupe est pourtant un facteur clé dans le mécanisme de coupe (Tapie and Mawussi, 2008a). Cette difficulté d'usinage est particulièrement liée à la combinaison de la géométrie de la partie active de l'outil, de la stratégie d'usinage et la topologie de la pièce. Dans le cadre de l'exemple proposé figure 6.1.3, il est aisé de constater que la stratégie proposée, par plans parallèles, associée à un outil hémisphérique engendre des variations de vitesse de coupe voir des vitesses de coupe très faibles (zone de contact proche du centre outil), il est alors nécessaire d'adapter la géométrie de l'outil et/ou la stratégie pour s'adapter à la topologie de la pièce. Au regard de cette difficulté d'usinage nous avons développé un outil d'aide à l'identification des zones de contact outil - pièce. Cet outil repose sur la génération d'une cartographie de la surface de la pièce selon la position du contact entre l'outil et la pièce. L'implémentation de la génération de ces cartographies a donné lieu à la mise en place d'un viewer pouvant être intégré à une suite logiciel CAPP.

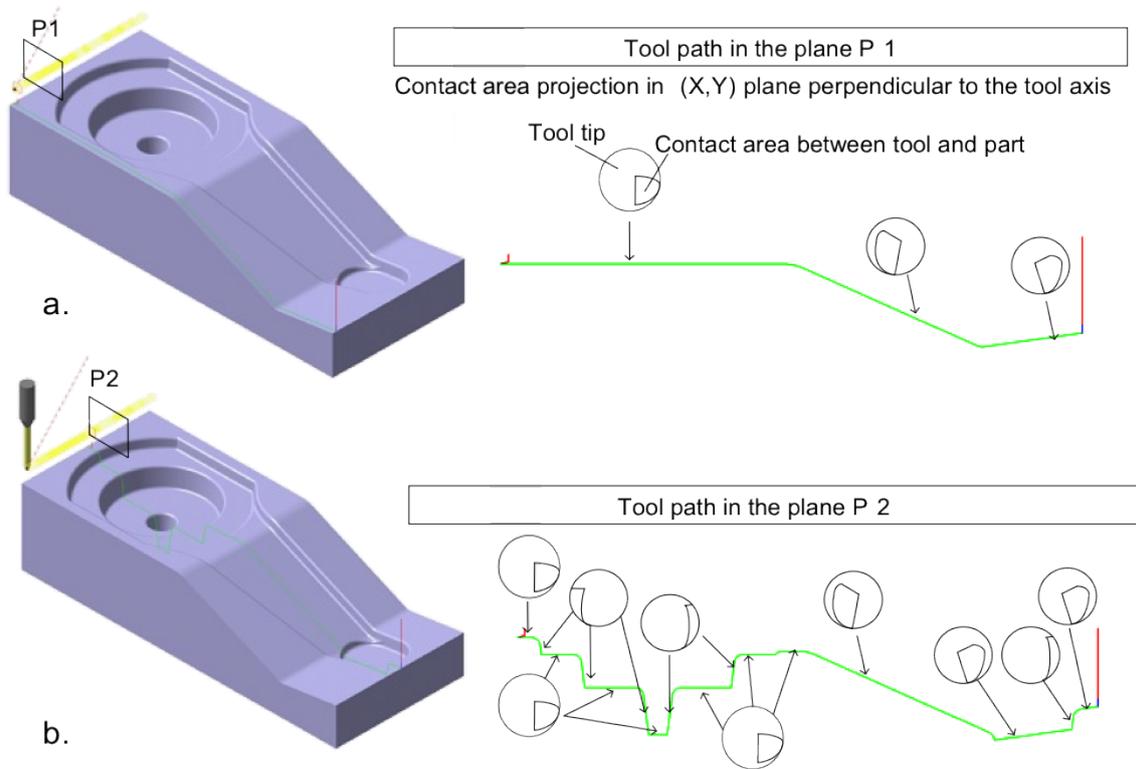


FIGURE 6.1.3 – Impact de la topologie sur le contact outil-pièce d'après (Tapie, 2007)

Le principe de génération de cette cartographie a été délibérément voulu simple pour en permettre une implémentation aisée dans n'importe quel logiciel FAO (Figure 6.1.4). Ainsi, le modèle CAO de la pièce est discrétisé au format surfacique STL, format implémenté dans la majorité des suites CFAO et aisément manipulable. L'orientation de chaque facette STL du modèle de l'outillage est comparée à la direction de l'axe outil retenue (ou la direction d'usinage). Cette orientation étant le paramètre prépondérant dans la localisation et la taille de la zone de contact entre l'outil et la pièce. Le principe de génération de la cartographie de contact est basé sur la projection du vecteur unitaire représentant la normale à la facette STL sur l'axe de l'outil (Figure 6.1.4.a.). La valeur de la projection définit alors un indicateur d'orientation significatif de la position de la zone de contact entre l'outil et la pièce. Cet indicateur d'orientation variant de 0 à 1,

permet notamment d'interpréter que dans le cas de l'utilisation d'un outil hémisphérique, le contact se situe en bout d'outil pour un indicateur proche de 0 et se situe sur son diamètre externe pour un indicateur proche de 1. Ainsi, lorsque cet indicateur est proche de 1, il est aisé d'interpréter que la vitesse effective de coupe est proche de celle attendue alors que lorsqu'il est proche de 0, la vitesse de coupe effective est quasi-nulle. De manière complémentaire à l'indicateur d'orientation, la valeur de la projection du vecteur unitaire représentant la normale à la facette STL sur un plan H perpendiculaire à l'axe outil permet de définir un indicateur de zone de contact représentant notamment la taille et la forme de la zone de contact (Figure 6.1.4.a.). Ainsi lorsque l'indicateur de zone de contact est proche de 1, la zone de contact avec l'outil est située sur son flanc alors que lorsqu'il est égal à 0 il est situé sur son bout. Une cartographie de la surface de la pièce est alors réalisée selon l'un des deux indicateurs en assignant à chaque facette une couleur représentative de la valeur de l'indicateur retenue, il est ainsi obtenu un fichier de format PLY (Polygon File Format ou Stanford Triangle Format : Turk, 1998; Bourke, 2009). La cartographie présentée figure 6.1.4.b. représente le fichier PLY d'un outillage de forge assigné de l'indicateur d'orientation et affiché dans MATLAB®. La cartographie est ensuite interprétée par l'expert en usinage (Figure 6.1.4.c.). Afin d'aider l'expert dans cette interprétation, dans le cadre d'outillage de forge, nous proposons une décomposition en trois types d'entités élémentaires d'usinage. Les entités « fond », qui représentent le premier type, associées à la couleur rouge sur notre exemple figure 6.1.4.c, caractérisent les portions de surface planes ou quasi planes où un outil hémisphérique usinera en bout. Ce type d'entité se trouve principalement sur les fonds de cavités ou en partie supérieure de protrusion ou encore sur le plan de joint des outillages. Les entités « flancs », qui représentent le second type, associées à la couleur bleue sur notre exemple figure 6.1.4.c, caractérisent les surfaces quasi-verticales où un outil hémisphérique usinera en flanc. Ce type d'entité se trouve principalement sur les surfaces dépouillées représentant les flancs de cavité. Les entités de « liaison », associées à une couleur graduelle variant du rouge au bleu sur notre exemple figure 6.1.4.c. Ces entités de « liaison » caractérisent les surfaces de raccordement entre les entités « fond » et les entités « flanc » où la zone de contact entre l'outil et la pièce se situe à la fois sur le bout et le flanc de l'outil ou passe du bout au flanc de l'outil, et vice versa, lors de leur usinage.

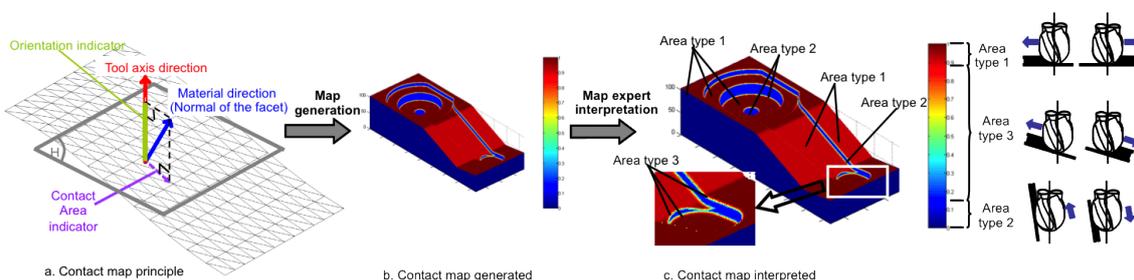


FIGURE 6.1.4 – Cartographie de contact outil-pièce d'après (Mawussi and Tapie, 2011)

Les valeurs limites de l'indicateur d'orientation entre les différents types d'entité élémentaire d'usinage sont ajustables par le préparateur FAO selon la stratégie d'usinage choisie. Sur l'exemple de la figure 6.1.4.c, ces limites sont fixées à 0.15 pour les entités « flanc » et 0.8 pour les entités « fond ». A ce stade de la décomposition topologique, la cartographie permet d'associer un type d'outil de coupe aux entités élémentaires d'usinage (présentée dans la suite de ce chapitre) et de qualifier les vitesses effectives de coupe. Cependant,

ces informations ne sont pas suffisantes pour choisir une stratégie d'usinage et notamment une direction de balayage des entités. Nous avons alors développé un second type de cartographie, toujours basé sur le concept de viewer, offrant la possibilité d'analyser l'enchaînement d'un ensemble de portions de surface selon une direction de guidage de l'outil.

Le préparateur FAO d'outillage de forge associe le plus souvent deux types de stratégies d'usinage 3 axes de finition, proposés dans n'importe quel logiciel de FAO :

- la stratégie par plans parallèles : la direction de guidage de l'outil est définie par un ensemble de plans parallèles contenant l'axe outil
- la stratégie par niveau de Z : la direction de guidage de l'outil est définie par un ensemble de plans parallèles perpendiculaires à l'axe outil

Ainsi, le principe de génération du second type de cartographie repose sur la possibilité que deux normales de facettes adjacentes du modèle STL de l'outillage soient contenues dans un même plan contenant l'axe outil. Cette possibilité est évaluée par un indicateur de continuité de stratégie par plans parallèles et un indicateur de continuité de stratégie par niveau de Z. L'indicateur de stratégie par niveau de Z est équivalent à l'indicateur de contact outil-pièce obtenu lors de la génération du premier type de cartographie. La projection de cet indicateur dans une direction d'avance de l'outil contenue dans un plan H perpendiculaire à l'axe outil permet d'obtenir l'indicateur de stratégie par plans parallèles (Figure 6.1.5. a.). En effet, si les valeurs des indicateurs de stratégie par plans parallèles restent constantes pour deux facettes adjacentes, cela signifie qu'elles peuvent être enchaînées dans une même direction de balayage par plans parallèles. La combinaison de la cartographie de contact outil-pièce, équivalente à la cartographie d'enchaînement par stratégie niveau de Z, avec la cartographie d'enchaînement par plans parallèles permet ainsi d'identifier des entités d'usinage associables à une stratégie par niveau de Z et des entités d'usinage associables à une stratégie par plans parallèles. L'exploitation de la combinaison de ces deux cartographies à plusieurs outillages de forges nous a permis d'identifier 4 cas typiques de continuité d'usinage :

- les entités de direction de balayage « indifférente » (Figure 6.1.5. b.) : ces entités correspondent aux zones planes de l'outillage où les normales à plusieurs facettes adjacentes sont contenues dans un même plan P quelle que soit la direction de balayage sélectionnée.
- les entités de direction de balayage « orientées » (Figure 6.1.5. c.) : ces entités correspondent aux zones planes ou quasi-planes de l'outillage où les normales à plusieurs facettes adjacentes sont contenues dans un même plan P pour une direction de balayage unique.
- les entités de direction de balayage « indéfinies » (Figure 6.1.5. d.) : ces entités correspondent aux zones de transition ou surfaces de raccordement où aucune direction de balayage ne peut être identifiée.
- les entités de direction de balayage « par niveau de Z » : ces entités correspondent aux surfaces dépouillées de l'outillage pour lesquelles l'indicateur de stratégie niveau de Z est constant pour plusieurs facettes adjacentes. Ces entités sont équivalentes aux entités « flanc » identifiées lors de la génération de la cartographie de contact outil-pièce.

L'implémentation du principe d'enchaînement de zone d'usinage est réalisée par la génération d'une série de cartographies, chaque cartographie étant associée à une direction de

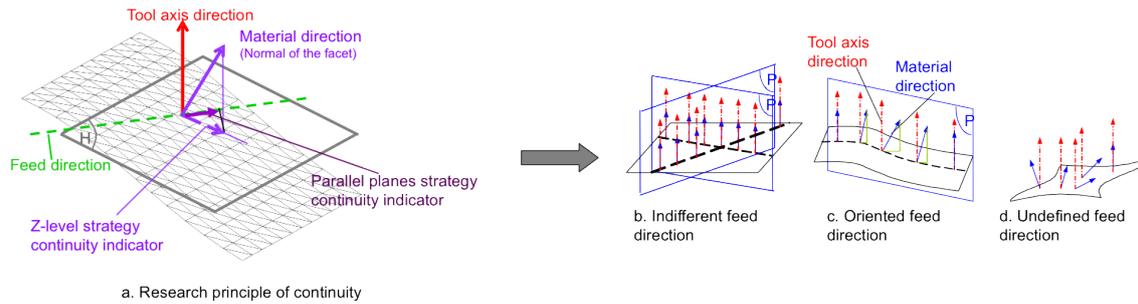


FIGURE 6.1.5 – Principe de génération de cartographie d'enchaînement de zone d'usinage d'après (Mawussi and Tapie, 2011)

balayage. La figure 6.1.6 illustre la génération d'une série de cartographie pour 10 directions d'usinage entre  $0^\circ$  et  $90^\circ$  pour un pas de  $10^\circ$ . Sur cet exemple des entités orientées ont été identifiées pour la direction de balayage à  $0^\circ$ .

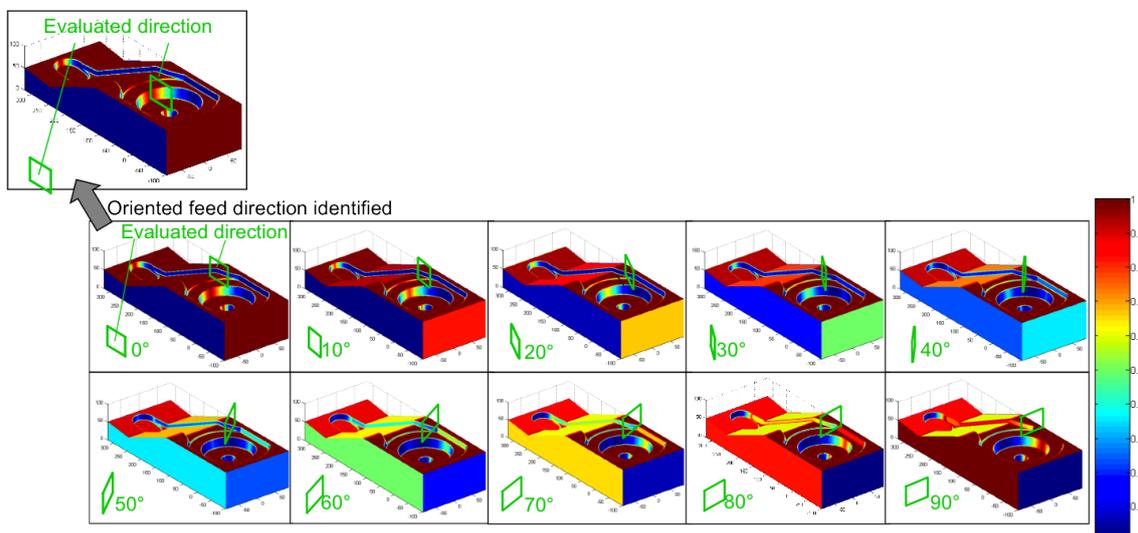


FIGURE 6.1.6 – Exemple d'une série de cartographie d'enchaînement de zone d'usinage d'après (Mawussi and Tapie, 2011)

La figure 6.1.7 illustre l'interprétation de la combinaison des 2 types de cartographies pour extraire des entités d'usinage. La combinaison de ces cartographies permet notamment une pré-association d'un type d'outil de coupe (6.1.7.c) et de direction de balayage (6.1.7.d).

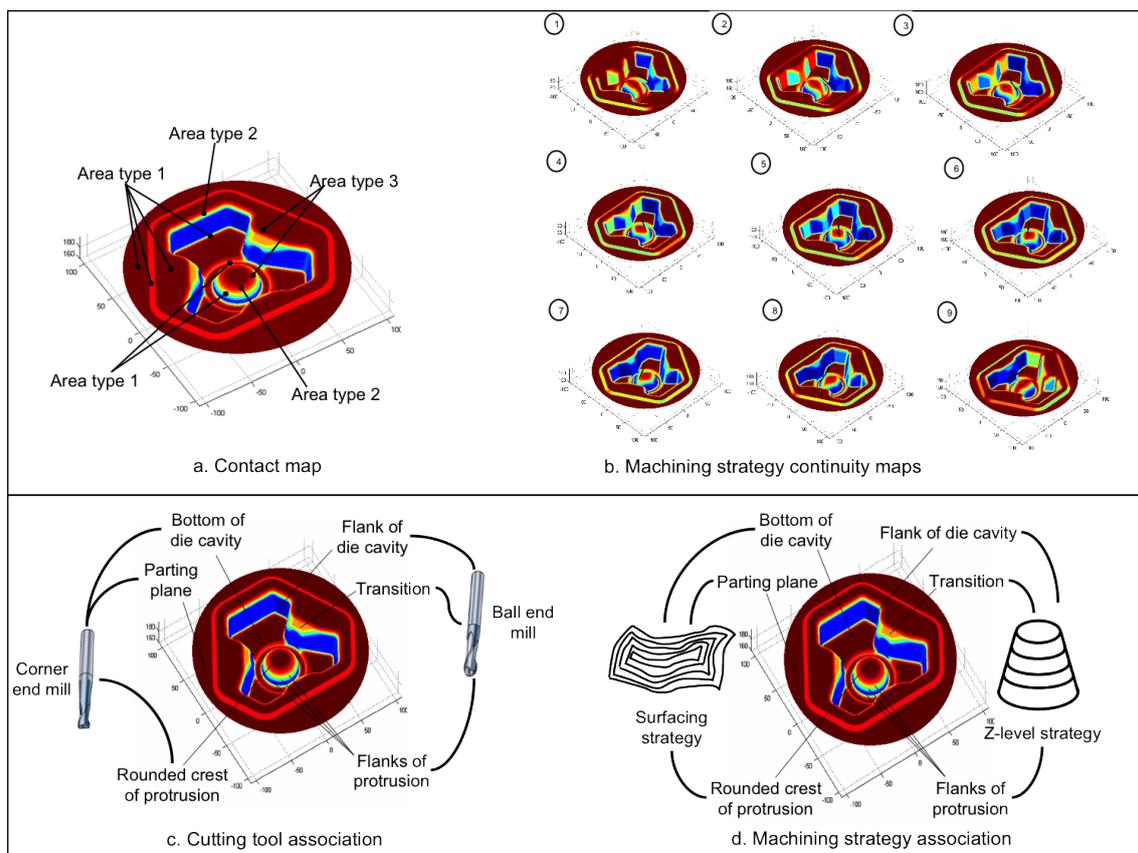


FIGURE 6.1.7 – Exploitation des cartographies d'après (Mawussi and Tapie, 2011)

La combinaison des cartographies d'identification d'entités élémentaires d'usinage, nous a permis d'affiner la classification des 3 types d'entité « fond », « flanc » et « liaison ». Les entités « fond » se décomposent en 3 sous-types (Figure 6.1.8) :

- Fond simple : ce sont les entités construites à partir d'une zone « horizontale » représentée par un ensemble de surfaces géométriquement liées.
- Fond orienté : ce sont les entités construites à partir d'une zone « quasi-horizontale » enchaînable par plan vertical représentée par un ensemble de surfaces géométriquement liées.
- Fond quelconque : entité construite à partir d'une zone « quasi-horizontale quelconque » représentée par un ensemble de surfaces géométriquement liées.

Les entités « flanc » se décomposent en 2 sous-types :

- Flanc simple : entité construite à partir d'une zone « dépouillée » représentée par un ensemble de surfaces géométriquement liées (continuité en tangence).
- Flanc quelconque : entité construite à partir d'une zone « quasi-verticale quelconque » représentée par un ensemble de surfaces géométriquement liées.

Enfin les entités « liaison », ce sont les ensembles de surfaces géométriquement liées assurant la transition entre une zone « quasi-verticale » ou « dépouillée » et une zone « quasi-horizontale » ou « horizontale ».

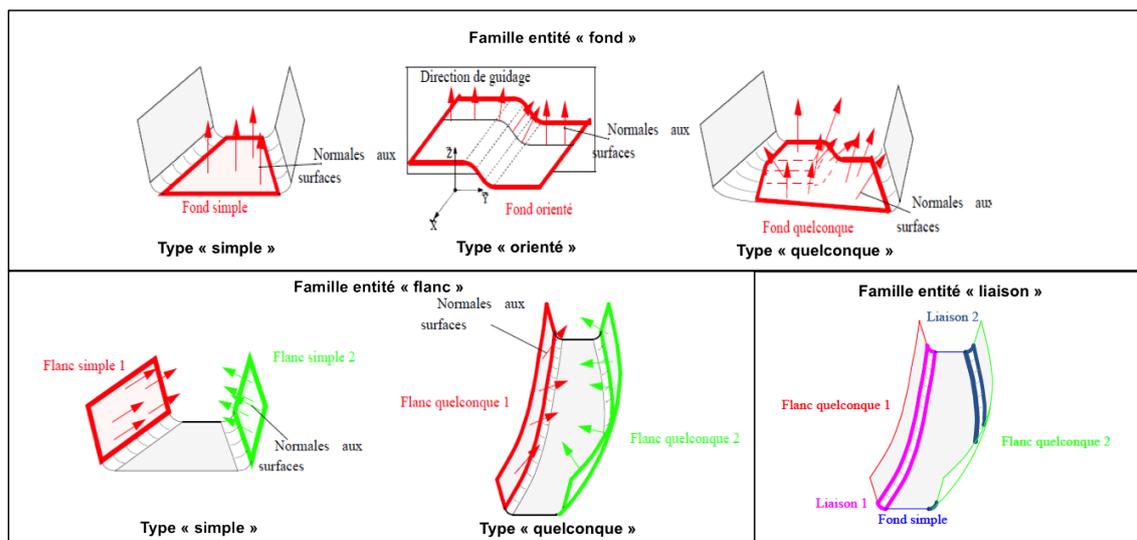


FIGURE 6.1.8 – Proposition d'une classification des entités élémentaires d'usinage d'après (Tapie, 2007; Goedel, 2009)

Comme nous l'avons expliqué précédemment l'identification des entités élémentaires d'usinage doit s'accompagner de l'identification des surfaces en relations topologiques pouvant avoir un impact sur la génération du processus d'usinage de cette entité élémentaire. Dans le cadre de nos travaux, nous avons développé des modèles de relations topologiques entre entités élémentaires d'usinage et un graphe de relations topologiques (GRT) permettant l'identification de macro-entités d'usinage. Le regroupement en macro-entité d'usinage simplifie l'identification des surfaces à considérer autour de l'entité élémentaire d'usinage lors de la génération du processus d'usinage.

## 6.1.2 Regroupement en macro-entité d'usinage - Modèles de relations topologiques

Lors de la génération du processus d'usinage la sélection de la surface à usiner, modélisée par l'entité élémentaire d'usinage dans notre approche, doit être réalisée et s'accompagne aussi de la sélection des surfaces à proximité ou adjacentes pour permettre à des trajectoires d'usinage de dépasser les limites de l'entité élémentaires d'usinage (Figure 6.1.9.a) ou pour éviter des collisions potentielles entre l'outil et la surface (Figure 6.1.9.b et c.). Dans le cadre de la génération de processus d'usinage d'outillage de forge le préparateur FAO considère ainsi la surface de la pièce avec une vision plus macroscopique que les entités élémentaires d'usinage en considérant 2 types de macro-entités d'usinage les entités « cavité » et les entités « protrusion » (Figure 6.1.9.d.). Une macro-entités « cavité » ou « protrusion » est composée d'une entité élémentaire « flanc » et d'une à plusieurs entité(s) élémentaire(s) « fond ».

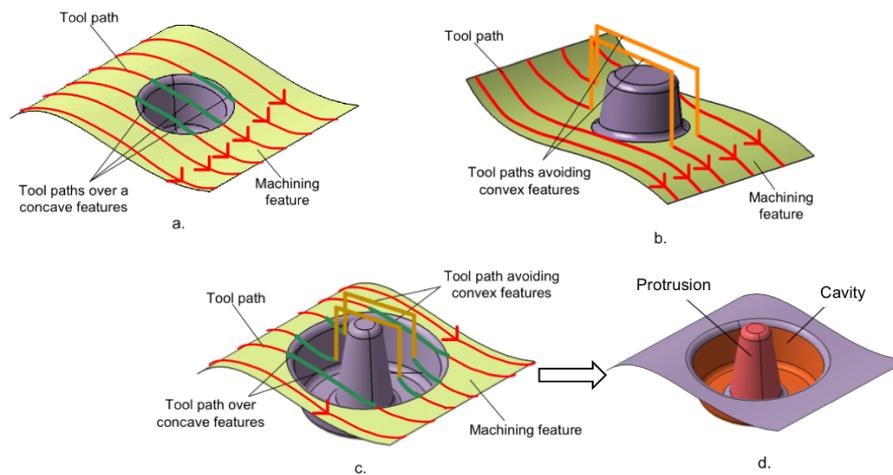


FIGURE 6.1.9 – Position relative des entités élémentaires d'usinage d'après (Tapie et al., 2012)

Le modèle de relations topologiques que nous avons formalisé permet de décrire les relations topologiques entre entités élémentaires d'usinage, niveau 1 du modèle, et les relations topologiques entre macro-entités d'usinage, niveau 2 du modèle. Au niveau 1 du modèle sont considérées les relations d'adjacences entre entités élémentaires d'usinage. La relation d'adjacence entre deux entités élémentaires flanc ou fond est caractérisée par le partage respectif d'une arête commune du flanc et du fond avec une entité de liaison. Les relations d'adjacence sont associées à un attribut de concavité ( $Cv$ ) ou convexité ( $Cx$ ) définis en utilisant les courbures Gaussienne ( $K$ ) et moyenne ( $H$ ) des entités élémentaires de liaisons :  $Cx : K \geq 0$  et  $H < 0$ ,  $Cv : K \geq 0$  et  $H > 0$ . Néanmoins, dans le cadre des outillages, les entités peuvent n'avoir aucun des 2 attributs  $Cx$  ou  $Cv$ , l'attribut est alors indéterminé ( $Us$ ). Ainsi, en se basant sur l'attribut de concavité/convexité de l'entité de liaison positionnée entre un flanc et un fond, trois types de relations d'adjacences sont formalisées (Figure 6.1.10). Une relation d'adjacence concave (Figure 6.1.10.a.) mène à l'identification d'une cavité. Inversement, une relation d'adjacence convexe mène à l'identification d'une protrusion (Figure 6.1.10.b.). Une relation d'adjacence indéterminée mène à l'identification d'une relation topologique entre macro-entités ou macro-entité/entité élémentaire (Figure 6.1.10.c.).

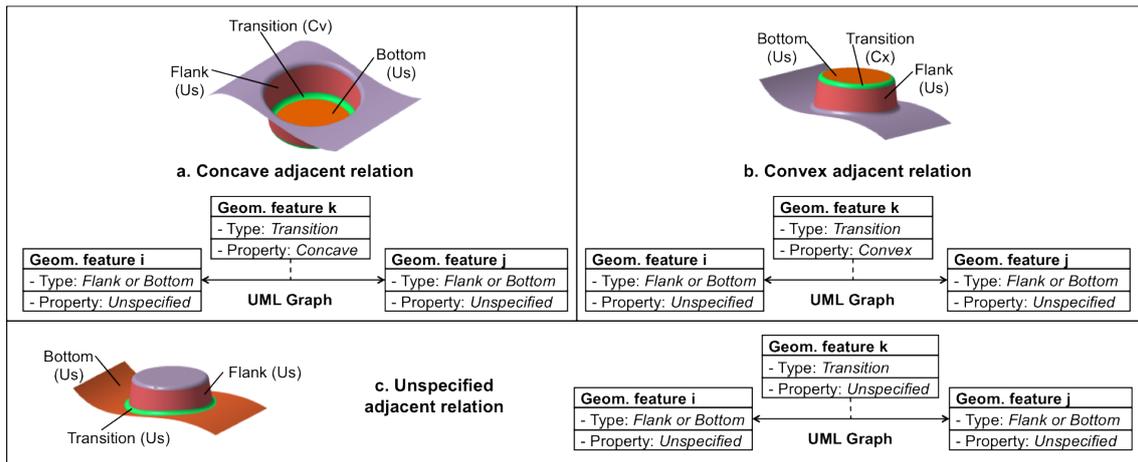


FIGURE 6.1.10 – Relations topologiques entre entités élémentaires d'usinage d'après (Tapie et al., 2012)

Au niveau 2 du modèle sont considérées les relations représentant les positions relatives entre macro-entités et les relations de configuration entre macro-entités, qui comme expliqué précédemment peuvent influencer les trajectoires d'usinage et permettent de détecter les collisions outils. La première relation de « superposition » définissant la position relative de deux macro-entités est identifiée lorsque qu'une macro-entité, cavité ou protrusion, s'appuie sur un même type de macro-entité à l'aide d'une entité élémentaire « fond » appartenant à l'une des deux macro-entités (Figure 6.1.11.a.). La surface d'appui peut parfois traverser l'entité « fond » et « flanc » mais dans tous les cas, l'arrête limitant les entités de liaison est une courbe fermée et l'entité de liaison est convexe. Ce type de relation représente l'empilement de macro-entités qui peuvent induire par exemple des profondeurs de cavités ou des hauteurs de protrusions importantes pour donner l'accès aux surfaces par l'outil. La seconde relation « d'ouvert dans » a les mêmes caractéristiques que la première relation (Figure 6.1.11.b.). La différence se situe au niveau de la surface d'appui qui est généralement un flanc et l'arrête délimitant l'entité de liaison et l'entité fond et/ou flanc qui n'est pas fermée. Lorsque cette relation est identifiée entre deux cavités, elle décrit le passage d'une cavité à travers une autre permettant notamment l'extension des trajets d'usinage. Si une protrusion est « ouverte dans » une autre protrusion, les deux définissent une « super protrusion » qui peut être traitée comme une seule protrusion. Les deux relations de configuration définissent le rapport de hauteur/profondeur entre une cavité et une protrusion située dans la cavité en relation d'adjacence concave entre les entités élémentaires les composant. Dans le cas de la relation d'appartenance, la hauteur de la protrusion  $H_{pr}$  est inférieure à celle de la cavité  $H_{cv}$  (Figure 6.1.11.c. ). Ainsi, l'usinage de n'importe quelle entité élémentaire d'usinage située à l'extérieur du volume de la cavité peut être réalisé sans prendre en compte la protrusion isolée à l'intérieur de la cavité. D'autre part, lors de l'usinage des entités élémentaires composant la cavité, cette relation aura un impact direct sur la détermination des dimensions de l'ensemble outil/porte-outil relativement à la taille et la position relative de la protrusion et vice versa. La seconde relation de configuration de dépassement est caractérisée par la hauteur  $H_{pr}$  de la protrusion supérieure à la hauteur de la cavité  $H_{cv}$  (Figure 6.1.11.d. ). Dans ce cas, les dimensions et la position relative de la protrusion ne doivent pas uniquement être prises en compte lors de la détermination des dimensions de l'ensemble outil/porte-outil lors de l'usinage de la cavité ou de la protrusion mais aussi pour toutes les cavités en

relation de superposition avec la première cavité.

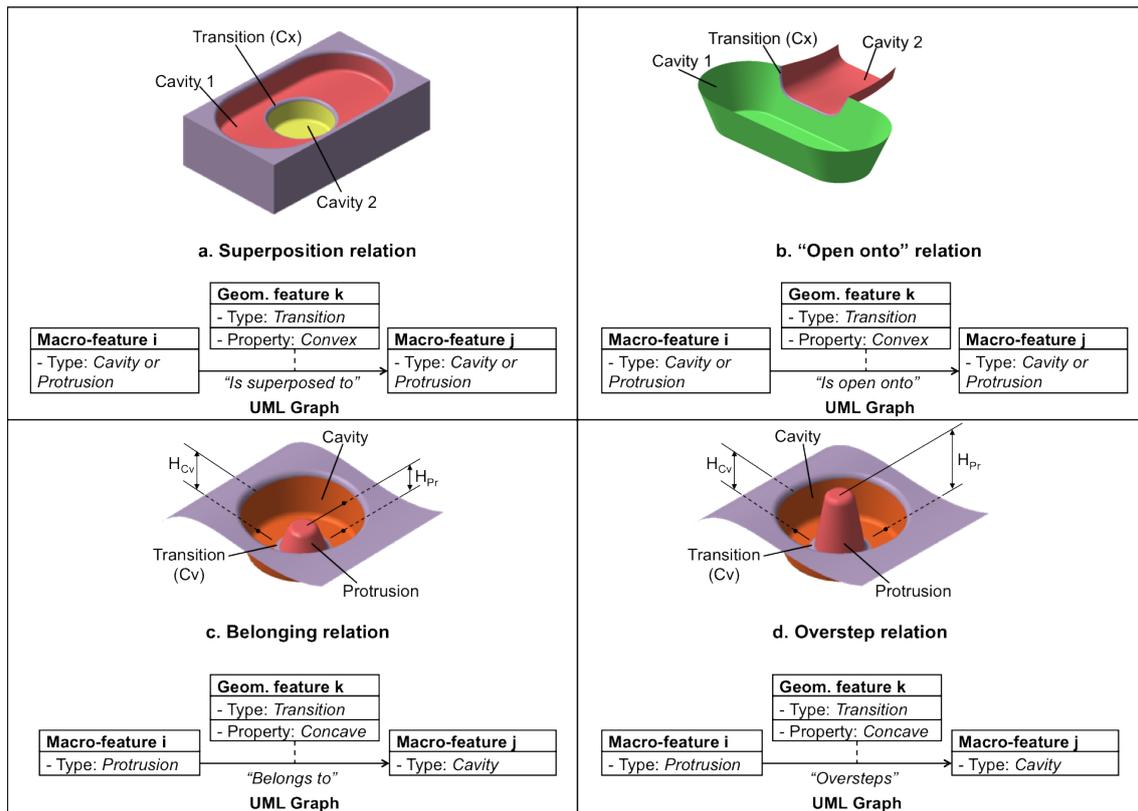


FIGURE 6.1.11 – Relations topologiques de position relative et configuration d’après (Tapie et al., 2012)

Les modèles de relations topologiques présentés précédemment vont être exploités à travers un graphe de relation topologique (GRT). Le GRT a pour but de fournir une représentation graphique des relations topologiques entre entités élémentaires et d’aider à leur regroupement en macro-entités d’usinage. L’approche mis en place pour construire le GRT se décompose en deux étapes. Dans la première, un graphe primaire de relations topologiques d’adjacences est construit afin de fournir les informations nécessaires à l’identification des macro-entités. Dans la seconde étape, le graphe final de relations topologiques est généré à partir du graphe primaire et l’intégration des relations topologiques entre les macro-entités identifiées.

La construction du graphe primaire repose sur l’identification des entités adjacentes ayant donc une arête commune. Les nœuds de ce graphe représente les entités alors que les arêtes communes sont représentées par des arcs (Figure 6.1.12.a.). Comme nous l’avons présenté précédemment, la définition des relations d’adjacences se basent sur les entités de transitions. Ainsi une relation d’adjacence est créée lorsqu’une entité de liaison possède une arête commune avec plusieurs autres entités flancs ou fonds. L’attribut de concavité/convexité de la relation d’adjacence est alors spécifié sur le graphe à l’aide de l’attribut associé à l’entité de liaison. Lorsque l’entité de liaison à un attribut indéfini, la propriété d’adjacence est déterminé par l’analyse de l’angle matière sur les arêtes communes avec l’entité de liaison (Figure 6.1.12.b. et c.). Un plan d’analyse  $V$  est créé pour un point quelconque  $P_1$  appartenant à l’arête commune entre l’entité de liaison et une des deux entités, flancs ou fonds, en relation d’adjacence. Ce plan est parallèle à la direction

d'usinage et perpendiculaire au plan  $H$ , plan tangent à l'arrête commune au point  $P_1$  (Figure 6.1.12.b.). L'intersection du plan  $V$  avec la 2ème arrête commune détermine le point  $P_2$  (point le plus proche de  $P_1$  en cas de plusieurs points d'intersection). Les normales  $\vec{n}_1$  et  $\vec{n}_2$ , respectivement au point  $P_1$  et  $P_2$ , définissent alors la direction matière. Les points  $Q_1$  et  $Q_2$  sont alors créés. Ces 2 points correspondent à la distance minimale entre deux droites  $L_1$  et  $L_2$ , respectivement créées à partir des couples  $(P_1, \vec{n}_1)$  et  $(P_2, \vec{n}_2)$ , les points  $Q_1$  et  $Q_2$  peuvent être confondus dans certains cas. La propriété de la relation d'adjacence est alors déterminée selon les conditions suivantes :

- Si  $\overrightarrow{P_1Q_1} \bullet \vec{n}_1 < 0$  et  $\overrightarrow{P_2Q_2} \bullet \vec{n}_2 < 0$ , la relation d'adjacence est convexe (Figure 6.1.12.b.)
- Si  $\overrightarrow{P_1Q_1} \bullet \vec{n}_1 > 0$  et  $\overrightarrow{P_2Q_2} \bullet \vec{n}_2 > 0$ , la relation d'adjacence est concave (Figure 6.1.12.c.)

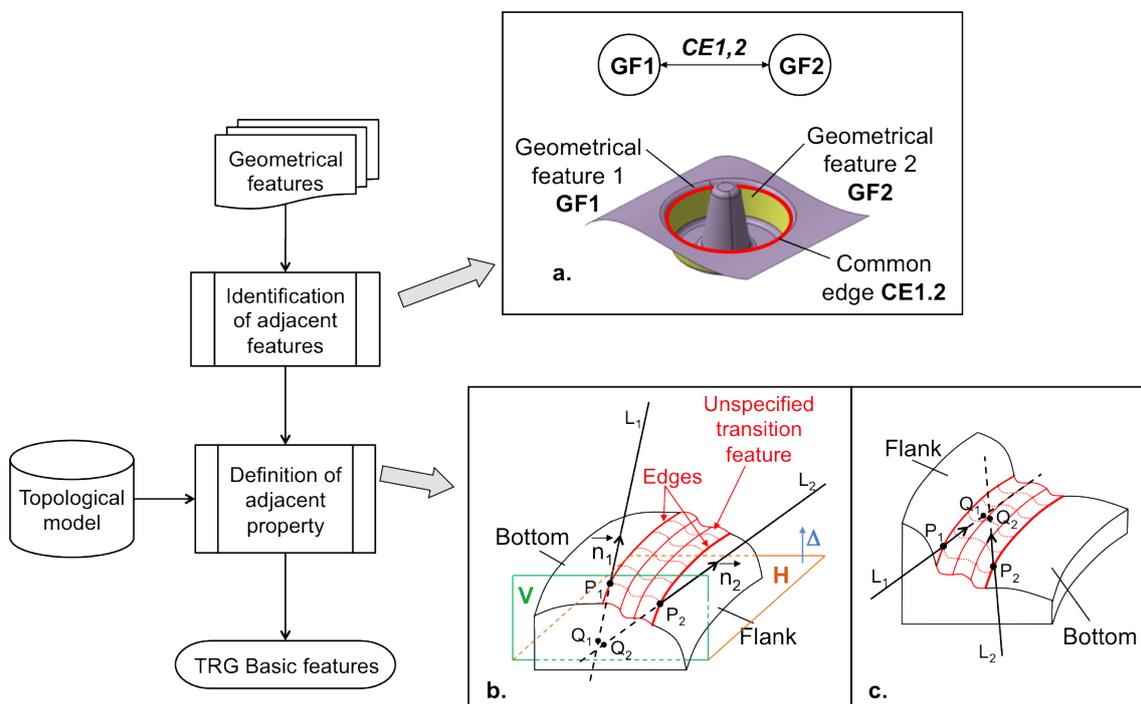


FIGURE 6.1.12 – Principe de construction du graphe primaire de relations topologiques d'après (Tapie et al., 2012)

La construction du graphe final de relation topologique repose sur l'identification des macro-entités d'usinage à partir du graphe de relation primaire (Figure 6.1.13). Cette identification est réalisée en 4 étapes et la 5<sup>ème</sup> permet la construction du graphe final :

- *Étape 1 : Analyse des relations d'adjacences.* Les entités ayant des arrêtes communes avec la boîte englobante de la pièce sont identifiées, la propriété d'adjacence de la relation est alors transposée de l'entité de liaison ou attribuée via la direction matière comme expliqué précédemment. Ensuite, les relations d'adjacences sont temporairement non prises en comptes. Dans le cas des outillages de forge, ces entités représentent le plan de joint qui a en fait une relation de « superposition » avec les cavités composant la matrice. Une relation d'adjacence, ne s'appuyant pas nécessairement sur une entité de liaison, est alors systématiquement créée entre la boîte englobante et l'entité qui lui est adjacente. Sur l'exemple de la figure 6.1.13, l'entité de liaison indéterminée « Transition 1 » implique l'attribution convexe à la relation

d'adjacence entre le fond « Bottom 1 » et le flanc « Flank 1 », ensuite l'entité fond référencée « Bottom 1 » et l'entité de liaison « Transition 1 » sont temporairement non prises en compte lors de l'exécution de la 2ème étape. L'ensemble des relations d'adjacence s'appuyant sur des entités de liaisons indéterminées sont alors traitées à l'aide de l'angle matière pour leur conférer leurs propriétés de concavité/convexité (Transition 1, 3 et 5 sur l'exemple 6.1.13). Il est à noter qu'à la construction du graphe primaire la relation d'adjacence s'appuyant sur l'entité de liaison « Transition 2 » n'a pu recevoir une propriété de concavité/convexité de par la complexité de la topologie, elle sera traitée à l'étape 4.

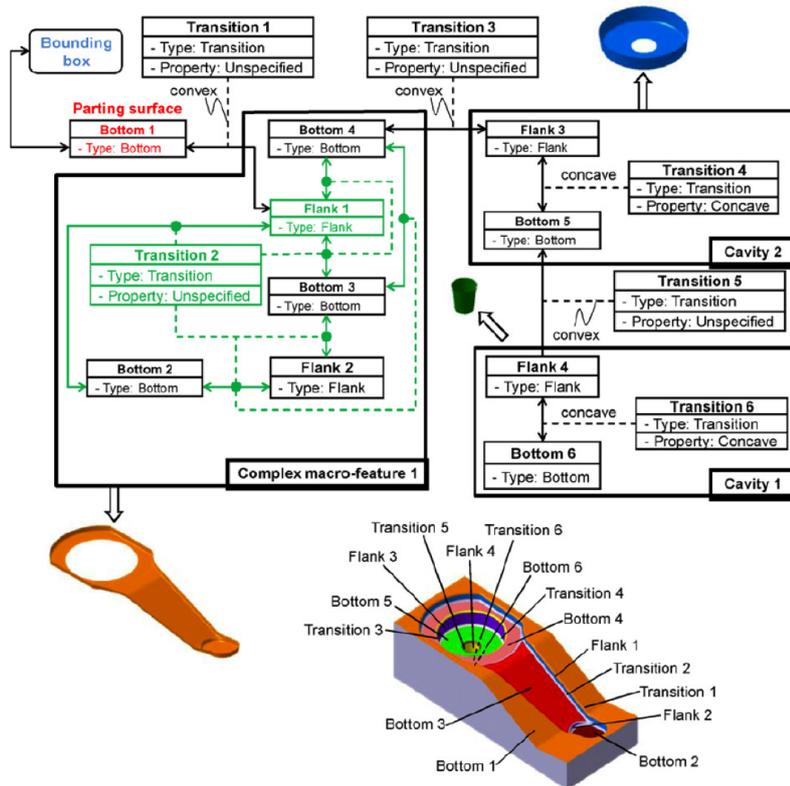


FIGURE 6.1.13 – Principe d'identification de macro-entités simples d'après (Tapie et al., 2012)

- *Étape 2 : Identification itérative des cavités et protrusions simples.* A la première itération, les entités fonds ayant une relation d'adjacence unique avec un seul flanc sont identifiées. L'association d'un seul fond avec un seul flanc et d'une entité de liaison à travers une relation d'adjacence permet de créer une protrusion ou une cavité simple selon l'attribut de concavité/convexité transposé de l'entité de liaison ou identifié par l'angle matière. Une fois une protrusion ou une cavité créée, toutes les relations d'adjacence externes sont temporairement ignorées et une nouvelle itération est réalisée afin d'identifier d'éventuelles macro-entités simples supplémentaires. Sur l'exemple de la figure 6.1.13, l'entité fond « Bottom 6 » est identifiée à la première itération, il est alors constitué la cavité simple « Cavity 1 » composée de l'entité « Bottom 6 », du flanc « Flank 4 » et de la liaison « Transition 6 » dont l'attribut concave a conféré une propriété de concavité à la relation d'adjacence et donc permet de définir une cavité. Lors de la seconde itération la liaison « Transition 5 » est alors

ignorée, l'entité fond « Bottom 5 » est alors identifiée et la cavité simple « Cavity 2 » est identifiée. La relation d'adjacence convexe impliquant l'entité « Transition 3 » est alors ignorée. A la troisième itération, aucune entité fond avec une relation d'adjacence unique n'est identifiée arrêtant ainsi l'étape 2.

- *Étape 3 : Identification de cavités et protrusions avec plusieurs flancs.* Une protrusion ou cavité est généralement composée d'un flanc unique. Lorsqu'une pièce à des zones peu profondes avec courbures variables, des entités de liaison peuvent être présentes entre différentes portions de flancs générant ainsi des macro-entités avec plusieurs flancs. Dans le graphe primaire ces entités sont identifiables lorsque qu'un fond seul est impliqué dans plusieurs relations d'adjacence avec des flancs. Chaque relation d'adjacence est réalisée par une entité de liaison unique. L'identification de ces macro-entités est réalisée une fois toutes les entités simples identifiées. Dans l'exemple traité figure 6.1.13 aucune macro-entité avec des flancs multiples n'a été identifiée.
- *Étape 4 : Traitement des macro-entités complexes.* Lorsqu'une relation d'adjacence implique plusieurs entités fond et flanc avec la même entité de liaison, une macro-entité complexe est alors générée et nécessite d'être décomposée en vue de son usinage. Premièrement, la décomposition consiste à générer des sous-entités fonds ou flancs associés à plus d'une relation d'adjacence. Chaque sous-entité est associée au maximum à deux relations d'adjacence. Les entités de liaison elles aussi associées à plus d'une relation d'adjacence sont décomposées en sous entités de liaison impliquées dans une relation unique d'adjacence. Les propriétés des relations d'adjacence sont alors mises à jour afin d'intégrer la décomposition des macro-entités complexes à l'aide du principe de direction matière. Une fois les macro-entités complexes décomposées, les mêmes traitements d'identification que les macro-entités simples et macro-entités à flancs multiples sont réalisés. Sur l'exemple de la figure 6.1.13, il est aisé de constater à travers le graphe de relations primaires que le flanc « Flank 1 » et la liaison « Transition 2 » sont impliqués dans plusieurs relations d'adjacence avec les fonds « Bottom 2, 3 & 4 ». Cet ensemble d'entités {flank 1, flank 2, bottom 2, bottom 3, bottom 4, transition 2} en relation d'adjacence compose la macro-entité complexe « Complex macro-feature 1 ». L'entité « Flank 1 » est alors décomposée en trois sous-entités {flank 1.1, flank 1.2, flank 1.3} en se basant respectivement sur les trois fonds « Bottom 2, 3 & 4 » (Figure 6.1.14). Ensuite, l'entité « Transition 2 » étant impliquée dans plusieurs relations d'adjacence, est décomposée en 5 sous-entités {transition 2.1, transition 2.2, transition 2.3, transition 2.4, transition 2.5}. Enfin, l'application de la méthode itérative présentée à l'étape 2 est réalisée pour permettre l'identification des macro-entités simples « cavity 3 » et « cavity 4 » et de la macro-entités à flanc multiples (flank 1.3 et flank 2) « cavity 5 ».
- *Étape 5 : Construction du graphe final.* Une fois les protrusions et cavités identifiées, les entités temporairement ignorées lors du process d'identification ainsi que les relations d'adjacences sont rétablies avec les macro-entités. Les relations topologiques entre deux macro-entités ou entre macro-entités et entités sont alors exclusivement définies à partir des relations temporairement ignorées. Le graphe de relations topologiques est alors enrichi des relations topologiques de position relative et configuration en se basant sur les modèles présentés précédemment. Sur l'exemple de graphe final présenté figure 6.1.15, les relations d'adjacence associées aux entités « Transitions 1, 2.4, 2.6, 3 & 5 » sont rétablies et permettent d'identifier les superpositions

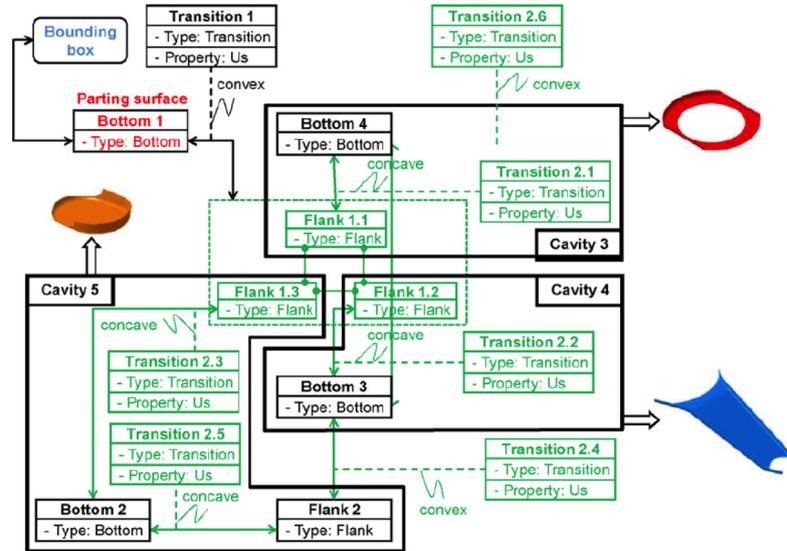


FIGURE 6.1.14 – Décomposition de macro-entité complexe d'après (Tapie et al., 2012)

consécutives des macro-entités « Cavity 1, 2 & 3 », que « Cavity 3 » est « ouverte » dans « Cavity 4 », elle-même ouverte dans « Cavity 5 ». Les macro-entités « Cavity 3 & 4 » sont réciproquement « ouvertes » l'une dans l'autre n'ayant pas de flanc impliqué dans leur relation d'adjacence. Ces relations entre macro-entités sont complétées par le fait que l'entité « Bottom 1 », représentant le plan de joint, est superposée aux cavités « Cavity 3, 4 & 5 ».

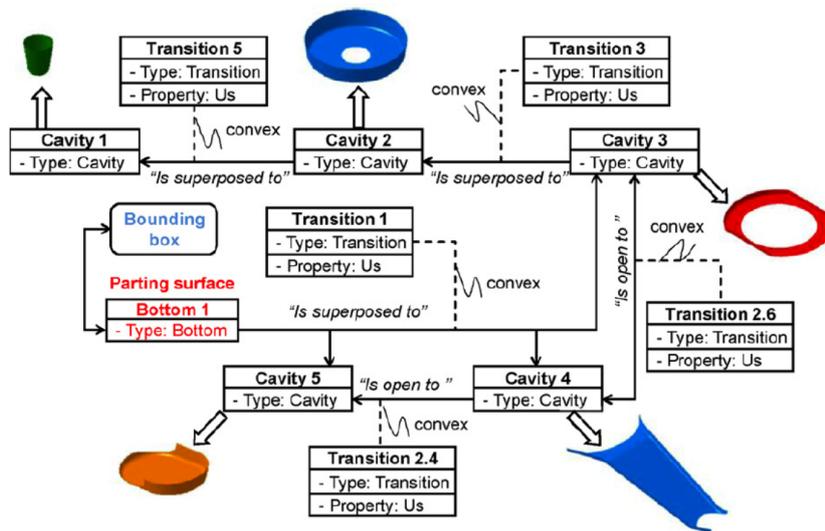


FIGURE 6.1.15 – Génération du graphe final de relations topologiques d'après (Tapie et al., 2012)

Dans le cadre du stage de master 2 de Benoit Goedel (Goedel, 2009), le GRT a été complété par un graphe de niveaux entre macro-entités (Figure 6.1.16). Ce graphe complémentaire a pour objectif de fournir des informations sur les profondeurs et altitude relatives des différentes macro-entités identifiées. Ce graphe peut être exploité lors du

choix des dimensions outils, notamment la longueur totale de l'outil, avec la détermination des valeurs  $H_{cv}$  et  $H_{pr}$  associées aux 2 relations topologiques de configuration ou encore pour permettre l'ordonnancement des différentes opérations d'usinage du niveau supérieur au niveau inférieur. Ce graphe est construit à partir du relevé des altitudes maximales et minimales de chaque macro-entité selon la direction outil, la référence de l'altitude étant donnée par le point le plus élevé. Un niveau est alors défini entre 2 altitudes relevées. Les relations topologiques entre macro-entités sont reportées sur le graphe de niveaux par des flèches, la nature de ces relations étant données par le GRT.

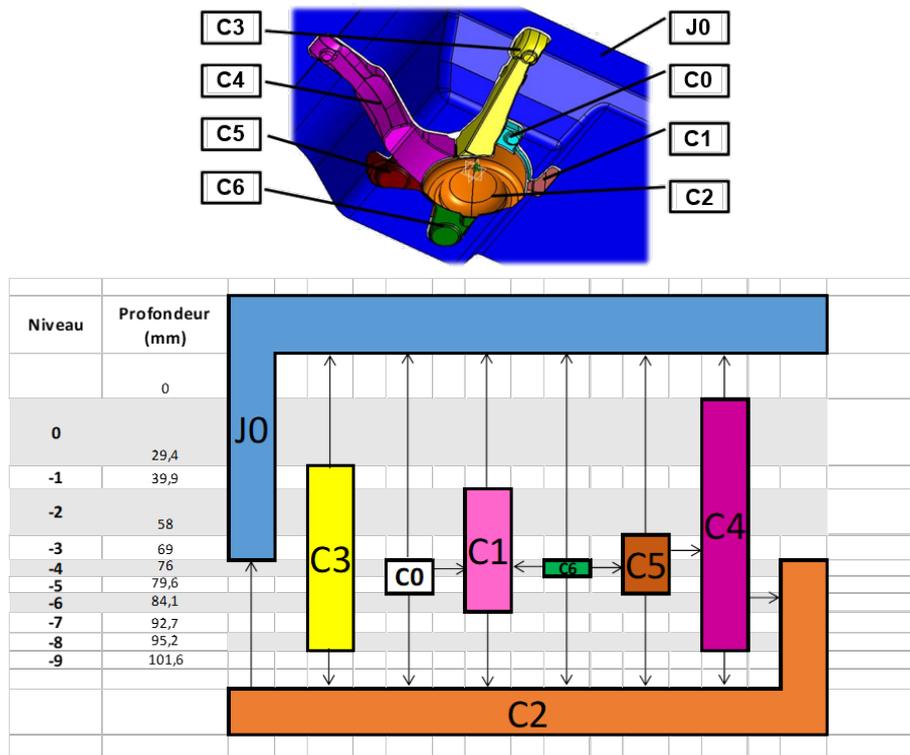


FIGURE 6.1.16 – Graphe de niveaux d'après (Goeldel, 2009)

L'ordonnancement de séquences d'usinage par macro-entités, illustrés figure 6.1.17, a été réalisé par l'exploitation du graphe de niveaux et le GRT. Ainsi, pour accéder à l'ensemble des macro-entités de la gravure, l'entité  $J0$  sera usinée en premier. En effet, cette entité se situant au-dessus de  $C2$  et étant superposée à l'ensemble des autres macro-entités ou ayant plusieurs macro-entités débouchant dans elle, doit être réalisée lors d'une première séquence, ceci pour donner l'accès à l'outil aux autres macro-entités. La 2ème séquence sera réalisée sur la macro-entité  $C2$ . Cette macro-entité complexe, composée d'une cavité et d'une protrusion en relation d'appartenance ne dépassant pas de la cavité, se situe en dessous de  $J0$  usinée précédemment et est impliquée dans 5 relations d'ouverture dans le flanc de sa cavité. Pour pouvoir usiner les 5 macro-entités impliquées dans ces relations, il est donc nécessaire d'usiner  $C2$  en priorité ce qui permettra aux trajectoires d'usinage pour les 5 autres macro-entités de déboucher dans le volume sans matière de la cavité composant  $C2$ . Les séquences suivantes vont consister à usiner en priorité les macro-entités débouchant uniquement dans  $C2$  et en relation de superposition avec  $J0$ . Ainsi, les cavités  $C0$  et  $C5$  ne peuvent pas être usinées étant impliquées dans des relations d'ouverture dans des flancs d'autres cavités non encore réalisées. La séquence 3 peut être consacrée à  $C1$  sur laquelle s'appuie  $J0$ , ouverte dans  $J0$  et ouverte dans  $C2$ . Les séquences

4 et 5 peuvent être consacrées à  $C3$ . Néanmoins, le GRT indique que ces macro-entités complexes se compose d'une cavité  $C3.1$  ouverte dans une cavité  $C3.2$ .  $C3.1$  sera donc usinée en priorité pour permettre aux trajectoires générées pour  $C3.2$  de débouchées sans collision. La séquence 5 peut être consacrée à  $C4$ . La cavité  $C4$  étant complexe elle pourra être séquencée de la même manière que  $C3$ . Ensuite, les macro-entités  $C5$  et  $C6$  pourront être traitées ensemble de par leurs faibles profondeurs. Enfin la 6ème séquence pourra être consacrée à  $C0$ .

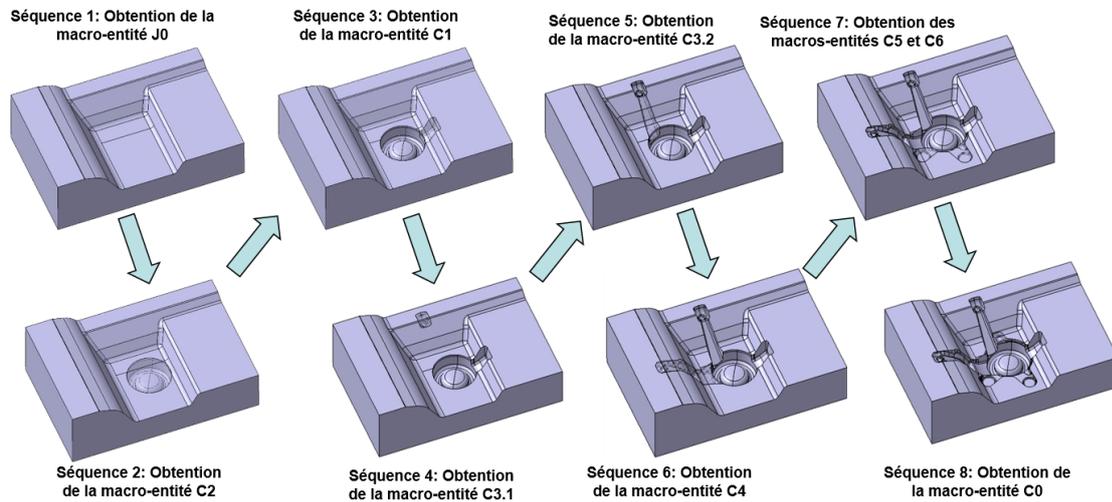


FIGURE 6.1.17 – Ordonnancement de séquences d'usinage d'après (Goedel, 2009)

## 6.2 Génération de processus d'usinage

Suite à la décomposition topologique, les entités et macro-entités d'usinage sont exploitées afin de générer un processus d'usinage (Figure 3.1.2 .b.). Dans le cadre de notre démarche, la génération du processus d'usinage est itérative, des trajectoires d'usinage sont générées et ordonnancées avant d'être analysées pour optimiser le processus d'usinage. Afin, de générer le processus d'usinage, nous avons formalisé un modèle associé et des outils d'aide à l'évaluation de processus d'usinage.

### 6.2.1 Structuration d'un processus d'usinage

#### 6.2.1.1 Modèle de stratégie d'usinage

La formalisation du modèle de stratégie d'usinage repose sur 4 paramètres. Le premier paramètre définit la direction d'avance qui correspond à la direction de balayage des entités d'usinage par l'outil. Trois directions de balayage sont couramment disponibles dans les logiciels de FAO. Les directions de balayage s'appuyant sur une ou plusieurs courbes directrices. La figure 6.2.1.a. illustre un exemple de ce type de direction de balayage où une courbe directrice est projetée sur la surface de l'entité d'usinage générant ainsi un réseau de trajectoire d'usinage. La difficulté d'exploitation de ce type de stratégie d'usinage est la détermination de la ou des courbes directrices permettant notamment de générer des trajectoires continues et permettant de maintenir la vitesse d'avance de l'outil afin de ne pas dégrader le phénomène de coupe. Dans le cadre de nos travaux nous avons proposé une méthode qui consiste à s'appuyer sur l'extraction de courbes caractéristiques issues de la géométrie de l'entité d'usinage. Cette méthode est présentée dans la suite de ce chapitre. Les 2 autres types de direction d'usinage se basent sur une direction de guidage planaire, comme déjà présentées dans ce chapitre. Ces stratégies consistent à générer des courbes d'usinage obtenues par l'intersection d'un réseau de plans avec la surface de l'entité d'usinage. Ces plans sont parallèles à l'axe outil pour la stratégie par plans parallèles ou perpendiculaires à l'axe outil pour la stratégie par niveau de Z (Figure 6.2.1.b.). La direction de balayage peut être complétée par le mode de balayage permettant de décrire les transitions entre les différents trajets d'usinage générés : balayage en aller-retour (zig-zag) ou en aller simple (Figure 6.2.1.c.).

Le second paramètre de la stratégie d'usinage est le mode de coupe, issu de la combinaison du sens de rotation de l'outil et du mouvement d'avance : 2 modes sont possibles en avalant ou en opposition (Figure 6.2.2.a.). L'usinage en avalant est préférentiel favorisant de meilleures conditions de coupe. Les 2 derniers paramètres sont liés à l'intégrité de la surface usinée. Le pas transversal, qui représente la prise de passe radiale de l'outil, est directement liée à la hauteur de crête laissée sur la surface de la pièce et donc à la rugosité résiduelle après usinage. Il existe donc un lien entre les données fonctionnelles de rugosité associées à l'entité d'usinage et le pas d'usinage (Figure 6.2.2.b.). Dans le cadre de nos travaux, nous n'avons pas développé spécifiquement ce lien, de nombreux travaux dans la littérature ont établis des modèles liant le critère de rugosité  $R_t$  avec le pas d'usinage. D'autre part, si ce critère n'est pas celui spécifié sur l'entité il est alors nécessaire d'établir une conversion. Le paramètre de tolérance d'usinage définit l'écart maximal autorisé entre la trajectoire d'usinage et la surface nominale de la pièce (Figure 6.2.2.c.). Ce paramètre est lié au défaut de forme associé à l'entité d'usinage.

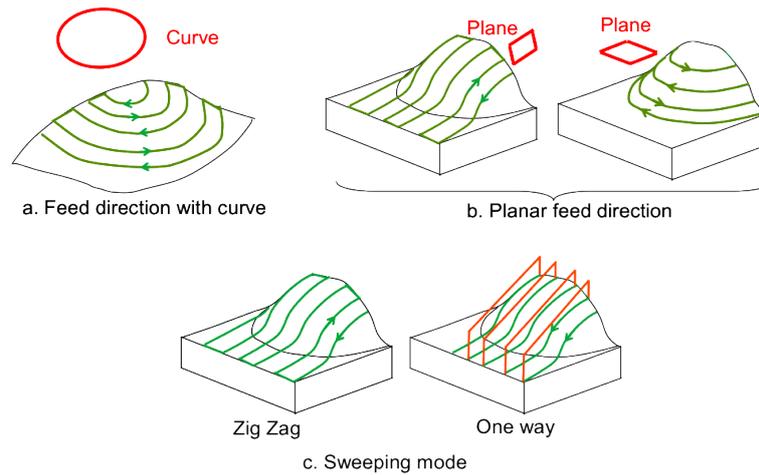


FIGURE 6.2.1 – Direction d'usinage et mode de balayage associé à une stratégie d'usinage d'après (Mawussi and Tapie, 2011)

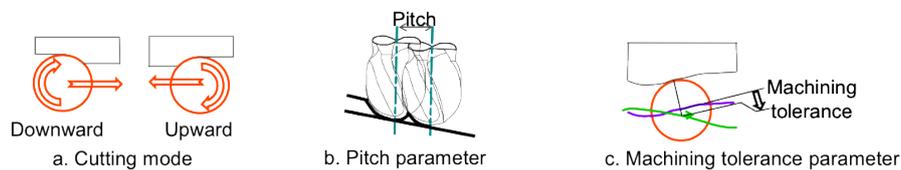


FIGURE 6.2.2 – Paramètres associés à une stratégie d'usinage d'après (Mawussi and Tapie, 2011)

Les relations entre les paramètres de la stratégie d'usinage et les différents éléments associés à une entité d'usinage sont résumés figure 6.2.3. Dans le cadre de nos travaux, nous nous sommes particulièrement intéressés aux relations entre la surface à usiner et la direction de balayage. Comme nous l'avons présenté précédemment, l'extraction des entités élémentaires d'usinage est basée sur les analyses du contact outil/pièce et de la direction d'enchaînement, ce qui fournit des informations importantes sur le choix de la direction de balayage à privilégier. D'autre part, dans la suite de ce chapitre nous présenterons une méthode de choix et d'optimisation de direction de balayage basée sur les relations topologiques entre entités d'usinage.

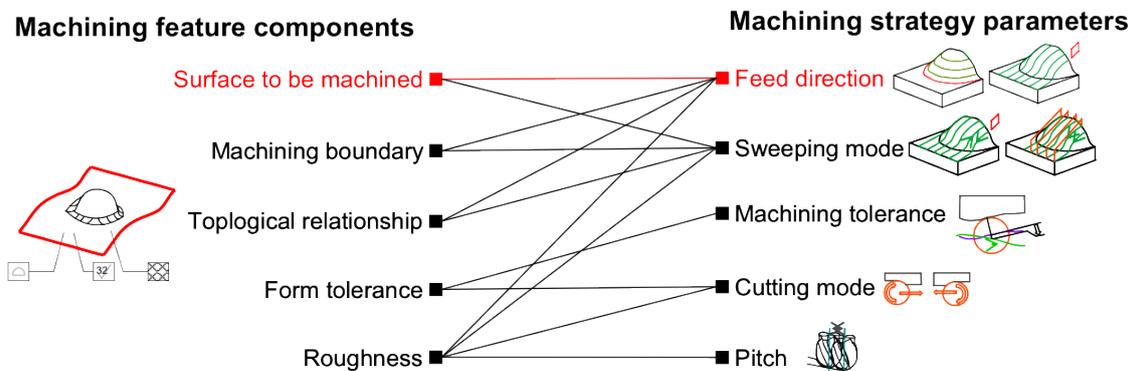


FIGURE 6.2.3 – Relations entité d'usinage - stratégie d'usinage d'après (Mawussi and Tapie, 2011)

### 6.2.1.2 Modèle d'outil

Le modèle d'outil repose sur plusieurs jeux de paramètres définissant la forme de la pointe de l'outil (Figure 6.2.4.a.) et la géométrie du corps et de l'attachement de l'outil (Figure 6.2.4.c.). En se basant sur le modèle Automatically Programmed Tool (APT) de la pointe outil (Engin and Altintas, 2001), trois types d'outils généralement exploités lors de l'usinage d'outillage de forge ont été identifiés (Figure 6.2.4.b.) et sont associés aux entités élémentaires d'usinage à l'aide de l'analyse des cartographies de contact outil-pièce, comme présenté précédemment dans ce chapitre. Afin d'éviter des interférences entre l'outil et la pièce, les dimensions  $OL$  et  $TL$  (Figure 6.2.4.c.) peuvent être directement déterminées à partir des valeurs des paramètres  $Hcv$  et  $Hpr$  issus des relations topologiques entre macro-entités et les altitudes du graphe de niveaux. Outre les paramètres géométriques, le matériau de l'outil est aussi un paramètre important en association avec le matériau de la pièce. Les différentes relations entre les paramètres outils et les éléments associés à une entité d'usinage sont présentées figure 6.2.4.

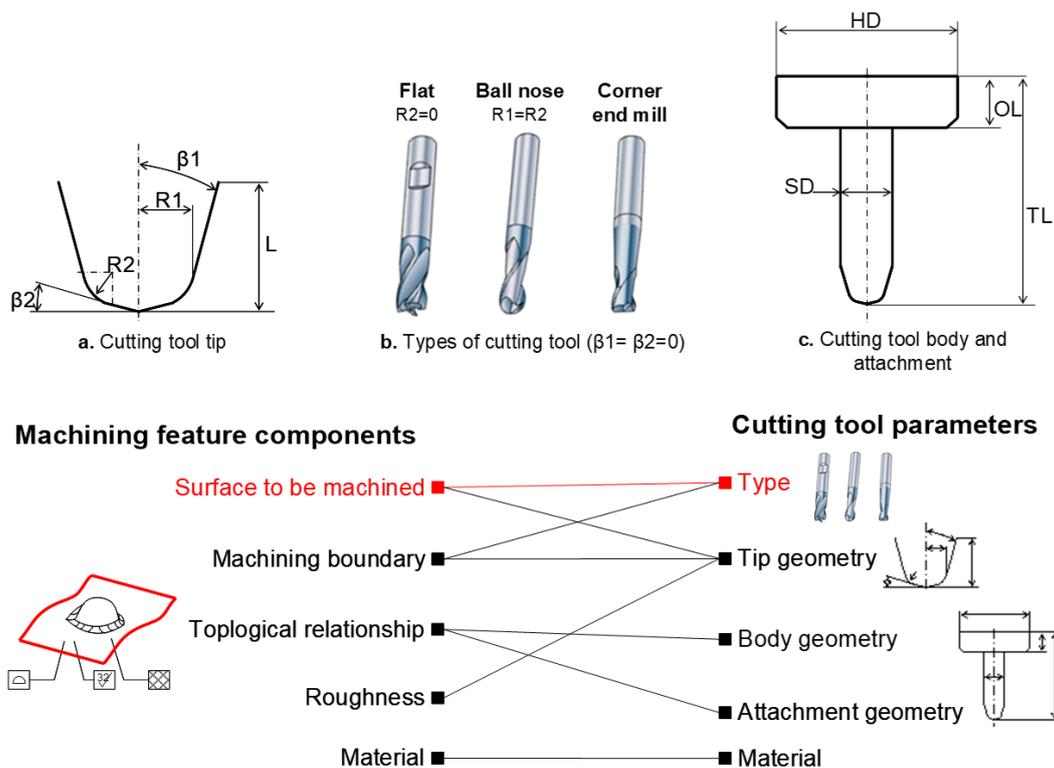


FIGURE 6.2.4 – Relations entité d'usinage - paramètres outil d'après (Mawussi and Tapie, 2011)

### 6.2.1.3 Modèle de séquence d'usinage

Une fois les instanciations des modèles de stratégie d'usinage et d'outil réalisés, les trajectoires d'usinage peuvent être générées pour chaque entité d'usinage sous la forme d'une séquence d'usinage. Une séquence d'usinage est définie comme une série organisée et ininterrompue de trajectoires d'usinage calculées à partir d'un outil unique, d'une trajectoire d'approche unique et d'une trajectoire de retrait unique (Figure 6.2.5). Ainsi une séquence

d'usinage est composée, dans cet ordre, d'une trajectoire initiale, d'une ou plusieurs trajectoires intermédiaires et d'une trajectoire finale. Chaque trajectoire intermédiaire se compose d'un trajet d'approche, d'un trajet d'usinage et d'un trajet de retrait. Chaque trajet est associé à une vitesse d'avance de l'outil lors du parcours de celui-ci. Les paramètres instanciés pour la stratégie d'usinage et l'outil, doivent être compatible avec les performances de la machine-outil retenue tant sur le plan de sa cinématique que sur les capacités du directeur de commande numérique à suivre les trajets générés à la vitesse d'avance spécifiée. Dans le cadre de nos travaux nous avons développés un outil de simulation permettant d'analyser les performances de suivi de trajectoire du couple machine-outil - commande numérique. Ces travaux sont présentés dans la suite de ce chapitre.

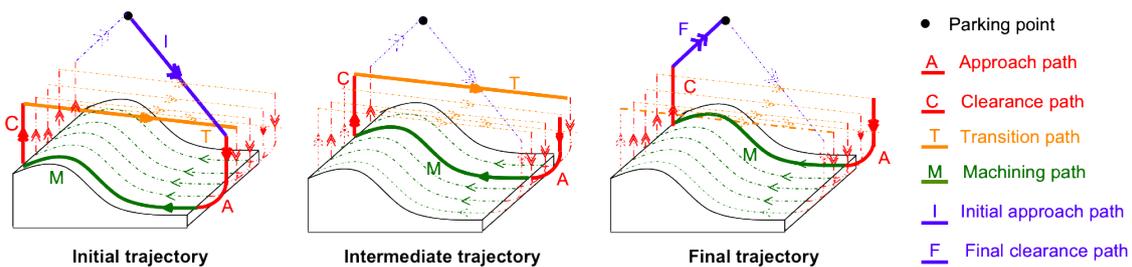


FIGURE 6.2.5 – Modèle de séquence d'usinage d'après (Mawussi and Tapie, 2011)

La génération de séquences d'usinage est réalisée par l'association de stratégies d'usinage et d'outils aux entités d'usinage. Le processus d'association, illustré figure 6.2.6, se compose de 5 étapes. Les trajets d'approche et initiaux ainsi que les trajets de retrait et finaux sont respectivement générés lors des étapes 1 et 2. La forme des courbes qui leur sont associées dépendent de la géométrie du corps d'outil, des paramètres de direction d'usinage et mode de balayage associés à la stratégie d'usinage, et de la surface à usiner associée à l'entité d'usinage. Lors de ces 2 étapes il est important d'adapter les trajets à partir des paramètres  $OL$  et  $TL$  du corps d'outil avec les paramètres  $Hcv$  et  $Hpr$  des macro-entités pour éviter des collisions. Les trajets de transition sont générés lors de l'étape 3. Les paramètres de mode de coupe et pas transversal déterminent quels trajets d'usinage doivent être liés et comment les trajets de transition assurent les liaisons. La génération des trajets d'usinage durant l'étape 4 est principalement lié à la géométrie du bout d'outil et l'instanciation de l'ensemble des paramètres de la stratégie d'usinage. Lors de l'étape 5, le point ou les points de parking de l'outil sont définis afin d'éviter des collisions entre le corps et l'attachement de l'outil avec la pièce en considérant les relations topologiques entre macro-entités et principalement le graphe de niveaux associé.

#### 6.2.1.4 Modèle de processus d'usinage

La génération du processus d'usinage est réalisée par l'ordonnancement des différentes séquences d'usinage. La figure 6.2.7 illustre, par le langage UML, les liens d'agrégation et d'association entre les différents modèles proposés permettant de structurer le processus d'usinage. Le premier bloc de ce méta-modèle composé de l'agrégation d'entités d'usinage associées aux données technologiques et relations topologiques est représenté figure 6.2.7.a. Chaque séquence d'usinage résulte de l'agrégation des associations des paramètres outil (Figure 6.2.7.c.) et des paramètres de stratégie d'usinage (Figure 6.2.7.b.) aux entités

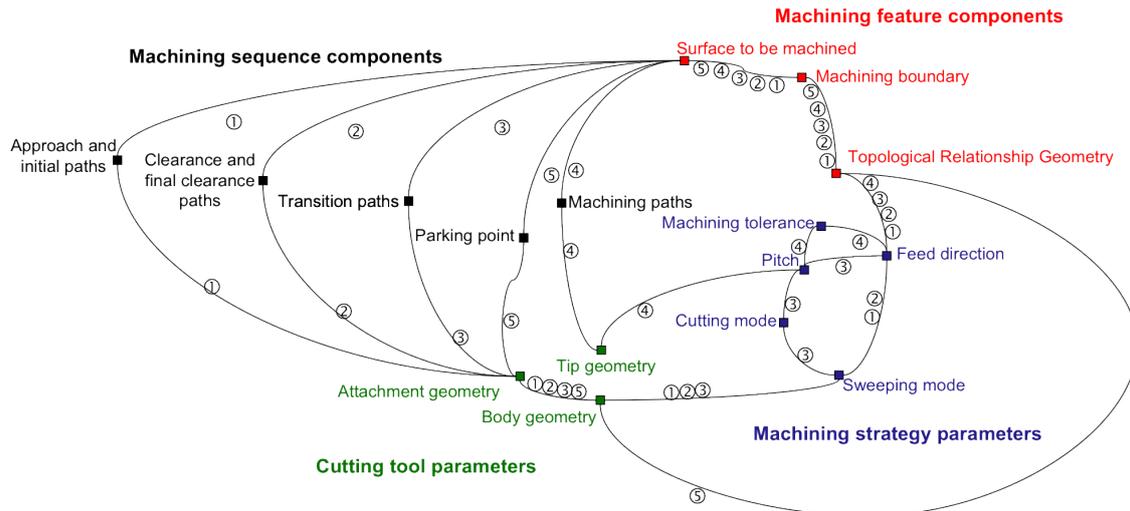


FIGURE 6.2.6 – Interrelations entre les paramètres du modèle de processus d'usinage d'après (Mawussi and Tapie, 2011)

d'usinage, de l'agrégation d'une machine-outil (figure 6.2.7.d.) et l'agrégation de trajets intermédiaires, d'un trajet initial et d'un trajet final (figure 6.2.7.e.). Enfin, les séquences d'usinage sont agrégées pour obtenir le processus d'usinage.

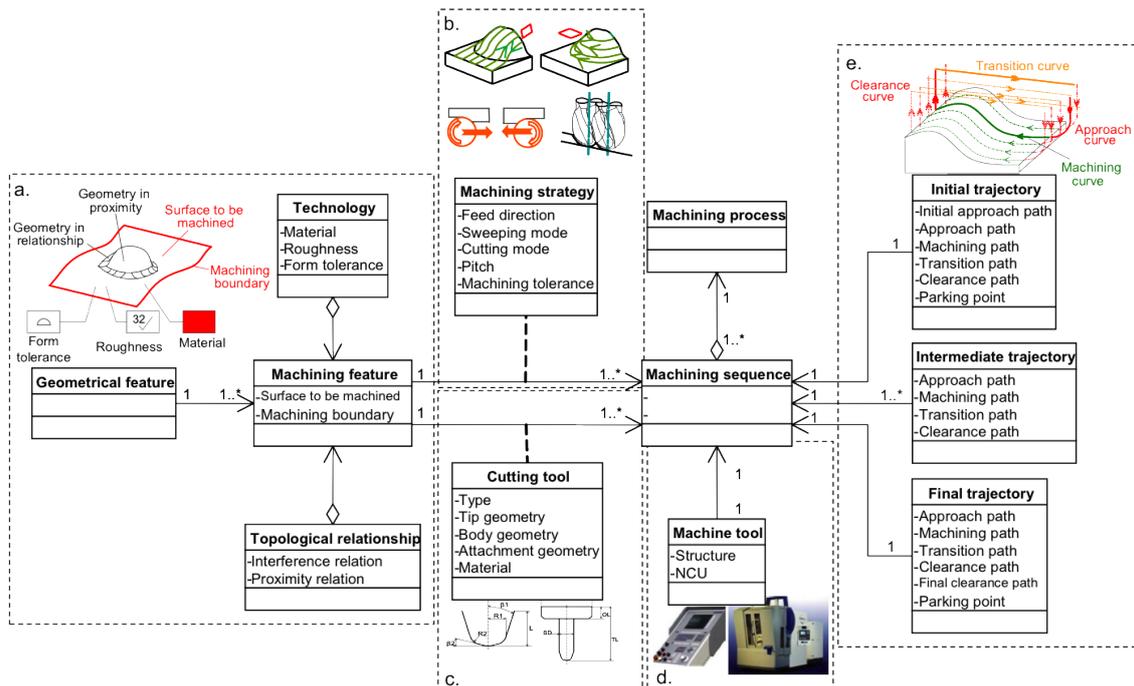


FIGURE 6.2.7 – Modèle de processus d'usinage d'après (Mawussi and Tapie, 2011)

## 6.2.2 Outils d'analyse et simulation de processus d'usinage

Afin d'évaluer les performances de processus d'usinage, nous avons développé un ensemble d'outils d'analyse et de simulation. Ces outils ont été développés pour les deux domaines

applicatifs auxquels se consacrent mes travaux : l'UGV d'outillage de forge et l'usinage de prothèse dentaire.

### 6.2.2.1 High Speed Performance viewer

Le High Speed Performance Viewer (HSPV) est un module informatique dédié à l'évaluation de la performance de trajets d'usinage grande vitesse (Figure 6.2.8.a.). Les blocs ISO extraits du programme d'usinage envoyé à la machine sont analysés à travers la longueur des trajets d'usinage et la simulation de vitesse d'avance moyenne pouvant être atteinte en comparaison à la consigne de vitesse d'avance. Le principe de la simulation de la vitesse d'avance est détaillé figure 6.2.8.b. L'implémentation du simulateur de vitesse d'avance est basée sur 2 modèles de comportement du couple MO-CN développés lors de mes travaux de thèse : un modèle du comportement cinématique à jerk contrôlé et un modèle cinématique de passage de discontinuité en tangence de trajet en interpolation linéaire (Tapie, 2007; Tapie et al., 2007b). Les sorties du HSPV sont une classification des longueurs de bloc ISO sous forme d'histogramme, une classification des vitesses d'avance moyennes atteintes par bloc ISO sous forme d'histogramme, le temps d'usinage simulé et une cartographie de la trajectoire d'usinage selon la vitesse d'avance simulée.

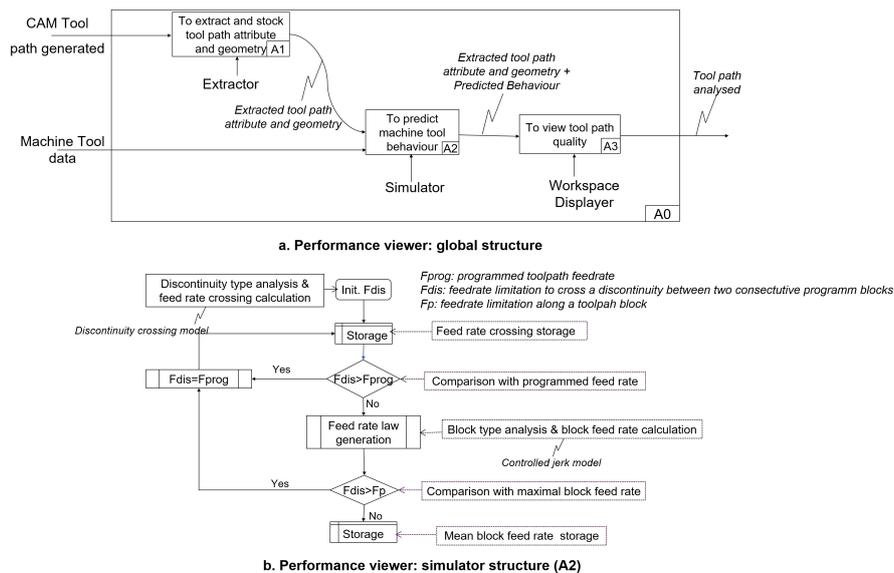


FIGURE 6.2.8 – Structure du performance viewer d'après (Tapie et al., 2007a)

Dans le cadre de nos travaux, le simulateur a été instancié pour les paramètres d'un centre d'usinage grande vitesse MIKRON UCP 710 équipé d'un directeur de commande numérique Siemens 840D. Il a été exploité dans une démarche d'optimisation de direction de guidage pour les entités élémentaires « fond » dans une configuration de relations topologiques récurrentes dans les outillages de forge (Figure 6.2.9a. et b.). Cette configuration topologique type se retrouve lorsqu'une cavité composée d'un fond et 2 flancs est ouverte sur deux autres cavités (Figure 6.2.9c.).

L'association d'une stratégie d'usinage classique par plans parallèles aux fonds impliqués dans ce type de configuration topologique engendre alors une séquence d'usinage non performante sur l'ensemble de l'entité. Les simulations et analyses des trajectoires d'usinage pour une direction de guidage par plans parallèles montrent que la consigne de vitesse

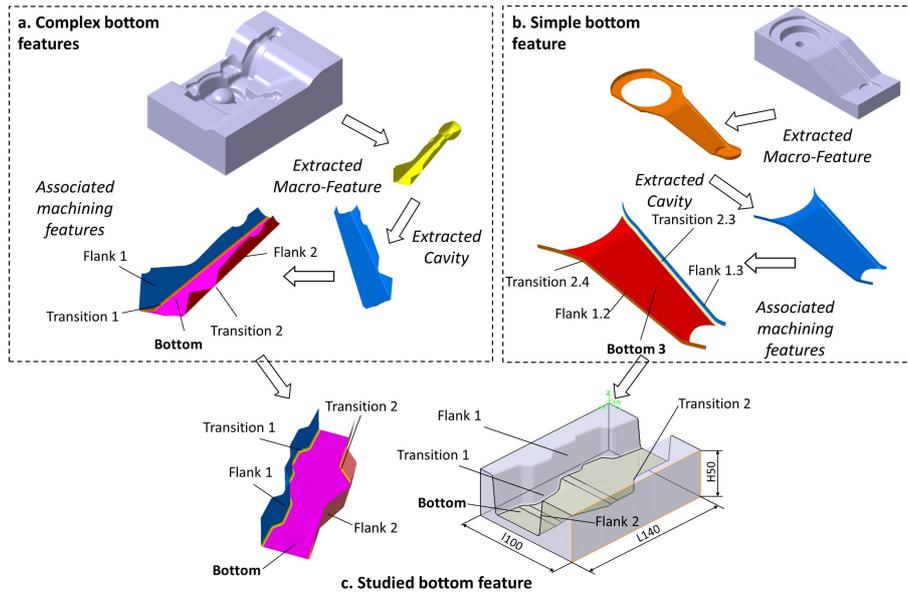


FIGURE 6.2.9 – Configuration de relations topologiques type d'entités élémentaires « fond » d'après (Tapie et al., 2013)

d'avance n'est pas atteinte sur l'ensemble de l'entité (Figure 6.2.10). Le premier type de chutes de vitesse d'avance est induit par des rayons de courbures faibles définis sur le modèle CAO de l'entité. Ces chutes de vitesse ne peuvent être éliminées que si la géométrie de l'entité est modifiée sur le modèle CAO. Le second type de chutes de vitesse d'avance proche des frontières ouvertes de l'entité peuvent être éliminées par l'extension des trajets d'usinage au-delà des frontières ouvertes de l'entité. Le troisième type de chutes de vitesse d'avance est constaté sur les frontières fermées de l'entité dues aux relations d'adjacence convexe avec les flancs. Les frontières de l'entité induites par les relations topologiques avec les flancs sont des courbes non rectilignes et non parallèles à la direction de balayage privilégiée. Ceci induit plusieurs trajets d'usinage très courts ne permettant pas à la machine d'atteindre la vitesse de consigne et introduisent un nombre d'entrée/sortie matière important pouvant être néfaste à l'intégrité de surface de la pièce (rugosité, fissures localisées, variations locales de dureté). L'adaptation de la stratégie d'usinage à la topologie des frontières par courbes de guidage a alors été analysé. La stratégie de guidage entre 2 courbes proposée dans CATIA V5 a été retenue. Elle se base sur la génération de la trajectoire par morphing des 2 courbes de guidage. L'analyse des trajectoires d'usinage générées a mis en évidence la diminution du nombre de trajets courts, moins de 1% du nombre de trajets, pour la stratégie par courbes de guidage alors que pour la stratégie par plans parallèles 40% des trajets étaient courts. Néanmoins, la performance de la stratégie par courbes de guidage n'a pu être démontrée, même si le nombre d'entrée/sortie matière a été diminué, le temps d'usinage est plus élevé de 39% environ que pour la stratégie plans parallèles. D'autre part, des chutes importantes de vitesses d'avance sont apparues dans la zone centrale de l'entité alors qu'elles n'étaient que peu présentes pour la stratégie par plans parallèles. Ces réductions significatives de vitesse d'avance s'expliquent par la combinaison de la topologie des courbes guides (présences de petits rayons de courbures) et des valeurs de rayons de courbure de la surface de l'entité d'usinage.

Ainsi l'exploitation du HSPV a permis de conclure que la stratégie par guidage de courbe permet d'éliminer les nombreuses entrées/sorties matières le long des frontières fermées

de l'entité mais en contrepartie introduit des chutes de vitesses d'avance dans la zone centrale de l'entité, alors que la stratégie par plans parallèles induit des performances inverses. Ces simulations nous ont permis de développer un nouveau niveau de décomposition topologique en plusieurs sous zones d'usinage des entités « fond » afin d'obtenir des séquences d'usinage adaptées aux relations topologiques des entités. Les limites, positions et taille de ces sous zones d'usinage doivent alors combiner les avantages des stratégies par plans parallèles et par courbes de guidage. Ce nouveau niveau de décomposition topologique repose sur le partitionnement de la surface de l'entité d'usinage en plusieurs zones en se basant sur le morphing des courbes frontières fermées de l'entité. Le HSPV a permis de simuler plusieurs alternatives de décomposition en sous zones d'usinage selon une démarche de construction de courbes de guidage intermédiaires (Tapie et al., 2012).

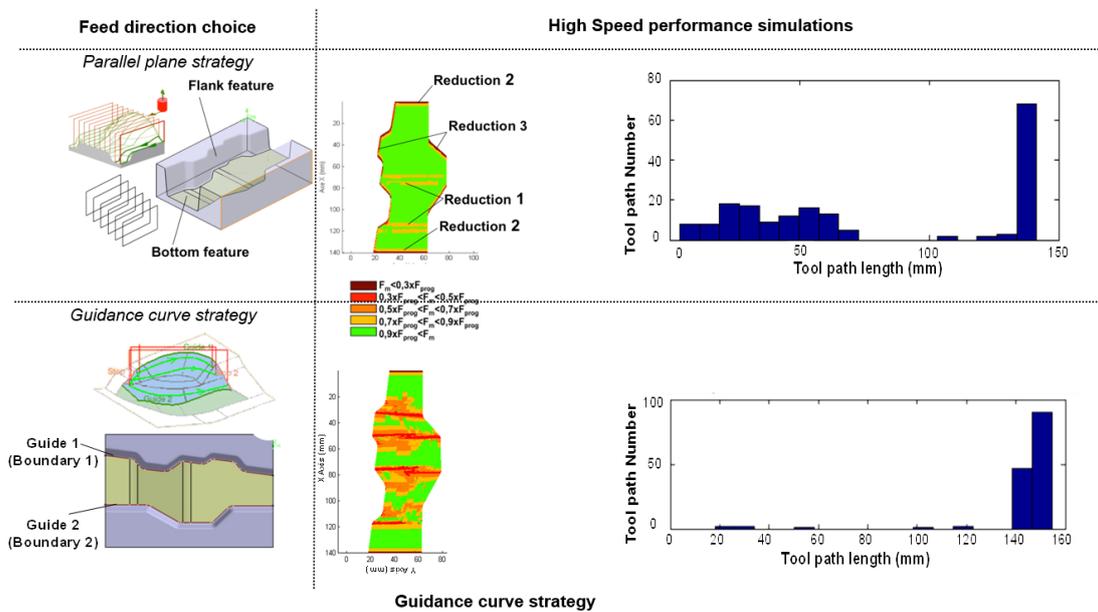


FIGURE 6.2.10 – Comparaison des stratégies plans parallèles et guidage par courbe d'après Tapie et al. (2012)

Les courbes de guidage intermédiaires, délimitant les sous-zones d'usinage, sont générées entre les deux limites de l'entité fond de manière itérative. L'initialisation du processus d'itération repose sur la construction d'une courbe intermédiaire  $C_{Int1}$  (Figure 6.2.11.a.). Les limites de l'entité fond, respectivement  $B_1$  et  $B_2$  sont discrétisées. La méthode de discrétisation est basée sur la génération de plans parallèles, perpendiculaires à la direction de balayage privilégiée de l'entité fond, espacés d'un pas  $P$  (Plans  $PL_m$  sur la figure 6.2.11.a.). Les points,  $Pt_{m1}$  et  $Pt_{m2}$  sont respectivement, construits comme les points d'intersection entre les plans  $PL_m$  et les limites  $B_1$  et  $B_2$ . Ensuite, un ensemble de points intermédiaires  $Pt_{mInt1}$  sont construits selon l'équation 6.2.1 pour une valeur de  $K$  donnée.  $K$  est un facteur représentant l'influence topologique de chaque limites  $B_1$  et  $B_2$  lors de la génération de  $C_{Int1}$ .

$$\overrightarrow{Pt_{m1}Pt_{mInt1}} = K \times \overrightarrow{Pt_{m1}Pt_{m2}}, K \in ]0, 1[ \quad (6.2.1)$$

Enfin,  $C_{Int1}$  est créée comme une courbe B-spline de degré 5 contrôlée par les points  $Pt_{mInt1}$ , selon le modèle B-spline implémenté dans Catia V5. Ensuite, le processus itératif

est basé sur la généralisation du processus d'initialisation pour deux courbes  $C_a$  et  $C_b$ , qui ne s'intersectent pas (Figure 6.2.11.b.). Chaque point de contrôle  $Pt_{m\_Intj}$ , de la courbe intermédiaire  $C_{Intj}$ , est obtenu selon l'équation 6.2.2, où  $Pt_{ma}$  et  $Pt_{mb}$  sont les points d'intersection respectifs des plans  $PL_m$  avec les courbes  $C_a$  et  $C_b$ . De la même manière que pour l'initialisation les points  $Pt_{m\_Intj}$  sont obtenus pour une valeur  $K$  donnée et la courbe intermédiaire  $C_{Intj}$  est créée comme une B-spline de degré 5.

$$\overrightarrow{Pt_{ma}Pt_{m\_Intj}} = K \times \overrightarrow{Pt_{ma}Pt_{mb}}, K \in ]0, 1[ \quad (6.2.2)$$

Ensuite, un réseau de courbe intermédiaires  $C_{Intj}$  ( $j > 1$ ) est généré entre  $C_{Intj-1}$  et  $B_1$  ou  $B_2$ . Le processus itératif s'arrête lorsque la courbe intermédiaire générée  $C_{Intj}$  a un point d'intersection avec  $B_1$  ou  $B_2$  et la courbe  $C_{Intj}$  est effacée. Une zone d'usinage composée est alors définie comme l'association de zones élémentaires d'usinage délimitée par 2 courbes du réseau de courbe intermédiaire. Le choix des courbes intermédiaires doit permettre de couvrir l'ensemble de la surface de l'entité d'usinage.

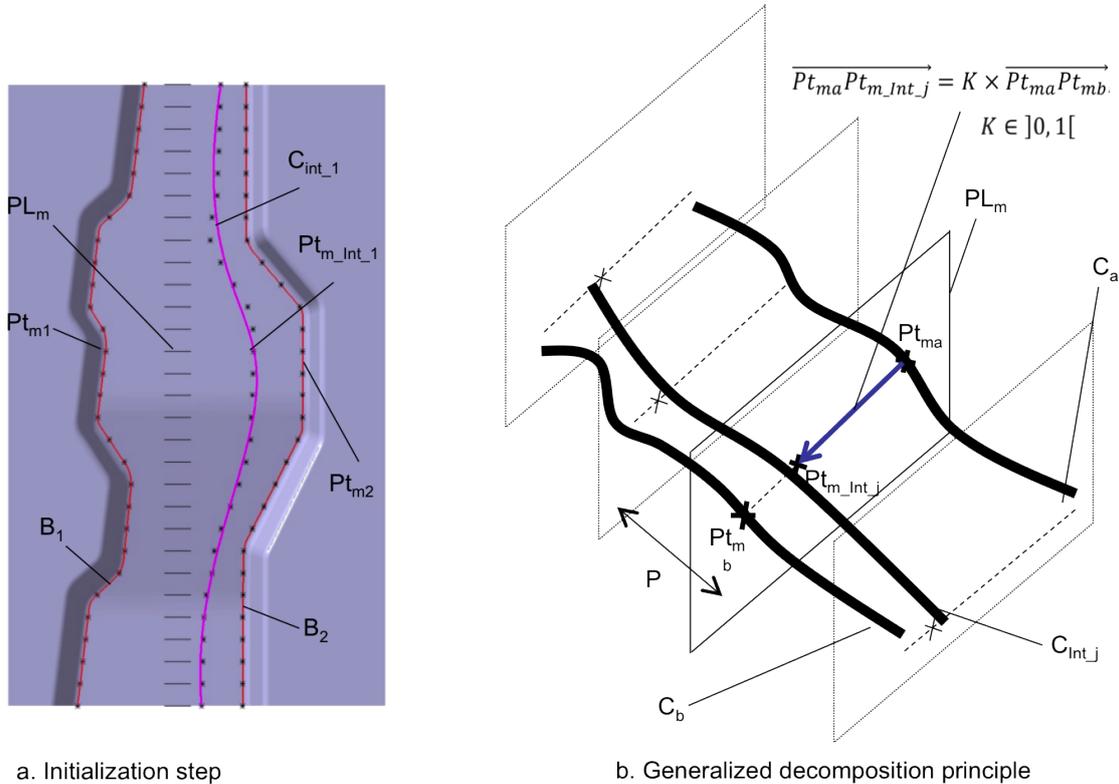


FIGURE 6.2.11 – Principe de construction de courbes intermédiaires de guidage d'après Tapie et al. (2012)

Les différentes configurations de réseau de courbes intermédiaires pour l'entité fond testée, analysées à l'aide du HSPV (Figure 6.2.12), nous a permis de proposer une décomposition en 4 zones élémentaires obtenues à l'aide de 3 courbes intermédiaires. La courbe d'initialisation, appelée courbe médiane ( $C_{med}$ ), est générée entre les 2 frontières de l'entité selon l'équation 6.2.1 avec un facteur  $K = 0,5$  et un pas  $P = 5mm$ . Les deux autres courbes intermédiaires,  $C_{Int1}$  et  $C_{Int2}$ , sont générées selon l'équation 6.2.2 respectivement entre  $C_{med}$  et  $B_1$  et,  $C_{med}$  et  $B_2$ , avec un facteur  $K \in \{0,25; 0,5; 0,75\}$  et un pas  $P = 5mm$ . La figure 6.2.12 illustre les résultats issus du HSPV pour les 3 configurations de décomposition en 4 zones élémentaires. La décomposition avec  $C_{Int1}$  et  $C_{Int2}$  générée avec un

facteur  $K = 0,75$  permet d'obtenir le meilleur temps d'usinage tout en repoussant au maximum les ralentissements de la zone centrale de l'entité vers les frontières de celle-ci.

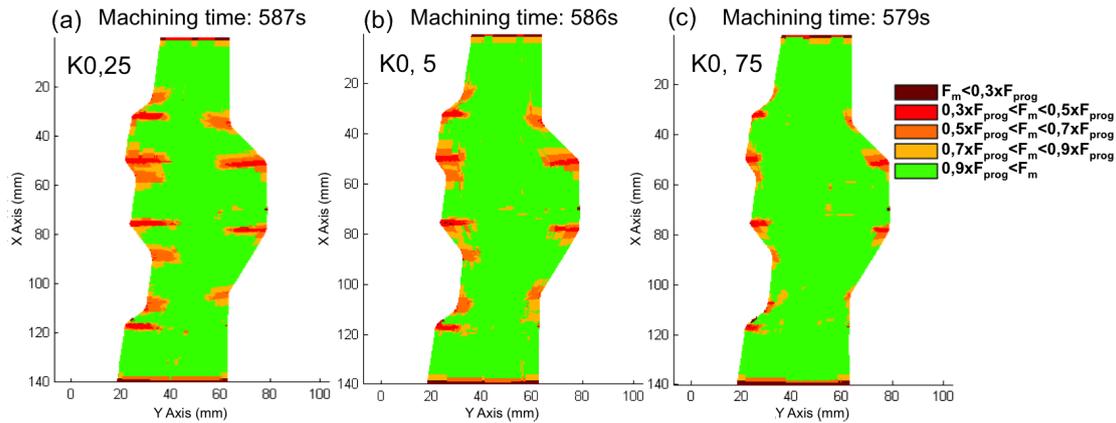


FIGURE 6.2.12 – Exemple d'exploitation du HSPV pour le choix de courbes de guidage

L'exploitation du HSPV nous a permis de mettre en avant un nouveau niveau de décomposition topologique, intervenant cette fois-ci lors de la génération du processus d'usinage et permettant notamment d'affiner de manière itérative l'association entité élémentaire d'usinage - stratégie d'usinage - commande numérique.

### 6.2.2.2 Dental Surface Integrity Analyser

Dans le cadre de la thèse de Nicolas Lebon (Lebon, 2017), le concept de viewer a été étendu à l'analyse de processus d'usinage de prothèses dentaires proposés dans les chaînes de CFAO commercialisées. Ainsi, un prototype informatique intitulé le Dental Surface Integrity Analyser (DSIA), dédié à l'évaluation des chaînes de CFAO dentaire (de l'acquisition optique sans contact à l'usinage), a été développé. Cet outil informatique se décompose en trois modules. Un premier module d'analyse intrinsèque de la qualité du fichier STL, n'a pas nécessité la mise en place de nouveaux concepts, mais seulement l'intégration d'algorithmes déjà existants. Les deux autres modules s'intègrent dans la méthode de génération de processus d'usinage que nous avons formalisée (Figure 6.1.1) et s'appuient sur le concept de viewer et le modèle de processus d'usinage. Ces deux modules, un dédié à l'analyse du contact outil/prothèse et l'autre dédié à l'évaluation de l'intégrité de surface des prothèses après usinage, constituent des outils d'analyse de processus d'usinage et ont notamment permis de préfigurer une démarche de décomposition topologique des prothèses dentaires.

#### Module d'analyse du contact outil-prothèse

Le module d'analyse du contact outil-prothèse repose en partie sur l'instanciation du modèle de processus d'usinage présenté précédemment et la génération de cartographies de difficultés d'usinage lors de la mise en œuvre de processus de CFAO dentaire. Le jeu de cartographies développé dans ce contexte permet notamment d'analyser le contact entre l'outil et la prothèse et de simuler la vitesse effective de coupe pour deux fraises abrasives types commercialisées en CFAO dentaire (Figure 6.2.13).



FIGURE 6.2.13 – Module d'analyse du contact outil-prothèse

Ce jeu de cartographies repose sur l'instanciation du modèle APT de fraises coniques à bout sphérique (Figure 6.2.14) et la modélisation du contact outil-prothèse (Figure 6.2.15). Chaque cartographie est générée à partir du modèle STL de la géométrie de la prothèse, format CAO le plus utilisé en CFAO dentaire. Le principe de génération du premier type de cartographie repose sur le même principe que les cartographies de contact outil/pièce développé pour les outillages de forge. La différence réside dans le choix de l'indicateur d'orientation outil/prothèse ( $\theta_i$ ) correspondant à l'angle entre la normale  $\vec{n}_i$  à la facette en un point de contact  $A_i$  et la direction de l'axe outil et non plus, la valeur projetée de cette normale sur l'axe outil. Le second type de cartographie se base sur l'indicateur de vitesse de coupe effective  $V_{c_i}$  relative à chaque point de contact  $A_i$ , obtenue à partir des équations 1 à 5 présentées figure 6.2.15. Enfin, le 3ème type de cartographie repose sur l'indicateur de zone de contact sur l'outil ( $C_{outil_i}$ ) prenant la valeur 0 pour les facettes en contre dépouille, la valeur 1 pour les facettes en contact sur la partie hémisphérique, la valeur 2 pour les facettes en contact sur la partie conique et la valeur 3 pour les facettes en contact sur la partie cylindrique.

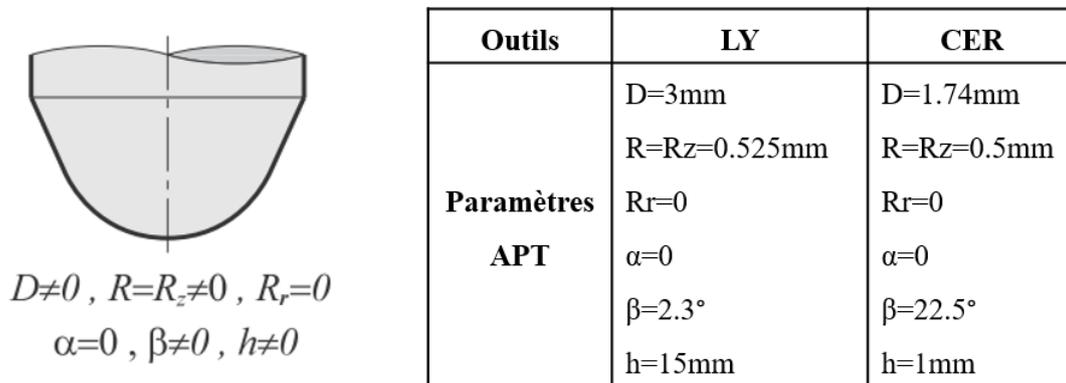


FIGURE 6.2.14 – Instanciation du modèle APT : outils coniques à bout hémisphérique de CFAO dentaire d'après (Lebon, 2017)

Le DSIA a été exploité pour simuler l'usinage 3 axes, configuration d'usinage représentative de la CFAO dentaire directe pratiquée en cabinet, d'intrados et d'extrados de cas type de prothèses dentaires. Pour rappel, 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 retenues sont importées au format STL dans le DSIA 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, l'axe

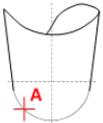
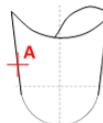
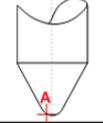
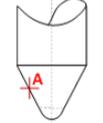
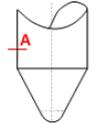
Outil	Configuration de contact		Equation	
LY		<b>Partie hémisphérique</b> $0 < \varphi < \varphi_{lim1}$ $\varphi_{lim1} = (90^\circ - \beta) = 87.7^\circ$	$V_c(\varphi) = \frac{N * \pi * R * \sin(\varphi)}{500}$	eq.1
		<b>Partie conique</b> $\varphi_{lim1} < \varphi < \varphi_{lim2}$ $\varphi_{lim1} = (90^\circ - \beta) = 87.7^\circ$ $\varphi_{lim2} = 175.63^\circ$	$V_c(\varphi) = \frac{N * \pi * R * \cos(\varphi - 90^\circ)}{500 * \cos(\varphi - 90^\circ + \beta)}$	eq.2
CER		<b>Partie hémisphérique</b> $0 < \varphi < \varphi_{lim1}$ $\varphi_{lim1} = (90^\circ - \beta) = 67.5^\circ$	$V_c(\varphi) = \frac{N * \pi * R * \sin(\varphi)}{500}$	eq.3
		<b>Partie conique</b> $\varphi_{lim1} < \varphi < \varphi_{lim2}$ $\varphi_{lim1} = (90^\circ - \beta) = 67.5^\circ$ $\varphi_{lim2} = 132.38^\circ$	$V_c(\varphi) = \frac{N * \pi * R * \cos(\varphi - 90^\circ)}{500 * \cos(\varphi - 90^\circ + \beta)}$	eq.4
		<b>Partie cylindrique</b> $\varphi_{lim2} < \varphi < \varphi_{lim3}$ $\varphi_{lim2} = 132.38^\circ$ $\varphi_{lim3} = 173^\circ$	$V_c = \frac{N * \pi * D}{1000}$	eq.5
$R(mm), \varphi(deg), \beta(deg), N(tr/min), V_c(m/min)$				

FIGURE 6.2.15 – Modélisations du contact outil - prothèse d'après (Lebon, 2017)

de l'outil étant toujours orienté selon l'axe d'insertion de la couronne en CFAO dentaire. Pour chaque facette des géométries prothétiques, l'indicateur ( $\theta_i$ ) est calculé. Une fois toutes les orientations calculées, un regroupement (classes d'orientations) est effectué afin d'identifier les zones de la prothèse usinée en bout et en flanc (Figure 6.2.16). Pour l'ensemble des géométries types évaluées, l'usinage en flanc est le mode d'usinage prédominant sur les extrados coronaires (19,2% de la surface usinée), tandis que l'usinage en bout est quasiment inexistant (0,2% de la surface usinée). La classe d'orientation  $[75 ; 85]^\circ$ , correspondant aux zones dépouillées nécessaires à l'assemblage de la prothèse, représente 18,9% de la surface totale en intrados. L'usinage en bout est quasiment inexistant sur l'intrados (0,5%). Ces premiers résultats laissent à penser que les zones périphériques des prothèses sont usinées dans de bonne condition de vitesse de coupe (zones rouge et orange foncé figure 6.2.16) alors que les zones cuspidiennes et cervicales sont usinées avec des vitesses de coupe faibles voire nulles (zones bleu foncé figure 6.2.16).

Afin de compléter les analyses basées sur l'orientation outil - prothèse, pour les deux outils considérés (CER et LY), les vitesses de coupe effectives ( $V_{ci}$ ) ainsi que la configuration de contact ( $C_{outil_i}$ ) ont été définies pour chaque facette des géométries prothétiques type. Les cartographies de configuration de contact permettent d'affirmer que toutes les facettes accessibles (non en contre dépouille par rapport à l'axe outil) de l'extrados ou l'intrados sont usinées avec la partie hémisphérique de l'outil (Figure 6.2.17).

Les cartographies de vitesses de coupe effectives permettent de confirmer que les vitesses

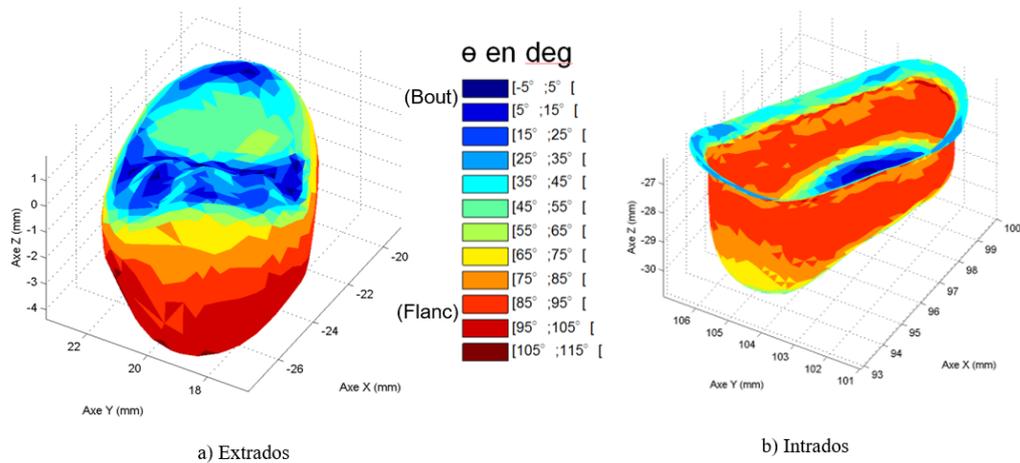


FIGURE 6.2.16 – Cartographies des orientations outil - prothèse pour un une prémolaire d'après (Lebon, 2017)

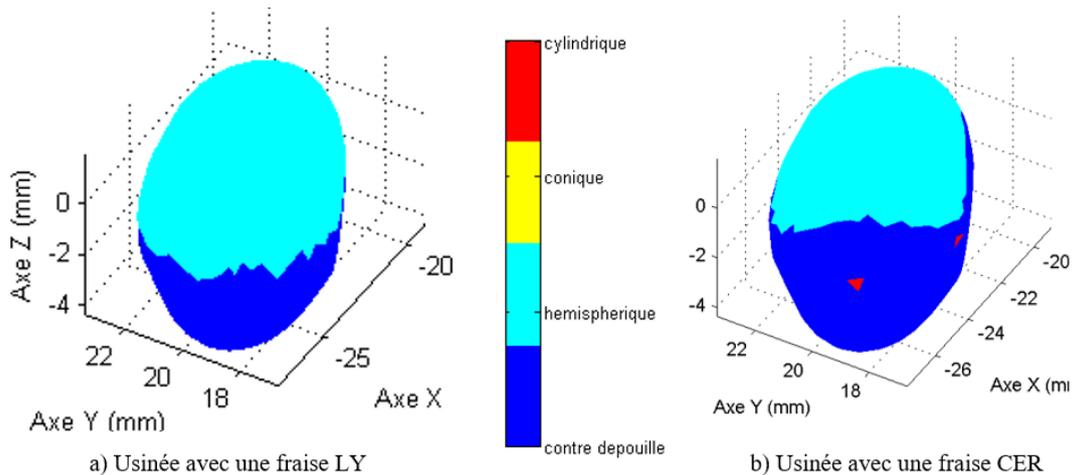


FIGURE 6.2.17 – Cartographies de la configuration de contact outil/prothèse sur l'extrados coronaire de prémolaire d'après (Lebon, 2017)

les plus faibles sont atteintes en face occlusale, notamment les pointes cuspidiennes, où la prothèse est usinée avec le bout de l'outil (zones en bleu foncé sur la figure 6.2.18). Quant aux vitesses de coupe effectives les plus élevées elles sont localisées sur les faces périphériques où les surfaces sont abrasées avec le flanc de l'outil (zones en vert-bleu sur la figure 6.2.18.a. et b., zones vertes et jaunes sur la figure 6.2.18.c. et d.). Il existe donc une forte corrélation entre la cartographie des orientations axe outil/prothèse et celle des vitesses de coupe effectives. Les simulations réalisées permettent de constater que les vitesses de coupe effectives évoluent de 0 à 200 m/min environ selon l'outil ou la machine testée. Ceci pourrait s'expliquer par la différence des géométries de bout d'outil étudiés. La corrélation avec les cartographies de zone de contact indiquent que les outils sont en contact sur leur partie hémisphérique dont les dimensions sont différentes (Lebon et al., 2016c). D'autre part, les différentes combinaisons vitesse de broche/géométrie outil engendrent des vitesses effectives de coupe très différentes (jusqu'à 33% d'écart dans les

configurations CFAO évaluées) et auront sans doute une influence sur l'intégrité de surface. Ainsi, deux prothèses identiques, usinées sur deux MOCN, issues de systèmes de CFAO différents, risquent d'avoir une intégrité de surface différentes aux regards des conditions d'usinage.

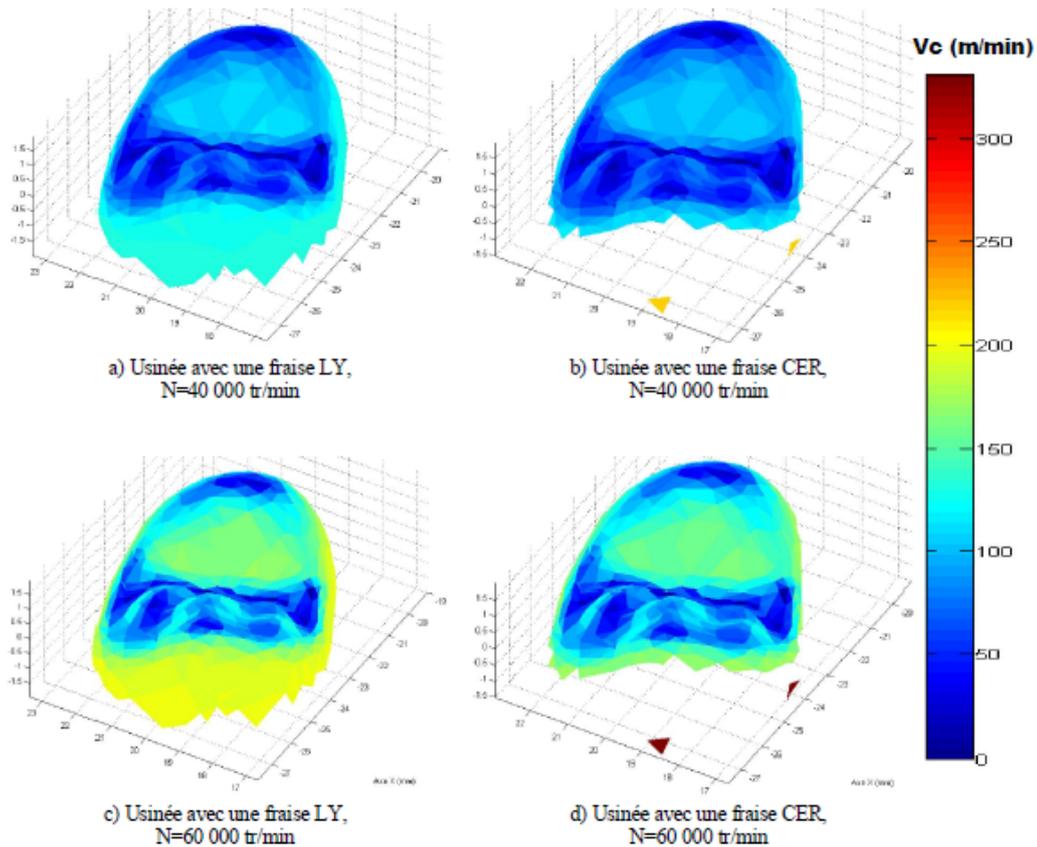
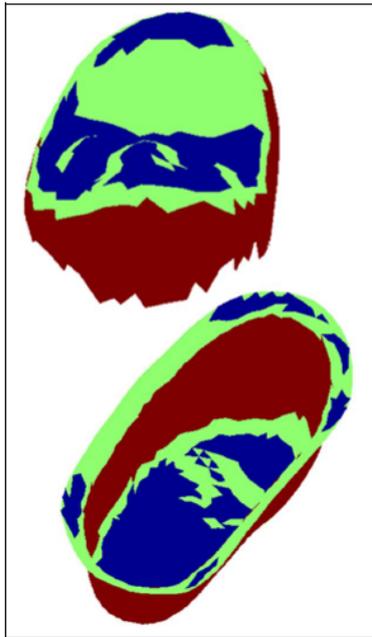


FIGURE 6.2.18 – Cartographies des vitesses de coupe effectives sur un extrados coronaire de prémolaire d'après (Lebon, 2017)

Les cartographies réalisées sur l'ensemble des géométries de prothèse étudiées, associées aux cahier des charges des prothèses selon la région anatomique considérée, permettent de préfigurer un découpage topologique des deux parties de la couronne selon la difficulté d'usinage à maintenir la vitesse de coupe. Aussi bien sur l'intrados que sur l'extrados, trois régions types apparaissent lors de l'usinage (Figure 6.2.19). La première région, correspondant à une orientation du contact outil - prothèse  $\theta$  variant entre  $-5^\circ$  et  $35^\circ$ , préfigure deux entités d'usinage type, l'entité « pointe cuspidienne » sur l'extrados et l'entité « fond » sur l'intrados. La seconde, correspondant à une orientation du contact outil - prothèse  $\theta$  variant entre  $35^\circ$  et  $65^\circ$ , préfigure trois entités d'usinage type, l'entité « pan cuspidien » sur l'extrados, l'entité « congé » en fond d'intrados, et l'entité « liaison cervicale » correspondant à la zone de la limite cervicale entre l'intrados et l'extrados. Enfin, la troisième région, correspondant à une orientation du contact outil - prothèse  $\theta$  variant entre  $65^\circ$  et  $95^\circ$ , préfigure deux entités d'usinage type, l'entité « flanc d'intrados » et l'entité « flanc d'extrados » correspondant respectivement aux surfaces périphériques de l'intrados et de l'extrados. Chaque entité d'usinage doit répondre à différentes fonctionnalités issues du

cahier des charges de la prothèse, correspondant à un certains nombres d'attentes cliniques des praticiens et patients . Par exemple, en extrados, les entités « pointe cuspidienne » et « pan cuspidien » doivent respecter des fonctions d'esthétique et d'usure limitée de la couronne et de la dent antagoniste. L'entité « flanc d'extrados » doit satisfaire l'exigence de non rétention de la plaque dentaire et d'esthétique alors que l'entité « flanc intrados » doit permettre la rétention mécanique de la prothèse lors de son collage sur la dent à restaurer. Cette même contrainte de rétention mécanique est associée aux exigences d'étanchéité bactérienne pour l'entité « liaison cervicale » et aux contraintes de fatigue mécanique pour l'entité « congé » en fond d'intrados.



$\theta$	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

FIGURE 6.2.19 – Préfiguration d'une décomposition topologique sur une prothèse de pré-molaire d'après (Lebon, 2017)

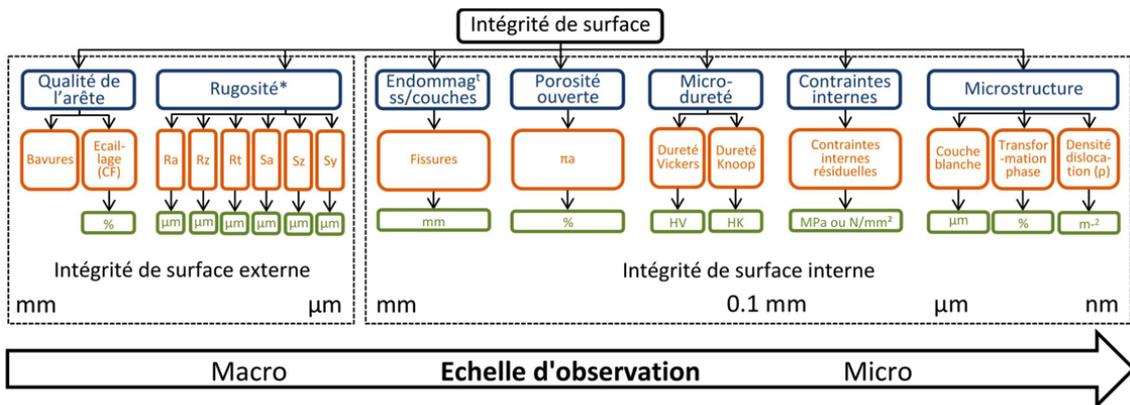
### Module d'évaluation de l'intégrité de surface

Le module d'évaluation de l'intégrité de surface se base sur la formalisation d'indicateurs de performance de l'intégrité de surface. Deux types d'indicateurs de performance ont été implémentés dans le module d'évaluation de l'intégrité de surface. Les premiers indicateurs de performance sont des indicateurs locaux : valeur numérique associée à un paramètre, ce dernier représentant une composante de l'intégrité de surface comme représenté sur la figure 6.2.20.

Le second type d'indicateur de performances repose sur le fait que l'intégrité de surface est multi-composante, multi-paramètre et multi-indicateur donc par nature multi-physique (Figure 6.2.20). La formalisation de ces indicateurs permet d'évaluer globalement l'aspect multi-physique de l'intégrité de surface sans découplage ni évaluation indépendante des composantes. D'autre part, ces indicateurs permettent de prédire l'intégrité de surface par capitalisation d'expérimentations. La formalisation de ces indicateurs de performances globaux repose sur le choix d'un jeu de paramètre associé à leur indicateur chiffré représentant au mieux les fonctionnalités exprimées dans le cahier des charges. Le calcul des

indicateurs de performances se base sur les écarts relatifs ( $\Delta\text{indicateur}_{n,j}$ ) entre un indicateur d'intégrité de surface effectif obtenu après usinage ( $\text{indicateur}_{n,j}\text{effectif}$ ) et un indicateur d'intégrité de surface visé basé sur le cahier des charges ( $\text{indicateur}_{n,j}\text{visé}$ ) selon l'équation 6.2.3 où  $n$  est l'indice relatif à la composante d'intégrité de surface considérée et  $j$  l'indice relatif aux paramètres et indicateurs considérés.

$$\Delta\text{indicateur}_{n,j} = \frac{|\text{indicateur}_{n,j}\text{visé} - \text{indicateur}_{n,j}\text{effectif}|}{\text{indicateur}_{n,j}\text{visé}} \quad (6.2.3)$$



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



FIGURE 6.2.20 – Structure de l'intégrité de surface appliquée au dentaire d'après (Lebon, 2017)

Basé sur le calcul de l'écart relatif  $\Delta\text{indicateur}_{n,j}$ , le premier indicateur de performance globale MSI (Mean Surface Intergity) correspond à la moyenne pondérée (estimateur de position) des  $\Delta\text{indicateur}_{n,j}$  (équation 6.2.4 où  $\alpha_{n,j}$  est le coefficient pondérateur pour un indicateur  $n,j$  avec  $\sum \alpha_{n,j} = 1$  et  $r$  le nombre d'indicateurs retenus). Le second indicateur de performance globale SISD (Surface Integrity Standard Deviation) correspond à l'écart-type pondéré (estimateur de dispersion) des  $\Delta\text{indicateur}_{n,j}$  (équation 6.2.5 où  $\alpha_{n,j}$  est le coefficient pondérateur pour un indicateur  $n,j$  avec  $\sum \alpha_{n,j} = 1$  et  $r$  le nombre d'indicateurs retenus). Étant basé sur un écart relatif, une intégrité de surface correspondant exactement au cahier des charges est par conséquent caractérisée par les deux indicateurs globaux, MSI et SISD, nuls. Plus ces indicateurs de performance sont proches de zéro, plus l'intégrité de surface est proche de celle attendue dans le cahier des charges.

$$MSI = \sum_{k=1}^{k=r} \alpha_{n,j,k} (\Delta\text{indicateur}_{n,j,k}) \quad (6.2.4)$$

$$SISD = \sqrt{\sum_{k=1}^{k=r} \alpha_{n,j,k} (\Delta\text{indicateur}_{n,j,k} - MSI)^2} \quad (6.2.5)$$

Dans le cadre des travaux de thèse de Nicolas Lebon (Lebon, 2017), seule la composante de rugosité a été considérée. Les résultats issus de ce module informatique sont présentés sous forme de cartographies du modèle CAO de la prothèse enrichie de la prédiction des

indicateurs de rugosité et des indicateurs de performances (format PLY) et de tableaux de données, permettant une exploitation et une visualisation plus aisée. La mise en forme vers les fichiers PLY offre l'avantage d'une sortie graphique tridimensionnelle exploitable dans de nombreux modeleurs CAO. Les données d'entrées nécessaires au module sont la géométrie prothétique (fichier STL), les résultats de l'analyse du contact outil/prothèse (angle  $\theta_i$  de chaque facette), la capitalisation de données expérimentales d'usinage (6 indicateurs de rugosité selon 192 configurations couple outil/matière - orientation outil/prothèse ont été introduits dans le cadre de nos travaux) et la spécification des fonctionnalités cliniques attendues (indicateurs de rugosité et leurs pondérations associées selon les zones anatomiques de la prothèse). Ainsi, le module d'évaluation proposé permet la prédiction des indicateurs locaux de rugosité ( $Ra_i, Rt_i, Rz_i, Sa_i, Sq_i, Sz_i$  associés à chaque facette  $i$  du fichier STL) et le calcul des indicateurs de performance globaux de l'intégrité de surface ( $MSI_i, SISD_i$  associés à chaque facette  $i$  du fichier STL) pour ce jeu de 6 critères de rugosité (Figure 6.2.21).



FIGURE 6.2.21 – Module de prédiction de l'intégrité de surface d'après (Lebon, 2017)

La figure 6.2.22 illustre un jeu de cartographies d'indicateurs locaux de rugosité estimée sur un intrados et un extrados de prothèse dentaire. Dans le cadre des travaux de thèse de Nicolas Lebon (Lebon, 2017), l'exploitation de ces cartographies a notamment permis de conclure que les indicateurs de rugosité 2D et 3D les plus faibles étaient présents sur la face oclusale (zone supérieure de la prothèse) alors que les faces périphériques affichaient des indicateurs de rugosité 2D et 3D les plus élevés. D'autre part, les indicateurs estimés au niveau de l'extrados et de l'intrados ont le 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. Ces premiers résultats ont permis de confirmer que les stratégies d'usinage et les paramètres d'usinage associés à différents couple/outil matière dentaires devaient être modifiés afin de mieux respecter les attentes cliniques. D'autre part, le couplage de ces cartographies avec les cartographies de vitesse effective de coupe, montre que les zones respectant mieux les spécifications de rugosité étaient obtenues pour des vitesses effectives faibles voir quasi-nulles. Ces constats sont à l'opposé de résultats obtenus pour des couples outil-matière pour des matériaux métalliques usinés en bout et par coupe. Ainsi, lors de l'usinage par abrasion des biomatériaux évalués au cours de nos travaux, il a été démontré qu'il était préférable de les usiner en bout pour favoriser l'obtention de rugosité plus proche de celles attendues cliniquement.

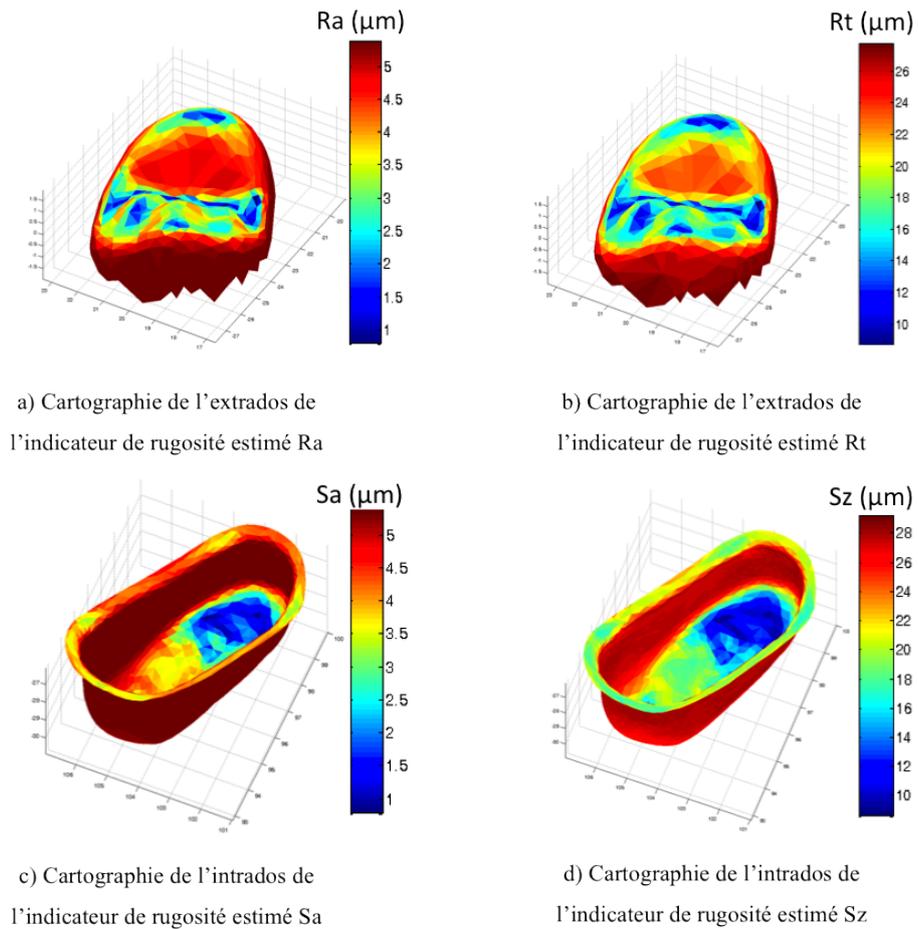


FIGURE 6.2.22 – Exemples de cartographies des indicateurs de rugosité d'après (Lebon, 2017)

La figure 6.2.23 illustre un jeu de cartographies d'indicateurs globaux de rugosité estimée sur un extrados de prothèse dentaire. Ces cartographies ont été générées à l'aide de la formalisation du cahier des charges d'une prothèse dentaire en terme d'indicateurs de rugosité attendus cliniquement. L'interprétation de ces cartographies ont permis de montrer que les indicateurs de performance globaux en intrados étaient nettement inférieurs à ceux de l'intrados. La différence principale du cahier des charges entre l'intrados et l'extrados est afférente aux indicateurs de rugosité arithmétiques de l'ordre de 40-50 $\mu\text{m}$  pour l'intrados contre moins de 1  $\mu\text{m}$  pour l'extrados. Ces résultats démontrent la nécessité d'envisager une décomposition topologique de l'intrados et de l'extrados avec l'association d'outil, stratégie et paramètres d'usinage différents contrairement à ce qui est actuellement pratiqué en CFAO dentaire (outil unique et stratégie d'usinage unique pour l'ensemble des zones de l'intrados et l'extrados).

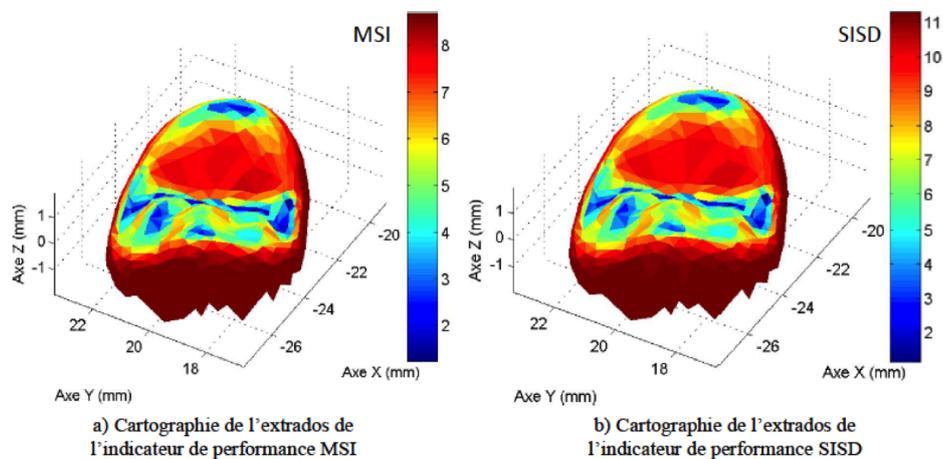


FIGURE 6.2.23 – Exemples de cartographies des indicateurs de performance d'après (Lebon, 2017)

## 6.3 Conclusion

Dans le contexte de l'usinage de formes complexes, que ce soit pour le domaine applicatif des outillages de forge ou des prothèses dentaires, les méthodologies CFAO doivent permettre de résoudre la problématique d'industrialisation des formes à usiner. Ainsi, les entités d'usinage, résultant de l'association d'une entité géométrique de conception avec des données issues du processus d'usinage, doivent permettre un passage simplifié du modèle CAO au modèle FAO en vue de la génération d'un processus d'usinage. Les entités d'usinage sont alors au cœur d'outils d'aide à la planification et à la génération de processus d'usinage. Nos travaux ont contribué à formaliser une méthodologie CFAO pour l'usinage de formes complexes se basant sur un ensemble de modèles et concepts en vue du développement d'outil d'aide informatique de génération de processus d'usinage (outils de Computer-Aided Process Planning), allant jusqu'à l'implémentation de prototypes informatiques. Le premier concept développé est celui de la décomposition topologique se basant sur l'identification des surfaces de la pièce susceptibles d'être associées à une même séquence d'usinage. Ce concept appliqué à l'UGV d'outillage de forge a notamment permis d'extraire un ensemble d'entités d'usinage type selon les difficultés d'usinage inhérentes à l'association d'un processus d'UGV. La démarche de décomposition topologique proposée a donné lieu à la formalisation de modèles de relations topologiques entre entités d'usinage et la formalisation d'un modèle de processus d'usinage. L'exploitation de ces différents modèles permet d'accompagner la démarche d'association des paramètres du processus d'usinage aux entités géométriques de conception. Le concept de viewer exploité à travers les différentes cartographies à la fois pour la démarche de décomposition topologique et de génération de processus dans le « High Speed Performance Viewer » et le « Dental Surface Integrity Analyser » démontre son adaptabilité à différents critères d'analyse de la performance d'un processus d'usinage. La facilité de visualisation des difficultés d'usinage ou du comportement cinématique du couple MO-CN ou encore la simulation d'intégrité de surface lié à ce concept est un apport important pour l'analyse du technicien FAO. Son extension au domaine de la prothèse dentaire nous a permis de préfigurer une démarche de décomposition topologique en vue de la génération de processus d'usinage.

## Chapitre 7

# Évaluation de l'intégration et l'instanciation des chaînes de CFAO dentaire

Comme présenté dans le chapitre 5, grâce à la démocratisation de la CFAO, un praticien est aujourd'hui capable de produire des pièces prothétiques directement au cabinet de ville, diminuant ainsi la durée de prise en charge d'un patient. L'offre commerciale des équipements constituant les chaînes de CFAO dentaire est aujourd'hui en pleine expansion. Face à cette offre croissante, les praticiens et cliniciens se trouvent démunis pour choisir une suite d'équipement et logiciel de CFAO dentaire de manière objective et pertinente. A l'heure actuelle, il n'existe pas ou peu d'études robustes permettant de conclure sur la supériorité d'un système par rapport à un autre, en termes, de pérennité et de durée de vie des prothèses obtenues par CFAO. La durée de vie d'une restauration dentaire est dépendante de nombreux facteurs. Un des facteurs déterminant pour la longévité d'une restauration prothétique est l'adaptation de cette dernière sur la dent à restaurer et dans la cavité buccale. Ainsi, dans le cadre de nos travaux, l'évaluation de l'intégration et l'instanciation des chaînes de CFAO dentaire s'appuie sur des critères de qualité dimensionnelle et d'intégrité de surface des prothèses et des assemblages prothétiques réalisés ainsi que, l'évaluation des équipements mis en œuvre en CFAO. Premièrement, les travaux ont consisté à évaluer les protocoles proposés par la communauté odontologique. Puis, des améliorations et des compléments aux protocoles existants ainsi que le développement de nouveaux protocoles basés sur des critères non encore envisagés par la communauté odontologique ont été proposés. Ces travaux préfigurent la mise en place de protocoles d'évaluation robustes et standardisables qui permettront aux intégrateurs de chaîne de CFAO dentaire et aux praticiens de mieux appréhender la qualité d'intégration et d'instanciation des chaînes CFAO dentaire.

### 7.1 Protocoles de métrologie dimensionnelle des prothèses et assemblages prothétiques

La qualité d'adaptation des prothèses est caractérisée par l'espace entre la dent et la prothèse, appelé hiatus dento-prothétique. Un espace trop important est très souvent à

l'origine d'échecs prothétiques à plus ou moins long terme (Reich et al., 2011; Rossetti et al., 2008). Ainsi, la plupart des cliniciens admettent qu'un hiatus de dimension inférieure à 120  $\mu\text{m}$  serait cliniquement acceptable et de dimension 100  $\mu\text{m}$  serait cliniquement idéal (Contrefois et al., 2013). Il apparaît donc pertinent d'évaluer et comparer les équipements de CFAO dentaire à travers des critères liés à la caractérisation dimensionnelle du hiatus dento-prothétique. La majorité des protocoles d'évaluation des chaînes de CFAO dentaire rapportés dans la littérature odontologique sont basés sur la métrologie dimensionnelle du jeu ou du joint de colle entre le modèle physique d'une dent préparée et la restauration prothétique conçue et fabriquée à partir de cette préparation (Figure 7.1.1). Dans un premier temps, un modèle de dent préparée est numérisé. Ensuite, un processus de CAO est réalisé afin de concevoir l'assemblage prothétique en accord avec les recommandations cliniques du jeu d'adaptation idéal. La prothèse conçue est ensuite fabriquée à l'aide d'un processus FAO. Dans un second temps, la prothèse réalisée est assemblée sur le modèle physique de la dent préparée pour évaluer le hiatus d'adaptation. Ensuite, un protocole de métrologie est alors mis en œuvre. L'objectif de ce protocole est d'évaluer dimensionnellement l'espace entre le modèle de la dent préparée et la prothèse.

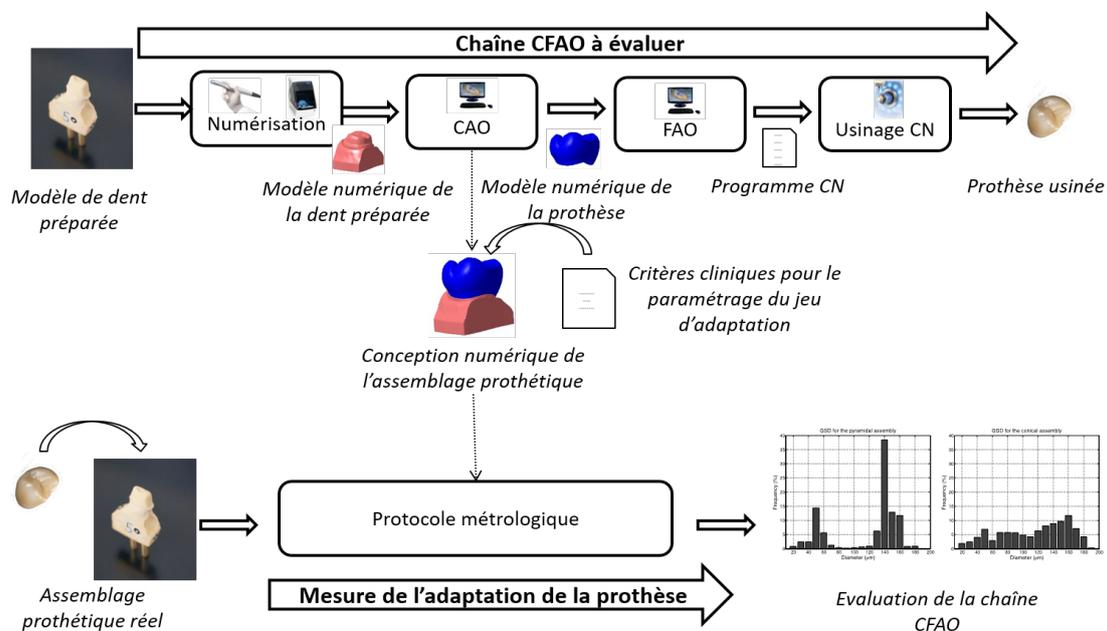


FIGURE 7.1.1 – Principe de l'évaluation des chaînes de CFAO dentaire

Une analyse des protocoles métrologiques proposés dans la littérature, réalisée dans le cadre de la thèse de Philippe Boitelle (Boitelle et al., 2013, 2014), a permis de mettre en avant plusieurs problématiques et limitations inhérentes à la métrologie du hiatus d'adaptation des prothèses. Le premier constat est le nombre important de protocoles proposés par la communauté odontologique. Dans les protocoles de mesure destructifs, la plupart des mesures sont réalisées sur des sections en 2D de l'assemblage prothétique. Le sectionnement est réalisé physiquement soit sur l'assemblage collé soit sur une réplique silicone du jeu. L'évaluation est alors réalisée en 2D par la mesure de l'épaisseur de colle ou de silicone sur des analyses d'images obtenues par photographie ou stéréomicroscopie (Kim et al., 2015; Colpani et al., 2013). Des protocoles non destructifs sont aussi mis en œuvre et se limitent dans ce cas à analyser des images de vue externe en 2D d'assemblage collé ou non-collé. Dans ce cas l'étude de l'adaptation se limite à la zone marginale et ne permet pas

l'évaluation complète de l'espace d'adaptation de la prothèse (Kale et al., 2016). Ainsi, la méthode des répliques silicones, permettant une réplique complète du volume de l'espace d'adaptation, est préférentiellement retenue par les chercheurs du domaine odontologique. Néanmoins, des protocoles de mesures non destructifs, permettant une caractérisation en 3D de l'épaisseur d'adaptation sur beaucoup plus de mesures que les protocoles en 2D, commencent à émerger. Deux types de protocoles, basés sur de l'acquisition numérique sans contact, sont développés :

- les protocoles de mesures directes, associés à l'imagerie par microtomographie par rayons X assistées par ordinateur (x-ray microcomputerized tomography : micro-CT Rx). Ces protocoles permettent d'imager en 3D via une pile d'images le volume de vide ou de colle entre la prothèse et la dent préparée (Neves et al., 2014; Prasad and Abdullah Al-Kheraif, 2013),
- les protocoles de mesures indirectes, associés à la numérisation par scanner optique, comme le protocole triple-scan (Holst et al., 2011). Ce type de protocoles repose sur la numérisation de la prothèse, de la dent préparée et de leur assemblage. La mesure en 3D de l'adaptation est alors réalisée sur l'assemblage virtuel de la prothèse sur la dent préparée. Cet assemblage virtuel est effectué par les repositionnements de la prothèse numérisée et de la préparation numérisée sur l'assemblage numérisé. Ce repositionnement permet ainsi d'accéder virtuellement aux surfaces de la dent préparée et de la prothèse que le scanner n'a pu numériser sur l'assemblage physique (Schaefer et al., 2012).

La multiplicité des protocoles proposés souligne la difficulté de mettre en œuvre une chaîne métrologique adaptée à la mesure à réaliser. La disparité des résultats de mesures issus de ces protocoles ainsi que les différences dans leurs mises en œuvre poussent à remettre en cause l'exactitude des mesures réalisées ainsi que la reproductibilité des protocoles. Par conséquent, l'exploitation des résultats de différentes études reste difficile pour permettre de conclure sur la capacité d'un système de CFAO à répondre aux besoins cliniques et d'établir une classification de ces systèmes (Laurent et al., 2008; Boitelle et al., 2014; Tapie et al., 2014). Nous pouvons notamment mettre en avant le nombre de mesures effectuées, variant de 4 à 3500, selon la chaîne métrologique mise en œuvre et le protocole de mesure associé ou encore la difficulté à clairement identifier les éléments de référence géométrique nécessaires à la quantification des critères de mesure. Pourtant, les critères d'adaptation unanimement retenus par la communauté odontologique sont ceux proposées par Holmes et al. (1989)(Figure 7.1.2). Ces critères sont définis dans des plans de section de l'assemblage prothétique, illustrés figure 7.1.2.a., contenant l'axe d'insertion de la prothèse (prosthesis path of draw). Selon « the glossary of prosthodontic terms » (Prosthodontic-Terms, 2005), l'axe d'insertion d'une prothèse est synonyme de « trajectoire de placement ou d'insertion ou de retrait et peut être défini comme la direction spécifique selon laquelle une prothèse est placée sur la dent préparée ». Dans la pratique clinique, l'axe d'insertion est matérialisé par un axe fictif dans l'esprit du dentiste lors du fraisage manuel de la préparation dentaire en bouche. Cet axe permet de définir l'angle de dépouille sur la préparation dentaire nécessaire à l'assemblage d'une prothèse. Ensuite, lors de la tâche de conception de la prothèse cet axe est reconnu, de manière plus ou moins automatisée, selon le logiciel CAO comme la direction minimisant les surfaces en contre dépouille sur une zone présélectionnée de la dent préparée numérisée. D'une part, la définition et la matérialisation de l'axe d'insertion ne permet donc pas de clairement l'identifier lors de la mise en œuvre de protocole métrologique. D'autre part, comme illustré figure 7.1.2 les

critères VMD, HMD et SD sont définis à partir de l'axe d'insertion alors que les autres critères sont définis à partir (Holmes et al., 1989) :

- de courbes en bord de prothèse (margin en blanc)
- de courbes en limite de préparation (margin en rose)
- de surfaces spécifiques de la prothèse (external and internal surface en blanc)
- de surfaces en limite de préparation (axial wall)

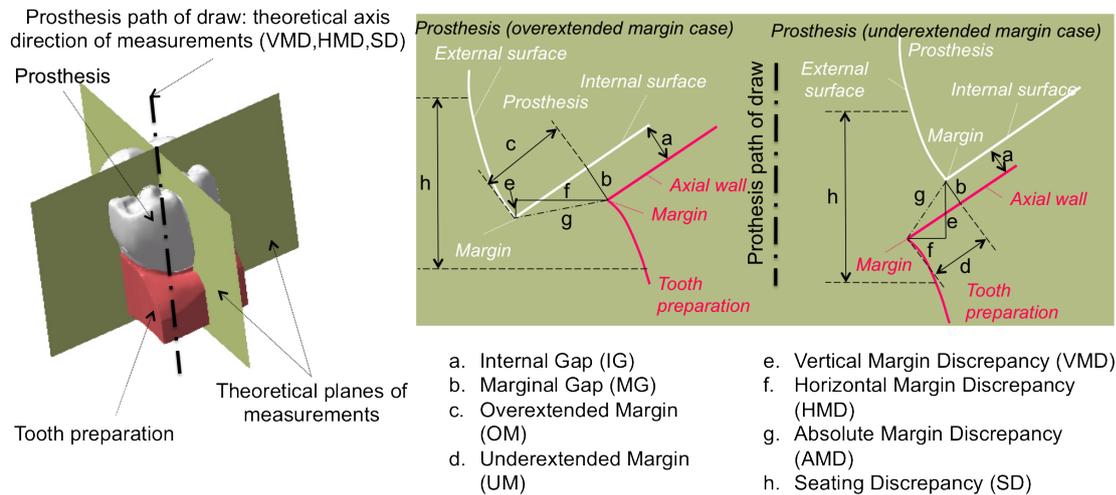


FIGURE 7.1.2 – Critères d'évaluation de l'adaptation prothétique d'après Holmes et al. (1989)

Ainsi, tout comme l'identification de l'axe d'insertion, la reconnaissance de courbes et de surfaces anatomiques, nécessaires à la quantification des critères de mesure du hiatus d'adaptation, reste difficile et est souvent réalisée manuellement. Aussi, la qualité des images est très variable selon l'équipement d'acquisition exploité (résolution de l'équipement, artefact de mesures notamment lors de la mise en œuvre de Rx). Nous avons même pu remarquer que plusieurs protocoles de mesure n'intégraient pas uniquement les dispersions de mise en œuvre de la chaîne de CFAO à évaluer. Des étapes de post-traitement de frittage de la prothèse sont parfois réalisés avant mesure ou parfois 2 chaînes de CFAO consécutives sont évaluées. Dans ce dernier cas, le modèle de la dent préparée est numérisé et usiné par une première chaîne de CFAO avant même la mise en œuvre de la chaîne CFAO à évaluer. Dans certains protocoles plusieurs copies du même modèle de dent préparée sont réalisées et associées chacune à une prothèse réalisée par CFAO. Le protocole métrologique est alors réalisé sur des références multiples introduisant ainsi des dispersions géométriques liés à la duplication du modèle de dent préparée. Malheureusement, aucun protocole proposé dans la littérature n'a évalué et prouvé que les dispersions introduites par le mode d'obtention du modèle de dent préparée, utilisé comme référence de mesure, ou que le frittage final de la prothèse étaient négligeables par rapport aux dispersions introduites par la chaîne de CFAO à évaluer. De plus, la non interposition d'un matériau tiers dans l'espace d'adaptation, entre le modèle de la dent préparée et la prothèse, introduit une dispersion de positionnement de la prothèse sur la dent préparée. Ainsi, la non unicité de position relative entre la prothèse et le modèle est aussi une difficulté inhérente à ce type de protocole notamment dans un objectif de standardisation.

Un autre problème soulevé lors de l'évaluation des systèmes de CFAO est la disparité des paramétrages du jeu d'adaptation offerts par les logiciels. De plus, les paramétrages

proposés ne correspondent pas nécessairement aux critères dimensionnels retenus lors de l'évaluation. Malgré des similarités sémantiques entre les critères cliniques et les paramètres proposés dans les logiciels de CFAO, aucune équivalence ne peut être établie. Par conséquent, la majorité des protocoles aboutit à une classification relative de différents systèmes CFAO. Mais, peu de protocoles proposent de confronter les résultats de mesures au hiatus cliniquement idéal ou celui instancié lors de la CAO de l'assemblage. Néanmoins, l'importance de l'adéquation entre les paramétrages réalisés dans la CAO et les résultats de caractérisation de l'adaptation prothétique est soulignée par certains chercheurs (Alghazzawi et al., 2012; Kunii et al., 2007).

Cette première analyse de la littérature souligne les difficultés pour les chercheurs hospitalo-universitaires :

- à appréhender la problématique d'exactitude et de reproductibilité de chaîne métrologique (choix et validation de la procédure de mesure et du système de mesure, évaluation des incertitudes de mesures),
- à appréhender la standardisation d'un protocole métrologique (définition d'une référence métrologique, formalisation de critères d'évaluation)

Dans ce contexte nous avons étudié deux protocoles métrologiques en vue d'évaluer les chaînes de CFAO dentaire à travers la métrologie dimensionnelle de l'adaptation prothétique. Ainsi, un protocole de mesure indirecte, appelé triple scan a été évalué et amélioré dans le cadre de la thèse de Philippe Boitelle (Boitelle, 2015) et un protocole de mesure directe basé sur la micro-tomographie Rx a commencé à être évalué dans le cadre du master de Norman Chiche (Chiche, 2014) et est en cours d'amélioration dans le cadre de la thèse de William Pacquet.

### 7.1.1 Choix des critères et indicateurs dimensionnels

La première problématique abordée dans le cadre de nos travaux a consisté à choisir et définir les critères de mesures standardisables définissant l'adaptation dento-prothétique. Comme nous l'avons montré précédemment les difficultés principales à appliquer les critères de mesures, illustrés figure 7.1.2, résident dans l'identification de courbes et de surfaces anatomiques souvent associées à des fonctionnalités cliniques différentes. Le hiatus dento-prothétique, caractérisé dimensionnellement lors de la mise en œuvre de la méthode triple-scan, correspond au volume de vide entre l'intrados de la prothèse et la surface de la préparation dentaire. La définition de ce hiatus diffère selon les études (Boitelle et al., 2014). Néanmoins, nous avons constaté que ce hiatus est souvent prédécoupé en deux entités distinctes et trois zones fonctionnelles distinctes :

- le hiatus marginal correspond à la surface exposée au milieu buccal entre la limite marginale de la préparation et le bord marginal de la prothèse. Dans cette zone marginale, le joint dento-prothétique (joint de colle ou ciment) aura principalement pour fonction d'assurer l'étanchéité de la restauration.
- le hiatus interne qui est l'espace compris entre la surface périphérique de la dent préparée et la surface interne de la prothèse. Cet espace est souvent découpé en deux zones. La zone axiale correspond à la préparation périphérique des faces vestibulaires, linguales, mésiales et distales. Dans cette zone, la fonction principale est d'assurer la rétention de la prothèse après collage. La zone occlusale est formée par la table occlusale de la préparation dentaire. Cette zone a une fonction de rétention

de la prothèse due à la présence de colle mais aussi une fonction d'amortissement des contraintes mécaniques transmises via les points de contact occlusaux lors de la déglutition et de la mastication.

Ainsi, les critères d'évaluation que nous avons retenus pour spécifier le qualité d'adaptation se localisent dans trois zones fonctionnelles distinctes du joint dento-prothétique : marginale, axiale et occlusale. D'autre part, comme le propose Persson et al. (2008), afin d'éviter l'influence des surfaces de transitions entre les différentes zones, il est nécessaire de restreindre chaque zone comme l'illustre la figure 7.1.3 à une zone d'intérêt pertinente. Étant difficile d'identifier précisément les courbes limites de chaque zone, la restriction de ces zones à des parties plus limitées permet de minimiser l'influence d'une zone sur une autre pour les mesures proches de ces limites.

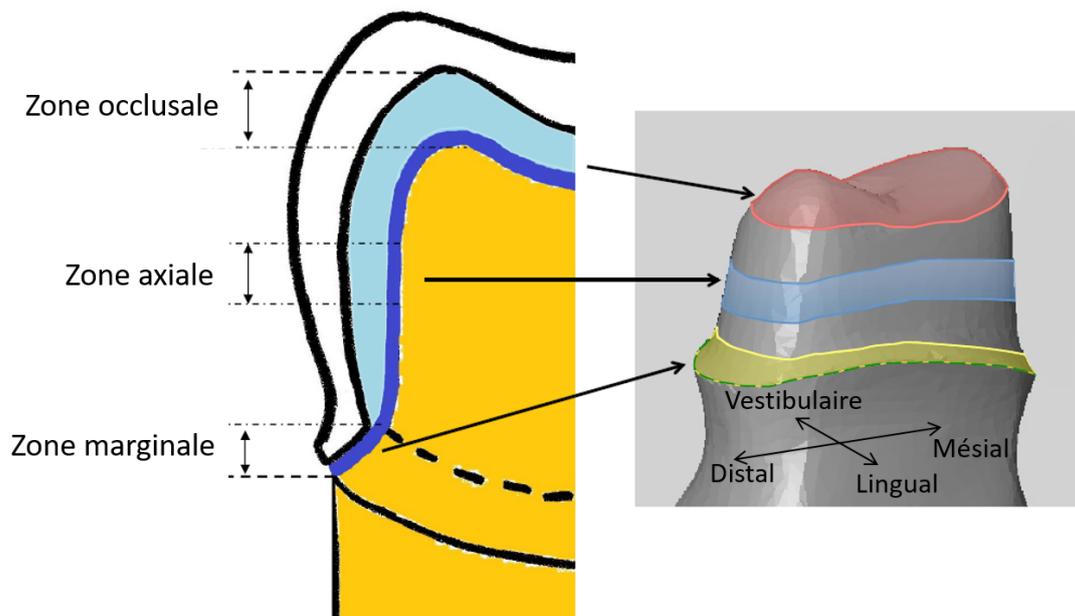


FIGURE 7.1.3 – Localisation des zones de mesures du hiatus dento-prothétique d'après Boitelle et al. (2016)

Afin de pouvoir comparer les systèmes CFAO, au-delà de les classer relativement, il faut les classer de manière absolue avec des indicateurs cliniques. La difficulté majeure rencontrée est de définir quels sont les indicateurs cliniques pertinents. Ainsi, nous avons tenté de comprendre les critères et les indicateurs utilisés par les cliniciens afin de les formaliser et de les quantifier. Comme nous l'avons présenté précédemment, les indicateurs cliniquement reconnus sont les mesures d'épaisseurs des hiatus ou des joints dento-prothétiques selon des critères dimensionnels dont les directions s'appuient sur des courbes et surfaces anatomiques ou réalisées par le praticien. Paradoxalement, malgré un consensus sur la valeur cible autour de 100  $\mu\text{m}$ , il est impossible de corréliser cette valeur avec un des critères proposés par Holmes, pourtant considérés comme ceux les plus pertinents cliniquement. En effet, cette valeur est issue d'une moyenne de différentes études dans lesquelles les critères de mesures et les protocoles de mesures sont variables et différents. Ainsi, la plupart des revues de la littérature, qui ont servies à établir la valeur moyenne cliniquement acceptable, soit s'appuient sur des mesures établies à partir de critères différents (directions de mesures qui ne sont pas les mêmes), soit s'appuient des mesures établies dans des conditions de reproductibilité peu pérennes (grande variabilité dans l'identification des

éléments métrologiques de référence). Aussi, l'influence de l'instanciation des paramètres de jeux lors de la CAO des restaurations est difficile à analyser au regard de la valeur de jeu mesurée. Comme illustré figure 7.1.4, les paramétrages proposés dans les logiciels de CAO ne sont pas équivalents et ne correspondent pas nécessairement aux critères cliniques de Holmes. Il est donc assez difficile de trouver des équivalences entre les paramètres de différents logiciels et donc assez difficile de confronter les résultats de différentes études métrologiques.

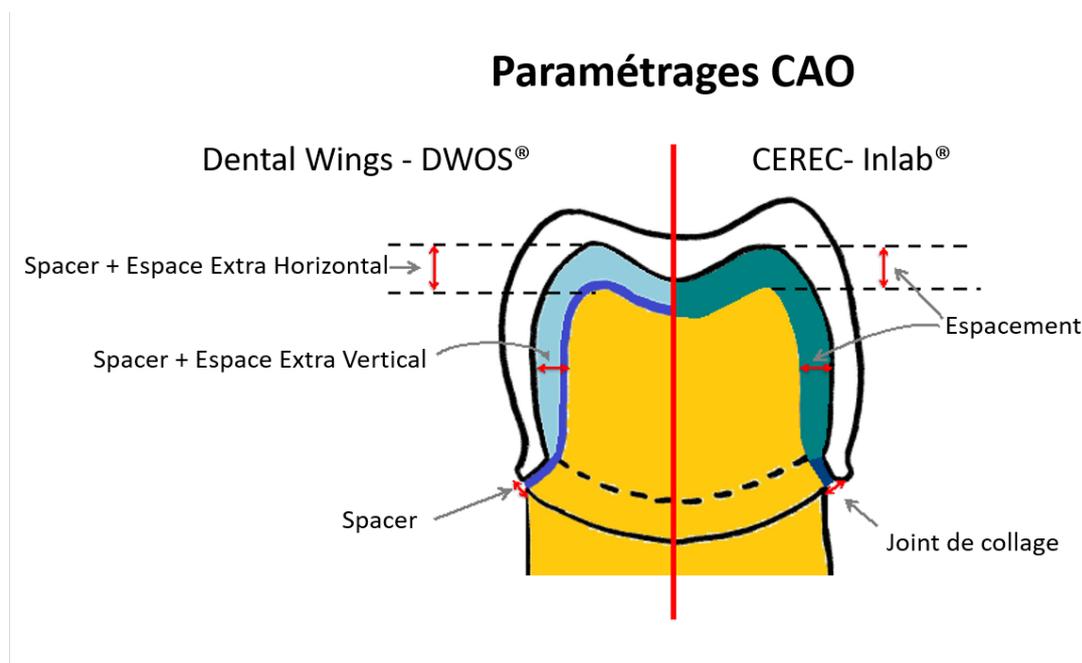


FIGURE 7.1.4 – Exemples de paramétrages CAO du jeu d'adaptation dento-prothétique d'après (Boitelle et al., 2016)

Néanmoins, lors de la CAO, l'espacement virtuel, se situant entre la dent préparée et la prothèse, peut être considéré comme l'équivalent de l'espaceur physique (vernis d'espacement ou "die spacer") utilisé sur les modèles en plâtre lors de la réalisation d'une restauration par méthodes traditionnelles de fabrication. D'un point de vue clinique, cet espaceur physique est exploité pour compenser les variations dimensionnelles de mise en œuvre des matériaux et pour permettre la création d'un espace nécessaire au collage ou scellement de la prothèse (Jacob et al., 2010; Soriani et al., 2007). L'évaluation d'un système de CAO pourrait donc être établi par son exactitude à reproduire un critère d'espacement caractéristique du joint dento-prothétique. L'épaisseur optimale de cet espaceur est estimée par certains praticiens entre 20 et 30  $\mu\text{m}$  (Jacob et al., 2010; Soriani et al., 2007), équivalent à 2 couches de vernis. Dans la zone marginale, sur une bande d'environ 0.5 mm située au-dessus de la limite marginale, l'application du vernis espaceur serait à éviter, le jeu doit donc être nul (Olivera and Saito, 2006). L'exploitation de ces valeurs pour instancier les paramètres CAO pourrait être envisagée, mais il semble nécessaire de les ajuster. En effet, dans la méthode traditionnelle le matériau est stratifié manuellement (application au pinceau d'une suspension liquide de céramique) avant d'éventuels traitements thermiques de cristallisation ou frittage. Cette mise en œuvre de biomatériaux restent assez différentes de celles des biomatériaux usinés, ce qui engendre des variations dimensionnelles de la prothèse et donc de l'épaisseur du joint dento-prothétique non nécessairement équivalentes. Néanmoins, à travers cette notion d'espaceur physique, devenant espaceur

virtuel en CAO, il semble que parmi les critères dimensionnels proposés par (Holmes et al., 1989) le paramètre IG (Internal Gap, figure 7.1.2) semble standardisable et correspondre à l'espaceur physique nécessaire au collage : distance entre la surface de la préparation et l'intrados prothétique obtenue par la projection orthogonale d'un point de la surface de la préparation sur l'intrados de la prothèse. En effet, comme nous l'avons souligné précédemment la quantification des critères dimensionnels définis à partir de l'axe de préparation de la dent est peu robuste et reproductible. Le critère IG a été défini pour caractériser le hiatus interne, alors que, le critère MG (marginal gap) a été défini pour caractériser le hiatus marginal : distance, entre la courbe limite de préparation (margin en rose figure 7.1.2) et l'intrados prothétique, obtenue par projection orthogonale d'un point de la courbe limite sur l'intrados de la prothèse. Afin de limiter les incertitudes liées à l'identification de la limite, il semble pertinent d'utiliser le critère IG en s'appuyant sur la surface de la dent préparée restreinte à la zone marginale. En d'autres termes, il s'agit de l'exploitation du critère IG autour de la limite de préparation. Il paraît donc plus judicieux d'utiliser le critère IG dans les zones marginales, axiales et occlusales pour éviter les incertitudes liées à l'identification de l'axe d'insertion et de la limite de préparation. En ce qui concerne la valeur cible et l'intervalle de tolérance à associer au critère IG, il semble plus difficile de les établir. D'une part, l'épaisseur de joint maximum cliniquement acceptable serait de 120µm et la valeur cliniquement idéale serait de 100µm. Mais comme nous l'avons souligné ces valeurs ne semblent pas pérennes. D'autre part, il est assez étonnant de quantifier uniformément la valeur de l'épaisseur du joint dento-prothétique, alors que fonctionnellement tous les praticiens s'accordent à dire qu'il faut le caractériser dans 3 zones fonctionnelles distinctes. Ainsi, les valeurs d'épaisseur fonctionnelles du hiatus sont différentes selon les zones. Dans la zone marginale, une valeur nulle pourrait être idéale pour assurer l'étanchéité au milieu buccal mais peu raisonnable pour assurer un assemblage correct de la prothèse. Lors de l'interposition d'un matériau de scellement ou de collage il est nécessaire de chasser l'air entre la prothèse et la dent préparée, aucun système d'évent n'est présent sur la prothèse, donc seul un espace en zone marginale le permet. Aucune donnée de la littérature ne permet de trouver une valeur minimale permettant d'évacuer l'air ou encore une valeur maximale limitant le passage des bactéries. Comme nous l'avons évoqué la valeur cible de 100 à 120 µm ne semble pas avoir été établie de manière pérenne. Il est donc difficile d'établir une valeur minimale et maximale à associer au hiatus en zone marginale. En ce qui concerne les valeurs dans les zones axiales et occlusales, seule la notion d'épaisseur de vernis de 20 à 30 µm est évoquée par les cliniciens. Mais elle reste difficile à exploiter n'étant pas vraiment celles qui seraient paramétrées dans un logiciel de CFAO. Aussi lors de l'assemblage de la prothèse sur le modèle de préparation dentaire, la non interposition d'un matériau tiers implique une ou plusieurs zones de contact engendrant localement une zone de hiatus nul à faible. Cliniquement l'interposition d'une colle ou d'un ciment peut éliminer ou diminuer ces zones de contact. Néanmoins, les praticiens réalisent des essayages et contrôles de la prothèse avant assemblage final. Ces essayages consistent à assembler la prothèse sur la dent en laissant l'espace vide entre les deux. Ils contrôlent ensuite l'espace dans la zone marginale à l'aide d'une sonde dentaire en la passant plusieurs fois. Si aucune « accroche », ressenti haptique du praticien, n'est détectée, la prothèse réalisée est alors validée. Les pointes de sonde utilisées par les praticiens se terminent par un bout sphérique d'environ 80 µm de diamètre à l'état neuf. Cette dimension pourrait donc être retenue comme valeur cible et pourrait expliquer la valeur de 100 µm majoritairement acceptée cliniquement. Néanmoins, cette valeur n'ayant pas été établie de manière pérenne, seules des études mécaniques (comportement en rétention, cyclage

mécanique...) de restauration dento-prothétique couplées à une métrologie robuste des différentes épaisseurs du joint de colle mais aussi de la prothèse, permettraient d'établir des valeurs références.

En conclusion, le critère dimensionnel IG quantifié dans les zones occlusale, axiale et marginale semble le plus pertinent. Il reste cependant 3 problématiques :

- définir clairement les positions et les étendues de ces zones d'intérêt.
- définir la valeur cible et l'intervalle de tolérance cliniquement acceptable du critère IG dans chaque zone.
- trouver les corrélations entre les paramètres instanciés dans la CAO et les critères de caractérisation du joint.

Dans nos travaux nous avons essayé de résoudre ces problématiques, ce qui nous a poussé à proposer des critères innovants d'évaluation dimensionnelle du joint dento-prothétique mais aussi d'élargir l'évaluation des systèmes de CFAO à la caractérisation dimensionnelle de la prothèse usinée. Ces nouveaux critères sont présentés dans la suite de ce chapitre.

### 7.1.2 Proposition d'une chaîne métrologique indirecte par triple-scan

Une des limitations majeures lors de la mise en place d'une chaîne métrologique pour la mesure du hiatus dento-prothétique réside dans le choix d'un ensemble système de mesure - procédure de mesure. Comme nous l'avons déjà souligné, cette problématique n'est pas souvent intégrée dans les travaux de la communauté odontologique. Ainsi, les incertitudes de mesures, introduites par le système de mesure et par la procédure de mesure, sont rarement évoquées et semblent parfois rendre les valeurs mesurées peu fiables et robustes. Dans le cadre de nos travaux, nous avons donc intégré cette problématique afin d'éprouver et d'améliorer le protocole triple-scan.

#### 7.1.2.1 Choix d'un système de mesure

Selon la définition proposée dans « The international vocabulary of metrology » (BIPM et al., 2012), désigné par l'acronyme VIM, *[sic] un système de mesure est considéré comme un ensemble d'un ou plusieurs instruments de mesure et souvent d'autres dispositifs, [...], assemblés et adaptés pour fournir des informations destinées à obtenir des valeurs mesurées dans des intervalles spécifiés pour des grandeurs de natures spécifiées[sic]*. D'après la définition précédente, il semble indispensable de connaître les ordres de grandeurs cliniquement acceptables (intervalles spécifiés) du joint dento-prothétique afin de choisir un système de mesure. D'après les travaux de thèse de Philippe Boitelle (Boitelle et al., 2014), le hiatus marginal est en moyenne plus petit que le hiatus interne. Ce hiatus marginal serait compris entre 10 et 110 $\mu\text{m}$  alors que le hiatus occlusal peut atteindre des valeurs de 442 $\pm$ 22 $\mu\text{m}$ . Même si ces valeurs peuvent être remises en cause, en considérant un hiatus marginal cliniquement idéal de 100  $\mu\text{m}$ , un système de mesure (permettant d'obtenir des valeurs mesurées) ayant une résolution d'environ 10 $\mu\text{m}$  et une incertitude de mesures du même ordre de grandeur seraient adaptés. Le protocole triple scan s'appuie sur un système de mesure sans contact (Holst et al., 2011). Parmi les systèmes de mesure sans contact, les scanners optiques reposant sur le principe de la triangulation optique par projection de lumière structurée semblent exploitables. Dans le cadre nos travaux, nous avons pu accéder

au scanner industriel ATOS CompactScan (GOM - Gesellschaft für Optische Messtechnik, GmbH, Braunschweig, Allemagne). Ce système de mesure sans contact par réflexion optique active est composé de deux caméras et d'un projecteur d'une grille de lumière bleue. Un plateau rotatif annexe de type « berceau » et automatisé permet d'orienter, selon deux orientations angulaires, l'objet à mesurer par rapport aux projecteur et caméras. Ce plateau est asservi par le logiciel GOM Inspect selon deux axes de rotations orthogonaux, un axe ayant une étendue de  $360^\circ$  et l'autre une étendue de  $300^\circ$ . L'étalonnage réalisé par les techniciens de chez GOM, assure une incertitude de mesures de  $15\mu\text{m}$  de cet ensemble. Une étude complémentaire réalisée par application du protocole QualiPSO (Audfray et al., 2012) annonce une résolution de  $21\mu\text{m}$ , un bruit de numérisation de  $5\mu\text{m}$  et une justesse de mesure de  $3,4\mu\text{m}$  pour ce système de mesure sans le plateau annexe. Même si la résolution de  $21\mu\text{m}$  du scanner ATOS CompactScan semble un peu élevé au regard de la mesurande, rapport d'environ 1/5 entre la mesurande et la résolution, les valeurs d'incertitudes de mesure, de justesse et de bruit, nous ont semblé compatible avec la mesure du joint dento-prothétique.

### 7.1.2.2 Proposition d'une procédure de mesure

Selon le VIM, une procédure de mesure ou procédure opératoire est la *[sic] description détaillée d'un mesurage conformément à un ou plusieurs principes de mesure (phénomène de base à un mesurage) et à une méthode de mesure donnée (description générique de l'organisation logique des opérations mises en œuvre dans un mesurage), fondée sur un modèle de mesure (relation mathématique entre toutes les grandeurs qui interviennent dans un mesurage) et incluant tout calcul destiné à obtenir un résultat de mesure [sic]*. Dans l'optique de fournir une procédure de mesure standardisable nous nous sommes appuyé sur cette définition pour améliorer la procédure de mesure triple-scan proposée par Holst et al. 2011.

### Méthode de mesure

La méthode de mesure triple-scan repose sur plusieurs étapes de mise en œuvre du mesurage du hiatus dento-prothétique.

### Acquisitions

Avant chaque série d'acquisition, une calibration du scanner optique est opérée. Dans le cas particulier du scanner Atos CompactScan, les modes opératoires prédéfinis par le fabricant et s'appuyant sur des cibles de calibrages sont effectuées. Comme déjà évoqué la méthode de mesure triple-scan repose sur 3 numérisations nécessitant donc d'acquérir 3 nuages de points : un pour la prothèse, un pour la préparation dentaire et un pour l'assemblage. Les réalisations des 3 acquisitions s'appuient sur plusieurs clichés avec des angles de vue différents afin d'obtenir une numérisation de l'ensemble de la surface. L'acquisition de la réplique de la dent préparée est réalisée systématiquement avant l'insertion des prothèses. Cette précaution permet de minimiser l'influence de l'usure de la réplique en cas d'utilisation d'un matériau tendre de réplification (par exemple du plâtre). L'acquisition de la prothèse est réalisée en intrados et en extrados par rotations successives du plateau associé au scanner. Afin de laisser visible à la caméra les zones d'intérêt pour

la mesure du hiatus, la chape est placée dans un cadre de positionnement surélevé par rapport au plateau et maintenue en position à l'aide de 4 vis d'appuis insérées dans le cadre. Un ensemble de vignettes (cibles en noir et blanc) est disposé sur le cadre pour assurer le repositionnement des différentes acquisitions réalisées selon plusieurs angles de vue. Le logiciel associé au système d'acquisition ATOS CompactScan reconnaît et recalc automatiquement les prises de vues grâce à ces vignettes. Ainsi est obtenu un nuage de points de la prothèse. Ensuite, la réplique de la dent préparée et de l'assemblage sont acquis. Leur mise en position (appuis sur la surface plane inférieure de la dent préparée) et maintien en position (maintien par pâte à modeler) est directement assuré sur le plateau. Un ensemble de 4 cubes sur lesquels sont disposés des vignettes de recalage sont disposés autour des objets à numériser en veillant à ne pas cacher les zones d'intérêt pour la mesure du hiatus. Un ensemble d'acquisitions est réalisé selon plusieurs angles de vue pour chacun des objets. Les différentes acquisitions sont ensuite recalées à l'aide des cibles et 2 nuages de points respectifs à la réplique de la dent préparée et à l'assemblage sont obtenus.

### **Traitements et maillages des nuages de points**

Dans le cadre de nos travaux les nuages de points ont été traités et maillés avec le logiciel GOM Inspect (GOM, GmbH). Nous avons gardé les paramètres proposés par défaut par le logiciel pour le traitement et le maillage des 3 nuages de points. Les 3 maillages obtenus sont ensuite post-traités manuellement par élimination des zones inutiles aux recalages (étapes suivantes) et aux mesures à effectuer (plateau, éléments de recalage, cadre support).

### **Recalages des maillages**

Les opérations de recalage des maillages consistent à les repositionner dans l'espace en associant leurs surfaces géométriques communes. La base de la réplique de la dent préparée sert de partie commune entre les maillages de celle-ci et de l'assemblage. En effet, la base de la réplique de la dent préparée n'est pas couverte par la prothèse. L'extrados de la prothèse qui est présent sur les maillages de la prothèse et de l'assemblage sert de partie commune pour le recalage. Le maillage de l'assemblage est utilisé comme la référence sur laquelle vont venir se recaler les deux autres maillages. Les positionnements sur cette référence, de la prothèse et la réplique de la dent préparée, simulent alors leur assemblage virtuel et le hiatus dento-prothétique devient ainsi accessible au mesurage. Dans le cadre de nos travaux, ces recalages numériques sont réalisés en exploitant consécutivement les algorithmes de « pré-alignement » et « meilleur ajustement local » du logiciel GOM Inspect. Suite à plusieurs essais, le paramètre de « distance maximale de recherche » associé à l'algorithme de « meilleur ajustement local » a été fixé à 1mm.

### **Sectionnement en zones de mesure**

Pour chaque échantillon, les mesures sont séparées en trois zones distinctes : marginale, axiale et occlusale. Comme annoncé précédemment, la reconnaissance manuelle des limites des zones d'intérêt est complexe, il est donc nécessaire de réduire chacune de ces zones en limitant les influences mutuelles. Dans le cadre, de nos travaux nous avons proposé de

limiter la hauteur de chaque zone à 15% de la hauteur totale de la zone de la préparation. La définition de la zone de préparation est illustrée figure 7.1.5. Ainsi la limite supérieure de la zone occlusale correspond à la hauteur maximale du maillage selon la direction Z. Lors de l'acquisition le scanner référence le plan supérieur du plateau rotatif comme le plan XY du référentiel d'acquisition et comme origine de l'axe Z. Étant donné la mise en contact du plan de la base de la copie de la dent préparée avec le plan supérieur du plateau, la hauteur maximale de la zone de préparation est définie comme le Z maximal du maillage. La limite inférieure de la zone marginale doit correspondre à la hauteur minimale de préparation, nous avons donc retenu le Z minimal du maillage post-traité. Lors du post-traitement manuel du maillage de la copie de la dent préparée, il faut veiller à éliminer un maximum de facettes en dessous de la courbe limite de la préparation pour assurer un bon positionnement de la limite inférieure de la zone marginale.

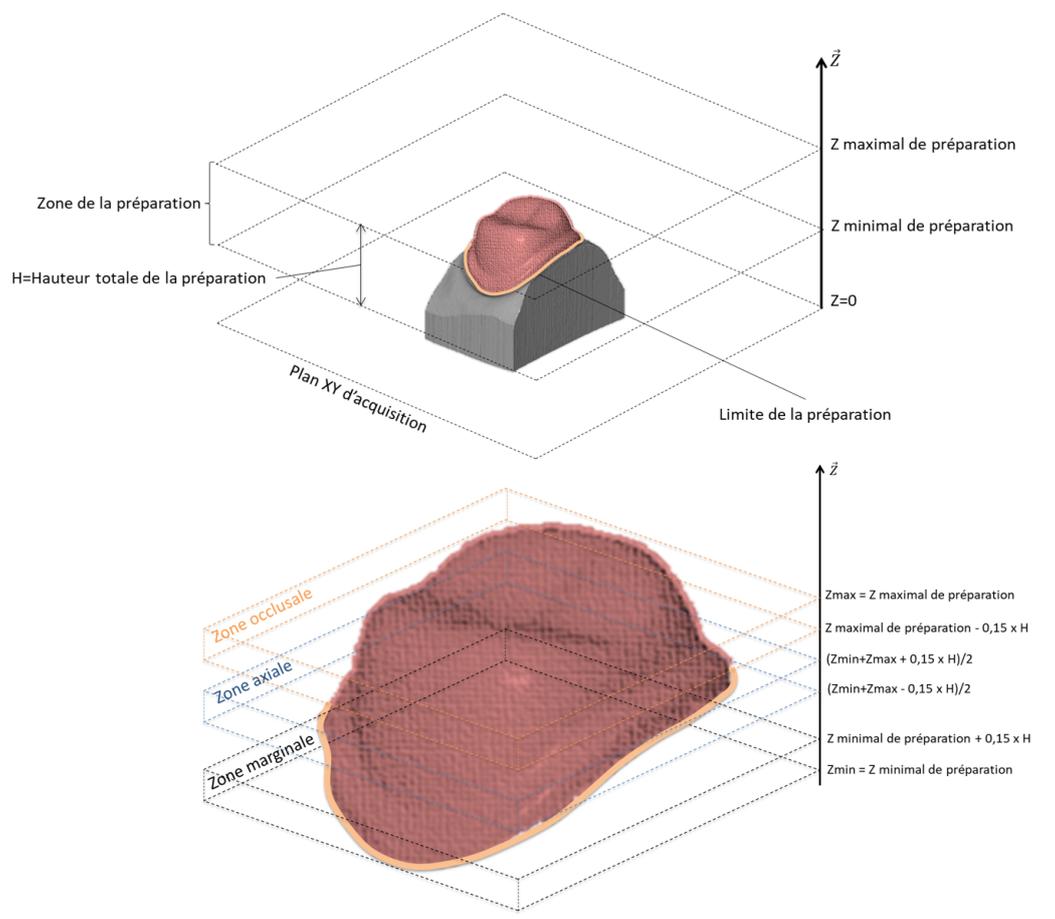


FIGURE 7.1.5 – Sectionnement : définition de la zone de mesure (haut); définition des zones d'intérêt (bas)

Une fois ces deux limites définies, les 3 zones d'intérêt sont définies (Figure 7.1.5). La zone occlusale est définie entre le plan limite supérieur de la zone de préparation et un plan parallèle situé en dessous de celui-ci à une distance de 15% de la hauteur totale de préparation. La zone axiale est répartie de part et d'autre de la mi-hauteur de la préparation. La zone marginale est définie entre le plan limite inférieur de la zone de préparation et un plan parallèle situé au-dessus de celui-ci à une distance de 15% de la hauteur totale de la préparation.

## Modèles de mesure

### Quantification du critère IG

L'évaluation de l'espace entre les deux maillages consiste en la projection des sommets des facettes de la partie, présélectionnée manuellement, du maillage de la copie de dent préparée sur le maillage de « l'intrados » de la prothèse, aussi présélectionné manuellement, dans la zone d'intérêt du mesurage. La direction de projection et donc la mesure de l'espacement est réalisée selon la direction des normales aux facettes de la copie de dent préparée.

### Analyses statistiques du critère IG

La moyenne ( $\overline{M}$ ), l'écart-type ( $\sigma$ ), la médiane ( $m$ ), l'étendue (min et max) et le coefficient de variation ( $CV = \frac{\sigma}{\overline{M}}$ ) sont calculés pour les valeurs de IG dans les zones axiale, marginale et occlusale de  $m$  échantillons issus de  $k$  groupes. Une analyse non-paramétrique par le test de Kruskal-Wallis est menée pour tester s'il y a des différences statistiquement significatives des médianes entre les  $k$  groupes dans les trois zones d'intérêt. En effet, le test de Kruskal-Wallis permet de déterminer la probabilité d'avoir des échantillons provenant d'une même population ou si au moins un échantillon provient d'une population différente des autres pour  $k$  groupe de populations. Afin de compléter l'analyse, les  $k$  groupes sont analysés par paire avec le test post-hoc de Wilcoxon-Mann-Whitney toujours sur la valeur de médiane. Ce test statistique permet de tester l'hypothèse selon laquelle la distribution des données est la même dans deux groupes. Ce même test est exploité pour comparer les valeurs moyennes de IG dans les trois zones d'intérêt avec les paramètres de hiatus instanciés supposés correspondre aux trois zones. Ces tests statistiques sont réalisés pour une signification statistique de  $p < 0.05$ .

#### 7.1.2.3 Évaluation des erreurs de mesure

La procédure de mesure proposée introduit des erreurs imputables au scanner ATOS CompactScan, au logiciel GOM Inspect et aux diverses manipulations réalisées durant les étapes d'acquisitions et de traitements des nuages de points et maillages exploités pour le mesurage. Concernant les erreurs de mesures imputables au scanner ATOS CompactScan, nous n'avons pas mis en place de test particulier. La démarche QualiPSO, appliquée à cet équipement par le LURPA, nous a semblé pertinente afin d'estimer les erreurs de mesure (bruit de numérisation et justesse de mesure). Le logiciel GOM Inspect a été certifié de classe 1 (classe des plus petites erreurs de mesures) par l'institut national allemand de métrologie (PTB - Physikalisch-Technische Bundesanstalt) et l'institut américain des normes et de la technologie (NIST - National Institute of Standards and Technology). Néanmoins, les 2 rapports techniques afférents, indiquent que seul l'algorithme d'association par la méthode des moindres carrés sans contraintes (méthode de Gauss) implémentée dans le logiciel a été testé (Shakarji, 2015; Wendt and N, 2015). Les nuages de points utilisés comme références pour ces tests sont associés à des courbes (lignes, cercles) et surfaces canoniques (sphères, cylindres, cônes). Ces résultats de certification ne portent donc pas sur les algorithmes de recalage ou de traitement de maillages nécessaires pour la méthode triple scan. Il a donc été nécessaire d'évaluer les erreurs de mesure imputable au recalage et traitement des maillages.

## Quantification des erreurs de mesures

Dans le cadre de notre protocole, nous avons donc proposé d'estimer des erreurs de mesures liées à l'exploitation du logiciel GOM Inspect et aux manipulations des échantillons selon 3 tests de reproductibilité sur  $n$  échantillons sélectionnés aléatoirement parmi  $m$  échantillons à analyser :

- Test de reproductibilité du positionnement de l'assemblage : le positionnement manuel de la prothèse sur la copie de la dent est réalisé manuellement. Afin de quantifier l'erreur de positionnement, les  $n$  prothèses sélectionnées sont positionnées cinq fois sur leur copie de dent préparée respective. Pour chacun  $5 \times n$  cas, la méthode de mesure que nous avons proposée et la quantification de IG sont réalisées.
- Test de reproductibilité des traitements et maillages des nuages de points : les traitements et maillages des nuages de points sont réalisés automatiquement en gardant l'instanciation des paramètres proposés par le logiciel. Afin de quantifier l'erreur des traitements et maillages, la méthode de mesure est appliquée cinq fois pour les  $n$  assemblages sélectionnés pour un seul positionnement. Pour chacun des  $5 \times n$  cas, la quantification de IG est réalisée.
- Test de reproductibilité des recalages de maillages : les recalages des maillages sont réalisés automatiquement (selon la procédure décrite au paragraphe précédent). Afin de quantifier l'erreur de repositionnement numérique de la prothèse virtuelle sur la copie de la dent préparée virtuelle, les  $n$  prothèses virtuelles sélectionnées sont recalées cinq fois sur leur assemblage virtuel respectif. Préalablement, les  $n$  copies des dents préparées virtuelles sont recalées, une et une seule fois, sur leurs  $n$  assemblages respectifs. Pour chacun des  $5 \times n$  cas, la quantification de IG est réalisée.

## Analyses statistiques des erreurs de mesures

Concernant les 3 tests de reproductibilité, l'ensemble des mesures de IG dans les trois zones étudiées pour  $n$  prothèses choisies aléatoirement sont exploitées. Les valeurs médianes de IG des 5 mesures pour les  $n$  prothèses ont été comparées à l'aide du test de Friedman. Ce test permet d'analyser  $k$  échantillons appariés correspondant à  $t$  traitements afin de mettre en évidence une différence entre les traitements. Dans notre cas, les échantillons appariés sont les  $n$  chapes mesurées 5 fois selon la même procédure de mesure. Pour ce test la signification statistique est fixée à  $p < 0.05$ . Outre ce test, des critères de reproductibilité ont été retenus. Le coefficient de corrélation intra-classe ( $\rho$ ) estime l'homogénéité des observations au sein des classes d'un effet aléatoire par rapport à la dispersion de ces observations entre classes (Bland and Altman, 1986). Ce coefficient adimensionnel est égal à 1 pour une homogénéité parfaite et 0 lorsqu'il n'y en a pas. Ce coefficient est accompagné de son intervalle de confiance à 95%. Le coefficient de fiabilité absolu (CR) est une valeur dimensionnelle proportionnelle à l'écart-type intra-échantillons ( $\sigma_i$ ) des écarts à la moyenne de mesures répétées sur un même objet. Le coefficient multiplicateur est établie à partir d'une bande d'écarts de mesure de 95% autour de la moyenne soit  $CR = 2.77 \times \sigma_i$ . En d'autres termes, plus ce coefficient est faible plus la reproductibilité est élevée pour 95% des mesures effectuées : 95% des écarts entre deux séries de mesures, en valeur absolue, sont inférieurs ou égaux à la valeur du coefficient de répétabilité (Vaz et al., 2013).

#### 7.1.2.4 Application : évaluation de chaînes de réalisation de chapes en zircone

Dans le cadre de nos travaux nous avons exploité la chaîne métrologique présentée précédemment afin d'évaluer 3 chaînes de réalisation de chapes de couronne en zircone. La chape en zircone est l'infrastructure d'une couronne et est recouverte d'une céramique cosmétique. Notre objectif était de comparer ces 3 chaînes de réalisation et de confronter les valeurs de hiatus mesurées aux paramétrages CAO de l'assemblage dento-prothétique. Les chaînes de réalisation de couronnes zircone incluent une méthodologie CFAO indirecte associée à un post-traitement thermique de frittage. La zircone lors de sa mise œuvre par usinage est à l'état pré-fritté, ce qui lui confère une meilleure usinabilité. L'étape de traitement thermique permet de lui conférer son état cristallographique final pour obtenir les propriétés mécaniques attendues de la prothèse. Lors de ce frittage une rétraction volumique s'opère, liée à un changement de phase de la zircone. Cette rétraction est sensée être intégrée dans la méthodologie CFAO afin d'usiner une chape surdimensionnée avant son frittage (Denry and Kelly, 2008; Elsen and Ramesh, 2016).

#### Réalisation des répliques de dents préparées

Une première molaire droite et une première prémolaire gauche en ivoirine d'un modèle maxillaire (ANKA-4 ZE, Frasaco GmbH; Tettngang, Allemagne) ont été préparées par un praticien expérimenté avec des fraises diamantées (Set LDO211B; Gebr Brasseler GmbH & CO KG; Lemgo, Allemagne) afin de recevoir une couronne entièrement en céramique. Un guide en silicone a été utilisé pour assurer une réduction identique des dents. Le profil marginal est composé d'une réduction périphérique de 1,5 mm avec une ligne de finition de type chanfrein. Une réduction occlusale de 2 mm a été préparée et tous les angles vifs de la préparation ont été arrondis. La méthodologie CFAO indirecte implique la réalisation de 3 empreintes du modèle préparé, une par chaîne de réalisation. Les empreintes ont été réalisées avec un silicone de faible viscosité (Express™ 2 Penta™ Putty soft ultra-light, 3M Company, St Paul, États-Unis) et silicone de haute viscosité (Express™ 2 Penta™ Putty, 3M Company, St Paul, États-Unis), puis moulées avec un plâtre extra-dur (Gibraltar Resin Die Stone; Henry Schein, Melville, États-Unis) pour produire le modèle de travail et les modèles positifs unitaires (MPU). Le modèle de travail est la réplique de l'ensemble de l'arcade dentaire, maxillaire et mandibule, nécessaire à la CAO des prothèses (Figure 7.1.6). Les MPU sont les répliques des dents préparées, respectivement de la première molaire droite et première prémolaire gauche maxillaire, assemblée sur le modèle. Ces MPU sont des parties amovibles du modèle de travail. Ils sont obtenus par une « mise en die », découpe des dents préparées du modèle d'étude et incorporation de tiges de positionnement. Le plâtre a été sélectionné car il peut être employé, selon les instructions du fabricant, avec tous les systèmes de numérisation utilisés dans notre étude.

Ces moulages en plâtre ont été divisés en trois groupes de production correspondant à chaque méthodologie CFAO étudiée dans notre travail.

#### Détermination du nombre d'échantillons

Afin de déterminer le nombre de chape à réaliser, qui constitueront le nombre d'échantillons à mesurer, un test statistique de Student (test t des moyennes) a été effectué avec le

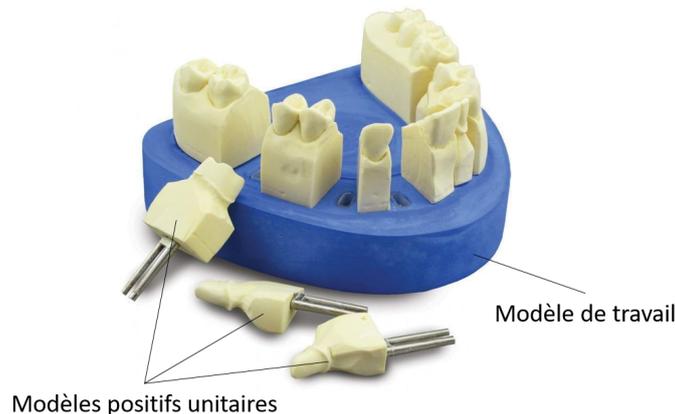


FIGURE 7.1.6 – Exemple de modèle de travail et modèles positifs unitaires en plâtre (Crédits photo Dorado - Dental Supply Inc.)

logiciel G\*Power (Faul et al., 2007). Le test de Student repose sur l'hypothèse d'une répartition gaussienne issue d'une loi normale  $N(\sigma, \mu)$ ,  $\sigma$  étant l'écart type et  $\mu$  l'espérance. En s'appuyant sur la synthèse des études réalisées sur la mesure du hiatus dento-prothétique (Boitelle et al., 2014), l'hypothèse de normalité est validée et nous avons retenu un écart-type de 20  $\mu\text{m}$ . Pour déterminer le nombre d'échantillon, il faut fixer la taille d'effet à détecter  $d$ , nous l'avons fixée à 0.5. La taille d'effet mesure l'écart avec l'hypothèse nulle ( $H_0 : \mu \leq \mu_0$ ) selon la formule  $d = \frac{\mu - \mu_0}{\sigma}$ , une taille d'effet de 0.5 correspond donc à  $\mu - \mu_0 = 10 \mu\text{m}$ . Cela signifie que le nombre d'échantillon qui va être calculé pour cette taille d'effet permet de détecter des différences statistiques sur les moyennes de hiatus supérieure à 10  $\mu\text{m}$ . Cette valeur correspond à 10% des 100  $\mu\text{m}$  cliniquement acceptable ce que nous considérons comme raisonnable par rapport à notre revue de la littérature ainsi nous avons  $\mu_0 = 100 \mu\text{m}$  dans le cadre de l'hypothèse nulle. Une fois la taille d'effet déterminé, pour obtenir le nombre d'échantillon il faut fixer l'erreur de première espèce  $\alpha$ , cette erreur est la probabilité de rejeter l'hypothèse nulle ( $H_0 : \mu \leq \mu_0$ ) alors qu'elle est vérifiée, elle a été fixée à 5%. Enfin, il faut fixer la puissance du test  $1 - \beta$  où  $\beta$  est l'erreur de deuxième espèce, la puissance du test est la probabilité de rejeter l'hypothèse nulle à raison, ceci signifie que l'erreur de deuxième espèce est la probabilité d'accepter l'hypothèse nulle alors qu'elle n'est pas vérifiée. La puissance du test a été fixée à 90%. Pour une taille d'effet de 0.5, une probabilité d'erreur de première espèce de 5% et une erreur de deuxième espèce de 10  $\mu\text{m}$ , le nombre échantillons est de 54. Nous avons alors établi de réalisé 20 chapes par méthodologie CFAO soit 60 échantillons.

### Réalisation des chapes en zircone

Dix chapes de couronnes pour chaque MPU, soit 20 chapes pour chaque modèle complet en plâtre, ont été fabriquées à partir de zircone pré-frittée pour les 3 méthodologies CFAO testées (Tableau 7.1) : Vita InCeram YZ pour le groupe C et ZENOTEC Zr Bridge pour les groupes Zm et Zt. Ces chapes ont été réalisées par un technicien de laboratoire dentaire expert de la méthodologie utilisée.

Pour les 3 groupes, chacun des MPU a été numérisé avec le scanner associé. Les MPU numérisés ont été exploité pour concevoir les 2 types de chapes. Les paramètres par défaut

Groupe	Méthodologie CFAO
C	Cerec-inLab <sup>(1)</sup>
Zm	Dental Wings <sup>(2)</sup> /Wiedland ZENOTEC mini <sup>(3)</sup>
Zt	Dental Wings <sup>(2)</sup> /Wiedland ZENOTEC T1 <sup>(3)</sup>

(1) Sirona Dental Systems, GmbH (2) Dental Wings inc ; (3) Wieland Dental + Technik GmbH & Co. KG

TABLE 7.1 – Méthodologies CFAO mises en œuvre dans le cadre des travaux de Philippe Boitelle (Boitelle, 2015)

proposés pour des chapes zircone des 2 logiciels de conception ont été retenus : pour le groupe C, logiciel inLab 3D<sup>®</sup>, 20  $\mu\text{m}$  pour le paramètre joint de collage et 70  $\mu\text{m}$  pour l'espacement (A droite figure 7.1.4) ; pour les groupes Zm et Zt, logiciel DWOS, 20  $\mu\text{m}$  pour le paramètre spacer, 50  $\mu\text{m}$  pour l'espace extra horizontal et 80  $\mu\text{m}$  pour l'espace extra vertical. Aucune intervention par le concepteur sur les formes CAO obtenues n'a été réalisée. Ensuite, les modèles CAO ont été traités automatiquement par les modules de FAO et les programmes CN ont été transmis pour usinage des chapes. Dans chaque groupe, un nouveau jeu de fraises a été utilisé pour chaque série de dix chapes, même si la méthodologie CFAO ne le préconisait pas. Après usinage, toutes les chapes usinées ont été frittées dans les fours dédiés en accord avec les recommandations du fabricant. Aucun ajustement manuel de l'intrados des chapes produites n'a été effectué par le technicien après usinage ou frittage. Un certain nombre d'études incorpore une étape d'ajustage manuel réalisé par un prothésiste dentaire dans le processus de fabrication des reconstitutions (Beuer et al., 2008; Luthardt et al., 2004; Ardekani et al., 2012). Cette pratique courante, dans les étapes de laboratoire visant à optimiser l'ajustage d'un dispositif prothétique réalisé manuellement, ne nous a pas semblé pertinent dans le but d'évaluer des méthodologies de CFAO, l'étape d'ajustage étant plus aléatoire et l'objectif de la CFAO étant, en outre, de minimiser les retouches manuelles.

### Réalisation des assemblages

Afin de simuler un agencement clinique sous une contrainte d'enfoncement vertical maintenu, de la chape sur le MPU, assimilable à une manipulation d'assemblage par le praticien, un dispositif composé d'un étrier muni d'une vis a été exploité. Une clé dynamométrique a permis d'appliquer un couple de serrage de 30 N.cm à l'ensemble des échantillons, ce qui semblerait être équivalent à l'effort presseur du doigt du praticien lors d'un assemblage en conditions cliniques (Nakamura et al., 2003; Quintas et al., 2004).

### Application de la procédure de mesure

La procédure de mesure proposée précédemment a été appliquée avec le système de mesure ATOS Compact Scan pour l'ensemble des échantillons sous configuration d'assemblage clinique (avec serrage) et sous configuration d'assemblage libre (sans serrage). Les tests statistiques ont été réalisés à l'aide du logiciel SPSS 18.0 (SPSS IL, Chicago, États-Unis) .

Les résultats liés à l'application de la chaîne de mesure triple scan à la réalisation de chapes en zircons sont présentées en trois parties : les analyses des évaluations du hiatus,

les comparaisons aux paramétrage CAO, les analyses des erreurs de mesures.

### Analyse des évaluations du hiatus : résultats et discussions

Les paramètres d'analyse statistique du critère IG en configuration d'assemblage clinique sont présentés et mises en forme par un diagramme boîte de Tukey sur la figure 7.1.7. Le groupe C a présenté un hiatus moyen la plus faible au niveau de la zone marginale ( $\bar{M} = 54.3\mu\text{m}$ ,  $\sigma = 10.6\mu\text{m}$ ) mais, la plus élevée dans les zones axiales et occlusales (respectivement,  $\bar{M} = 115.8\mu\text{m}$ ,  $\sigma = 28.4\mu\text{m}$  et  $\bar{M} = 143.8\mu\text{m}$ ,  $\sigma = 28.4\mu\text{m}$ ). L'analyse des coefficients de variation ( $CV$ ), liée à la mesure relative de la dispersion autour de la valeur moyenne, a révélé que le groupe C avait la moins grande dispersion en zone marginale mais la plus élevée en zone occlusale. Le constat étant l'inverse pour les groupes Zm et Zt. Néanmoins, la dispersion du groupe C semble plus homogène se caractérisant par un critère CV relativement équivalent dans les 3 zones. Les tests de Kruskal-Wallis ont indiqué des différences significatives entre les valeurs médianes des systèmes au niveau de la zone axiale ( $p = 0.001 < 0.05$ ) et de la zone occlusale ( $p = 0.003 < 0.05$ ). Aucune différence statistiquement significative n'a été constatée au niveau marginal ( $p = 0.824 > 0.05$ ). Les tests de Wilcoxon-Mann-Whitney ont mis en évidence des différences significatives concernant les médianes des hiatus occlusaux entre le groupe C et le groupe Zm ( $p = 0.002 < 0.05$ ), et entre le groupe C et le groupe Zt ( $p = 0.003 < 0.05$ ). Des différences significatives ont également été trouvées dans les mesures médianes des hiatus axiaux entre le groupe C et le groupe Zt ( $p < 0.001$ ).

Les paramètres d'analyse statistique du critère IG en configuration d'assemblage clinique sont présentés et mis en forme par un diagramme boîte de Tukey sur la figure 7.1.8. Ces résultats n'ont pas fait l'objet des tests de Kruskal-Wallis et de Wilcoxon-Mann-Whitney. Le groupe C a présenté un hiatus moyen plus faible dans la zone marginale ( $\bar{M} = 112.25\mu\text{m}$ ,  $\sigma = 30.35\mu\text{m}$ ) et plus élevées, dans la zone axiale ( $\bar{M} = 156.68\mu\text{m}$ ,  $\sigma = 20.29\mu\text{m}$ ) et dans la zone occlusale au niveau de la zone marginale ( $\bar{M} = 193.36\mu\text{m}$ ,  $\sigma = 12.54\mu\text{m}$ ). Le groupe Zt a montré des moyennes plus faibles dans la zone axiale ( $\bar{M} = 110.26\mu\text{m}$ ,  $\sigma = 30.27\mu\text{m}$ ) et dans la zone occlusale au niveau de la zone marginale ( $\bar{M} = 148.91\mu\text{m}$ ,  $\sigma = 29.26\mu\text{m}$ ). L'observation du diagramme de Tukey souligne une importante étendue pour le groupe Zm et une faible dispersion autour de la médiane pour le groupe C en zones axiale et occlusale. Les mêmes tendances de dispersions autour de la médiane sont constatées autour de la moyenne par le critère CV.

Les résultats d'analyse des évaluations du hiatus, basés sur le critère IG, indiquent que chaque méthodologie de réalisation étudiée peut produire des chapes avec des hiatus marginaux inférieurs à 70  $\mu\text{m}$ . Néanmoins, il existe des différences significatives entre les méthodologies dans les zones axiale et occlusale. Les valeurs de hiatus marginaux mesurées sur les chapes sont du même ordre de grandeur que celles de la littérature 10 à 110 $\mu\text{m}$ , même si comme nous l'avons souligné, les paramétrages CAO proposés dans les logiciels sont difficilement interprétables de part des définitions et instanciations souvent différentes (Boitelle et al., 2014). D'un point de vue clinique, les valeurs moyennes observées sont acceptables pour toutes les méthodologies de réalisation proposées, hiatus marginal moyen entre 54 et 67  $\mu\text{m}$  pour un hiatus marginal maximal de 120  $\mu\text{m}$  et un hiatus marginal acceptable de 100  $\mu\text{m}$ . Le même constat peut être fait pour les hiatus axiaux et occlusaux. Les exploitations du jeu de critère de médiane ( $m$ ) et coefficients de variation ( $\sigma$ ,  $CV$ ) ont permis une analyse de la dispersion relative des données. Cette analyse était nécessaire afin

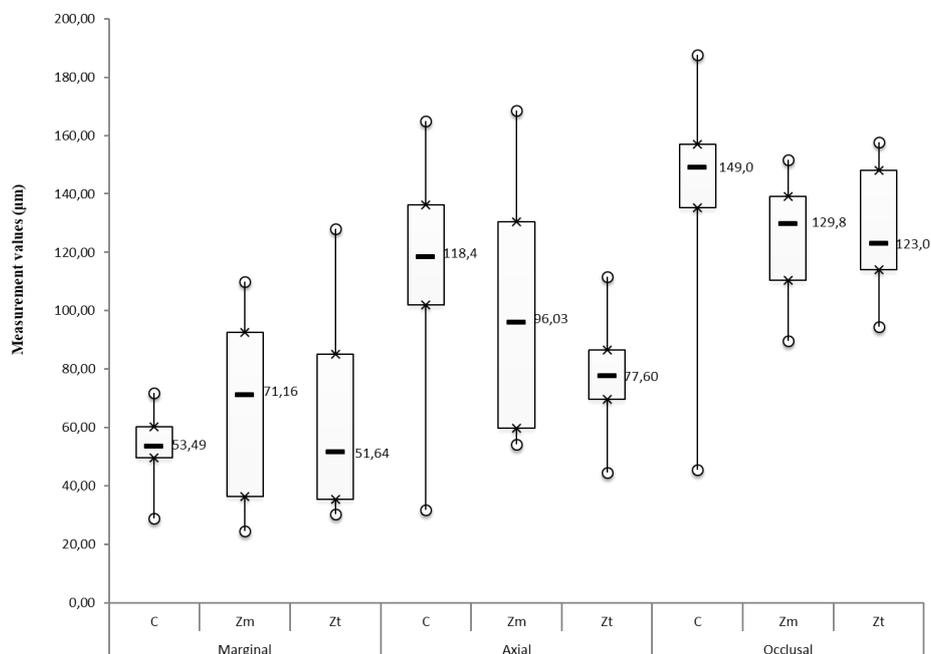


Diagramme en boîte de Tukey : médiane (—); boîte : interquartile (×); valeurs : extrêmes (○) en  $\mu\text{m}$ .

Zone	Groupe	$\bar{M}^*$	$m^*$	$min^*$	$max^*$	$\sigma^*$	$CV(\%)$
Marginale	C	54.32	53.49	28.93	71.89	10.6	19.5
	Zm	66.56	71.16	24.51	110.03	31.41	47.2
	Zt	61.08	51.64	30.24	127.98	28.77	47.1
Axiale	C	115.76	118.43 <sup>a</sup>	31.82	164.86	28.41	24.5
	Zm	100.01	96.03	54.3	168.47	40.32	40.3
	Zt	76.94	77.6 <sup>a</sup>	44.47	111.58	15.99	20.8
Occlusale	C	143.82	148.96 <sup>b,c</sup>	45.43	187.65	28.4	19.7
	Zm	124.06	129.78 <sup>b</sup>	89.71	151.76	20.23	16.3
	Zt	127.41	122.99 <sup>c</sup>	94.55	157.63	17.99	14.1

\* :  $\mu\text{m}$ ; Les différences significatives entre paire (test de Wilcoxon-Mann-Whitney) sont indiquées par des lettres pour la médiane.

FIGURE 7.1.7 – Analyse du critère IG en configuration d’assemblage clinique d’après (Boitelle, 2015; Boitelle et al., 2016)

d'estimer la reproductibilité des différentes méthodologies de réalisation. La comparaison de ces critères a permis de montrer pour la méthodologie du groupe Zm une moins bonne reproductibilité.

La confrontation des valeurs de CV, avec celles obtenues dans la configuration d'assemblage clinique, montre que pour le groupe Zt dans la zone marginale et pour le groupe C dans les zones axiale et occlusale le coefficient est plus grand dans la configuration clinique que dans la configuration libre. Les résultats des évaluations en configuration libre donnent une moyenne supérieure à celle en configuration clinique. L'étendue des mesures est aussi plus importante sauf pour le groupe Zt dans la zone marginale et le groupe C dans les zones axiale et occlusale. Ces constatations, confortées par l'utilisation fréquente d'une configuration clinique dans plusieurs autres études équivalentes expliquent la non mise œuvre des analyses statistiques pour la configuration libre (Martínez-Rus et al., 2011; Oygüe et al., 2010; Son et al., 2012). Ainsi, il n'a pas été possible de vérifier l'effet potentiel de l'effort de serrage sur la déformation éventuelle de la chape en zircone. Toutefois, cette hypothèse peut être envisagée afin d'expliquer la corrélation relativement faible des repositionnements dans la zone occlusale, retrouvée dans les tests de fiabilité (Tab. II.2). Les caractéristiques mécaniques du matériau, particulièrement lorsqu'il est utilisé avec des épaisseurs minimales de 0,05 à 1,1 mm (Fig. II.2) conformes à celles utilisées dans la littérature (Biscaro et al. , 2013; Euán et al. , 2012; Iwai et al. , 2008; Kunii et al. , 2007; Son et al. , 2012; Torabi Ardekani et al. , 2012), pourraient entraîner des déformations localisées de la chape du fait de la contrainte de 30 N.cm exercée sur l'extrados de celle-ci au niveau occlusal (Martínez- Rus et al. , 2012). Il faut néanmoins noter que cette contrainte, sensée modéliser la pression exercée durant l'acte clinique de positionnement de la reconstitution prothétique, a été évaluée à environ 34 Kgf dans les travaux de Kogawa et al. (Kogawa et al. , 2006). L'utilisation de cette contrainte est fréquemment rapportée dans les méthodes d'études in vitro décrits dans la littérature (Att et al. , 2008; Beuer et al. , 2009; Castillo de Oygüe et al. , 2009; Iwai et al. , 2008; Komine et al. , 2005; Krasanaki et al. , 2012; Lee et al. , 2008; Martínez-Rus et al. , 2012; May et al. , 2012; Mou et al. , 2002; Sannino et al. , 2009; Son et al. , 2012).

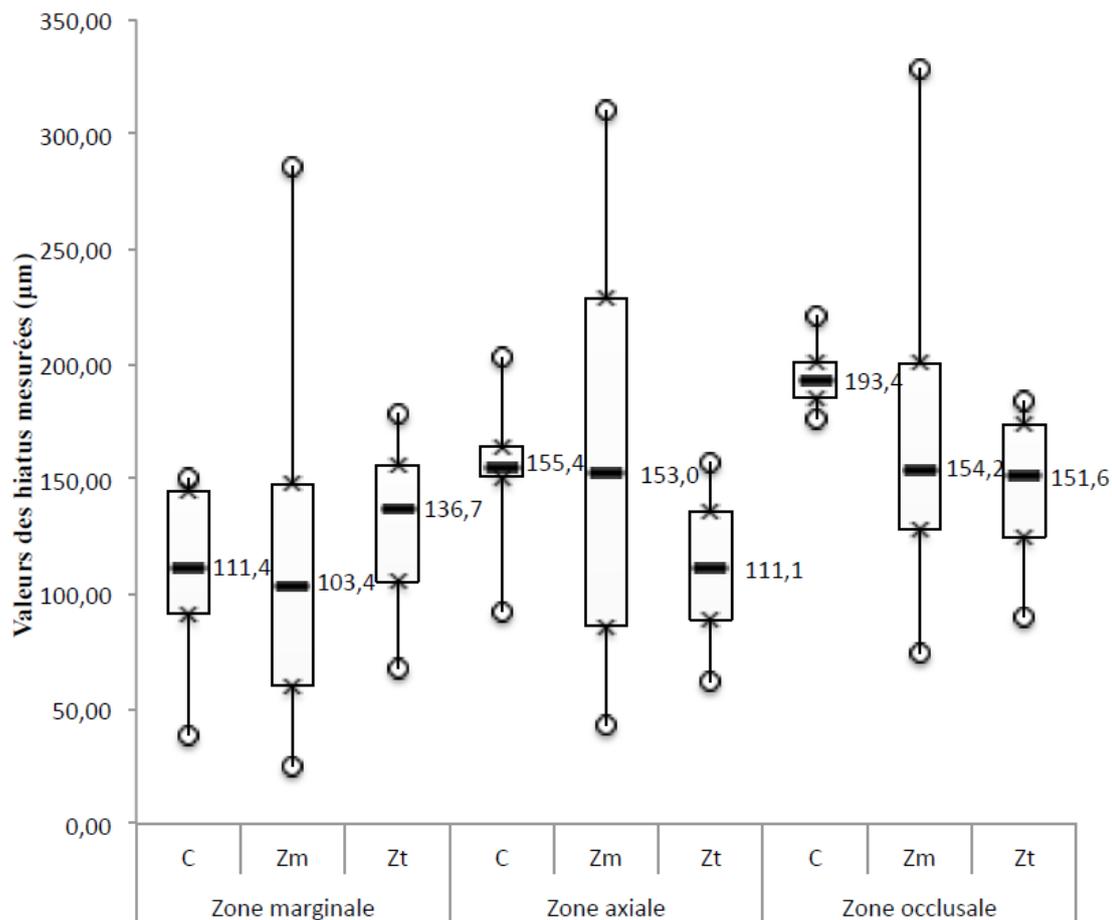


Diagramme en boîte de Tukey : médiane (—); boîte : interquartile (×); valeurs : extrêmes (○) en µm.

Zone	Groupe	$\bar{M}^*$	$m^*$	$min^*$	$max^*$	$\sigma^*$	$CV(\%)$
Marginale	C	112.25	114.41	38.12	150.76	30.35	27.03
	Zm	117.6	103.35	24.47	286.47	73.24	62.28
	Zt	127.8	136.73	67.71	177.9	35.17	27.52
Axiale	C	156.68	155.44	92.07	203.56	20.29	12.95
	Zm	156.21	152.99	42.99	310.66	86.04	55.08
	Zt	110.26	110.10	62.46	157.68	30.27	27.45
Occlusale	C	193.36	193.39	175.76	220.86	12.54	6.49
	Zm	161.42	154.24	74.76	329.07	60.13	37.25
	Zt	148.91	151.55	89.84	184.26	29.26	19.65

\* : µm

FIGURE 7.1.8 – Analyse du critère IG en configuration d'assemblage libre d'après (Boitelle, 2015; Boitelle et al., 2016)

### Comparaison au paramétrage CFAO : résultats et discussions

Les valeurs moyennes d'écart ( $\Delta$ ) du critère IG avec les paramètres CAO (E) et les résultats des tests post-hoc de Wilcoxon-Mann-Whitney sont présentés tableau 7.2. Ces analyses ont été réalisées uniquement pour la configuration d'assemblage clinique. Seul le groupe Zt dans la zone axiale a une signification statistique peu élevée ( $p = 0.06$ ) des écarts. L'écart  $\Delta$  est toujours positif et indique des valeurs supérieures aux paramètres CAO. Le groupe C présente l'écart le plus faible en zone marginale et le plus élevé en zone occlusale.

Zone	Groupe	$\bar{M}$ ( $\sigma$ )*	Paramètres CAO (E)	$\Delta^* = \bar{M} - E$
Marginale	C	54.32 (10.6)	20	+ 34.3
	Zm	66.56 (31.4)	20	+ 46.6
	Zt	61.08 (28.8)	20	+ 41.1
Axiale	C	115.76 (28.4)	70	+ 45.8
	Zm	100.01 (40.3)	70	+ 30.0
	Zt	76.94 (16)	70	+ 6.90
Occlusale	C	143.82 (28.4)	70	+ 73.8
	Zm	124.06 (20.2)	100	+ 24.1
	Zt	127.41 (18)	100	+ 27.4

\* :  $\mu\text{m}$

TABLE 7.2 – Différences entre les mesures de hiatus moyen et les paramètres CAO

Les différences significatives entre les hiatus mesurés et ceux instanciés dans le logiciel de CAO ont été relevées. Ceci peut s'expliquer par le fait que le paramétrage proposé d'un logiciel à l'autre n'est pas le même et que les paramètres implémentés ne sont pas ceux qui sont mesurés. Cet aspect souligne la nécessité pour un praticien d'avoir une certaine expertise « empirique » de l'influence des paramètres proposés dans le logiciel sur le hiatus obtenu. D'autre part, même si des valeurs par défaut associées aux paramètres peuvent être proposées dans ces logiciels, rien ne permet d'affirmer qu'elles permettraient de réaliser un hiatus cliniquement acceptable. Ainsi dans plus de 50% des études d'évaluation du hiatus dento-prothétique, aucune mention des paramètres et des valeurs fixées n'est faite (Boitelle et al., 2014). Ceci a pour conséquence de donner des conclusions sur des méthodologies CFAO peu pérennes puisque le paramétrage CAO ne peut être corrélé. Certaines études pourraient conclure à une méthodologie ne permettant jamais d'atteindre l'acceptation clinique alors que la modification des valeurs du paramétrage lors de la conception pourrait conduire à une réalisation cliniquement acceptable. Un travail important reste donc à effectuer pour mieux comprendre le lien entre le paramétrage proposé dans les logiciels CAO et les résultats obtenus. Ainsi, la comparaison au paramètre CAO effectué dans notre étude ne permet que de souligner cette problématique. Nous avons ainsi constaté dans notre étude un écart ( $\Delta$ ) toujours positif, ce qui signifie que le hiatus obtenu quel que soit la zone et la méthodologie est supérieur aux paramètres instanciés. Bien qu'un hiatus plus important soit un facteur favorable pour l'insertion de la reconstitution, l'interprétation que nous avons faite des paramètres de conception des

méthodologies de CFAO étudiées semblent ne pas être la bonne. Une autre interprétation possible de ces écarts positifs peut venir de la prise en compte de la rétraction du matériau après traitement thermique. En effet, comme nous l'avons expliqué les méthodologies de réalisation des chapes zircons étudiées nécessitent un traitement thermique final. Ce traitement thermique permet au matériau d'être dans son état final mais induit une rétraction dimensionnelle des chapes. Ainsi, il est possible de penser que cette prise en compte du retrait n'est peut-être pas intégré ou mal intégrée dans le logiciel de CAO. Il est possible d'imaginer qu'un certain facteur homothétique est appliqué à l'ensemble de la prothèse lors de sa conception. La valeur de ce facteur serait alors erronée. Ainsi, le phénomène de rétraction peut atteindre 8 à 10% et 20 à 30% dimensionnellement selon le type de zircone (Denry and Kelly, 2008). La principale difficulté est d'estimer ce phénomène de rétraction anisotropique au regard des variations d'épaisseurs de la prothèse (Silva et al., 2014).

### Analyse des erreurs de mesures : résultats et discussions

Le tableau 7.3 synthétise les résultats d'analyses des tests de reproductibilité pour la configuration d'assemblage clinique. Aucune différence significative n'a été observée selon le test de Friedman entre les 5 prothèses quel que ce soit le test de reproductibilité effectué et la zone étudiée (p variant de 0,205 à 0,750). Les valeurs du coefficient de corrélation intra-classe indiquent une bonne homogénéité des résultats dans les 3 zones de mesures pour le test de positionnement et le test de traitement/maillage. Concernant le recalage des maillages cette homogénéité est plus faible et tout particulièrement en zone occlusale. Cette observation est corrélée avec la valeur du coefficient de reproductibilité d'environ 15  $\mu\text{m}$  dans la zone occlusale. Néanmoins, ces coefficients restent inférieurs à 8  $\mu\text{m}$  en zones marginale et axiale pour le recalage, à 9  $\mu\text{m}$  pour le test de traitement/maillage et 5  $\mu\text{m}$  pour le positionnement d'assemblage. Une part de la variabilité des mesures peut s'expliquer par le retrait volumique de la zircone pendant le frittage, étape finale de la réalisation de la chape. La variation volumique est dépendante de la composition chimique du matériau, ce qui pourrait contribuer aux variations constatées sur l'adaptation de chapes usinées avec une même méthodologie CFAO mais avec deux blocs de zircone d'origines différentes (Vanlioglu et al., 2012). Pour limiter ce biais potentiel, deux groupes (Zm et Zt) utilisant des disques de zircone de même marque mais exploitant deux méthodologies CFAO différentes ont été exploités. La comparaison des résultats et les différences significatives observées entre les groupes Zm et Zt peuvent ainsi être imputées aux machines d'usinage exploitées, seul maillon numérique changé entre les deux groupes.

Le coefficient de répétabilité (CR) est un indice permettant de quantifier les erreurs de mesures avec une fiabilité absolue de 95%. Les valeurs de ce coefficient sont faibles et permettent de conclure à une bonne reproductibilité des étapes de la méthode de mesure du protocole « triple scan ». En effet, les valeurs des coefficients de répétabilité nous permet d'interpréter que 95% des écarts entre deux séries de mesures, en valeur absolue, sont inférieurs et égaux pour :

- le positionnement d'assemblage, respectivement en zones marginale, axiale et occlusale à 1,81 $\mu\text{m}$ , à 2,43 $\mu\text{m}$  et 4,75 $\mu\text{m}$
- les traitements et maillages des nuages de points, respectivement en zones marginale, axiale et occlusale à 4,86 $\mu\text{m}$ , à 8,69 $\mu\text{m}$  et 7,83 $\mu\text{m}$

Reproductibilité	Zone	p <sup>1</sup>	$\rho$ [IC] <sup>2</sup>	CR <sup>3</sup> ( $\mu\text{m}$ )
Positionnement de l'assemblage	Marginale	0.837	0.976 [0.976-0.997]	1.81
	Axiale	0.634	0.975 [0.913-0.997]	2.43
	Occlusale	0.364	0.985 [0.944-0.998]	4.75
Traitements et maillages des nuages de points	Marginale	0.606	0.914 [0.729-0.989]	4.86
	Axiale	0.355	0.959 [0.836-0.997]	8.69
	Occlusale	0.066	0.985 [0.733-0.990]	7.83
Recalage des maillages	Marginale	0.205	0.826 [0.529-0.977]	7.82
	Axiale	0.364	0.827 [0.531-0.977]	6.05
	Occlusale	0.809	0.425 [0.010-0.930]	14.73

(1) p : signification statistique selon le test de Friedman ; (2)  $\rho$  [IC] : Coefficient de corrélation intra-classe [Intervalle de Confiance à 95%] ; (3) : CR : Coefficient de répétabilité en  $\mu\text{m}$

TABLE 7.3 – Résultats des tests de reproductibilité

— le recalage des maillages, respectivement en zone respectivement en zones marginale, axiale et occlusale à 7.82 $\mu\text{m}$ , à 6,05 $\mu\text{m}$  et 14,73 $\mu\text{m}$

Les coefficients de variation (CV, figure 7.1.7) sont élevés dans la zone marginale pour les groupes Zm et Zt et dans la zone axiale pour le groupe Zm. Au regard de la bonne reproductibilité de la procédure de mesure, une faible incertitude de mesure (15 $\mu\text{m}$ ) et un faible bruit de numérisation (5 $\mu\text{m}$ ) du système de mesure, ces dispersions semblent imputables à la reproductibilité des méthodologies de réalisation des chapes testées. Le comportement lors de l'usinage de la zone marginale, présentant une faible épaisseur de matériau, peut entraîner des variations dimensionnelles (Luthardt et al., 2004).

### 7.1.2.5 Synthèse

Le protocole proposé s'est basé sur les travaux de l'évaluation tridimensionnelle du joint dento-prothétique proposé par Holst et al. (2011). Les apports ont été d'améliorer ce protocole en évaluant les erreurs de mesure et en essayant de limiter certains biais de réalisation des échantillons à évaluer.

Ainsi dans le cadre de la mise en œuvre du protocole triple-scan pour évaluer une méthodologie complète de CFAO dentaire, certaines recommandations peuvent être établies. Les répliques de dent préparée doivent être réalisées dans des matériaux ne posant pas de problèmes de numérisation au regard des technologies optiques exploitées. En effet, l'objectif d'un tel protocole est d'évaluer la pertinence clinique d'une chaîne de réalisation de prothèse dentaire. Il convient donc de l'utiliser dans des conditions d'utilisation n'entraînant pas une mise en œuvre des différentes étapes et des équipements défaillante. Dans notre application, nous avons choisi de réaliser des MPU en plâtre pouvant être numérisé par les technologies optiques de CFAO dentaire ne nécessitant pas un dépôt d'une couche de spray matifiant. En effet, les scanner extra-oraux exploités dans l'étude étaient aptes à numériser le plâtre utilisé. Néanmoins, la matification des surfaces est nécessaire pour certaines caméras intra-oraux comme la Bluecam<sup>®</sup>(Sirona Dental GmbH) ou la Lava

<sup>TM</sup> Chairside Oral Scanner (3M Espe). Ainsi, certaines technologies mises en œuvre nécessitent une couche de dioxyde de titane pour limiter certains biais liés à la réflexion du rayonnement incident sur la surface numérisée (Ting-shu and Jian, 2015). Le scanner ATOS CompactScan est capable de numériser les surfaces en plâtre du MPU mais aussi les surfaces de la chape en zircone sans apposition de ce poudrage. Si des équipements de numérisation sans contact, nécessitant une matification, sont exploités dans le système de mesure du protocole triple-scan ou dans la méthodologie CFAO à évaluer, la procédure de mesure devra être complétée par l'analyse de la couche déposée. L'épaisseur mais aussi l'homogénéité de cette couche seront des facteurs à prendre en compte (Lehmann et al., 2011).

Afin de limiter au maximum les biais liés à la duplication du MPU, chaque MPU a non seulement été numérisé pour fabriquer les chapes correspondantes mais a également servi de référence à l'évaluation quantitative des hiatus. Ce qui n'est pas le cas dans de nombreuses études : chape fabriquée sur un MPU et mesurée sur un autre MPU référence, constitution de multiples paires de MPU-chape évaluées (Boitelle et al., 2013, 2014). Néanmoins, une critique peut être apportée à notre étude, un seul MPU référence aurait pu être réalisé au lieu d'un par méthodologie CFAO évaluée. L'exploitation d'un modèle de préparation dentaire unique est donc recommandé afin de limiter les biais introduits par une potentielle méthode de duplication de celui-ci. Cette recommandation permet de limiter l'évaluation aux performances intrinsèques des méthodologies évaluées. Par ailleurs, dans l'objectif d'analyser l'exactitude et la reproductibilité de méthodologie de CFAO dentaire, l'utilisation d'agent d'assemblage (ciment ou colle) ne semble pas pertinente puisqu'il est alors impossible d'assurer l'unicité de la référence de mesure. En outre, l'exploitation d'agent d'assemblage de viscosité ou granulométrie différente rend difficile la standardisation de l'évaluation. En effet, une même méthodologie CFAO exploitée pour réaliser un assemblage dento-prothétique pourrait donner des résultats cliniquement valides ou non selon l'agent d'assemblage utilisé (Boitelle et al., 2016).

La majorité des procédures de mesure d'évaluation en 2D se base sur un nombre limité de mesurage entre 4 et 350 (Boitelle et al., 2014). La procédure triple scan se base sur un nombre moyen de mesurage de 5846 pour les chapes molaires et 3317 pour les chapes prémolaires. Le nombre de mesurage selon les 3 zones d'intérêt varie :

- au niveau marginal, entre  $268 \pm 82$  mesures pour les chapes molaires et  $163 \pm 103$  mesures pour les chapes prémolaires
- au niveau axial, entre  $1175 \pm 266$  mesures pour les chapes molaires et  $664 \pm 251$  mesures pour les chapes prémolaires
- au niveau occlusal, entre  $527 \pm 144$  mesures pour les chapes molaires et  $446 \pm 274$  mesures pour les chapes prémolaires

Dans la littérature, les auteurs ne s'accordent pas sur une analyse de la pertinence des résultats en fonction du nombre de mesure (Contrepois et al., 2013; Nawafleh et al., 2013). Ainsi, certains nombres d'auteurs s'appuyant sur l'analyse de la variance recommandent pour un nombre faible d'échantillons de compenser par un nombre importants de mesures, 50 à 60 par échantillon (Gonzalo et al., 2009; Lee et al., 2008). Alors que, selon Gassino et al. 2004, pour un nombre important d'échantillons, environ 90, 18 mesures semblent suffisantes (écart-type inférieur à  $4\mu\text{m}$ ). Néanmoins, ces recommandations ont principalement été établies sur des procédures de mesure en 2D. Dans le cas d'un faible nombre de mesures, il est difficile d'estimer correctement la répartition du volume du hiatus. En effet, les formes complexes des surfaces délimitant le hiatus peuvent varier rapidement en

terme de courbure et de position relative. Un des apports du protocole triple-scan est de permettre d'avoir une meilleure prise en compte de la forme du volume de hiatus (Budak et al., 2012; Kuhn et al., 2015). Dans le cadre de nos travaux nous avons travaillé spécifiquement sur l'étude de la répartition du volume du hiatus. Ces travaux sont présentés dans la suite de ce chapitre.

### **7.1.2.6 Confrontation à la méthode des répliques**

Afin d'étudier les limites de la méthode des répliques silicones, nous l'avons confrontée aux résultats du protocole triple-scan. En effet, les procédures de mesure basées sur la réplique silicone de hiatus dento-prothétique restent à ce jour la référence pour la communauté des chercheurs praticiens-hospitaliers. Ces procédures étaient celles employées pour évaluer les méthodologies conventionnelles de réalisation de prothèse et est restée employée pour évaluer les méthodologies CFAO.

#### **Méthode de mesure**

La méthode des répliques repose sur plusieurs étapes de mise en œuvre du mesurage du hiatus dento-prothétique.

##### ***Acquisition***

L'acquisition se base sur l'obtention d'une réplique silicone hiatus dento-prothétique. Cette réplique a été réalisée à l'aide d'un polyéther de vinyle dit « silicone léger », indiqué pour le contrôle des points de pression et la précision d'ajustage des travaux prothétiques en clinique (Fit Checker ; GC GmbH). Afin d'éviter des mouvements parasites et de simuler une configuration d'assemblage clinique, la prothèse a été assemblée sur la copie de la dent préparée à l'aide d'un système de bridage serré avec un couple de 30 N.cm, le silicone étant interposé. Le silicone ayant pris et la prothèse enlevée, le film silicone couvrant la dent préparée a été stabilisé par son inclusion dans un cube de silicone dur, dit « silicone lourd » (85 Shore, Zetalabor ; Zhermack GmbH).

##### ***Sectionnement en zones et système de mesure***

Le sectionnement des zones de mesure est réalisé physiquement sur le cube silicone obtenu lors de l'acquisition en 4 quartiers. Afin d'assurer la répétabilité des positions des plans de coupes dans la direction mesiodistale et buccolinguale, une table de transfert a été utilisée. Cette table de transfert a permis d'assurer la répétabilité du positionnement de la copie de la dent préparée couverte du « silicone léger » dans le cube de « silicone lourd ». Ensuite, cette table de transfert est mise en position sur le dispositif de découpe afin d'assurer le positionnement au centre du cube par rapport aux lames de coupe (Figure 7.1.9).

Les quartiers obtenus ont ensuite été placés sous un microscope optique (Wild Heerbrugg GmbH) et numérisés par une caméra associée au microscope (Leica DFC 320 ; Leica microsystem GmbH). Les images obtenues ont ensuite été traitées dans un logiciel de traitement d'images (Leica im500 image manager ; Leica microsystem GmbH) pour mesurer l'épaisseur du « silicone léger » sur les 8 faces coupées des 4 quartiers (Figure 7.1.10).

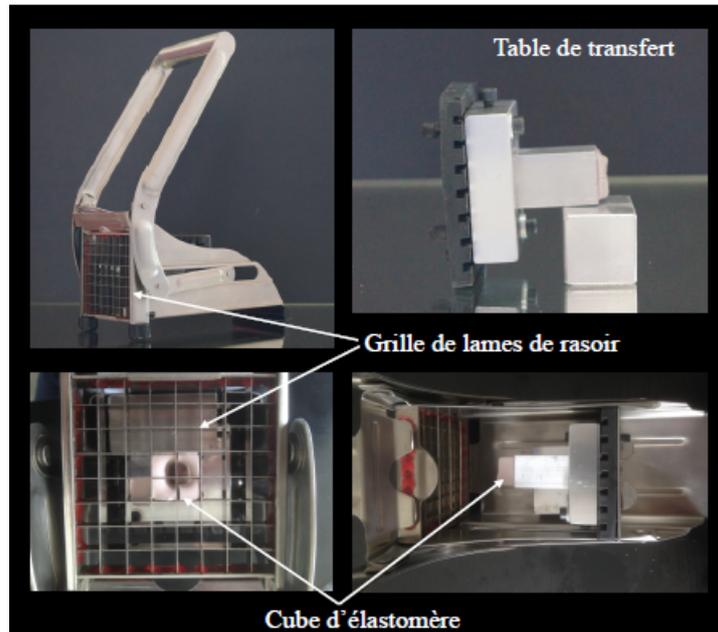


FIGURE 7.1.9 – Dispositif de sectionnement des zones d'après (Boitelle, 2015)

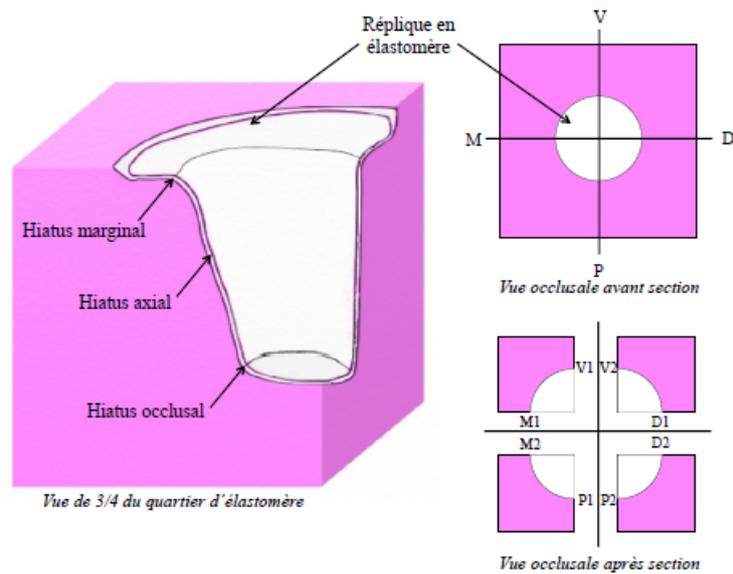


FIGURE 7.1.10 – Zones de mesures sur réplique élastomère d'après (Boitelle, 2015)

### **Modèle de mesure**

Le critère IG a été quantifié par l'apposition d'un segment sur les images acquises. L'opérateur réalisant cette apposition a positionné manuellement un segment perpendiculairement à la surface du « silicone léger » en contact avec la copie de la dent préparée dont le premier point appartient à cette surface et le second appartient à la surface « silicone léger » en contact avec la prothèse. La norme de ce bipoint est alors considérée comme la valeur de IG.

### **Application de la procédure de mesure**

La procédure de mesure décrite précédemment a été appliquée aux mêmes échantillons que ceux étudiés par le protocole triple-scan. Pour chaque hiatus, 8 points de mesures uniquement pour la zone d'intérêt marginale ont été effectués et chaque point de mesure a été évalué 2 fois par le même opérateur afin de minimiser l'influence du traitement manuel des images. Pour chaque point la valeur moyenne de ces 2 mesures a été retenue.

### **Critères de confrontation**

Les critères de confrontations des méthodes se sont basés sur des critères d'analyses statistiques uniquement pour la zone marginale. Ainsi, les résultats de la procédure des répliques ont été confrontés aux résultats obtenus dans les 15% de hauteur de la zone d'intérêt marginale de la procédure triple-scan. La moyenne ( $\overline{M}$ ), l'écart-type ( $\sigma$ ), la médiane ( $m$ ), l'étendue (min et max) et le coefficient de variation ( $CV = \frac{\sigma}{\overline{M}}$ ) sont calculés pour les 60 assemblages étudiés pour chaque procédure de mesure. La reproductibilité a été étudiée séparément pour un jeu de 5 assemblages évalués 5 fois chacun selon la procédure de mesure. Les valeurs moyennes du critère IG pour les 5 tests par assemblage ont été confrontées à l'aide d'un test de Friedman. Outre ce test, les critères de reproductibilité,  $\rho$  coefficient de corrélation intra-classe, CR coefficient de fiabilité absolu, ont été retenus. La normalité et l'égalité des variances a été étudiée avec les test de Shapiro-Wilk et Levene. Les valeurs d'IG mesurées par les 2 procédures ont été comparées par le test de Wilcoxon ( $\alpha = 0.05$ ).

### **Résultats et discussions**

Le test de Friedman montre que la répétabilité de chaque méthode n'est pas statistiquement significative (Tableau 7.4). Le coefficient de répétabilité et l'intervalle de confiance associé pour la méthode triple-scan est plus faible que pour la méthode des répliques, avec respectivement un coefficient de répétabilité de 1  $\mu\text{m}$  et 3.7  $\mu\text{m}$  pour la méthode triple-scan et la méthode des répliques. Ce qui semblerait indiquer que la méthode triple-scan a une meilleure reproductibilité. Malgré l'écart des moyennes plus faible pour la méthode des répliques que la méthode triple-scan, l'écart type est le double pour la méthode des répliques. Au regard des coefficients de variation plus faibles pour la méthode triple-scan, la reproductibilité de la méthode triple-scan est confirmée. Pour les 2 procédures de mesure, l'écart des moyennes d'environ 1  $\mu\text{m}$  et les écarts types 4.61  $\mu\text{m}$  pour la méthode des répliques et 2.31  $\mu\text{m}$  pour la méthode triple-scan sont acceptables en comparaison à la valeur de IG acceptée cliniquement (entre 100 et 120  $\mu\text{m}$ ). En comparaison avec la valeur

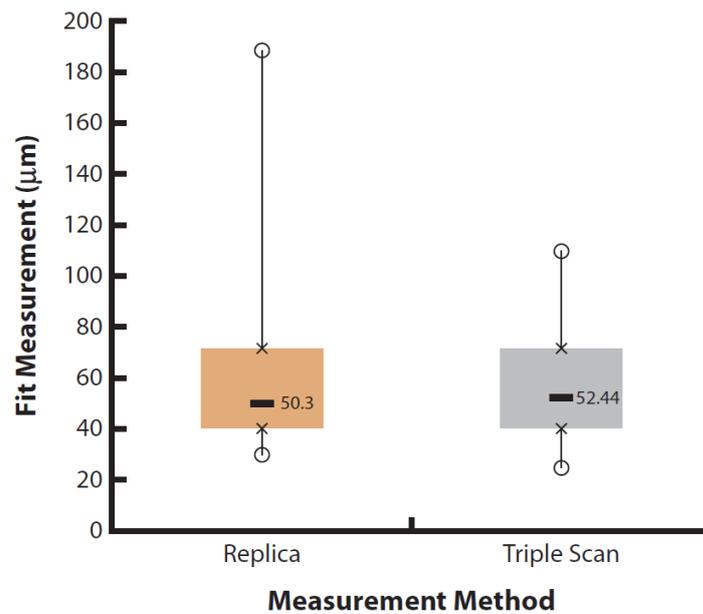
maximale de 120  $\mu\text{m}$  acceptée cliniquement, l'ordre de grandeur de l'erreur de mesures de IG est d'environ 1% à 3.5% en zone marginale. Les valeurs des coefficients intra-classe de chaque méthode indiquent aussi un bon niveau de reproductibilité des méthodes : plus ce coefficient est proche de 1, plus le niveau de reproductibilité est élevé.

	$\Delta\bar{M}\pm\sigma^1(\mu\text{m})$	$p^2$	$\rho[\text{IC}]^3$	CR[IC] <sup>4</sup> ( $\mu\text{m}$ )	CV <sup>5</sup> (%)
Répliques	0.82±4.61	0.490	0.991 [0.965-0.999]	3.70 [1.52-5]	5.6
Triple scan	1.3±2.31	0.205	0.967 [0.877-0.996]	1.08 [0.62-2.4]	1.8

(1)  $\Delta\bar{M}\pm\sigma$  : Écart moyens entre les mesures d'une procédure  $\pm$  écart-type; (2)  $p$  : signification statistique selon le test de Friedman; (3)  $\rho$  [IC] : Coefficient de corrélation intra-classe [Intervalle de Confiance à 95%]; (4) : CR[IC] : Coefficient de répétabilité[Intervalle de Confiance à 95%]; (5) CV : coefficient de variation

TABLE 7.4 – Reproductibilité des procédures dans la zone marginale d'après (Boitelle et al., 2018)

Le test de Wilcoxon indique que les valeurs de IG obtenus sont statistiquement différentes entre les deux méthodes. Les résultats de mesure pour chaque méthode présentés figure 7.1.11 confirment cette tendance. Malgré des valeurs de médiane et le premier quartile relativement proches, les confrontations de l'écart type, l'étendue et le coefficient de variation sont plus faibles pour la méthode triple-scan. L'hypothèse de non différences entre les valeurs de IG en zone marginale entre les 2 méthodes est donc rejetées statistiquement mais aussi par l'observation des mesures. En outre, il est démontré que les valeurs de IG semblent dépendantes de la méthode de mesure, ceci confirme la nécessité de standardiser les protocoles d'évaluation pour ne pas confronter des valeurs issues de procédures de mesures différentes. Comme cela a été présenté précédemment, la méthode des répliques est une évaluation sur des données acquises en 2D, un nombre limité de points de mesures et des positions de mesures fortement liées à l'opérateur : 8 points de mesures par échantillon pour la méthode des répliques contre environ  $268\pm 82$  points de mesures pour la méthode triple scan. La méthode des répliques induit une perte d'information notamment liée à la position des plans de coupe des cubes élastomères et la sélection des points de mesures sur les images 2D. Au contraire pour la méthode triple-scan le nombre important de points et leurs distributions dans l'ensemble du volume de mesure rend la procédure de mesures plus robuste. En outre, une différence significative des 2 méthodes se situe au niveau de l'acquisition des surfaces nécessaires à la quantification de IG. La méthode des répliques repose sur une acquisition du volume d'adaptation par un film élastomère, alors que la méthode triple-scan repose sur la numérisation et le repositionnement numérique des surfaces d'intérêt. Cette différence peut aussi expliquer la meilleure robustesse de la méthode triple-scan moins sensible à la variabilité d'acquisition des surfaces d'intérêt. L'interposition d'un élastomère doit impliquer des incertitudes de mesures plus aléatoires dues à l'homogénéité de la composition et de la polymérisation du matériau, sa viscosité et sa manipulation manuelle. Ces facteurs de dispersion n'existent pas dans la méthode triple-scan.



Procédure	$\bar{M}(\mu\text{m})$	$\sigma(\mu\text{m})$	$min(\mu\text{m})$	$max(\mu\text{m})$	$CV(\%)$
Répliques	64	36	30	189	5,6
Triple-scan	59	24	25	110	4,1

FIGURE 7.1.11 – Valeurs des critères de confrontations associées à IG d’après (Boitelle et al., 2018)

### Synthèse et perspective

La confrontation des 2 méthodes a démontré la robustesse de la méthode triple-scan en terme de reproductibilité avec un coefficient de reproductibilité faible, un coefficient de corrélation intra-classe élevé et une dispersion des mesures plus faibles que la méthode des répliques. Cette procédure de mesure semble plus appropriée pour réaliser des analyses en profondeur du jeu dento-prothétique, particulièrement dans le cadre de l’évaluation des performances de systèmes CFAO. Néanmoins, la méthode des répliques semble adaptée à des études de répartition du joint de colle de par sa mise en œuvre rapide en contexte préclinique, son coût faible et l’exploitation d’équipements d’acquisition et de mesures accessibles et simples à manipuler.

Dans le cadre de l’application des 2 procédures de mesure que nous avons réalisées, certaines améliorations peuvent être apportées afin de limiter certains facteurs d’incertitudes de mesures. D’une part, les manipulations d’assemblage répétées sur une copie en plâtre de la dent préparées peuvent être source d’usure de la surface de préparation. L’application d’un matériau résistant à cette usure sur cette surface ou la réalisation de la copie dans un matériau résistant à l’usure serait une piste d’amélioration. D’autre part, seule la reproductibilité de ces procédures de mesures ont pu être effectuées, l’évaluation de l’exactitude de mesures sur un assemblage étalon certifié est indispensable en vue de standardiser ces procédures.

### 7.1.3 Évaluation et amélioration du protocole métrologique microtomographie Rx

L'évaluation de l'adaptation prothétique passe par la mesure des dimensions de l'espace ou du joint de colle entre la copie de la dent préparée et la prothèse, il est alors nécessaire de pouvoir accéder au volume de cet espace. Comme la géométrie de la prothèse couvre ce volume, l'imagerie Rx associée à la micro-tomographie permet d'accéder à ce volume sans manipulation des éléments de l'assemblage prothétique lors de l'acquisition contrairement au protocole triple-scan. Ainsi, la métrologie basée sur la technologie de micro-tomographie Rx est de plus en plus exploitée que ce soit dans les domaines de l'ingénierie mécanique et des matériaux (Kruth et al., 2011) et commence à être exploitée dans le domaine odontologique (Pelekanos et al., 2009; Borba et al., 2011; Mously et al., 2014; Pimenta et al., 2015).

#### 7.1.3.1 Problématiques métrologiques

Le principe de la micro-tomographie se base sur la reconstruction mathématique d'un volume à partir d'une série de plusieurs milliers d'images radiographiques obtenues par l'exposition d'un objet à une source rayons X selon différentes directions et la récupération des données transmises à l'aide d'un détecteur (Kalender, 2006). Soit la source ou le détecteur se déplace lors de l'exposition autour de l'objet stationnaire, soit la source et le détecteur sont stationnaires et l'objet est mis en rotation. Dans certains équipements un mouvement hélicoïdal est donné en combinant une rotation à une translation. Les images reconstruites sont obtenues à partir des données acquises par traitement mathématique selon différents types d'algorithmes. Les images représentent numériquement la radiodensité relative à chaque partie de l'objet et sont archivées sous la forme d'une pile d'images contenues dans des plans parallèles (plans bleus sur la figure 7.1.12.a.). Ces plans sont perpendiculaires à l'axe de rotation du tomographe, qui peut ainsi être considéré comme l'axe d'acquisition (AA).

Le premier problème soulevé lors de l'analyse des protocoles proposés par la communauté odontologique est la mise en correspondance et l'identification de l'axe d'acquisition (AA) avec l'axe d'insertion de la prothèse (PA). Dans les protocoles décrits par (Pelekanos et al., 2009; Borba et al., 2011; Mously et al., 2014; Pimenta et al., 2015), les 2 axes sont considérés comme parallèles alors qu'aucune manipulation n'a été effectuée pour les aligner avant l'acquisition. D'une part, comme l'illustre la figure 7.1.12.a., l'axe d'insertion théorique, en noir, ne peut être aligné avec l'axe d'acquisition, en rouge. D'autre part, l'identification de l'axe d'insertion est réalisé sur la pile d'images acquises (Pelekanos et al., 2009; Pimenta et al., 2015) ou sur une reconstruction volumique en 3D des données acquises (Borba et al., 2011). Ainsi, il est généré un ensemble d'images selon des plans de coupe, en vert, autour de l'axe d'insertion identifié, en violet. Comme l'illustre la figure 7.1.12.b. et comme évoqué en début de ce chapitre, il en résulte que les plans de mesures, en vert, utilisés pour quantifier les critères d'évaluation tels que proposés par Holmes et al. (1989), ne sont pas nécessairement réalisés dans les plans de mesures théoriques, en beige. D'autre part, l'identification de l'axe d'insertion étant non automatisé, la répétabilité du protocole semble difficile à affirmer et n'est absolument pas abordée par les auteurs.

Quel que soit le protocole, les directions des plans de mesures réalisées autour de l'axe d'insertion identifié sont considérées comme couvrant au minimum les directions bucco-

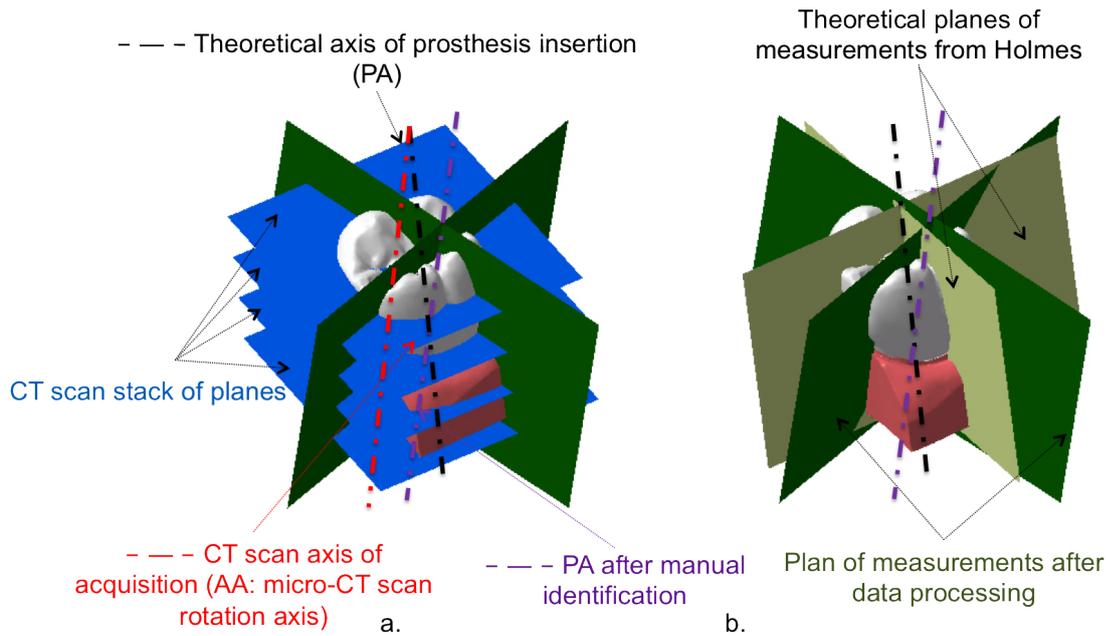


FIGURE 7.1.12 – Direction d'acquisition versus direction de mesure d'après (Tapie et al., 2016)

linguale (direction dans la largeur de la dent comme illustré figure 7.1.13.a.) et mesio-distale (direction dans la longueur de la dent comme illustré figure 7.1.13.a.). Néanmoins, le nombre de plans de mesures retenus selon le protocole considéré peut varier d'une paire à une dizaine de plans. Ces plans sont soit générés radialement autour de l'axe d'insertion, soit générés parallèlement à l'axe d'insertion et la direction bucco-linguale. Ainsi, le nombre de mesures varient selon les protocoles. S'ajoutent à ce problème les difficultés d'identifier de manière reproductible les directions anatomiques théoriques (axe d'insertion, directions mesio-distal et bucco-linguale). Ces difficultés d'identification introduisent des erreurs de quantification des critères d'évaluation. La figure 7.1.13.b. illustre l'erreur de mesure réalisée sur le critère IG tel que défini par Holmes et al. (1989). Selon sa définition IG est quantifié par une mesure dont la direction doit être perpendiculaire à la surface de la dent préparée, en orange sur la 7.1.13.b., alors que la direction de mesure donnée par le plan de coupe, en noir 7.1.13.b., génère une direction de mesure non perpendiculaire à la surface de la dent préparée. **Cette première analyse des protocoles métrologiques proposés dans la littérature du domaine odontologique souligne la difficulté de construire le système de référence de mesure proposé par Holmes et al. (1989), unanimement adopté par la communauté dentaire. Il semble donc nécessaire de standardiser l'identification de l'axe d'insertion de la prothèse, élément de base, dans la définition du système de référence des critères d'adaptation cliniquement considérés comme pertinent.**

La qualité des images obtenues par micro-tomographie Rx peut être affectée par des artefacts d'acquisition et la résolution spatiale du tomographe (Kruth et al., 2011). L'effet de beam-hardening induit une augmentation de l'intensité du contraste sur le bord de l'objet acquis. Cette famille d'artefacts est liée à la propriété polychromatique du faisceau de rayons X. Souvent un filtre métallique physique (aluminium, cuivre ou tungstène) peut être utilisé pour filtrer et atténuer l'effet de beam-hardening. Néanmoins, l'utilisation de tels filtres augmente le bruit d'acquisition. L'effet d'anneau (ring effect) induit l'appari-

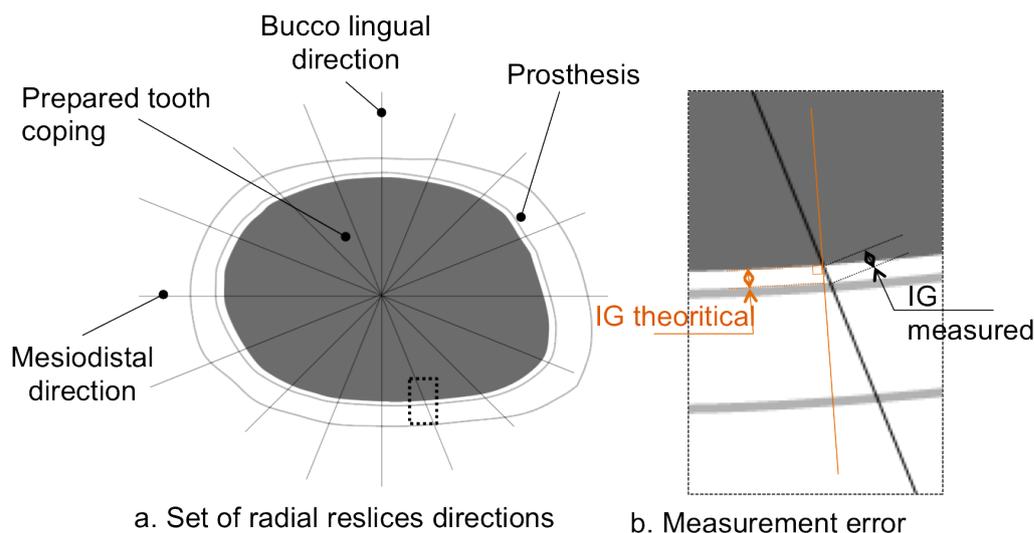


FIGURE 7.1.13 – Ensemble de plans radiaux de mesure autour de l'axe d'insertion identifié (a) orientations des plans directions et (b) erreur de mesure d'après (Tapie et al., 2016)

tion de cercles concentriques sur les images reconstruites, centrés sur l'axe de rotation du tomographe. Cet effet peut être imputé aux défauts géométriques des liaisons mécaniques utilisées lors du déplacement des éléments du tomographe (détecteur, source ou objet) ou encore des défauts du détecteur (pixels défectueux) lors des projections radiographiques. Ces artefacts peuvent être évités en modifiant la stratégie d'acquisition par exemple en ne sollicitant pas la zone défectueuse du détecteur ou des algorithmes de corrections appliqués aux images reconstruites. La présence de métal dans l'objet peut générer des bandes de contraste parasites sur les images reconstruites. Cet effet est dû à la haute densité de certains matériaux métalliques qu'un faisceau rayons X ne peut pénétrer. Les déplacements de l'objet, de la source ou du détecteur lors de l'acquisition peuvent induire des ombres sur les images reconstruites. Comme nous l'avons introduits en début de ce chapitre, afin de mesurer l'adaptation de l'assemblage prothétique, les limites de la prothèse et de la copie de dent préparée doivent être visibles, nets et dimensionnellement fiables : les artefacts sur les images reconstruites doivent être évités et le contraste des images doit être suffisant pour identifier les limites caractéristiques de l'assemblage prothétique. Dans le contexte de la métrologie de l'adaptation de prothèse dentaire, la propriété de radio-densité et la composition des matériaux de la prothèse et de la copie de la dent préparée sont des facteurs clés. La gamme de biomatériaux mis en œuvre en CFAO dentaire est très large et inclut des céramiques, des composites ou encore des polymères chargés (Belli et al., 2017). Ces différents types de matériaux ont des compositions chimiques et donc des radio-densités très hétérogènes, menant à un réglage et un filtrage du faisceau de rayons X spécifique à chaque matériau. Sur la figure 7.1.14, une image d'un assemblage prothétique composé d'une prothèse en zircone et d'une copie en plâtre de la dent préparée est illustrée pour un mauvais réglage de la source de rayons X et un mauvais filtrage. De nombreux artefacts sont présents rendant difficile l'exploitation métrologique. La composition de la zircone, très dense, introduit des effets d'artefact métallique sur le bord de la prothèse, alors que le mauvais filtrage introduit un effet de beam-hardening sur le bord de la prothèse. La différence de radio-densité entre le plâtre et la zircone (masses volumiques trop différentes) induit un problème de contraste entre les deux parties de l'assemblage rendant

difficile l'identification des courbes et surfaces caractéristiques nécessaires à l'évaluation de l'adaptation de la prothèse. Malheureusement, les images exploitées dans de nombreux protocoles semblent plus ou moins entachées d'artefact et remettent en cause la reproductibilité des protocoles et l'exactitude des mesures effectuées. **Cette seconde analyse souligne les difficultés inhérentes à l'atténuation des rayons X pour obtenir des images exploitables métrologiquement. Il semble donc nécessaire d'ajuster le faisceau de rayons X et de choisir des filtres physiques ou numériques au regard des deux matériaux utilisés pour l'assemblage prothétique.**

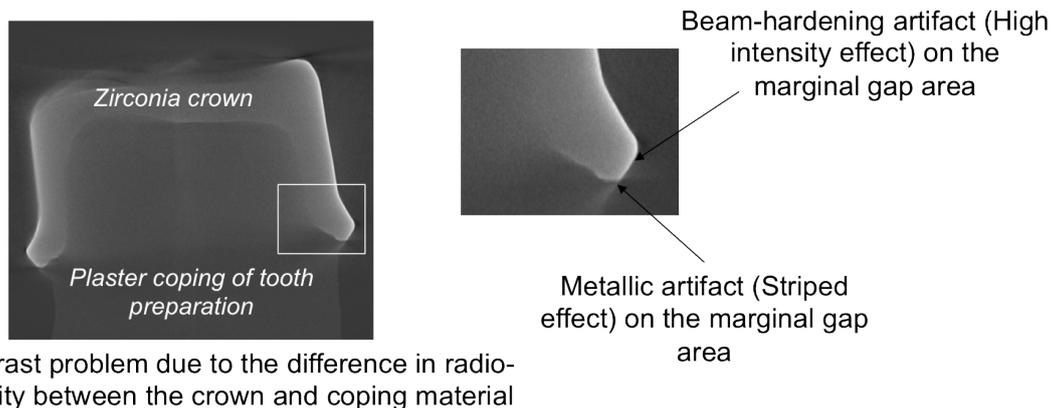


FIGURE 7.1.14 – Artefacts de mesure lors de l'acquisition par micro-CT Rx d'après (Tapie et al., 2016)

Une troisième problématique dans la mise en place d'un protocole métrologique basé sur l'acquisition par micro-CT Rx est la résolution spatiale de l'équipement. L'élément dimensionnel de base d'une pile d'images obtenue par micro-tomographie Rx est le voxel (pixel volumétrique). La dimension d'un voxel dépend de l'intensité du rayon X et est généralement compris entre quelques microns et quelques dizaines de microns. La résolution spatiale d'un scanner micro-CT peut être défini comme la dimension minimale qui peut être acquise. Cette résolution spatiale dépend de la résolution des images données par la taille du voxel. La taille du voxel peut être inférieure à la résolution spatiale. En effet, la résolution spatiale est la combinaison de la résolution du détecteur, les exactitudes des éléments mécaniques de déplacement du scanner et de l'intensité du faisceau Rx (Kruth et al., 2011). Ainsi, la résolution spatiale lors de la mise en œuvre d'un scanner micro-CT doit être de l'ordre de 10 $\mu$ m afin d'assurer la conformité de la mesure du jeu de l'adaptation prothétique qui est fixé autour de 100 $\mu$ m lors de la conception de l'assemblage de la prothèse. **Malheureusement, les scanners micro-CT exploités dans la majorité des protocoles métrologiques proposés dans la communauté odontologique ne possèdent que rarement une résolution spatiale assurant la conformité des mesures. Il semble donc nécessaire d'évaluer les incertitudes de mesure de l'ensemble de la chaîne métrologique afin d'estimer la fiabilité des mesures réalisées.**

### 7.1.3.2 Formalisation de nouveaux critères et indicateurs d'évaluation de l'assemblage dento-prothétique

Dans le cadre de nos travaux nous avons mené une étude pilote, en partenariat avec Elsa Vennat du laboratoire MSSMat-CentraleSupélec et Nicolas Schmitt du LMT-ENS Paris

Saclay, afin de mieux appréhender et de proposer des pistes de résolution des problématiques soulevées dans le paragraphe précédent. Cette étude est basée sur la mise en place et la validation d'une chaîne métrologique sur deux géométries standardisées d'assemblages dentaires références. Les assemblages références ont été conçu à partir d'une géométrie pyramidale et d'une géométrie conique (Figure 7.1.15). L'intérêt d'intégrer ce type de géométrie dans les protocoles métrologiques est d'avoir des assemblages composés de formes régulières avec une définition mathématique robuste et unique de l'axe d'insertion de la prothèse qui sera l'axe de symétrie de la préparation. D'une part, cet axe de symétrie permet de plus facilement construire le système de référence d'évaluation du hiatus proposé par Holmes. D'autre part, cela permet une standardisation du protocole métrologique permettant ainsi de comparer objectivement les systèmes de CFAO dentaires sur une référence étalon. Ces propositions de références étalons simulent des préparations dentaires proches du volume anatomique d'une molaire (Scheid et al., 2002) et les recommandations cliniques de formes et dimensions pour prothèses conjointes (Wiskott, 2011) :

- (1) le volume de base (modélisant les tissus sains de la molaire) est soit un parallélépipède à base carré ( $8 \times 8 \times 4 \text{ mm}^3$ , figure 7.1.15.a.) pour la géométrie pyramidale soit un cylindre de révolution (diamètre 8mm et hauteur 4mm, figure 7.1.15.b.);
- (2) la courbe marginale (modélisant la limite de préparation) est une courbe plane, respectivement, un carré (longueur de côté 8mm) et un cercle (8mm de diamètre);
- (3) la surface axiale (modélisant la périphérie de la préparation) est, respectivement, une pyramide à base carrée (carré de base de  $6 \times 6 \text{ mm}^2$  sur une hauteur de 6mm et un angle de dépouille de  $6^\circ$ ) et un cône de révolution (cercle de base de diamètre 6mm sur une hauteur de 6mm et un angle de dépouille de  $6^\circ$ );
- (4) la surface marginale (modélisant le bas de la préparation) est le plan supérieur du volume de base, la surface occlusale (modélisant le haut de la préparation) est le plan parallèle à la surface marginale situé 6mm au-dessus;
- (5) les surfaces marginales et occlusales sont raccordées à la surface axiale par des congés circulaires (0,5mm de rayon).

Des prothèses standardisées ont alors été conçues pour s'assembler sur les préparations standardisées en s'appuyant sur la méthodologie de conception de CFAO dentaire pour prothèse conjointe. L'axe de symétrie de la préparation standardisée (axe du cône ou axe d'intersection des plans de symétrie de la pyramide) est considéré comme l'axe d'insertion de la prothèse. Le jeu interne (IG sur la figure 7.1.15) est fixé selon les recommandations cliniques moyennes permettant le collage à  $100\mu\text{m}$  autour de la surface axiale et  $150\mu\text{m}$  au-dessus de la surface occlusale (Boitelle et al., 2014; Sailer et al., 2006, 2007). Le jeu marginal (MG sur la figure 7.1.15) est fixé nul pour simuler une étanchéité parfaite entre la prothèse et la préparation. Une mauvaise étanchéité est source de reprise de caries notamment imputable à l'introduction de bactérie dans l'assemblage ou source d'irritation gingivale (Romao et al., 2004; Rossetti et al., 2008). Afin de simuler un assemblage dento-prothétique sans possibilité d'accumulation de plaque dentaire autour de la limite marginale, les paramètres de sur-extension marginale (OM d'après Holmes et al. 1989) et de sous-extension marginale (UM d'après Holmes et al. 1989) sont fixés nuls. Dans le cadre de nos travaux, les deux parties de l'assemblage référence ont été réalisés dans un biomatériau composite hybride (Vita Enamic, Vita-Zahnfabrik, Allemagne : réseau céramique infiltré d'un polymère sous hautes pression et température). Ce biomatériau est représentatif de ceux exploités en pratique clinique pour son comportement moins fragile que les céramiques et de meilleure résistance à l'usure que les composites. Aussi, ce matériau offre l'avantage d'avoir des propriétés de radio-opacité minimisant les artefacts d'acquisition par rayons X. Pour notre étude pilote les deux parties de l'assemblage ont été fabriquées par usinage commande numérique sur une machine prototype (Lyra, GACD,

France).

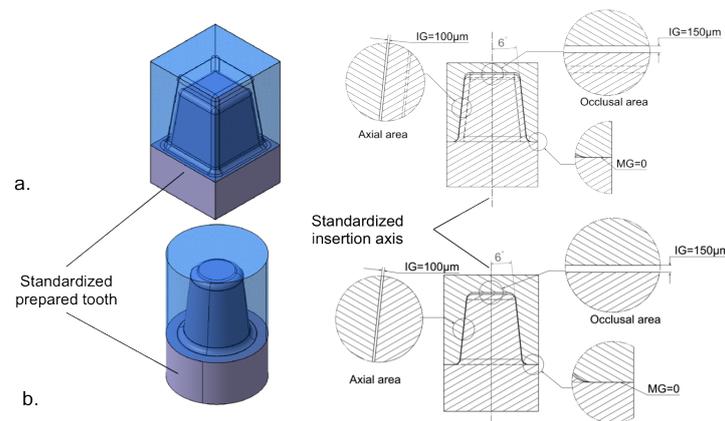


FIGURE 7.1.15 – Propositions d'assemblages standards pour l'évaluation du hiatus dento-prothétique d'après (Tapie et al., 2016)

Ces deux prototypes d'assemblage ont été scannés à l'aide d'un microtomographe à rayons X (X- View X 50-CT, North Star Imaging), le réglage de configuration de la source rayons X étant détaillé dans l'article Tapie et al. 2016. La configuration d'acquisition retenue a permis d'obtenir des piles d'environ 1300 images en niveau de gris, reconstruites à partir de 1200 projections radiographiques et l'algorithme de reconstruction du logiciel propriétaire NSI - eFX-CT pour une taille de voxel d'environ  $8 \times 8 \times 8 \mu\text{m}^3$ . Cette taille de voxel semble cohérente pour une résolution spatiale ayant un rapport de 10 avec la dimension de jeu fixée à  $100 \mu\text{m}$ , même si nous n'avons pas vérifié totalement cette hypothèse. Dans la suite de ce paragraphe, nous présenterons une démarche afin de mieux identifier l'erreur de mesure globale lors de la mise en œuvre d'une chaîne métrologique par micro-CT Rx. Les piles d'image acquises ont été post-traitées dans le logiciel Avizo (FEI, Visualization Sciences Group) pour qualifier le jeu d'adaptation. La visualisation initiale des assemblages prototypes, à l'aide de l'outil de visualisation volumique du logiciel Avizo, dans différents plans de coupe, nous a permis de confirmer la problématique d'exploitation de coupe 2D pour évaluer le jeu d'adaptation (Figure 7.1.16). Ainsi, il est aisément observable, lors d'une coupe orthogonale sur la pile d'image brute, que l'axe de symétrie de l'assemblage (PA) n'est pas coïncident avec l'axe d'acquisition du tomographe, il en résulte des images en 2D non exploitables (Figure 7.1.16.b.).

Comme discuté au paragraphe précédent, la mesure du jeu d'adaptation ne peut pas être directement réalisée sur la pile d'image brute. Chaque surface et courbe ainsi que le système de référence de mesure (composé de PA et d'une pile d'image post-traitée) sont inclinés par rapport à leur position théorique (Figure 7.1.17). Ce biais, que nous avons souligné dans les protocoles de la littérature, s'explique à l'aide de simulations géométriques. L'axe d'insertion (PA, axe noir sur la figure 7.1.17), équivalent de l'axe de symétrie pour nos géométries standards, ne coïncide pas avec l'axe d'acquisition (AA, axe rouge sur la figure 7.1.17). Le positionnement de l'assemblage sur la plateforme support du scan micro-CT introduit nécessairement une dispersion de positionnement angulaire ( $\alpha$  sur la figure 7.1.17.a.); par exemple dans notre étude pilote, afin d'éviter des mouvements parasites lors de l'acquisition, la base de l'assemblage a été collé sur le support du scan micro-CT, introduisant alors des dispersions de positionnement. Comme illustré 7.1.17.a., le plan de mesure (plan vert) est obtenu par coupe orthogonale de la pile d'image brute

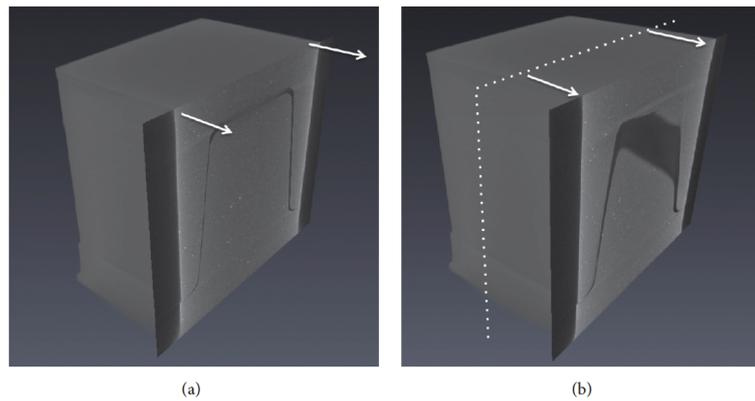


FIGURE 7.1.16 – Illustration de la visualisation 3D de l’assemblage pyramidal dans Avizo (a) Plan de coupe au milieu de l’assemblage. (b) Plan de coupe dans la zone marginale. (Tapie et al., 2016)

(perpendiculaire à l’axe AA correspondant à la normale des plans bleus). Ainsi, le plan vert est parallèle à la direction AA et incliné de l’angle  $\alpha$  du plan théorique de mesure (plan beige). Aussi, lors de la réalisation de coupes orthogonales de la pile brute, une seconde dispersion angulaire peut être introduite ; le plan de mesure (vert) peut aussi être incliné d’un angle  $\beta$  du plan théorique de mesure (plan beige). Cette double inclinaison introduit une représentation 2D déformée des surfaces délimitant le jeu d’adaptation (figure 7.1.17.b.). Dans le cas de l’assemblage conique, l’angle  $\beta$  n’a pas d’influence dû à la symétrie de révolution de l’assemblage.

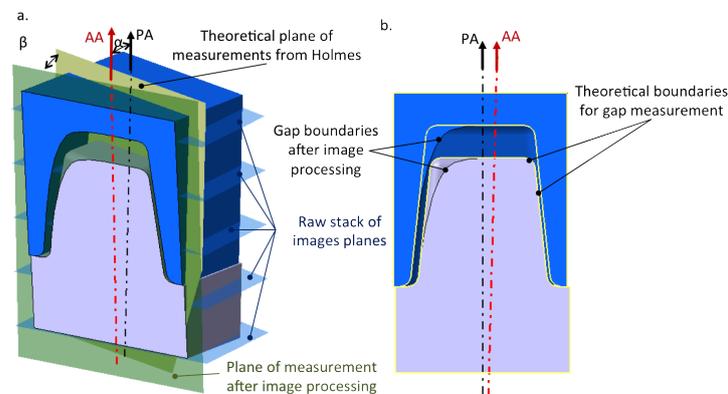


FIGURE 7.1.17 – Simulation des erreurs lors de l’acquisition micro CT et du post-traitement des images sur l’assemblage pyramidale (a) Détails des erreurs. (b) Superposition de coupe théorique et simulée. (Tapie et al., 2016)

La visualisation volumique des assemblages à l’aide du logiciel Avizo a permis de souligner la problématique de la non reproductibilité de positionnement de la prothèse sur la préparation. Comme illustré figure 7.1.18, des sur-extensions et sous-extensions au niveau de la limite marginale sont induites par l’espace vide au sein de l’assemblage. Dans le cadre des assemblages prototypes proposés, les deux éléments de l’assemblage sont en contact planaire. La combinaison de ce contact avec l’espace vide introduit une rotation autour de PA et deux mouvements de translation, respectivement le long des axes  $\vec{X}_0$  et  $\vec{Y}_0$ .

Les mouvements de translation introduisent un désalignement de l'axe de symétrie de la prothèse (axe vert figure 7.1.19) utilisé lors de la conception de l'assemblage (axe noir figure 7.1.19). La combinaison de ce désalignement et de la rotation de la prothèse génèrent de la sous- et sur-extension de la limite marginale de la prothèse et une distribution non uniforme du volume du jeu d'adaptation (Figure 7.1.19.b.). Dans le cadre de l'assemblage conique, la rotation autour de PA n'a pas d'influence étant donné la symétrie de révolution de l'assemblage. Cette étude qualitative sur les assemblages prototypes souligne le besoin d'identifier l'axe de symétrie de l'assemblage (PA) élément de base dans la construction de système de référence pour mesurer le jeu d'adaptation en 2D. Même si les assemblages prototypes proposés ont tendance à sur évaluer la non reproductibilité de l'assemblage de la prothèse sur la préparation par rapport à un assemblage réel (limitations de l'amplitude des mouvements de rotations et translations liées à une courbe de limite marginale complexe), il semble intéressant de combiner la valeur numérique du jeu d'adaptation avec sa répartition volumique qui n'est pas nécessairement uniforme. L'évaluation de la distribution de ce volume autour de la dent préparée est difficile à analyser sans une caractérisation métrologique en 3D. Dans un objectif de standardisation, les protocoles de mesures en 2D semblent plus difficiles à mettre en place et ne permettent d'évaluer que partiellement la distribution du jeu d'adaptation autour de la dent préparée.

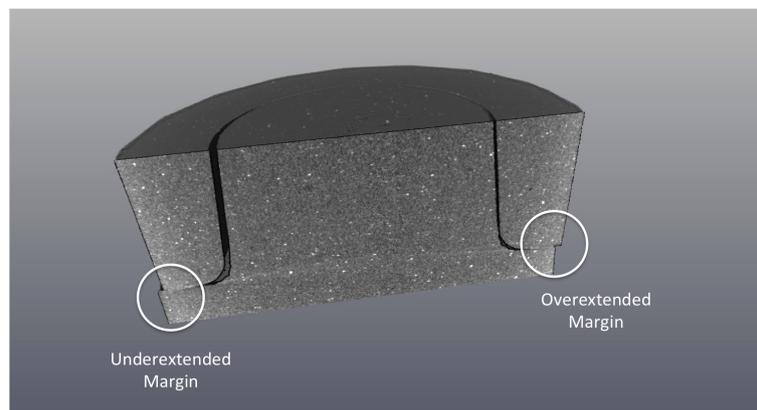


FIGURE 7.1.18 – Visualisation des sur- et sous- extensions marginales provoquées par mésalignement des axes de la préparation et de la prothèse d'après (Tapie et al., 2016)

Pour nous affranchir des erreurs émanant de mesures en 2D, nous avons choisis de post-traiter les piles d'image acquises dans le logiciel open source ImageJ pour quantifier le jeu d'adaptation en 3D (Rasband, 1997). Les résultats obtenus sont illustrés figure 7.1.20 pour les zones axiales et marginales du jeu. Le jeu d'adaptation a été quantifié à l'aide d'un algorithme maximal covering sphere (MCS) développé, implémenté et exploité dans imageJ pour la mesure directe d'épaisseur dans une pile d'images. Le principe de cet algorithme est de mesurer la dimension d'un espace en un point donné en trouvant la plus grande sphère contenant ce point et contenu dans l'espace considéré (Hildebrand and Rüeggsegger, 1997; Dougherty and Kunzelmann, 2007). Cet algorithme est fréquemment utilisé pour mesurer les épaisseurs de vides ou de matière des milieux poreux comme l'os trabéculaire ou les échafaudages d'ingénierie tissulaire (Knackstedt et al., 2006). L'exploitation de cet algorithme nécessite de binariser la pile d'images acquise. Une difficulté que nous n'avons pas totalement résolue résulte dans le choix de l'algorithme de binarisation associé à son paramètre de seuillage. Dans notre étude pilote, ce choix s'est fait de manière empirique

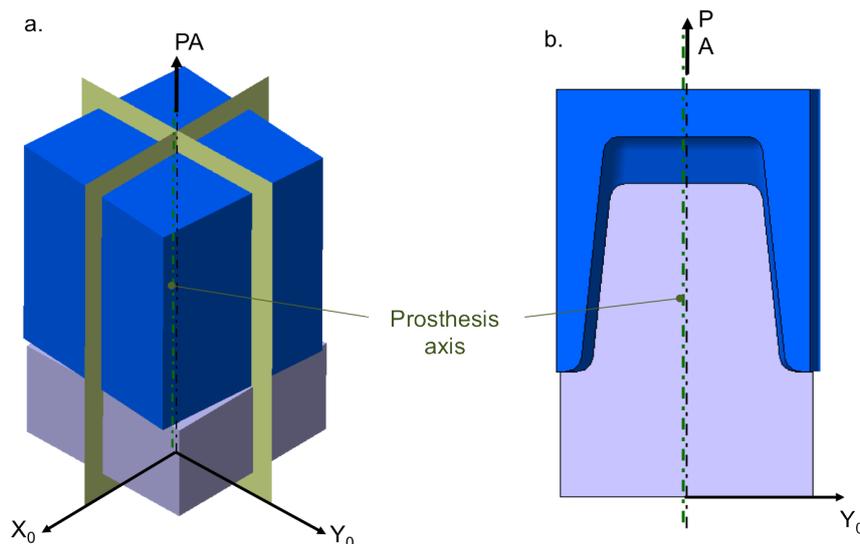


FIGURE 7.1.19 – Simulation des erreurs d'assemblage d'après (Tapie et al., 2016)

et itérative, il nous semble donc nécessaire de développer une étude complémentaire sur l'influence de cette binarisation. Néanmoins l'intérêt de cet algorithme est de réaliser la mesure en 3D du jeu d'adaptation sur l'ensemble de son volume. Il permet de ne pas se limiter à quelques mesures dans des plans de coupe 2D choisis plus ou moins arbitrairement comme dans les protocoles proposés dans la littérature. Basé sur cette mesure 3D nous avons formalisé un nouveau critère appelé GSD (Gap Size Distribution). Ce critère est représenté par la distribution de l'épaisseur du jeu d'adaptation comme illustré figure 7.1.21 pour les deux assemblages prototypes. L'assemblage conique montre une distribution répartie entre 0 et 200 $\mu\text{m}$  de jeu, alors qu'une distribution bimodale est constatée pour l'assemblage pyramidal autour de 50 $\mu\text{m}$  et autour de 140 $\mu\text{m}$ . La combinaison des cartographies 3D et de la distribution du jeu d'adaptation montre clairement la translation de la prothèse sur la préparation quel que soit l'assemblage prototype. Il en résulte une valeur de jeu hétérogène variant entre 0 à 200 $\mu\text{m}$  pour les deux types d'assemblage. Étant donné que les assemblages ont été conçus avec un jeu homogène de 100 $\mu\text{m}$ , il est logique de trouver un jeu minimal de 0 (prothèse en contact) et un jeu maximal de 200 $\mu\text{m}$  (double du jeu conçu à l'opposé du point de contact de la prothèse). La dimension du jeu de l'assemblage conique est réparti plus uniformément. Ce type de distribution du jeu devrait être plus favorable pour la longévité de la restauration. Par cette analyse, une première conclusion peut être établie : différentes formes de préparations dentaires semblent mener à différents GSD qui influencent certainement la longévité de la restauration. Ainsi, il serait intéressant d'évaluer l'influence de la répartition d'un adhésif à l'aide du critère GSD sur le comportement mécanique d'assemblage (jeu d'adaptation rempli par un adhésif).

Les cartographies 3D et le critère GSD peuvent aussi être exploités dans des activités d'évaluation de la pratique clinique lors du collage de prothèse dentaire. Par exemple, il permettrait d'évaluer l'influence de l'opérateur sur le positionnement final de la prothèse par rapport à sa position théorique prévue lors de la conception de la restauration. L'exploitation de l'algorithme MCS pourrait aussi être exploitée pour mesurer l'épaisseur de la prothèse réalisée à travers la formalisation d'un critère de distribution d'épaisseur de prothèse PTD (Prosthesis Thickness Distribution). Néanmoins, son interprétation reste

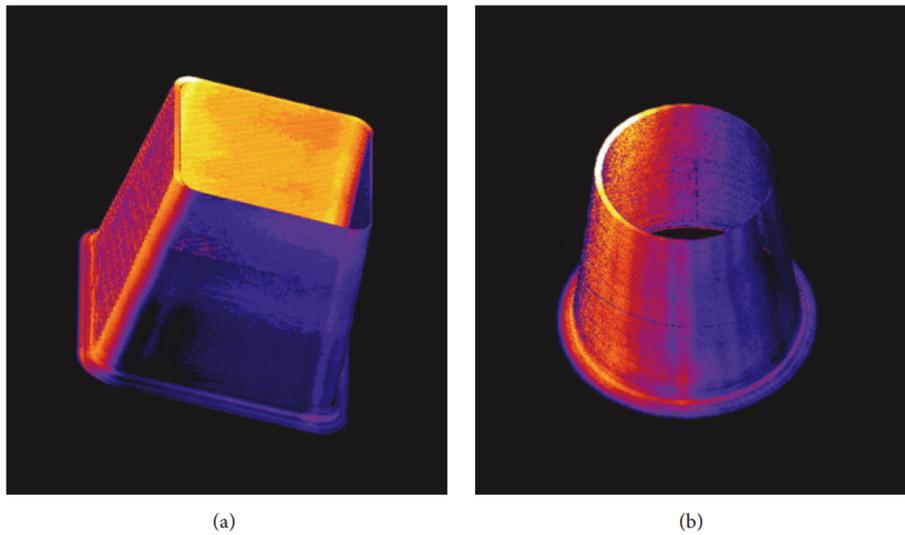


FIGURE 7.1.20 – Visualisation 3D du jeu d'adaptation obtenu avec l'algorithme MCS. (a) Géométrie pyramidale (b) Géométrie conique. La couleur blanche correspond au jeu maximal d'après (Tapie et al., 2016)

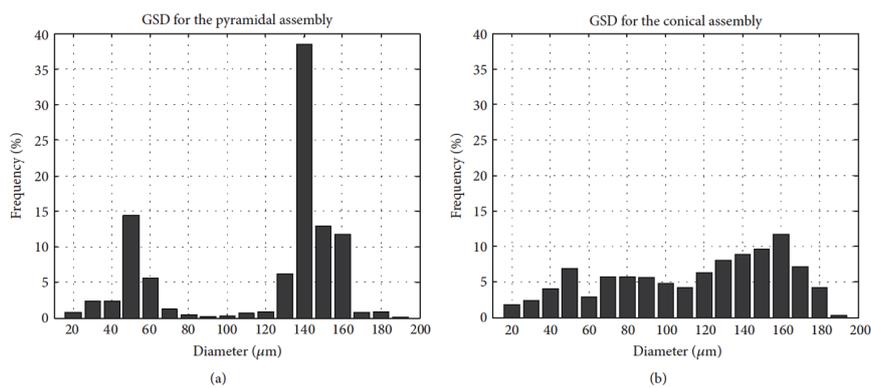


FIGURE 7.1.21 – Distribution du jeu d'adaptation pour l'assemblage pyramidal(a) et pour l'assemblage conique(b) d'après (Tapie et al., 2016)

plus complexe que celle du GSD, l'épaisseur de prothèse étant moins homogène que le jeu d'adaptation. En effet, le jeu d'adaptation est défini de manière homogène sur une grande partie de son volume alors que pour une prothèse, son épaisseur est beaucoup plus hétérogène, les fonctionnalités et les contraintes anatomiques induisant ces variations d'épaisseur. L'utilisation de PTD semble donc pertinente dans le cadre d'étude du comportement mécanique de prothèse mais semble plus difficile à exploiter dans le cadre de l'évaluation de système de CFAO. Ainsi, la poursuite de nos travaux va consister à combiner nos résultats et apports afin de proposer un protocole innovant de mesure de prothèse en vue d'évaluer les systèmes de CFAO.

### 7.1.3.3 Proposition d'une nouvelle procédure de mesure : rétrocontrôle de prothèses dentaires réalisées par CFAO

Les contributions de nos travaux antérieurs nous ont poussé à combiner une partie du protocole triple-scan avec la mesure par micro-CT Rx et d'esquisser un nouveau protocole dans le cadre de la thèse de William Pacquet. Cette démarche va consister à contrôler la prothèse fabriquée par CFAO (Figure 7.1.22). Ainsi l'objectif de la thèse est de mettre en place une démarche de rétro contrôle en numérisant et en comparant la prothèse fabriquée par CFAO avec la prothèse conçue numériquement considérée comme la « référence idéale ». Cette démarche devrait permettre de pouvoir quantifier les dispersions inhérentes à l'ensemble des maillons FAO-usineuse.

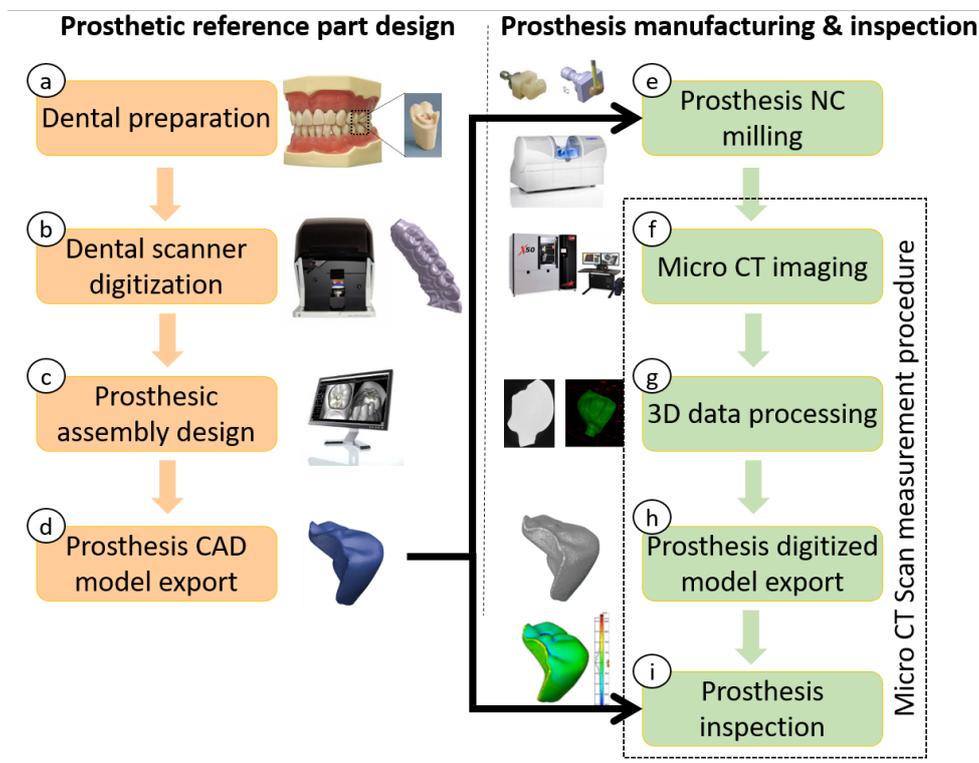


FIGURE 7.1.22 – Synoptique du protocole de rétro-contrôle de prothèse dentaire par micro-CT Rx

Les travaux de thèse de Philippe Boitelle ont déjà permis de valider la démarche de recalage d'une numérisation 3D sur un modèle CAO. Notamment, la reproductibilité des

algorithmes de recalage du logiciel GOM Inspect ont été validés comme suffisants pour la métrologie du joint dento-prothétique. Concernant la numérisation des prothèses fabriquées, l'expérience acquise sur la métrologie par micro-CT Rx, nous montre tout l'intérêt d'utiliser cette technologie permettant de mesurer le volume de la prothèse de manière non-destructive et directe. Néanmoins, ce protocole nécessite la fiabilisation de la chaîne de mesure (calibration de l'ensemble tomographe - source Rx) et de traitement des données (binarisation des images pour un traitement 3D). Dans ce contexte, les travaux entamés par William Pacquet se sont axés sur la calibration du scanner micro-CT afin d'éviter les problèmes d'artefacts et de contrastes que nous avons rencontrés dans nos travaux préliminaires sur les biomatériaux dentaires. En s'inspirant des protocoles de calibration par fantôme (Du et al., 2007), le protocole de calibration proposé se base sur une référence sphérique de dimension et matériau de densité connue : bille céramique en nitrure de silicium de grade 3 utilisée pour les roulements à billes de précision. Le choix dimensionnel de la sphère s'est orienté vers un diamètre de 7,937mm proche du volume d'une molaire. Ce choix a été effectué afin de pouvoir avoir un volume d'acquisition proche des prothèses à contrôler. En effet, plus le volume à acquérir est important, plus la résolution spatiale du tomographe est faible. Le grade 3 de la bille retenue permet d'avoir une référence métrologique de calibration fiable au regard des mesures à effectuer (erreur de sphéricité de  $0,08\mu\text{m}$  et tolérance sur le diamètre de  $\pm 0,08\mu\text{m}$ ). En sortie de traitements des images pour l'obtention du modèle 3D numérisé, il sera ainsi possible d'estimer l'incertitude de mesure sur l'ensemble tomographe - traitement d'image. L'intérêt d'exploiter un matériau de densité connue est de pouvoir régler l'intensité et le courant de la source Rx pour éviter les artefacts. Aussi, l'homogénéité du matériau doit permettre d'éviter les problèmes de contrastes. Néanmoins, le coefficient d'atténuation linéique d'un matériau dépend de sa masse volumique. Une étude de pycnométrie couplée avec des acquisitions de la bille est en cours afin de valider le choix de matériau de la bille de calibration. La poursuite de ces travaux consiste donc à valider la bille de calibration en terme de choix de matériau pour ensuite, le cas échéant, finaliser le protocole de calibration du tomographe et des algorithmes de traitement d'image. Le choix d'algorithme de binarisation de la pile d'images est important car il peut engendrer des dispersions géométriques lors de la reconstruction 3D. Les dimensions du modèle de la bille numérisé seront donc contrôlés selon différents paramètres des algorithmes de numérisation afin d'obtenir une erreur de mesure adaptée au contrôle de prothèses dentaires.

## **7.2 Protocole d'évaluation de la rugosité de surface des prothèses usinées**

Afin d'évaluer les méthodologies CFAO dentaires, nous ne nous sommes pas limités à analyser le jeu d'assemblage dento-prothétique ou encore les défauts d'ordre 1, dimensionnels et de formes, des prothèses. Dans le cadre des travaux de thèse de Nicolas Lebon (Lebon, 2017), l'intégrité de surface, et tout particulièrement la rugosité, a été évaluée. En effet, la mise en forme par usinage des biomatériaux prothétiques laisse une signature résiduelle à la surface de la prothèse. Cette signature est représentée par un ensemble de composantes caractérisant la surface et les sous-couches d'une pièce. Les fonctionnalités de services (optique, mécanique, esthétique, thermique, électrique,...) d'une pièce, et donc d'une prothèse, dépendent de l'intégrité de surface. Étant donné l'impossibilité

d'établir des corrélations directes entre le procédé d'usinage et les fonctionnalités attendues à la surface d'une prothèse dentaire, il est nécessaire d'évaluer l'intégrité de surface permettant par son intermédiaire une corrélation double intégrité de surface - paramètres d'usinage et intégrité de surface - fonctionnalités (Davim et al., 2010). Ainsi, les paramètres d'usinage exploités dans une méthodologie CFAO dentaire peuvent être évalués en les confrontant aux fonctionnalités prothétiques de surface en réalisant l'évaluation de l'intégrité de surface résiduelle après usinage. Malheureusement, la corrélation intégrité de surface - procédé d'usinage en CFAO dentaire n'a jamais été étudiée, et, la corrélation intégrité de surface - fonctionnalités prothétiques est très mal formalisée. Il a donc été nécessaire de développer des procédures de métrologie de surface et de formaliser les fonctionnalités prothétiques.

### 7.2.1 Problématique de l'intégrité des surfaces prothétiques dentaires et usinées

De sa réalisation à son utilisation en bouche l'intégrité de surface d'une prothèse dentaire évolue. Dans le cadre de nos travaux, nous avons ainsi recensés 4 phases importantes de la vie du biomatériau et de sa prothèse associée durant lesquels plusieurs facteurs influencent l'évolution de l'intégrité des surfaces prothétiques (Figure 7.2.1).

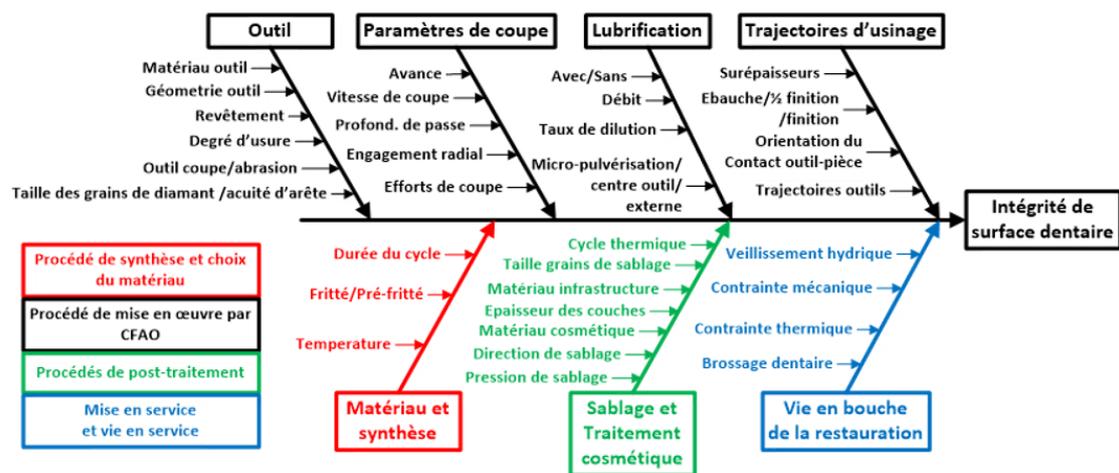


FIGURE 7.2.1 – Paramètres influençant l'intégrité des surfaces d'une prothèse usinée d'après (Lebon, 2017)

La première phase correspond au mode d'élaboration et de mise en forme du biomatériau brut sous forme de bloc ou de disque. Les facteurs influençant l'intégrité de surface du biomatériau sont multiples et liés au type de biomatériaux. Les matériaux composites composés d'un polymère renforcé sont obtenus par pressage ou par injection et subissent des traitements de polymérisation au cours de leur mise en forme en bloc ou disque. Les matériaux céramiques obtenus à partir de barbotine ou de suspension sont mis en forme par pressage ou par extrusion et subissent des cycles thermiques de frittage et de cristallisation (Denry and Kelly, 2008; Denry, 2013). La seconde phase concerne les facteurs liés au procédé d'usinage lors de la mise en forme de la prothèse. Malheureusement, peu d'études académiques ou industrielles s'attachent à évaluer l'influence des paramètres d'usinage

par voie CFAO sur l'intégrité de surface. Néanmoins, quelques travaux sur l'usinage par abrasion à l'aide de turbine dentaire manuelle mettent en avant l'influence de certains paramètres sur l'intégrité des surfaces usinées. Il semblerait que la granulométrie des outils utilisés auraient une influence sur la formation de microfissures et d'écaillage en surface de prothèse ainsi qu'un impact direct sur la rugosité (Lebon et al., 2015a; Dong et al., 2000). La présence d'eau, liée à la lubrification, combinée avec le chargement mécanique engendré par le mécanisme d'abrasion semblerait pouvoir engendrer des microfissures et des changements de phase à la surface de certaines céramiques (Muñoz-Tabares et al., 2012; Wulfman et al., 2010, 2012). Les paramètres d'usinage associés au couple outil-matière (vitesse de coupe et d'avance, profondeur de passe axiale et radiale) influencent de nombreuses propriétés de surface de la prothèse : rugosité, fissures, écailles, transformation de phase (Yin et al., 2003; Luthardt et al., 2004; Yin et al., 2006b,a; Song and Yin, 2009; Chang et al., 2011). La troisième phase concerne les influences des procédés de post-traitement des surfaces de la prothèse : frittage de cristallisation pour les céramiques préfrittées, grenailage des surfaces, émaillage esthétique. Le grenailage, appelé sablage par la communauté dentaire, influence principalement la rugosité en surface et les contraintes internes en sous-couches proches de la surface. Les facteurs mis en avant lors du grenailage sont la taille des grains, la pression et la direction de projection des grains sur la surface de la pièce (Chintapalli et al., 2013, 2014). L'émaillage esthétique, consistant à cuire une céramique cosmétiques sur une céramique d'émaillage, entraîne la variation du champ de contraintes résiduelles à la surface de la céramique cosmétique. Ainsi, la composition et l'épaisseur du bi-couche réalisé ainsi que les paramètres thermiques sont les facteurs principalement recensés comme influents sur les contraintes résiduelles (Mainjot et al., 2011, 2012). Enfin la quatrième concerne l'ensemble des facteurs liés à l'environnement dans lequel la prothèse est en service. La présence de salive favorise le vieillissement hydrique des biomatériaux entraînant une dégradation de leur structure physicochimique en surface ou encore la propagation de fissure combiné aux chargements mécaniques en fatigue liés à la mastication. Les effets du brossage ou encore du régime alimentaire ou de pathologie modifie la rugosité, les gradients thermiques liés à l'alimentation combiné avec le chargement cyclique de mastication impactent le phénomène de fatigue mécanique.

Dans le cadre de nos travaux nous nous sommes particulièrement intéressés à l'intégrité de surface après la phase de mise en forme par usinage. Ainsi, l'intégrité de surface d'une prothèse dentaire est définie de la manière suivante (Lebon, 2017) :

*[Sic] L'intégrité de surface d'une prothèse 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 surface prothétique dentaire s'appuie sur un ensemble de composantes et de paramètres multiéchelles et multi-physiques ayant des interactions entre eux. [Sic]*

Les interactions entre composantes et paramètres mettent en avant la nécessité d'évaluer l'intégrité de surface selon un jeu de paramètres issus d'une à plusieurs composantes. De la même façon, une composante seule doit être évaluée par un jeu de paramètres. Ainsi une étude de la littérature, complétée par des retours de cliniciens, nous a permis de recenser quelques composantes, paramètres et indicateurs chiffrés, représentant au mieux les fonctionnalités prothétiques attendues. Il en ressort que la rugosité est une des composantes associée à un grand nombre de fonctionnalité et qu'elle semble la seule

à être identifier par la communauté odontologique (Tableau 7.5). Il est cependant très difficile d'évaluer la pertinence du choix des paramètres de rugosité. En effet, seul les paramètres 2D de rugosité arithmétique (Ra) et de hauteur de profil (Rt) sont associés aux fonctionnalités prothétiques sans pour autant être clairement justifier. Cette tendance est confirmée par le retour des cliniciens qui évoquent bien la composante de rugosité sans pour autant clairement formaliser des paramètres associés. Ainsi, d'après les cliniciens, la majorité des fonctionnalités de surfaces prothétiques demande des surfaces le plus « lisses » possibles en intrados et extrados. Des surfaces « lisses » améliorerait notamment la tenue en fatigue des prothèses et le rendu esthétique. Cependant, une surface « rugueuse » en intrados est bénéfique pour la rétention prothétiques par collage. Cette constatation souligne la nécessité d'associer des paramètres de rugosité pertinent selon les fonctions attendues mais aussi, de quantifier les valeurs des indicateurs associés pouvant résulter d'un compromis entre plusieurs fonctions.

Fonction	Surface concernée	Constatations
Rétention mécanique	Intrados	Rugosité élevée : meilleure rétention Force de rétention proportionnelle à $Rt^1$
Développement de la plaque dentaire	Extrados	Surface rugueuse : développement bactérien favorisé $Ra^2 < 0.2\mu m$ : pas de développement de plaque $0.7\mu m < Ra < 1.4\mu m$ : même taux de développement de plaque
Propriétés optiques	Extrados	Surface rugueuse : perte de rendu esthétique brillant par réflexion diffuse Dimensions des pics et vallées $>$ longueurs d'onde visible Augmentation de Ra : Diminution de la brillance Diminution de Ra : Augmentation de la luminosité et de la saturation
Adhérence de la couche cosmétique	Extrados	Diminution du Ra : Augmentation de l'adhérence
Usure	Extrados - occlusal	Comportement abrasif des pics de rugosité Augmentation de la rugosité : augmentation du taux d'usure
Durée de vie - Fatigue mécanique	Intrados et extrados	Pics et vallées de rugosité : zones potentielles d'amorce de fissure Polissage : fermeture des fissures

1 : Rt : hauteur total de profil ; 2 : Ra : rugosité arithmétique

TABLE 7.5 – Influence de la composante de rugosité sur les fonctionnalités prothétiques d'après (Lebon, 2017)

## La problématique de l'intégrité des surfaces prothétiques dentaires et usinées

est double. D'une part, le peu d'études académiques ou industrielles sur l'usinage par CFAO et son impact sur l'intégrité de surface ne permet d'établir que quelques corrélations entre les paramètres d'usinage et l'intégrité de surface. Plusieurs composantes d'intégrité de surface semblent être impactées par l'usinage, la rugosité étant potentiellement la plus impactée. D'autre part, peu de données scientifiques ou cliniques sont à dispositions pour permettre l'association de paramètres et d'indicateurs aux fonctionnalités prothétiques. Afin de choisir des paramètres pertinents de rugosité nous avons pris le parti de nous baser sur le retour d'expérience de l'industrie mécanique. En effet, certaines fonctionnalités prothétiques semblent équivalentes ou proches de celles pouvant être attendues sur des pièces mécaniques. Ces choix de paramètres ont été complétés par un protocole expérimental permettant d'y associer des indicateurs chiffrés dans le cadre de l'usinage de biomatériaux. D'une part, ces expérimentations sont le seul moyen de permettre d'établir les liens entre paramètres d'usinage et intégrité de surface et, d'autre part, d'établir des indicateurs de rugosité référence pour les fonctionnalités prothétiques.

## 7.2.2 Choix de paramètres de rugosité

La composante de rugosité est associée à plusieurs paramètres de dimensions caractéristiques, exprimée en  $\mu\text{m}$ , des défauts périodiques (saillies et creux) d'une surface. Ces paramètres sont définis en 2D pour caractériser des profils extraits de la surface ou définis en 3D pour caractériser directement la surface. Selon la norme ISO4287 (1998), 14 paramètres 2D de profil sont formalisés et classés selon 4 classes : amplitude, espacement, hybride, courbes et paramètres associés. Selon la norme ISO25178-6 (2010), 32 paramètres 3D sont formalisés et classés selon 5 classes : hauteurs, espacement, hybrides, fonctions et paramètres associés, paramètres divers.

Nous avons sélectionné un jeu de paramètre en nous appuyant sur des cas d'applications de pièces industrielles et mécaniques ayant des fonctionnalités de surface similaires à celles des surfaces prothétiques dentaires. Nous avons ainsi retenu 3 paramètres d'amplitude en 2D et 3 paramètres de hauteur en 3D. Le premier paramètre d'amplitude 2D retenu est l'écart moyen arithmétique du profil évalué ( $R_a$ ). Il correspond à la moyenne arithmétique des valeurs absolues des ordonnées à l'intérieur d'une longueur de base, définie selon la norme ISO4287 (1998). Ce paramètre influence 90% des fonctionnalités attendues sur des pièces industrielles et proches des fonctionnalités prothétiques (Lebon, 2017). L'inconvénient de ce paramètre est d'atténuer l'effet des valeurs extrêmes de hauteur de pic et profondeur de vallée. Pourtant ces valeurs extrêmes sont souvent source d'une dégradation du rendu optique d'une prothèse ou d'un amorçage de fissure en fond de sillons (creux profond). Afin de pallier à cette atténuation, des paramètres d'amplitude 2D plus sensible aux valeurs extrêmes ont été associés. Selon la norme ISO4287 (1998), la hauteur totale du profil ( $R_t$ ) est 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. La hauteur maximale du profil ( $R_z$ ) est 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). La pertinence du choix de ces 2 paramètres se justifie par leur influence sur 80% des fonctionnalités attendues sur des pièces industrielles et proches des fonctionnalités prothétiques (Lebon, 2017). Ces 3 paramètres de profil ne peuvent caractériser des surfaces de topographie anisotrope ou présentant des singularités (trous, stries, sillons). Or le balayage de l'outil lors de l'usinage des surfaces prothétiques génère une surface de topographie anisotrope. En effet, une valeur de mesurage de rugosité de profil perpendiculaire à la direction de balayage soulignera l'effet de crête laissée par l'outil, alors qu'une valeur de mesurage dans la direction de balayage ne caractérisera pas cet effet de crête. Nous avons donc ajouté au jeu de paramètres de profil, un jeu de paramètre 3D de hauteur de surface. Selon la norme ISO25178-6 (2010), la hauteur moyenne arithmétique de la surface à échelle limitée,  $S_a$ , est la moyenne arithmétique de la valeur absolue des ordonnées à l'intérieur d'une zone de définition.  $S_a$  peut être considéré comme l'homologue de  $R_a$  en 3D et présente le même problème d'atténuation de l'influence des valeurs extrêmes. Ainsi, la hauteur maximale de la surface à échelle limitée,  $S_z$ , est la somme de la plus grande des hauteurs de saillies et de la plus grande des profondeurs de creux à l'intérieur d'une zone de définition. Il s'agit de l'homologue de  $R_z$  en 3D et présente la même sensibilité aux valeurs extrêmes. Enfin, la hauteur efficace de la surface à échelle limitée,  $S_q$ , est la moyenne quadratique des valeurs des ordonnées à l'intérieur d'une zone de définition, en d'autres termes  $S_q$  est équivalent au calcul de l'écart-type autour de la moyenne obtenue par  $S_a$ . Ce paramètre permet notamment d'identifier une surface présentant des valeurs extrêmes de saillies et de creux, donc un  $S_q$

élevé, autour d'une surface plus lisse, donc un  $S_a$  faible. Le critère  $S_q$  est donc pertinent pour caractériser les propriétés optiques de la surface ou encore la présence d'amorce profonde de fissure.

### 7.2.3 Choix d'une méthode et d'un principe de mesure

Afin de pouvoir choisir une méthode et un système de mesure, nous nous sommes référés à la norme ISO25178-6 (2010). Cette norme classe les méthodes de mesures de la rugosité en 3 classes générales : mesure d'un profil linéaire, mesure de la topographie des surfaces et mesure par intégration des surfaces. Pour chaque classe sont associés et décrits un ensemble de principes de mesures (Tableau 7.6). Dans le cadre de nos travaux, nous devons donc sélectionner une méthode de mesure et un principe de mesure permettant d'acquérir des données profilométriques qui seront ensuite traitées pour calculer le jeu d'indicateur associés aux paramètres 2D ( $R_a$ ,  $R_z$ ,  $R_t$ ) ainsi que d'acquérir des données surfaciques qui seront ensuite traitées pour calculer le jeu d'indicateur associés aux paramètres 3D ( $S_a$ ,  $S_z$ ,  $S_q$ ).

Les méthodes de mesure d'un profil linéaire ne permettent pas d'acquérir de données surfacique et n'offrent donc pas la possibilité d'obtenir des valeurs d'indicateur pour les paramètres 3D retenus dans nos travaux. Selon la norme ISO25178-6 (2010), parmi les 4 principes de mesure associés aux méthodes de mesure par intégration des surfaces, le principe de mesure par diffusion intégrée totale ne semblent permettre que de calculer la rugosité moyenne quadratique de la surface donc des indicateurs uniquement associés au paramètre  $S_q$ . Le second principe de mesure par analyse angulaire de diffusion permet de calculer la rugosité moyenne quadratique mais aussi d'autres paramètres de rugosité. Malheureusement la norme ne précise pas quels sont les paramètres calculables. Le troisième principe de mesure utilisant la capacité de deux plaques parallèles, une plaque capacitive repose sur une surface conductrice par l'intermédiaire d'un matériau isolant sur la surface à caractériser. Cette surface à caractériser doit avoir des propriétés de conductivité électrique afin de pouvoir mesurer la capacité entre les deux éléments qui sera ensuite exploitée pour calculer un paramètre caractéristique de la rugosité. Ce principe de mesure ne peut être exploités dans le cadre de nos travaux, les biomatériaux dentaires usinés à caractériser ayant une très faible conductivité électrique. En outre la norme semble préciser que le paramètre caractéristique de rugosité calculé ne correspond pas à un paramètre normalisé. Il en va de même pour le dernier principe de mesure reposant sur l'évaluation de l'écoulement d'un gaz sur la surface à caractériser, le paramètre de rugosité calculé à partir d'un paramètre d'écoulement d'un gaz ne semble pas correspondre à un paramètre de rugosité normalisé. La norme ISO25178-6 (2010) indique que les méthodes par intégration de surface ne fournissent pas de données au sujet du profil linéaire  $z(x)$  ou de données de topographie des surfaces  $z(x, y)$ , ce qui est totalement incompatible avec les paramètres que nous voulons caractérisés. En conclusion, aucun principe de mesure des classes de profilométrie linéaire et d'intégration de zones ne répond à notre besoin.

Les principes de mesures des méthodes de topographie de surface sont souvent dérivés d'un ensemble de profils parallèles balayés séquentiellement ou à partir de la manipulation d'images à deux dimensions obtenues par microphotographie (Ghinea et al., 2011). Ainsi, ces méthodes permettent à la fois d'acquérir des données surfaciques et des profils linéaires. Néanmoins, les principes de mesure par mise en contact d'un palpeur avec la surface à mesurer, présentent l'inconvénient d'acquérir la convolution de la forme de la

Désignation	Définition	Exemples de principes de mesure
Profilométrie linéaire	Méthode de mesure de la topographie des surfaces produisant un graphe ou un profil à deux dimensions des irrégularités de la surface sous forme de données de mesurage pouvant être représentées mathématiquement comme une fonction hauteur $z(x)$	Profilométrie à contact par palpeur Interférométrie à glissement de franges Profilométrie différentiels optiques Profilométrie interférométrique circulaire
Topographie des surfaces	Méthode de mesure des surfaces produisant une image topographique d'une surface pouvant être représentée mathématiquement comme une hauteur $z(x, y)$ en fonction de deux variables indépendantes ( $x, y$ )	Profilométrie à contact par palpeur Interférométrie à glissement de franges Interférométrie par balayage à cohérence Microscopie confocale Microscopie confocale chromatique Projection de lumière structurée avec triangulation Microscopie par focalisation dynamique Profilométrie optique différentielle Microscopie holographique numérique Profilométrie par autofocus à point Microscopie électronique à balayage (MEB) avec analyse angulaire Stéréoscopie MEB Microscopie à effet tunnel Microscopie à force atomique
Intégration des zones	Méthode de mesure des surfaces passant par le mesurage d'une zone représentative d'une surface et produisant des résultats numériques dépendants des propriétés de l'état de surface intégrées sur la zone	Diffusion lumineuse intégrée totale Analyse angulaire de diffusion de la lumière Capacité de deux plaques parallèle Mesurage de débit pneumatique

TABLE 7.6 – Classification des méthodes de mesure des états de surface selon ISO25178-6 (2010)

pointe du palpeur et de la topographie (relief) de la surface. Cette convolution entraîne des erreurs d'acquisition notamment au niveau des fonds de sillons non accessible par la pointe du palpeur ou encore au niveau des zones en contre-dépouille. Aussi, le maintien du contact entre le palpeur et le profil est parfois difficile. Si la force d'appui du palpeur est trop élevée la surface peut être détériorée par des micro-rayures, si cette même force est trop faible le palpeur peut ne pas rester en contact avec la surface. Ces erreurs d'acquisition engendrent une sous-évaluation de la rugosité ou une évaluation non représentative dans le cas d'apparition de micro-rayures (Benatmane, 2002). Ainsi, les principes de mesures optiques sans contact permettent d'éviter une partie de ces erreurs d'acquisition (Leach, 2011). Parmi les nombreux principes de mesure optique sans contact la microscopie par focalisation dynamique (ou variation focale) a été retenue. Il s'agit d'une méthode de mesure de la topographie des surfaces par laquelle la netteté de l'image de la surface (ou une autre propriété de la lumière réfléchi au point focal) dans un microscope optique sert à déterminer la hauteur de la surface à chaque point de celle-ci. Basé sur ce principe de mesure nous avons utilisé le microscope à variation focale « InfiniteFocus » commercialisé par la société Alicona (Alicona Imaging GmbH Raaba/Graz, Autriche). L'instrument Alicona Infinte Focus et son principe de mesure semble avoir de nombreux avantages sur les autres instruments de mesure sans contact (Danzl et al., 2011; Hiersemenzel et al., 2012; ISO25178-606, 2015). La méthode de mesure est réalisée en 3D avec des acquisitions directes de l'image de la surface. Aucune préparation spécifique des échantillons n'est nécessaire. La résolution verticale, selon l'optique de grossissement du microscope, peut atteindre 10 nm contre 0,1 à 0,4  $\mu\text{m}$  pour des microscopes confocaux. Des rugosités à l'échelle micrométrique et nanométrique sont mesurables (jusqu'à 30 nm pour Ra et jusqu'à 15nm pour Sa). L'exactitude des mesures est de 25 nm  $\pm$ 2 nm sur des profils et 20 nm  $\pm$ 2 nm sur des surfaces. Cet instrument offre la possibilité de mesurer des matériaux ayant des propriétés de réflexion optique très différentes. Une large gamme de réglages des sources d'éclairage de la surface et de filtres polariseur et analyseur permettent notamment d'éliminer les composantes spéculaires de la lumière.

## 7.2.4 Procédure de mesure

La procédure de mesure mise en place se divise en une étape d'acquisition des surfaces et une étape de traitements des données.

### 7.2.4.1 Acquisitions

Comme nous l'avons indiqué dans le paragraphe précédent le microscope à variation focale permet d'acquérir directement une surface à partir d'un ensemble d'image (principe de la tomographie). L'échantillon est placé sous l'optique du microscope. 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 réfléchi dans différentes directions. La lumière réfléchi est partiellement collectée par l'objectif et projetée sur le miroir semi-transparent puis jusqu'à un 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. 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).

#### 7.2.4.2 Traitements des données : méthodes de calcul

Les méthodes de calcul utilisées sont celles préconisées par la norme ISO4287 (1998) pour traiter les profils et calculer les paramètres de rugosité et par la norme ISO25178-2 (2012) pour traiter les surfaces acquises et calculer les paramètres de rugosité. Ainsi la séparation des défauts de surface (filtrage) a été réalisée à l'aide du logiciel IF - MeasureSuite Version 2.2 associé au microscope Alicona. Ce logiciel intègre les méthodes normalisées de calcul de filtrage des profils et surfaces. Ces méthodes de calcul reposent sur la détermination des différentes fréquences de coupure respectivement  $\lambda_f$  entre l'écart de forme et l'ondulation et  $\lambda_c$  entre l'ondulation et la rugosité. Les différentes gammes de fréquence étant a priori inconnue avant le traitement des données acquises, un travail itératif, de recherche des fréquences de coupure pour chaque ordre et chaque surface à caractériser est à réaliser. Le logiciel IF-MeasureSuite propose une aide au choix des fréquences de coupure. L'opérateur ayant toujours la possibilité de réajuster les valeurs proposées. Afin d'extraire le profil ou la surface de rugosité, il faut dans un premier temps calculer le profil d'ondulation pour, dans un second temps, soustraire le profil d'ondulation au profil ou à la surface primaire, (profil ou surface brut d'acquisition) (De Chiffre et al., 1994). Ces différentes étapes sont donc réalisées à partir des surfaces acquises préalablement. Le filtrage des profils nécessitant dans un premier temps de les sélectionner à l'intérieur de la surface primaire acquise.

Les calculs des indicateurs de rugosité sont ensuite réalisés à l'aide du logiciel sur les profils ou surfaces de rugosité. Le logiciel IF-MeasureSuite s'appuie sur les définitions normalisés des normes ISO4287 (1998) et ISO25178-2 (2012) et permet ainsi de calculer les indicateurs associés au 6 paramètres retenus (Ra, Rt, Rz, Sa, Sq, Sz).

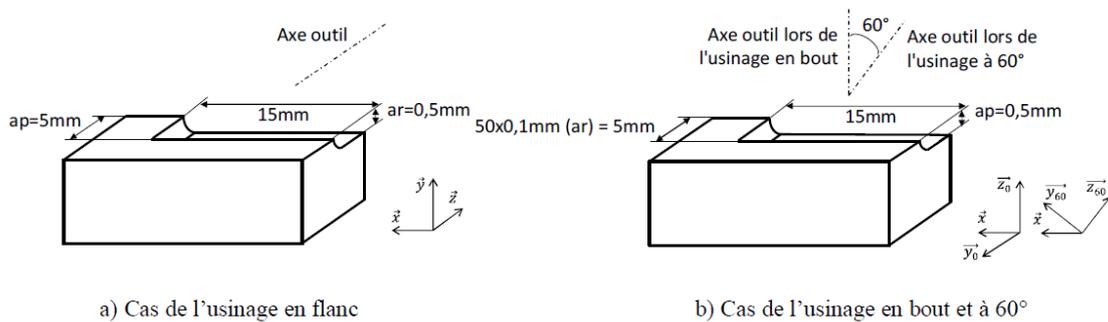
### 7.2.5 Application à l'évaluation de rugosité de surfaces prothétiques

Dans le cadre de la thèse de Nicolas Lebon (Lebon, 2017) a été réalisé l'évaluation de rugosité de surfaces prothétiques sur des échantillons composés de surfaces planes usinées dans des conditions proches de celles exploitées en CFAO dentaire.

#### 7.2.5.1 Réalisation des échantillons et mesures de rugosité

La rugosité résiduelle de surfaces planes a été évaluée à partir d'échantillons usinés dans différents biomatériaux (deux vitrocéramiques et deux composites) et différentes configurations d'usinage figure (Figure 7.2.2). Les échantillons ont été usinés à l'aide d'un centre d'usinage 4 axes dédié au cabinet dentaire (Prototype Lyra-GACD, Paris, France). Les

paramètres d'usinage variant lors de l'usinage de ces échantillons ont été l'orientation outil/plan, reprenant les orientations prépondérantes en usinage CFAO de prothèse réelle : usinage en bout à  $0^\circ$ , usinage en flanc à  $90^\circ$  et usinage intermédiaire à  $60^\circ$ . Pour chacune des orientations 4 vitesses d'avance proches des conditions d'usinage réelles ont été retenues : 1000-2000-3000- 4800 mm/min. Ces configurations d'usinage ont été associées à 2 types d'outil d'abrasion de CFAO dentaire. Les autres paramètres d'usinage vitesse de broche (60 000 tr/min), profondeurs de passe et conditions de lubrification sont restés figés. Quel que soit la configuration d'usinage retenue le volume de matière usiné a été maintenu constant selon les profondeurs de passe illustrées figure 7.2.2a. & b. Cinq échantillons par configuration ont été réalisés.



a) Cas de l'usinage en flanc

b) Cas de l'usinage en bout et à  $60^\circ$

		Matériaux			
		Vita Mark II (MK) <sup>(1)</sup>	Lava Ultimate (LU) <sup>(2)</sup>	Enamic (EN) <sup>(2)</sup>	Celtra Duo (CD) <sup>(1)</sup>
Outils	Lyra (LY)	MKLY	LULY	ENLY	CDLY
	Cerec (CE)	MKCER	LUCER	ENCER	CDCER

c) Couple outil-matière partiel : (1) vitrocéramique ; (2) composite

FIGURE 7.2.2 – Configuration d'usinage pour la réalisation des échantillons plans d'après (Lebon, 2017)

Les indicateurs de rugosité de chaque surface usinée ont été mesurés selon la procédure de mesure présentée au paragraphe précédent et pour le jeu de paramètres retenus ( $R_a$ ,  $R_t$ ,  $R_z$ ,  $S_a$ ,  $S_q$ ,  $S_z$ ). Les acquisitions ont été réalisées avec une résolution verticale de 110 nm de déplacement entre l'échantillon et le système optique du microscope. Cette résolution a été trouvée de manière itérative et ainsi sa valeur a été au minimum 10 fois plus faible que le plus petit indicateur de rugosité arithmétique mesuré. Les indicateurs ont été calculés à partir de deux zones d'environ  $0,8 \times 1mm^2$  par échantillon. Ces zones étaient localisées au centre de la surface usinée pour éviter d'avoir l'effet sur la rugosité des accélérations et décélérations des axes numériques de la MOCN. Trois profils par échantillons d'environ 1mm de longueur ont été extraits de la surface primaire. Ces profils étaient orientés perpendiculairement à la direction d'avance afin de caractériser l'effet de crête laissé par la géométrie sphérique du bout d'outil. Les points aberrants, de valeurs extrêmes, apparaissant de manière isolée sur la surface primaire ont été exclus des résultats. Pour faciliter l'interprétation des données la moyenne et l'écart-type de chaque indicateur ont été calculés. Un test statistique non paramétrique de Kruskal-Wallis ( $\alpha = 0.05$ ) a été réalisé pour les indicateurs associés à  $R_a$  et  $S_a$  pour comparer par paires les différents

couples outil-matières étudiés. Les influences potentielles entre différents paramètres des couples outil-matière sur la composante de rugosité ont alors été étudiés : influence de la vitesse d'avance, influence des propriétés du biomatériau, influence des propriétés de l'outil d'abrasion.

#### **7.2.5.2 Résultats et discussions des usinages en flanc**

Pour l'usinage en flanc, quel que soit l'indicateur de rugosité 2D ou 3D et la paire outil-matière, la vitesse d'avance ne semble pas influencer la rugosité. Les quelques variations relevées semblent plus dépendre des dispersions de mesure ou des dispersions d'usinage (Figure 7.2.3). Cette constatation est confirmée dans des études dans lesquelles le matériau MK a été usiné dans des configurations d'usinage semblables (Song et al., 2008; Yin et al., 2006a)

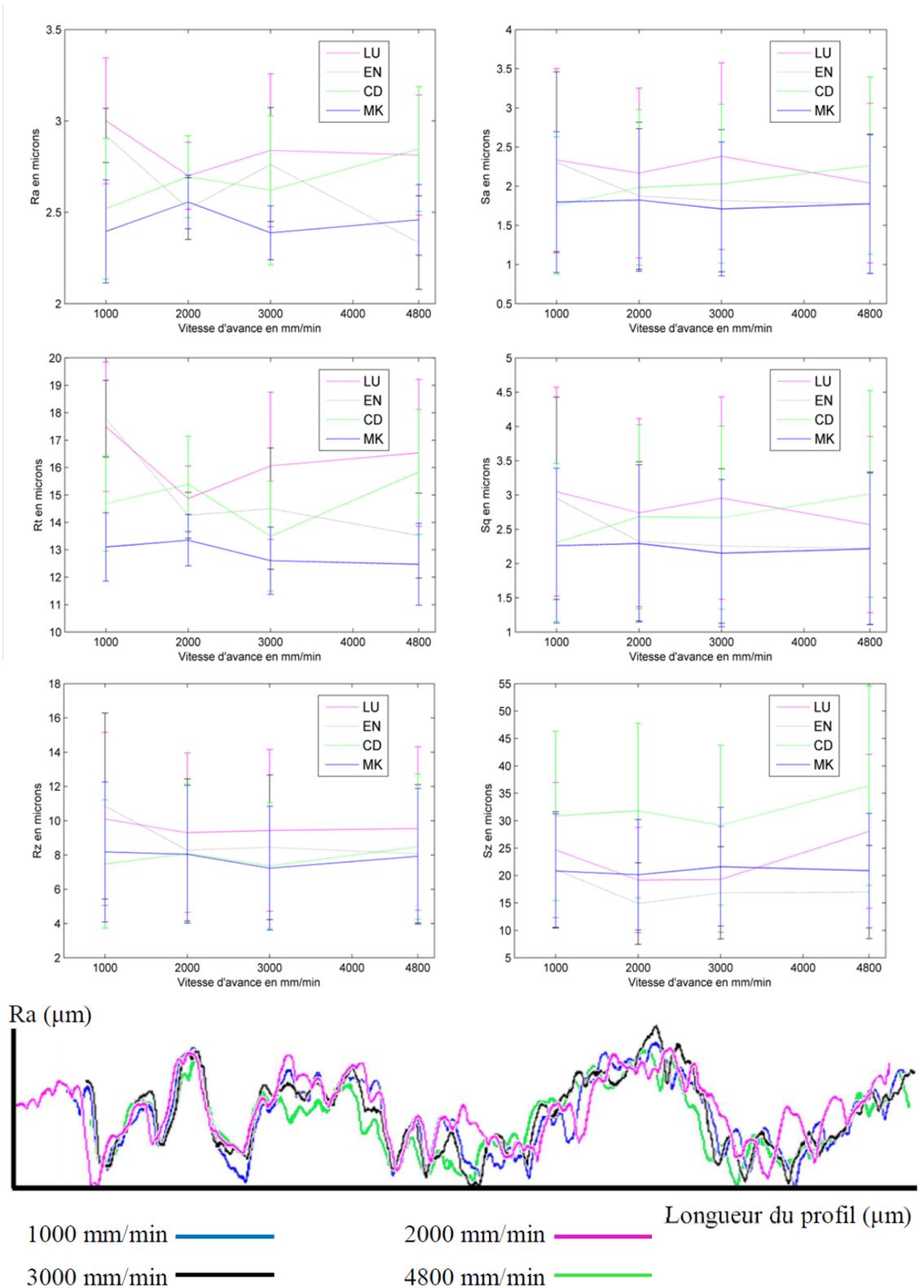


FIGURE 7.2.3 – Influence de la vitesse d'avance sur la rugosité en usinage en flanc : en haut, indicateurs de rugosité pour l'outil CER, les barres verticales représentent l'écart-type ; en bas, exemple de superposition des profils de rugosité Ra pour la paire ENLY d'après Lebon et al. (2015b)

Les résultats de mesures de rugosité ont permis d'établir un lien entre la rugosité et la dureté Vickers (Hv), il semblerait que les composantes de rugosité arithmétique 2D et 3D diminuent selon la dureté pour atteindre un plateau asymptotique autour d'une dureté d'environ 250-260 Hv (Figure 7.2.4). La confrontation de nos expérimentations, pour des matériaux dans une plage de dureté variant de 105-110 Hv à 630-640 Hv, avec les expérimentations de Yin et al. (2003), pour des matériaux dans une plage de dureté variant de 630-640 Hv à 1200-1400 Hv, confirme le plateau asymptotique au-delà de 250-260 Hv. Ainsi, Yin et al. (2003) a constaté que pour des matériaux de dureté élevée dans la gamme des biomatériaux dentaires, il n'y avait pas d'influence de la dureté sur la rugosité. Les observations des topographies de surfaces, filtrées pour la composante de rugosité, corroborent cette analyse : les saillies et creux pour le matériau LU, le plus tendre de notre gamme d'expérimentation, sont respectivement plus hautes et profondes que pour les 2 autres matériaux plus durs. Le test de Kruskal-Wallis souligne des différences significatives entre les différents couples outil-matière pour les rugosités arithmétiques, mais soulignent aussi lors des comparaisons par paire une relation plus complexe entre rugosité et dureté. Ainsi, nous avons pu constater statistiquement que dans le cas de 2 matériaux différents usinés avec la même fraise que les rugosités arithmétiques n'avaient pas toujours de différence significative. Ceci confirme bien la tendance à une évolution de la rugosité en fonction de la dureté du matériau suivi d'un effet de plateau. Une campagne expérimentale complémentaire devra être menée pour confirmer cette tendance.

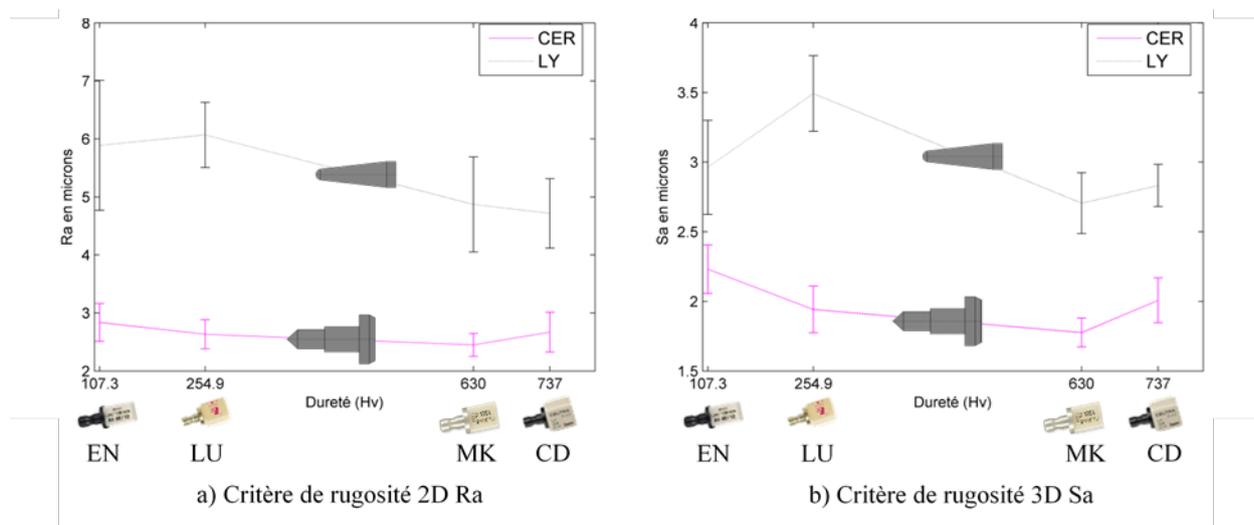


FIGURE 7.2.4 – Corrélations entre la rugosité et les couples outil-matière en usinage en flanc (les barres verticales représentent l'écart-type) d'après Lebon et al. (2015b)

Les observations des topographies de surface après usinage en flanc révèlent des saillies et creux parallèles à la direction de balayage pour tous les couples outil-matière étudiés (Figure 7.2.5). Ce motif de surface anisotropique semble être représentatif du revêtement en diamant à la surface de l'outil. Les saillies et creux de ce motif semblent plus marqués pour le matériau le plus tendre de nos expérimentations. La relation entre la granulométrie de l'outil et la rugosité a aussi été remarquée par Yin et al. (2003). Lors de nos expérimentations, une relation de linéarité entre les rugosités arithmétiques et la taille des grains de diamants des outils utilisés a été établie avec des coefficients de corrélation assez pertinents (Figure 7.2.4). Néanmoins, cette courbe de tendance reste critiquable, le

nombre de granulométrie étudiée étant limitée à 3 et la signification statistique d'une corrélation rugosité-granulométrie n'étant que partiellement vérifiée. L'outil CER dont la taille de grain et la densité ont été estimés, par analyses d'images, respectivement à 43,5  $\mu\text{m}$  et 25% engendre les rugosités les plus faibles en comparaison aux deux autres outils avec des paramètres de granulométrie respectifs de 105  $\mu\text{m}$  - 45% et 78  $\mu\text{m}$  - 38%. Les analyses statistiques corroborent partiellement cette tendance : l'outil CER génère significativement de meilleur rugosité que l'outil LY dans sa version de granulométrie 105  $\mu\text{m}$  - 45% pour les 3 biomatériaux étudiés. Alors que l'outil LY dans sa 2ème version de granulométrie 78  $\mu\text{m}$  - 38% n'a pas de différence significative avec l'outil CER.

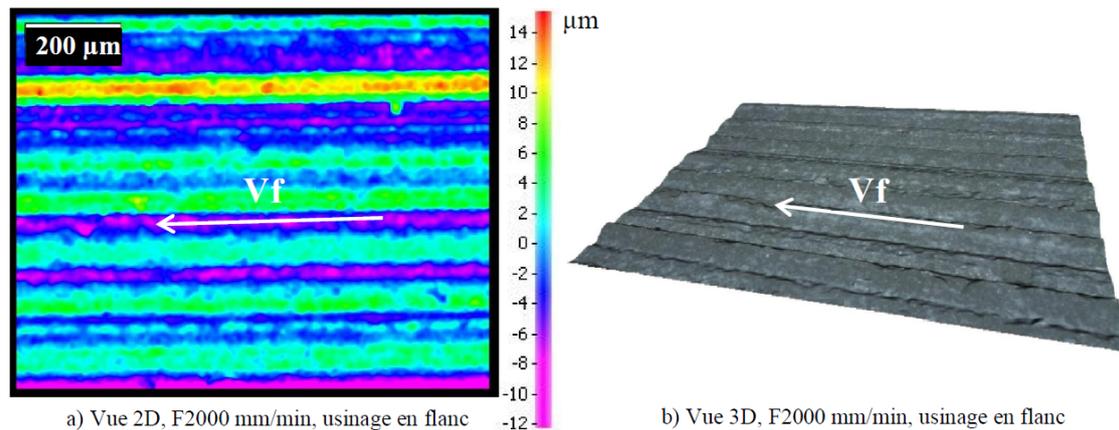


FIGURE 7.2.5 – Topographie de surface pour un usinage en flanc de la paire ENLY d'après Lebon (2017)

Quel que soit l'outil, le matériau et la configuration d'usinage, l'indicateur Sq est toujours supérieur à Sa (environ 0,5 $\mu\text{m}$  de plus en moyenne). Ceci souligne la présence de saillies et de creux localement plus haut ou plus bas que la moyenne. Ces topographies extrêmes plus localisées pourront être source de réflexion diffuse de la lumière ayant un impact direct sur le rendu esthétique de la prothèse. Le choix initial du paramètre Sq en complément du paramètre Sa semble donc pertinent. L'indicateur Sa est toujours inférieur à l'indicateur Ra et l'indicateur Sz est toujours supérieur à l'indicateur Rz. Ceci s'explique en partie par le fait que les profils ont été mesurés perpendiculairement à la direction de balayage. Ainsi, le caractère anisotrope de la surface avec une direction privilégiée du motif dans le sens de balayage explique les valeurs supérieures de Ra par rapport à Sa. Néanmoins, nous avons choisis la direction des profils de manière intuitive par analogie avec les résultats trouvés lors de l'usinage par coupe de matériau métallique. Ce choix s'est avéré pertinent, mais dans le cadre de l'évaluation de rugosité obtenue par d'autres types de procédés le choix de la direction des profils restera difficile. Dans notre cas d'étude, la complémentarité de Ra et Sa souligne l'anisotropie de la surface. La supériorité du critère Sz sur Rz, souligne le fait que la saillie la plus haute n'est pas nécessairement dans le même plan, en l'occurrence celui du profil 2D de l'indicateur Rz, que le creux le plus profond et vice versa. Les 15 comparaisons statistiques deux à deux des 6 indicateurs étudiés, révèlent de fortes corrélations pour 10 d'entre elles ( $r > 0.87$ ), les 5 autres étant considérées comme faibles ( $r < 0.55$ ) impliquent à chaque fois le critère Sz. Ainsi excepté pour Sz, les tendances données par les indicateurs 3D sont similaires à celles données par les paramètres 2D. Ces résultats laissent à penser que le critère Sz reste difficile à exploiter, mais aussi que la complémentarité des critères permet d'interpréter de manière plus pertinente les résultats.

L'ensemble de ces constatations souligne la nécessité de définir un jeu de paramètres pour caractériser une surface mais aussi la difficulté d'exploitation des critères 2D lors du choix de la direction des profils. De manière prévisible, pour l'ensemble des essais réalisés les paramètres  $R_t$ ,  $R_z$ ,  $S_z$  et  $S_q$  montrent une plus grande sensibilité aux valeurs extrêmes locales en affichant des indicateurs moyens et des écarts-types supérieurs aux indicateurs de moyennes arithmétiques ( $R_a, S_a$ ). Ce constat valide en partie notre choix de ne faire que des tests statistiques de Kruskal-Wallis pour  $R_a$  et  $S_a$ . Ces tests statistiques ont permis d'établir une influence significative de l'outil et secondairement du biomatériau sur les paramètres  $R_a$  et  $S_a$ .

### 7.2.5.3 Résultats et discussions des usinages en configuration mixte

Pour l'ensemble des échantillons étudiés, les indicateurs de rugosité ne semblent pas être influencés par la vitesse d'avance (Figure 7.2.6) et l'observation des indicateurs pour les 2 outils semble révéler une indépendance au biomatériau usiné. Ainsi, au contraire de l'usinage en flanc, la corrélation rugosité-dureté Vickers du matériau n'est pas établie.

Comme pour l'usinage en flanc, les observations des topographies des surfaces usinées révèlent un motif anisotrope orienté dans la direction de balayage de l'outil. Le même type de conclusions que pour l'usinage en flanc peut être établi lors de la comparaison par paire des indicateurs de rugosité :  $R_a$  légèrement supérieur  $S_a$ ,  $R_t$  environ 4 fois supérieur à  $S_q$ ,  $S_z$  environ 2 fois supérieur à  $R_z$ ,  $S_q$  légèrement supérieur de  $0,5\mu\text{m}$  environ à  $S_a$ . Néanmoins, les 15 comparaisons statistiques 2 à 2 révèlent de fortes corrélations ( $r > 0,87$ ) pour 4 d'entre elles, deux d'entre elles sont classées comme faibles ( $r < 0,55$ ) et impliquent à chaque fois le paramètre  $S_z$ . Ainsi, aucune corrélation n'a pu clairement être établie entre les critères 2D et 3D contrairement à l'usinage en flanc. Comme pour l'usinage en flanc, ces mêmes tests statistiques révèlent que l'outil a une influence importante sur la rugosité et le biomatériau usiné une influence secondaire. La relation entre les rugosités arithmétiques et la taille de grain montre que l'outil CER ayant les plus petits grains génèrent des rugosités plus faibles que l'outil LY.

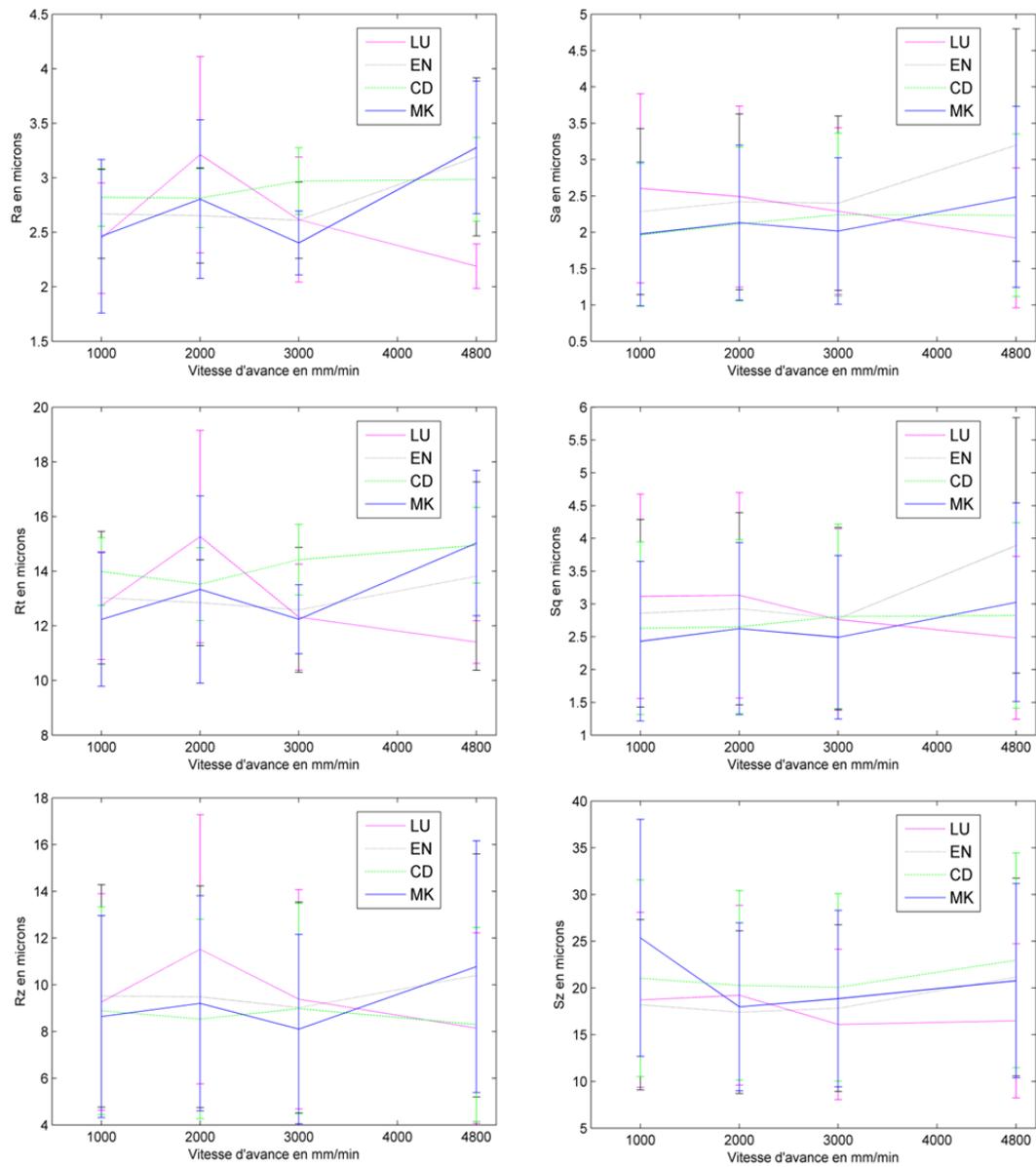


FIGURE 7.2.6 – Influence de la vitesse d'avance sur la rugosité en usinage mixte pour l'outil CER d'après Lebon (2017)

#### 7.2.5.4 Résultats et discussions des usinages en bout

Pour une configuration d'usinage en bout, les paramètres de rugosité semblent être légèrement influencé par la vitesse d'avance : augmentation moyenne de  $0,46\mu\text{m}$  sur Ra et  $0,48\mu\text{m}$  sur Sa proportionnelle à l'augmentation de la vitesse d'avance. A l'inverse de l'usinage en flanc, l'analyse des indicateurs de moyennes arithmétiques, pour les deux outils, indique pour les biomatériaux CD et MK des valeurs plus élevées que pour les biomatériaux LU et EN. Deux groupes de valeurs comparables d'indicateur, quel que soit le paramètre de rugosité, se distingue : le groupe CD-MK et le groupe LU-EN. Il semble alors exister une dépendance entre la dureté Vickers du matériau et la rugosité arithmétique : quel que soit l'outil une croissance de la rugosité semble se produire des matériaux tendres (LU-EN) aux matériaux durs (CD-MK) (Figure 7.2.7). Néanmoins, cette tendance reste à être confirmée au regard des écarts-types. Comme pour les 2 configurations d'usinage précédentes, la comparaison par paire des indicateurs de rugosité révèle les mêmes tendances : Ra légèrement supérieur Sa, Rt environ 4 fois supérieur à Sq, Sz environ 4 fois supérieur à Rz.

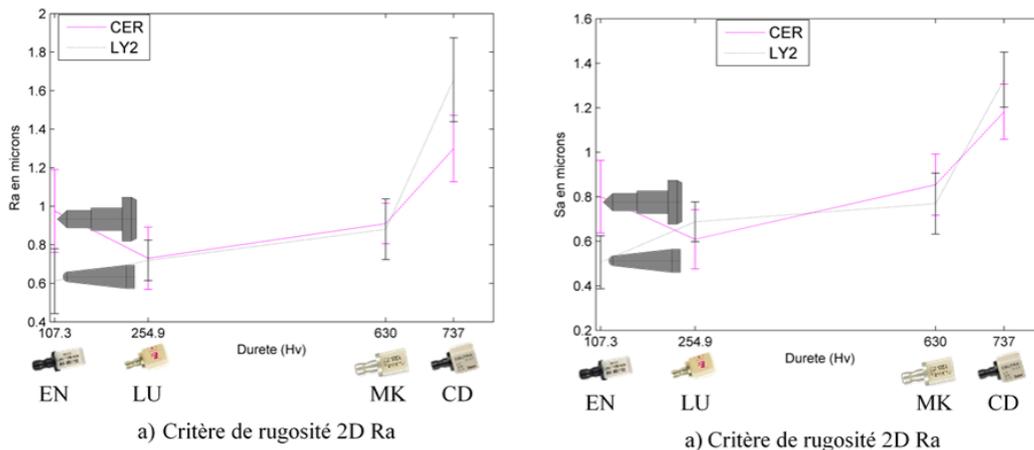


FIGURE 7.2.7 – Corrélations entre la rugosité et les couples outil-matière en usinage en flanc (les barres verticales représentent l'écart-type) d'après Lebon et al. (2015b)

Les topographies des surfaces usinées révèlent un motif isotrope sans présence de saillies et de creux prononcés (Figure 7.2.8). En exploitant une modélisation géométrique de l'usinage en bout par la partie hémisphérique de l'outil de l'indicateur Ra (Lebon, 2017), sans tenir compte de la granulométrie, les indicateurs théoriques devraient être respectivement de  $0,61\mu\text{m}$  pour l'outil LY et  $0,64\mu\text{m}$  pour l'outil CER pour un rapport rayon de pointe de l'outil sur profondeur de passe radiale valant 10. Ces valeurs théoriques restent inférieures aux valeurs mesurées. Le modèle géométrique classiquement utilisé en usinage en bout par coupe se base sur l'hypothèse d'une topographie de surface anisotrope orientée selon la direction de balayage de la surface. Ainsi, l'effet de crête ou sillon classiquement observé lors de l'usinage en bout par coupe d'outil sphérique n'est plus observé. Des extractions complémentaires de profils selon des orientations différentes de celle perpendiculaire à la direction d'avance confirment l'isotropie de la surface générée pour l'ensemble des paramètres de profil. Les indicateurs arithmétiques Ra et Sa sont quasi identiques confirmant

l'isotropie de la surface et la disparition de l'effet de crête ou sillon. L'indicateur  $S_q$  est supérieur en moyenne de environ  $0,3\mu\text{m}$  pour les 2 vitesses d'avance les plus faibles à  $S_a$  et égal pour les 2 plus élevées. Afin d'obtenir de bonnes propriétés optiques, il est alors conseillé d'utiliser les vitesses d'avance les plus élevées. Dans ce cas, la faible valeur de  $S_q$ , représentant l'écart-type des tailles de saillies et creux, étant proche de la valeur de  $S_a$ , représentant la taille moyenne des creux et saillies, permet d'obtenir une surface parfaitement isotrope et « lisse », favorisant les propriétés optiques.

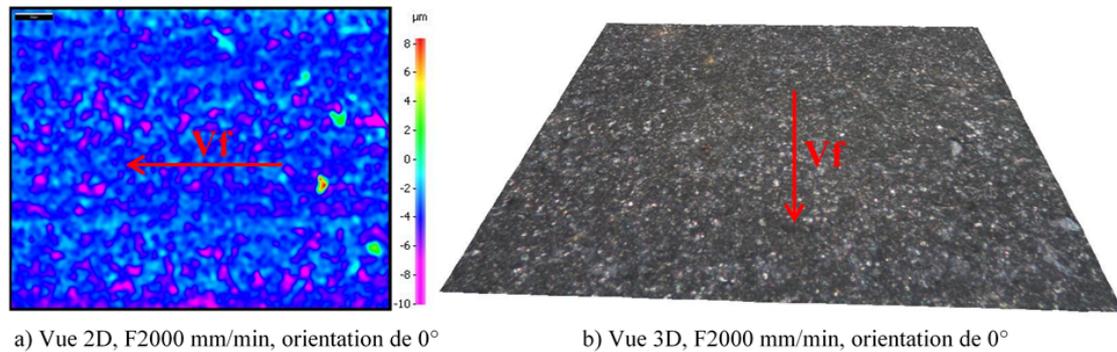


FIGURE 7.2.8 – Topographie de surface pour un usinage en bout de la paire ENLY d'après Lebon (2017)

Toutes les comparaisons statistiques par paire indiquent de fortes corrélations entre les indicateurs de rugosité ( $r > 0,948$ ). Ces corrélations sont à rapprocher des faibles écarts-types constatés sur les mesures et l'isotropie de la topographie de la surface. Comme pour les configurations précédentes, l'influence statistique de l'outil est confirmée devant l'influence du biomatériau. Néanmoins, même si statistiquement l'outil semble influencer la rugosité aucune tendance entre la granulométrie de l'outil et la rugosité n'a été constaté : les rugosités obtenues avec l'outil CER étant proche de celle obtenue avec l'outil LY, outils de granulométrie différente. Une hypothèse avancée est l'apparition d'un phénomène de lapping. D'une part, lors de l'usinage en bout peu de grain de diamant entre en contact avec la surface usinée, contrairement à l'usinage en flanc. D'autre part, l'arrachement des grains est favorisé sur le bout d'outil où la vitesse de coupe effective est faible voire nulle. Ces quelques grains arrachés se trouvent alors comprimés entre la surface à usiner et l'outil provoquant un phénomène d'abrasion 3 corps. Ce phénomène semble dépendre de la vitesse d'avance, ce qui expliquerait la baisse des indicateurs de rugosité pour des vitesses d'avance plus élevées. Étant donné, l'influence possible de l'outil montrée par les statistiques, et possiblement des grains de diamant, une étude plus poussée semble nécessaire pour comprendre les interactions vitesse d'avance, morphologie ou taille des grains arrachés et rugosité (Li et al., 2008).

### 7.2.5.5 Synthèse

Les topographies des surfaces usinées, motif anisotrope dans la direction de balayage pour les configurations d'usinage mixte et en flanc et motif isotrope pour l'usinage en bout, semblent être en opposition avec celles classiquement observées lors de l'usinage par coupe de matériaux métalliques. Ainsi les surfaces les plus rugueuses apparaissent en usinage en

flanc et les plus lisses en usinage en bout. Le phénomène d'enlèvement de matière par abrasion ne génère pas la même signature que l'usinage par coupe. Une étude comparative des procédés de rectification plane semble être une piste intéressante pour mieux comprendre les mécanismes mis en jeu lors de l'usinage par fraise abrasive de biomatériaux dentaires. Néanmoins, les vitesses de coupe et les meules exploitées par les procédés de rectification semblent éloignés de notre problématique. Les diamètres des meules utilisées engendrent des vitesses de coupe plus élevées que celles des fraises de CFAO dentaire et la configuration d'usinage se limite uniquement à un usinage en flanc. Lors de l'usinage de prothèse dentaire la configuration d'usinage varie le long de la surface de la prothèse, comme nous l'avons montré au chapitre précédent. De plus, le phénomène d'abrasion à 2 corps utilisé en rectification ne semble pas être celui mis en jeu en fraisage de biomatériau dentaire, principalement lors de configuration proche de l'usinage en bout. Comme nous l'avons évoqué précédemment, un phénomène de lapping peut potentiellement se produire. Des observations MEB des outils après usinage nous ont permis de confirmer que lors de l'usinage en bout la perte de grains de diamants était constatée, ce qui n'était pas le cas lors de l'usinage en flanc. Ces observations semblent confirmer nos hypothèses que lors du fraisage par abrasion des biomatériaux dentaires, l'abrasion 2 corps est prépondérante en configuration en flanc et l'abrasion 3 corps prépondérante en configuration en bout. Pour un biomatériau donné, il semble exister une corrélation entre les paramètres de rugosité arithmétique et l'orientation de l'outil par rapport à la surface. Les indicateurs de rugosité Ra et Sa semblent augmenter de manière inversée à l'augmentation de l'angle d'orientation outil/surface (Figure 7.2.9).

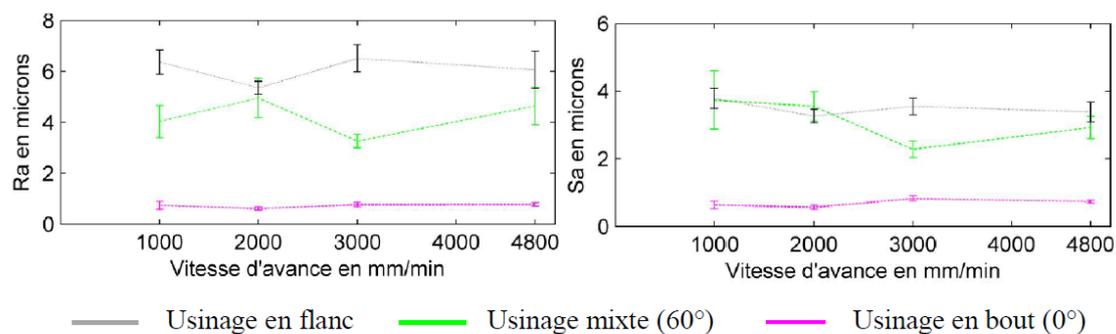


FIGURE 7.2.9 – Influence de l'orientation outil/surface sur les indicateurs de rugosité arithmétique pour la paire ENLY d'après Lebon (2017)

En configuration d'usinage en flanc, les biomatériaux durs affichent des indicateurs de rugosité plus faibles que les matériaux tendres. Inversement, lors de l'usinage en bout, les biomatériaux tendres affichent des indicateurs de rugosité plus faibles que les matériaux durs. Pour l'usinage en configuration mixte aucune tendance n'a été établie. Il a noter que l'amplitude des écarts-types pour l'usinage en bout est beaucoup plus faible que pour les autres orientations. En faisant l'hypothèse d'une bonne reproductibilité de la procédure de mesure, la variabilité du processus d'enlèvement de matière en bout, liée au phénomène lapping, serait moins importante que pour les autres configurations. De plus, les écarts entre les paramètres Ra et Sa diminuent lors du passage successif du flanc à 60° puis au bout, l'usinage en bout présentant un écart quasi nul. Les écarts entre les indicateurs Ra,

pour chaque outil, diminuent successivement de l'usinage en flanc à 60° puis en bout : 3 µm d'écarts en usinage en flanc, 2 µm d'écart en mixte et quasi nul en bout. Ces 2 constatations représentent bien le passage d'une topographie anisotrope avec des creux et saillies marquées à une topographie isotrope avec des creux et saillies peu marquées et une diminution potentielle de la variabilité dûe au processus d'usinage. L'importance d'utiliser une orientation de l'outil par rapport à la surface prothétique en adéquation avec la rugosité attendue fonctionnellement est une piste d'amélioration des stratégies d'usinage actuellement exploitées en CFAO dentaire.

Quel que soit l'orientation outil, les tests statistiques indiquent une influence significative du choix de l'outil sur les paramètres de rugosité mesurés. La composition du revêtement des fraises abrasives, notamment la granulométrie, pour l'usinage en flanc et mixte semble être le paramètre le plus influent. Les observations des outils au MEB ont aussi mis en avant l'importance du mode dépôt du revêtement sur l'âme de l'outil. Ainsi, l'outil LY dont le revêtement est collé sur l'âme s'encrasse et s'use plus rapidement que l'outil CER. Le revêtement de l'outil CER est réalisé par dépôt électrochimique. Pour cet outil il en résulte que les grains de diamants sont plus englobés dans le liant et donc moins proéminents de l'enveloppe extérieure de l'outil que les grains de l'outil LY. Ainsi, les grains de l'outil LY semble plus sensible à l'arrachement et offrent plus d'anfractuosités limitant l'évacuation des débris d'usinage. Concernant, l'usinage en bout il est plus difficile d'établir un lien avec la composition du revêtement des fraises, même si la géométrie des grains arrachés peut potentiellement intervenir dans le phénomène de lapping.

## 7.3 Protocole de qualification standardisée des systèmes de numérisation

Les travaux présentés précédemment se sont attachés à évaluer les chaînes de CFAO dentaire à travers des caractérisations dimensionnelles et surfaciques des prothèses et de leur assemblage. Ces caractérisations permettent ainsi d'évaluer la chaîne CFAO dans sa globalité, mais ne permettent pas toujours d'identifier le ou les maillons associés à leurs paramètres ayant le plus d'influence sur la « qualité » de la restauration prothétique. Nous avons donc entrepris d'évaluer un ou un ensemble de maillon. Ainsi, dans le cadre du master et de la thèse d'exercice de Lucien Dupagne (Dupagne, 2015, 2014), une première évaluation des équipements de numérisation composés d'un système d'acquisition et d'une suite logiciel de traitement et post-traitement a été développée. Ces premières évaluations ont donné lieu à la mise en place d'un protocole standardisable, en cours de développement, dans le cadre la thèse de 3ème cycle de Lucien Dupagne.

### 7.3.1 Problématique de l'évaluation des équipements de numérisation dentaire

Comme présenté au chapitre 5, les premiers maillons d'une chaîne CFAO aboutissent à l'obtention d'un modèle géométrique numérique de l'anatomie dentaire du patient nécessaire à la conception d'une restauration prothétique. Ce modèle surfacique, associé au format STL, est obtenu selon plusieurs traitements numériques. Premièrement, un équipement optique, caméra ou scanner, fait l'acquisition de la topographie des surfaces dentaires sous forme d'un ensemble de nuages de points. La mise en œuvre de ces équipements nécessitent de superposer plusieurs acquisitions, selon une stratégie de numérisation manuelle, pour pouvoir enregistrer les surfaces nécessaires à la conception de la restauration. Cette première étape consiste donc à discrétiser une référence continue. Ainsi, des manques ou des erreurs d'acquisition peuvent engendrer des approximations géométriques de l'anatomie dentaire. Dans un second temps, les nuages de points acquis sont traités par le logiciel associé à l'équipement de numérisation effectuant des opérations de recalage, nettoyage et filtrage dans le but d'obtenir un nuage de point unique. Les choix des algorithmes de traitement et leurs instanciations sont aussi susceptibles d'influer sur la représentation par une géométrie discrète de l'anatomie dentaire. Enfin, le nuage de point est maillé par un modèle surfacique au format STL. Les algorithmes de maillage retenus et leurs instanciations sont aussi source d'approximations géométriques. Du point de vue clinique, il est reconnu dans la communauté des chirurgiens-dentistes que la pérennité d'une restauration dentaire dans le temps est directement corrélée à l'adaptation de la restauration sur la dent traitée. Cette adaptation agit sur la rétention de la prothèse sur les tissus dentaires et sur les complications cliniques liées à l'espace dento-prothétique. Il apparaît donc que la « qualité » de numérisation de l'anatomie dentaire du patient est un facteur clé.

#### 7.3.1.1 Marché des équipements de numérisation

Le marché des équipements de numérisation dentaire et notamment des caméras intra-orales est en pleine expansion : 2 systèmes commercialisés en 2010 pour le marché européen

pour environ 20 aujourd'hui. Les technologies associées sont diversifiées selon le principe de mesure mis en œuvre, la nature de la lumière exploitée, la dynamique d'acquisition des données (image en continu ou image par image) et des logiciels de traitement et post-traitement associés (Logozzo et al., 2014; Birnbaum and Aaronson, 2018). Un premier problème soulevé dans le cadre de nos travaux, est la difficulté d'exploiter les données techniques fournies par les développeurs d'équipement et notamment les résultats d'évaluation fait en interne par les industriels. Souvent, les critères d'évaluation restent qualitatifs et ne permettent pas d'évaluer la « qualité » géométrique des modèles CAO obtenus et, dans les rares cas d'évaluation quantitative le manque d'informations sur les protocoles d'évaluation rendent difficiles leurs interprétations. Ainsi, le praticien manque de critères objectifs pouvant l'orienter vers le choix d'un système par rapport à un autre. En outre, la classification relative des caméras de par leurs performances intrinsèques ne permet pas de distinguer les caméras répondant aux besoins cliniques de celles n'y répondant pas.

### **7.3.1.2 Protocoles d'évaluation - État de l'art**

Dans le cadre de ses travaux, Lucien Dupagne a pu mettre avant que le critère admis comme prépondérant par la communauté dentaire lors de l'évaluation de caméras intra-orales est la « précision ». Néanmoins, ce terme de « précision » reste assez flou dans beaucoup d'étude. Il est souvent utilisé pour désigner la répétabilité ou la reproductibilité et plus rarement pour étudier la justesse et l'exactitude des caméras et ceux sur des critères dimensionnels ou de localisation mais plus rarement sur des critères de forme. Malgré, une très forte sensibilisation de la communauté des chirurgiens-dentistes à la problématique de l'exactitude des empreintes physicochimiques, peu d'études abordent le sujet pour les empreintes numériques. Les protocoles proposés dans la littérature peuvent être classés en deux catégories : les protocoles « sur formes dentaires » et les protocoles « sur formes canoniques ». Les protocoles « sur formes dentaires », issus d'une approche de la communauté dentaire, se basent sur l'évaluation d'un équipement à partir de sa capacité à reproduire numériquement une préparation dentaire, une dent ou une arcade dentaire partielle ou totale (Flügge et al., 2013; Imburgia et al., 2017; Bohner et al., 2017). Ces protocoles s'appuient donc sur des artefacts de formes complexes prenant la forme d'un modèle dentaire réel à numériser (figure 7.3.1). Les procédures de mesure sont quant à elles assez différentes mais consistent dans la majorité des cas à superposer les modèles numériques entre-eux ou sur une référence numérique. La référence numérique est souvent obtenue à partir de la réalisation d'une empreinte traditionnelle silicone suivie d'une coulée en plâtre et d'une numérisation. Cette numérisation est réalisée soit par un scanner de table soit par palpation sur MMT. Une cartographie des distances entre les différents modèles est alors réalisée. Ces protocoles sont assez critiquables. La comparaison relative d'empreinte entre-elles obtenues avec différentes caméras ne permet que de les classer relativement les unes par rapport aux autres et ne permet en aucun cas d'évaluer leur capacité à répondre aux besoins cliniques. L'obtention d'une empreinte numérique de référence est entachée de plusieurs dispersions lors de la réalisation du modèle physique à numériser. Nous pouvons notamment nous demander l'intérêt de réaliser une copie de l'artefact de base avant de le numériser, copie qui sera nécessairement différente du modèle numérisé par les caméras à évaluer. La numérisation par un scanner de table semble elle aussi peut judicieuse. Cet instrument de mesure ayant peu de probabilité d'avoir l'exactitude de numérisation requise puisque proche de celle des équipements à évaluer. En outre, les algorithmes de recalage entre modèles numériques ne sont jamais évalués

ou choisis pour ne pas engendrer d'erreurs de mesures affectant le résultat d'évaluation. Les critères dimensionnels retenus ne sont jamais explicitement décrits, s'agit-il de projections, et dans quelles directions, des empreintes numériques à évaluer sur la référence ou l'inverse. Ces premiers constats montrent la difficulté pour la communauté dentaire à aborder la robustesse d'une procédure de mesure, l'exploitation d'artefacts de formes complexes ajoutant une difficulté supplémentaire étant donné que l'anatomie réelle du modèle dentaire de référence est inconnue, non certifiée et nécessite une numérisation en vue d'une comparaison numérique.

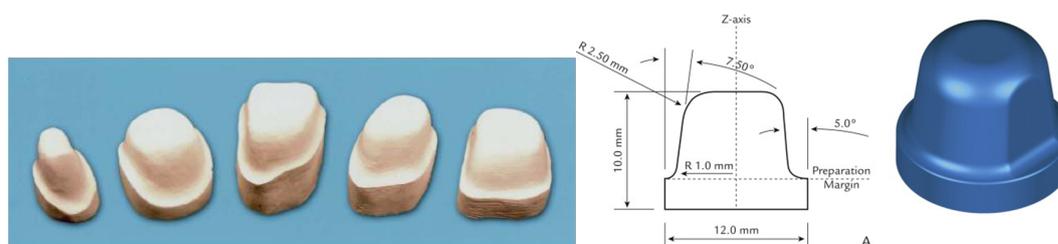


FIGURE 7.3.1 – Exemples d'artefacts d'évaluation : à gauche artefact de formes complexes selon Persson et al. (2009); Nedelcu and Persson (2014) ; à droite artefact de formes canoniques selon Nedelcu and Persson (2014)

Les protocoles « sur formes canoniques » exploitent des artefacts de forme et de dimensions connues et certifiées (Persson et al., 1995; DeLong et al., 2003; Nedelcu and Persson, 2014). Les artefacts exploités sont des cales de métrologie, des arrangements de demi-sphères, ou des simplifications de formes dentaires dont les positions et les dimensions des formes sont certifiées. Dans ces protocoles les artefacts sont numérisés et les critères dimensionnels et de formes sont alors évalués à l'aide d'un logiciel de métrologie. Au contraire des protocoles « sur formes dentaires » où la mesure reste relative à un modèle numérique de référence, les protocoles « sur formes canoniques » réalisent des évaluations absolues sur des dimensions et des formes connues. Néanmoins, il est assez difficile de convaincre la communauté odontologique de l'intérêt de travailler sur des formes canoniques connues, certifiées et d'exploiter des algorithmes métrologiques certifiés eux aussi. La simplification des formes étant l'argument pour rejeter les protocoles « sur formes canoniques ». Les protocoles « sur formes canoniques » étant rejetés, les protocoles « sur formes dentaires » sont alors plus utilisés. Ceci a pour conséquence de fournir aux praticiens des conclusions contradictoires et biaisées. Ainsi, une revue de la littérature effectuée par Lucien Dupagne, en cours de publication, démontre qu'aucune conclusion ne peut être faite sur la supériorité d'une solution technologique sur une autre, même s'il semblerait que les nouvelles générations de caméras intra-orales soient plus performantes. Comme nous l'avons souligné les protocoles et les procédures de mesure sont très différents aussi bien au niveau des artefacts choisis, de l'obtention de la référence et du nombre d'empreintes. Néanmoins, il semblerait que la prise d'empreinte sur arcade complète soit moins bonne que sur arcade sectorielle. Cette conclusion semble peu pertinente, les caméras intra-orales n'étant développée et, donc pas indiquées, pour réaliser l'empreinte numérique d'une arcade complète. Ceci laisse donc à penser que les évaluateurs tentent d'utiliser les caméras dans des conditions pour lesquelles elles ne sont pas prévues. **Cette analyse de la littérature nous pousse à conclure que les différences d'exactitude ou de répétabilité données dans la littérature sont inexploitable et, qu'à l'heure actuelle, il serait plus pertinent pour les praticiens de choisir une caméra intraorale pour son ergonomie, sa facilité de manipulation en contexte clinique et son prix que pour sa « précision ». De**

notre point de vue la question souvent posée par les praticiens quant à savoir qu'elle est la meilleure caméra n'est pas pertinente. C'est pourtant celle à laquelle toutes les études tentent de répondre. Il nous semble que démontrer que la capacité de la caméra à répondre aux besoins cliniques de reproduction numérique de l'anatomie dentaire est plus pertinente pour la communauté odontologique. La standardisation des protocoles d'évaluation des caméras intra-orales semble donc nécessaire pour répondre à cette problématique.

La norme ISO12836 (2015) relative aux méthodes d'essai pour l'évaluation de l'exactitude des dispositifs de numération de CFAO dentaires a été récemment mise en place. Cette norme propose notamment des géométries artefact représentatives des préparations dentaires (Figure 7.3.2). Cette norme reste assez perfectible. D'une part, les formes proposées ne s'intéressent qu'aux préparations dentaires et ne permettent donc pas d'évaluer l'équipement sur les formes anatomiques naturelles de la dent pourtant numérisées elles aussi. Les dimensions proposées pour ces artefacts sont surdimensionnées par rapport à la réalité clinique, facteur de 1,3 environ (Uhm et al., 2017). D'autre part, il n'y a aucune recommandation sur le mode de fabrication ou encore la procédure de certification de ces artefacts. Aucune tolérance dimensionnelle, de forme ou de localisation ne sont spécifiées pour la réalisation de la pièce. Il en va de même pour la procédure de mesure qui n'indique pas quels sont les critères d'évaluation en terme de dimension, forme ou localisation et quels sont les critères d'association à exploiter sur les différentes formes canoniques. **Pourtant, certains chercheurs de la communauté odontologique s'appuient sur cette norme pour évaluer des équipements de numérisation dentaire sans même soupçonner le peu de robustesse du protocole et de la procédure de mesure proposée (Uhm et al., 2017). Il semble donc absolument nécessaire de proposer un protocole alternatif à ceux proposés dans la littérature ou dans la norme tant leur robustesse métrologique est quasi inexistante.**

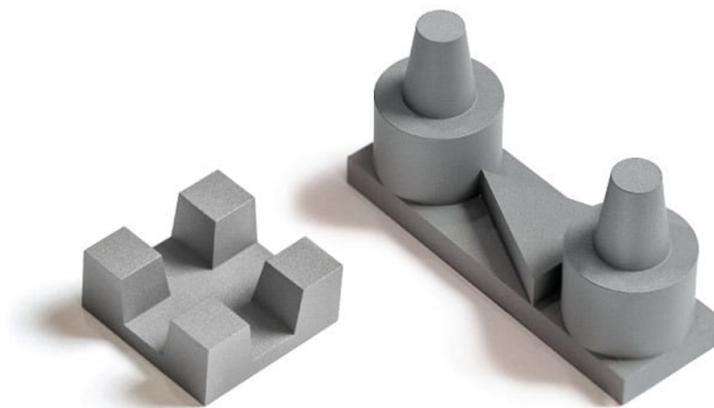


FIGURE 7.3.2 – Artefacts préconisés par la norme ISO12836 (2015)

### 7.3.2 Mise en place d'un protocole standardisable

Comme nous l'avons montré au paragraphe précédent il semble nécessaire d'apporter une standardisation et une plus grande robustesse au protocole d'évaluation des systèmes d'acquisition dentaire. Le concept d'un protocole se basant sur la numérisation d'artefacts certifiés comme référence standard est à la base des travaux développés. Ainsi, une réflexion importante sur la définition des artefacts par simplification des formes dentaires a commencée à être menée. Le fil directeur de nos travaux se base sur la simplification des formes et structures dentaires complexes présentes sur une arcade. Ces formes simplifiées nécessitant une certification ou au moins une caractérisation de leurs dispersions dimensionnelles.

#### 7.3.2.1 Choix d'artefacts

Dans le cadre de travaux préliminaires nous avons fait le choix d'utiliser des cales en céramique (zircone :  $ZrO_2$ ) certifiées de classe 1 (défaut de planéité :  $0.15 \mu m$ , de parallélisme :  $0.20 \mu m$  et d'exactitude à  $20^\circ C$  :  $\pm 0,20 \mu m$  pour la gamme de cale 0-10mm). Le choix de la céramique a été effectué en cohérence avec les propriétés optiques des tissus dentaires. Ainsi, nous avons fait l'hypothèse que la zircone polie avait des propriétés optiques proches de l'émail dentaire. Cette hypothèse est en cours de validation. Le choix d'une géométrie parallélépipédique a été faite du fait de trouver dans la majorité des logiciels d'inspection métrologique des algorithmes certifiés de traitement de nuages de points de surfaces réputées planes.

Les artefacts mis en place ont été réalisés par 3 configurations de cales :

- La première configuration s'attache à évaluer le défaut de forme d'une face occlusale après acquisition. L'hypothèse de simplification consiste à assimiler la face occlusale d'une molaire, sans ses cuspides, à une surface plane, simulant ainsi une molaire fortement usée nécessitant une restauration (Figure 7.3.3).

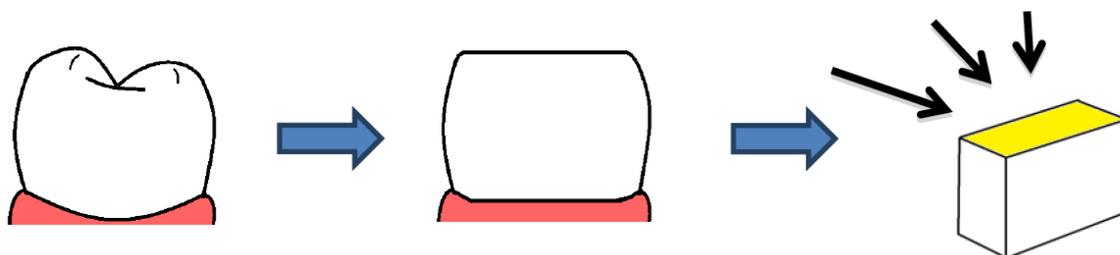


FIGURE 7.3.3 – Simulation d'une face occlusale usée d'après Dupagne (2015)

- La seconde configuration s'attache à évaluer le défaut de forme et de localisation de deux faces vestibulo-linguale après acquisition. L'hypothèse de simplification consiste à assimiler les faces vestibulaire et linguale d'une molaire à deux surfaces planes parallèles, simulant ainsi une dent à proximité de la dent à restaurer dont l'anatomie a un impact sur la conception de la restauration (Figure 7.3.4).
- La troisième configuration s'attache à évaluer le défaut de forme et de localisation de deux faces de préparation dentaire après acquisition. L'hypothèse de simplification consiste à assimiler un relief de préparation dentaire à deux surfaces planes

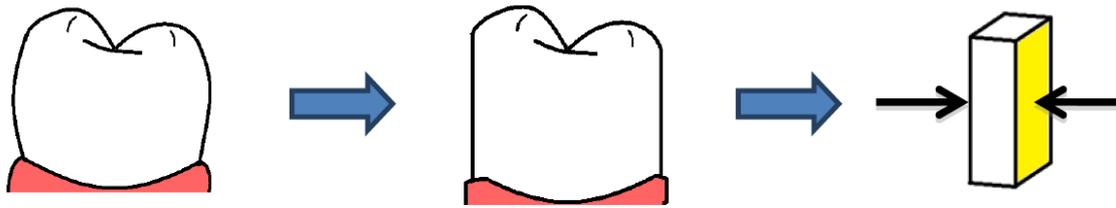


FIGURE 7.3.4 – Simulation des faces vestibulo-linguale d'après Dupagne (2015)

parallèles contigües distante de 100 $\mu$ m formant une marche, simulant ainsi une zone topologique caractéristique d'une préparation dentaire, (Figure 7.3.5). Un montage de 3 cales est alors réalisé.

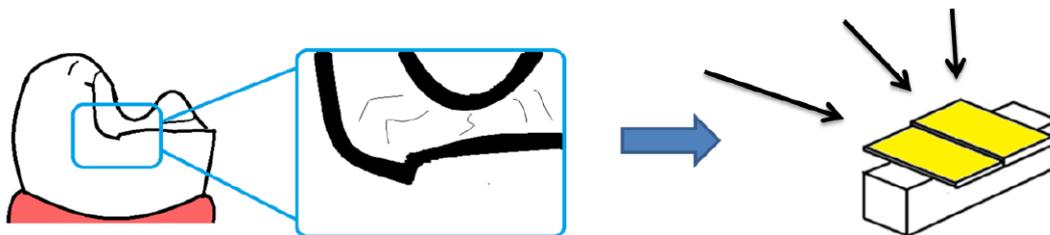


FIGURE 7.3.5 – Simulation d'un relief de fond de préparation d'après Dupagne (2015)

Afin d'évaluer la pertinence et d'affiner le choix des artefacts, nous avons réalisé une première campagne d'évaluation avec une première procédure de mesure.

### 7.3.2.2 Proposition d'une procédure de mesure

Un panel de 4 caméras intra-orales et d'un scanner de table ont été retenus. Les résultats présentés sont préliminaires et partiels.

#### Acquisition

L'acquisition des 3 configurations d'artefact a été réalisée dans des conditions proches de celles en cabinet, à température ambiante, en prenant soin de manipuler les différents équipements selon les stratégies de numérisation recommandées. Afin de réaliser, les 3 configurations d'artefact, les cales ont été préalablement nettoyées. Pour la première configuration une cale dont la surface plane certifiée avait une grande étendue (20 mm), assimilable à 1 prémolaire et 2 molaires consécutives sur l'arcade dentaire, a été retenue. La seconde configuration a été réalisée à l'aide d'une cale de 8 mm représentative de largeur vestibulo-lingual d'une molaire. Enfin, une marche de 100  $\mu$ m a été réalisée par un assemblage de 3 cales pour la 3ème configuration.

Les pré-tests de numérisation étant peu concluant, les cales ont dû être préalablement poudrées avec une poudre utilisée pour les empreintes intra-orales (poudre HS-CAD/CAM Scan Spray, Henry Schein) afin d'éviter l'éblouissement des équipements par réflexion lumineuse sur les surfaces céramiques des cales. Pour chaque équipement, une acquisition de chaque configuration a été réalisée. Les 15 fichiers STL résultants de la numérisation sont alors enregistrés et transférés vers un logiciel d'inspection métrologique.



FIGURE 7.3.6 – Réalisation des configurations d’artefact d’après Dupagne (2015)

### Traitement, critères et indicateurs d’évaluation

Le traitement des nuages de points a été réalisé avec le logiciel GOM Inspect. Le nuage de points obtenu lors de l’acquisition de la première configuration a été traité selon plusieurs étapes (Figure 7.3.7) : extraction de la zone réputée plane à évaluer, l’association d’un plan des moindres carrés (algorithme certifié par le PTB et le NIST) et l’évaluation des distances par projection orthogonale du nuages de points sur le plan des moindres carrés. L’ensemble des distances sont alors post-traitées pour obtenir l’écart-type et l’étendue de l’ensemble des distances. Selon la définition mathématique du bruit de numérisation, proposé par le protocole QualiPSO-LURPA ENS Paris Saclay Audfray et al. (2012), pour un facteur d’élargissement de 1, l’écart-type est équivalent au bruit de numérisation. L’étendue représente alors l’erreur de numérisation occlusale.

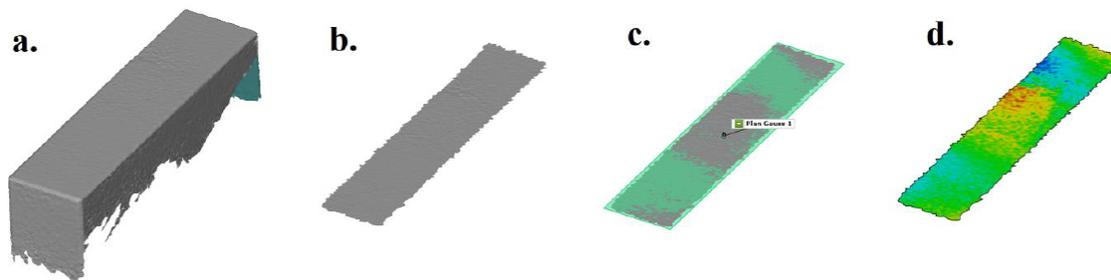


FIGURE 7.3.7 – Traitements des données acquises pour la première configuration a. Nuage de points brut, b. Extraction de la zone d’intérêt, c. Association d’un plan des moindres carrés, d. Topographie de l’erreur de numérisation occlusale d’après Dupagne (2015)

Le nuage de points obtenu lors de l’acquisition de la seconde configuration a été traité selon plusieurs étapes (Figure 7.3.8) : extraction des 2 zones réputées planes à évaluer, les associations des plans des moindres carrés pour chaque zone et l’évaluation des distances par projection respective des zones d’intérêt sur les plans des moindres carrés opposés. L’ensemble des distances sont alors post-traitées pour obtenir la moyenne, l’écart-type et l’étendue de l’ensemble des distances. Les critères d’évaluation associés sont respectivement la moyenne des distances caractérisant la justesse de numérisation vestibulo-lingual, l’écart-type caractérisant le bruit de numérisation vestibulo-lingual et l’étendue caractérisant l’erreur de numérisation vestibulo-linguale. Ces critères sont quantifiés à partir des distances entre un plan des moindres carrés et son nuage de points réputé distant de l’épaisseur de la cale.

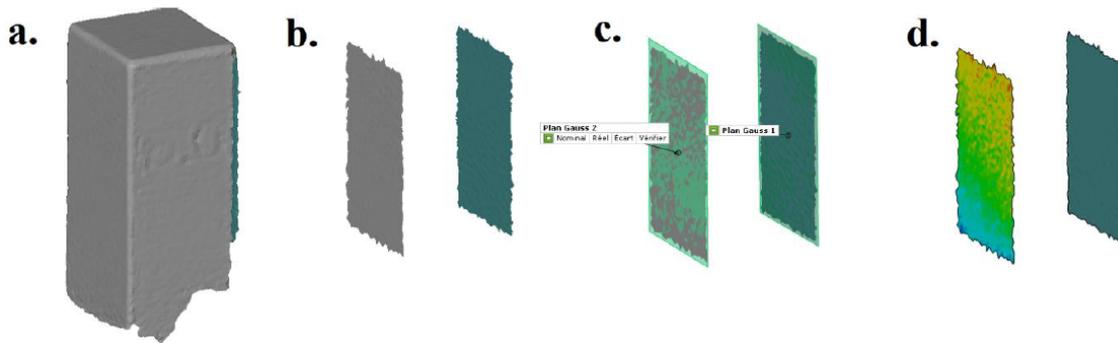


FIGURE 7.3.8 – Traitements des données acquises pour la seconde configuration a. Nuage de points brut, b. Extraction des zones d'intérêt, c. Association des plans des moindres carrés, d. Topographies de l'erreur de numérisation vestibulo-linguale d'après Dupagne (2015)

Le nuage de points obtenu lors de l'acquisition de la troisième configuration a été traité selon plusieurs étapes (Figure 7.3.8) : extraction des 2 zones réputées planes à évaluer, les associations des plans des moindres carrés pour chaque zone et l'évaluation des distances par projection respective des zones d'intérêt sur les plans des moindres carrés opposés. L'ensemble des distances sont alors post-traitées pour obtenir la moyenne, l'écart-type et l'étendue de l'ensemble des distances. Les critères d'évaluation associés sont respectivement la moyenne des distances caractérisant la justesse de numérisation de relief en fond de préparation, l'écart-type caractérisant le bruit de numérisation de relief en fond de préparation et l'étendue caractérisant l'erreur de numérisation de relief en fond de préparation. Ces critères sont quantifiés à partir des distances entre un plan des moindres carrés et son nuage de points réputé distant de l'écart d'épaisseur de cale.

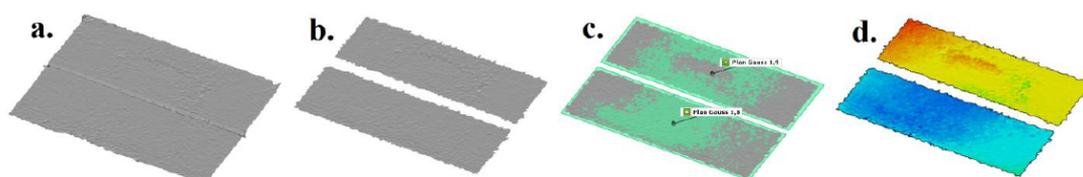


FIGURE 7.3.9 – Traitements des données acquises pour la troisième configuration a. Nuage de points brut, b. Extraction des zones d'intérêt, c. Association des plans des moindres carrés, d. Topographies des erreurs de relief en fond de préparation d'après Dupagne (2015)

## Résultats et discussions

Les résultats présentés dans cette section ont pour objectifs de cerner les problématiques inhérentes à la mise en place d'un protocole standardisable. Le scanner de table, présente le bruit de numérisation occlusale et l'erreur de numérisation occlusale les plus faibles. Ce résultat semble cohérent : d'une part, la stratégie de numérisation est automatisée pour le scanner contrairement aux caméras où le porteur est humain, d'autre part, le scanner possède une enceinte de numérisation isolant l'artefact d'un environnement optique parasite contrairement aux caméras (Tableau 7.7).

	Apollo	True Def	Trios	Plan Meca	Arctica
Écart-type ( $\mu\text{m}$ ) <sup>(1)</sup>	15,1	22,7	9,7	19,7	2,1
Étendue ( $\mu\text{m}$ ) <sup>(2)</sup>	92,3	130,5	59,1	142,0	18,0

(1) : Bruit de numérisation (2) : Erreur de numérisation occlusale

TABLE 7.7 – Bruit de numérisation occlusal et erreur de numérisation occlusale pour la première configuration d'après Dupagne (2015)

L'observation des nuages de points corroborent les indicateurs numériques obtenus, les caméras Apollo et Plan Meca présentent les nuages de points les plus bruités (Figure 7.3.10). Néanmoins, la simple analyse des indicateurs numériques pour la caméra True Def, laisserait penser que cette caméra aurait des performances équivalentes à l'Apollo ou la Plan Méca. Pourtant l'observation du nuage de points montre qu'il peut être décomposé en 2 parties distinctes, relativement plane et peu bruitées. Il est alors possible d'interpréter cette topologie particulière du nuage de points comme une erreur de recalage intervenue lors du traitement. Ce résultat nous laisse penser que l'interprétation des critères de bruit et d'erreur doit s'accompagner d'une observation de la morphologie du nuage de points. Même si ce type d'observation reste qualitatif, elle permet de mettre en avant l'origine des dispersions observées par les indicateurs numériques.

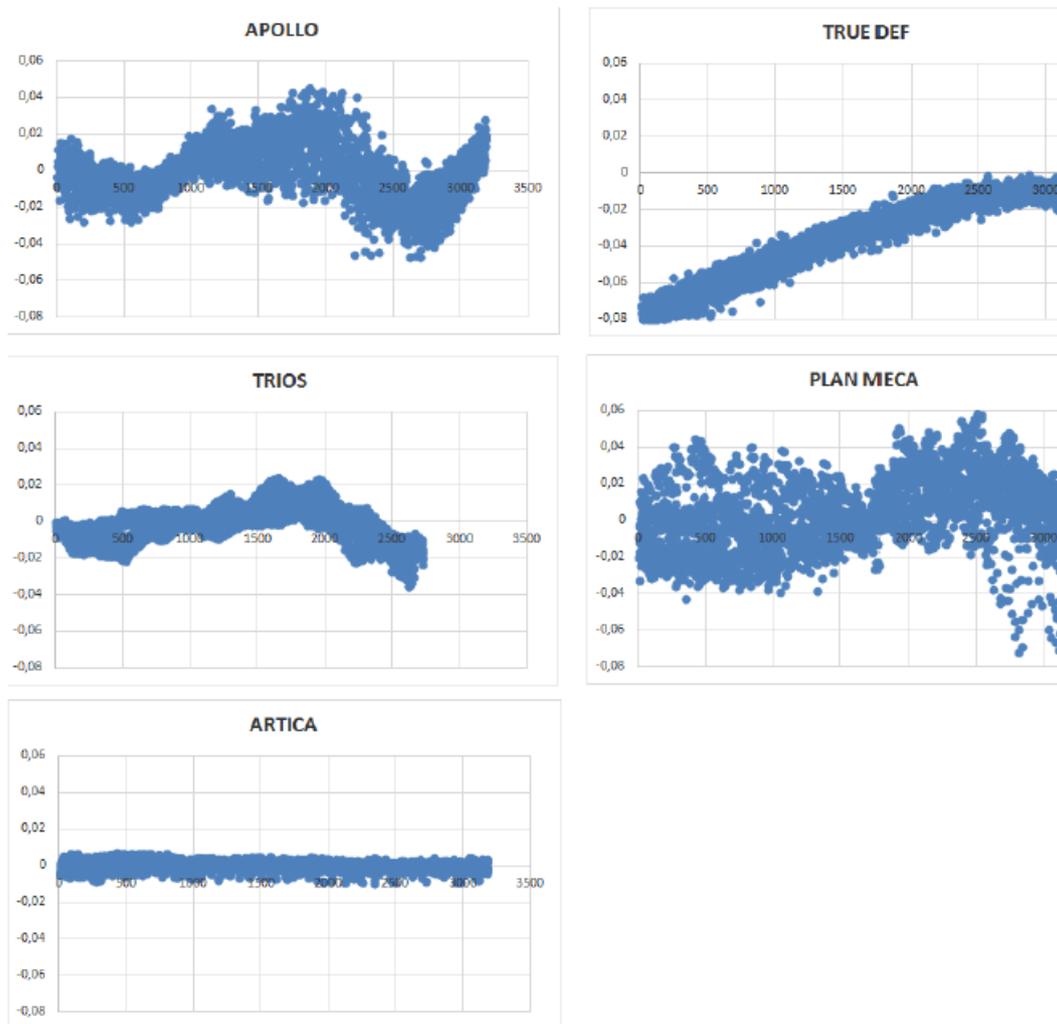


FIGURE 7.3.10 – Représentation des bruits de numérisation par équipements ; l'abscisse correspond au rang des points de l'empreinte auquel est associée l'ordonnée l'écart en mm par rapport au plan théorique d'après Dupagne (2015)

Le jeu de critère vestibulo-lingual souligne que la caméra Apollo, hormis le scanner, présente le meilleur résultat en surestimant l'épaisseur de cale d'environ 21 $\mu\text{m}$  en moyenne avec un bruit de numérisation d'environ 9,6 $\mu\text{m}$ . Les autres équipements présentent des valeurs surestimant ou sous-estimant l'épaisseur de cale, parfois plus faible en moyenne mais avec des bruits de numérisations supérieurs (Tableau 7.8). L'observation des nuages de points confirment l'aspect bruité pour la caméra Apollo comme lors de la première configuration. La caméra Plan Meca n'a pas permis la numérisation de cette 2<sup>ème</sup> configuration. La caméra Trios présente un nuage de points semblant beaucoup plus bruité que lors de la première configuration. L'étendue du nuage points pour le scanner arctica reste restreint. La caméra True Def, présente toujours le défaut de recalage avec 2 parties distinctes semblant planes et moins bruitées que pour les autres caméras.

Projection 1 sur 2	Apollo	True Def	Trios	Plan Meca	arctica
Moyenne (mm)	8.0212	7.945	8.041	Non exploitable	7.953
Écart-type ( $\mu\text{m}$ )	9.6	23.0	17.5		10.4
Étendue ( $\mu\text{m}$ )	55.1	109.3	71.3		58.5
Projection 2 sur 1	Apollo	True Def	Trios	Plan Meca	arctica
Moyenne (mm)	8.023	7.946	8.045	Non exploitable	7.959
Écart-type ( $\mu\text{m}$ )	11.4	23.1	17.8		12.7
Étendue ( $\mu\text{m}$ )	63.8	115.6	64.5		71.1

TABLE 7.8 – Jeu de critère vestibulo-lingual d'après Dupagne (2015)

Le jeu de critère de relief en fond de préparation souligne de meilleurs résultats pour le scanner arctica et la caméra Trios au niveau des valeurs moyennes, des écarts types et des étendues (Tableau 7.9). Selon la direction de projection pour l'obtention des indicateurs, les caméras True Def et Trios ainsi que le scanner arctica sous-estime ou surestime la valeur vraie, alors que la caméra Plan Meca sous-estime la valeur vraie et la caméra Apollo surestime la valeur vraie. Ces deux dernières caméras sont celles présentant les nuages de points les plus bruités.

Projection 1,8 sur 1,9	Apollo	True Def	Trios	Plan Meca	arctica
Moyenne ( $\mu\text{m}$ )	147.2	74.8	103.8	79.8	104.3
Écart-type ( $\mu\text{m}$ )	18.6	15.4	11.0	15.8	3.9
Étendue ( $\mu\text{m}$ )	306.2	95.1	55.6	131.5	26.0
Projection 1,9 sur 1,8	Apollo	True Def	Trios	Plan Meca	arctica
Moyenne ( $\mu\text{m}$ )	183.4	131.0	89.0	63.0	99.7
Écart-type ( $\mu\text{m}$ )	41.3	15.2	10.3	20.7	4.0
Étendue ( $\mu\text{m}$ )	271.1	85.3	50.2	141.8	27.5

TABLE 7.9 – Jeu de critère de relief en fond de préparation d'après Dupagne (2015)

La procédure de mesures proposée selon 3 configurations a permis de mettre en évidence des différences entre les systèmes d'acquisition. Ces différences étant relativement cohérentes avec les observations qualitatives réalisées sur des configurations de numérisation

cliniques. L'erreur de justesse vestibulo-linguale, écart entre la moyenne des valeurs mesurées et la valeur vraie, est du même ordre de grandeur 20 à 30µm que celles indiquées sous le terme précision par les fabricants. Néanmoins, des difficultés de mise en œuvre de la procédure de mesure sont à souligner. Le choix des cales en céramiques avec des surfaces particulièrement réfléchissantes induisent des difficultés de fonctionnement de certaines technologies optiques, rendant parfois impossible la numérisation sans poudrage. Il a donc été décidé de matifier la surface des cales alors que certaines caméras ne le nécessitent pas en bouche. Le dépôt de poudre matifiante étant liée à l'opérateur, le poudrage varie aléatoirement d'une manipulation à l'autre. Ainsi, il semble qu'une évaluation de l'épaisseur de poudrage et de la reproductibilité de dépôt soit nécessaire, l'autre piste de travail étant de trouver des matériaux pour les artefacts plus représentatifs de ceux à numériser en bouche. Un autre aspect aléatoire de la procédure est à relever. Les acquisitions pour les 4 caméras sont réalisées par un porteur humain, restait unique pour l'étude, et appliquant les stratégies de numérisation recommandées pour chaque caméra. Outre, les erreurs aléatoires et les problèmes optiques rencontrés, les choix d'artefact avec pour éléments références des surfaces planes ont posé de nombreux problèmes de recalage de nuages de points. En effet, les caméras intra-orales, contrairement aux scanners, recalent les nuages de points de manière relative entre chaque phase de prise d'images. Les plans laissant alors 3 degrés de liberté lors du recalage n'ont pu être totalement positionnés d'une acquisition à l'autre. Ceci s'est notamment produit avec la caméra Plan Meca, incapable de recalibrer les acquisitions de proche en proche, une seule prise d'image a alors été exploitée rendant impossible l'acquisition de la 2<sup>ème</sup> configuration, le champ de vision ne permettant pas d'acquiescer les 2 plans de la cale en une seule prise. La caméra True Def a perdu en fluidité d'acquisition les temps de calcul du recalage s'effectuant en temps réel, jusqu'à stopper complètement l'acquisition et donnant ainsi une numérisation partielle des cales. La caméra Trios a nécessité une vitesse de déplacement plus lente que celle recommandée pour permettre le recalage en temps réel. Pour le scanner arctica, le référentiel d'acquisition étant absolue est lié au système de déplacement automatisé, le recalage n'a posé aucun problème.

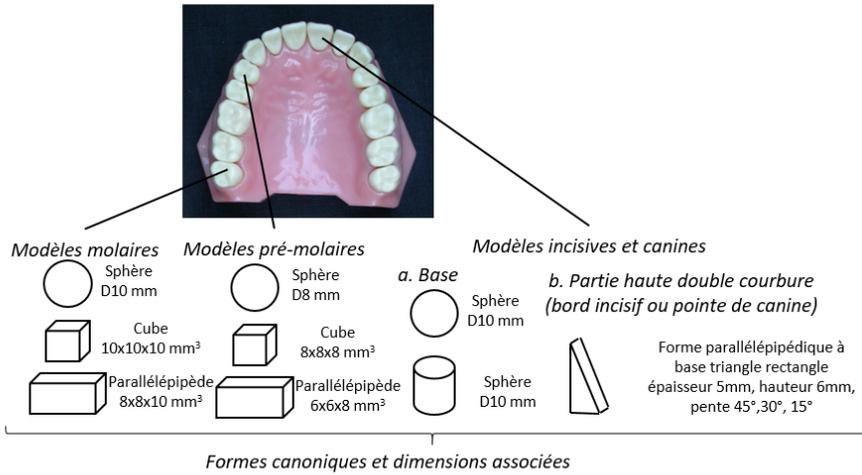
Ces résultats préliminaires confirment l'intérêt de travailler sur des références d'évaluations standardisées et certifiées. Cependant, les artefacts utilisés présentent des inconvénients engendrant des biais importants dans les résultats obtenus. La définition d'artefacts, tant du point de vue géométrique que du matériau, est donc un point clé dans le développement d'une procédure d'évaluation des équipements de numérisation dentaire. Les artefacts devraient être réalisés dans des matériaux représentatifs du milieu buccal et de formes canoniques représentatives de l'anatomie dentaire. Le choix de formes géométriques ne doit surtout pas éloigner l'artefact de son objectif, présenter des dimensions et formes certifiables. L'élaboration d'un nouvel artefact devra aussi être accompagnée d'un ensemble de critères d'évaluation pertinents, l'utilisation de l'erreur de justesse telle que définie dans QualiPSO est une piste sérieuse.

### **Vers la conception d'une pièce artefact et d'un protocole associé**

Nos travaux actuels s'orientent donc vers la modélisation d'une pièce artefact représentative de configuration clinique et anatomique avec laquelle les équipements de numérisation dentaire sont mis en œuvre (Figure 7.3.11). En parallèle nous commençons à mettre en place des travaux sur l'influence de la stratégie de numérisation et du porteur humain, ainsi que des travaux sur l'influence des matériaux naturels et synthétiques présents en

bouche (Anh et al., 2016). Dans ce cadre, suite aux travaux de M2 de Simon Jacques (2017), une collaboration est en cours pour définir un nouveau protocole, intitulé QualiP-SoDent, dérivant des travaux du LURPA.

### 1. Modélisation des volumes dentaires unitaires



### 2. Modélisation d'une configuration clinique

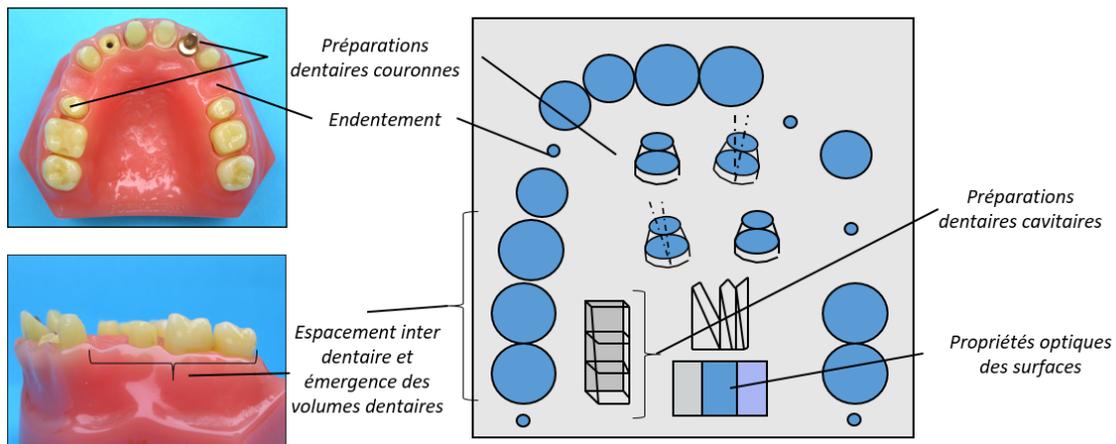


FIGURE 7.3.11 – Modélisation d'une pièce artefact

## **7.4 Conclusion**

Les apports des travaux présentés dans ce chapitre se situent dans la métrologie dimensionnelle et des surfaces. La formalisation de nouveaux critères et de nouveaux artefacts métrologiques pour l'amélioration ou la proposition de protocoles d'évaluation des chaînes de CFAO dentaire a été au cœur de nos réflexions. Les critères d'évaluation et les géométries artefact proposées répondent à deux contraintes fondamentales : leur pertinence au regard des applications cliniques et leur robustesse afin d'en permettre une standardisation. Les résultats obtenus ont permis de mettre en place une procédure d'évaluation des erreurs de mesure dans les protocoles triple scan et la méthode des répliques et ainsi d'en présenter les limites métrologiques à la communauté odontologique. Le même type de démarche est actuellement appliquée à l'amélioration de la chaîne métrologique par micro-CT Rx en proposant de calibrer l'instrument de mesure et de valider le choix de traitement des données en se basant sur un étalon. Dans le cadre du développement d'un protocole d'évaluation de l'intégrité des surfaces prothétiques une attention particulière a été portée sur le choix de critères représentatifs des fonctionnalités prothétiques. Ce travail a notamment permis de présenter à la communauté odontologique des protocoles expérimentaux en cohérence avec un cahier des charges. Ce même cahier des charges devant être spécifié par un ensemble de critères et d'indicateurs associés à une fonction.

## Chapitre 8

# Perspectives de recherche - Émergence de l'ingénierie prothétique dentaire

Mes perspectives de recherche s'articulent autour du développement et la structuration d'un thème de recherche intitulé « Ingénierie prothétique » dans l'objectif d'accompagner les différents acteurs académiques, hospitaliers et industriels dans le domaine de la dentisterie numérique. Ce thème de recherche se composera de deux approches complémentaires : (1) le développement d'outils CFAO innovants pour la dentisterie restauratrice (2) le développement de protocoles innovants d'évaluation des méthodologies CFAO pour la dentisterie restauratrice. La réunion de ces deux thèmes me permet de positionner mes travaux en ingénierie biomédicale.

### 8.1 Contexte socioéconomique

D'après l'Union Nationale des Caisses d'Assurance Maladie, le marché annuel de la restauration dentaire indirecte est de l'ordre de 3 milliards d'euros soit 27% du chiffre d'affaire des soins dentaires. Toujours selon l'UNCAM, les 3,6 millions de couronnes céramiques, réalisées annuellement, ont un coût de 2 milliards d'euros dont 400 millions d'euros sont pris en charge par les Caisses Primaires d'Assurance Maladie (CPAM) et 1,6 milliard d'euros à la charge des mutuelles et des patients. D'une part, l'amélioration des soins, par une diminution des échecs prothétiques, pourrait entraîner une diminution du nombre et donc du coût de prise en charge par les CPAM, les mutuelles et les patients. D'autre part, la mise en forme de biomatériaux par technologies numériques, en remplacement de techniques artisanales et manuelles, semble être une voie d'amélioration substantielle de la qualité des soins par la réalisation de prothèses individualisées et sans surcoût. Des études économiques récentes prévoient une croissance mondiale du marché de la dentisterie numérique (CFAO dentaire) de 8,1% par an d'ici 2030 avec 89% de la part de marché pour les équipements numériques. Sur cette période l'Europe détiendrait environ 43% du marché de la dentisterie numérique.

La dentisterie numérique entraîne la mutation des activités d'acteurs historiques du biomatériau dentaire et de la CFAO dentaire et, l'émergence de start-up et PME s'orientant vers l'innovation multi-technologique et numérique. Ces acteurs investissent massivement dans la recherche et le développement de matériaux et procédés additifs. En France, les

clients finaux du marché de la CFAO dentaire se composent d'environ 40 000 chirurgiens-dentistes dont 95 % travaillent en exercice libéral, et 3700 laboratoires de prothèses, employant 17000 prothésistes dentaires. Il est aussi à noter l'émergence de sociétés de services, s'appuyant sur les technologies CFAO, s'adressant aux cabinets dentaires ou laboratoires de prothèses, dans des niches applicatives telles que la réalisation de dispositifs médicaux pour la chirurgie guidée, l'orthodontie ou encore les traitements esthétiques (blanchiment des dents). Néanmoins, les industriels hésitent parfois à investir dans des technologies entraînant une forte rupture dans la pratique quotidienne des professionnels de la santé. La plupart de ces sociétés industrielles, hormis quelques multinationales (Groupe Dentsply-Sirona, groupe GC corporation, Groupe 3M), ne disposent pas des structures et des moyens humains pour développer une stratégie R&D complète autour du triptyque biomatériau - procédé - prothèse. Les stratégies sont souvent axées soit sur le développement de biomatériau (Groupe Ivoclar-Vivadent, Groupe Vita), soit sur le développement de maillon de la CFAO dentaire (Groupe 3 Shape, Groupe Dental Wings, Groupe Carestream Dental) ou l'intégration de chaînes CFAO (Groupe LYRA-ETK). Ces derniers attendent donc des preuves de concept et des preuves scientifiques permettant de proposer et valider des techniques et des technologies innovantes à destination des professionnels de santé.

## **8.2 Développement d'outils CFAO dentaire innovants**

La poursuite de mes travaux va consister à développer des outils CFAO d'assistance à la conception et à la réalisation de prothèse dentaire intégrant simultanément le triptyque biomatériau - procédé - prothèse. Ces outils seront développés selon (1) le point de vue des contraintes liées au couple biomatériau-procédé et son impact sur les propriétés des prothèses réalisées et (2) le point de vue des contraintes biomécaniques auxquelles sont exposées les prothèses.

La poursuite du développement de l'outil DSIA devrait permettre d'intégrer de nouvelles composantes de l'intégrité de surface dès la conception de la prothèse. Dans ce contexte, je désire accompagner Nicolas Lebon (Chercheur associé de l'Université Paris 13) dans ses activités de recherche. De nouveaux critères d'intégrité de surface tels que l'écaillage en limite cervicale des prothèses en céramique sont en train d'être étudiés en vue de leur intégration et leur capitalisation dans le DSIA. L'objectif est de transposer la démarche de décomposition topologique des outillages de forge aux prothèses dentaire. Cette transposition devrait permettre d'améliorer le passage du modèle CAO d'une prothèse à son modèle FAO en proposant des alternatives à la stratégie d'usinage par plans parallèles et ainsi améliorer l'intégrité de surface des prothèses dentaires.

Une nouvelle piste de recherche accompagne cette démarche, il s'agit du couplage entre l'intégrité de surface et le comportement mécanique de l'assemblage prothétique. Cette démarche permettra d'améliorer la méthodologie CFAO par l'intégration de la biomécanique dès les phases de conception et d'industrialisation des prothèses. L'intégration d'outils CFAO s'attachant au comportement biomécanique des restaurations prothétiques constituent (1) le prolongement des travaux en collaboration avec le laboratoire MSS-Mat (Thèse de Kyo Shindo), (2) l'intégration de l'expertise en mécanique des matériaux d'Aurélié Benoit (MCF, Université Paris Descartes) responsable de l'axe « élaboration et caractérisation de biomatériaux dentaires » de l'URB2i. Les pistes de développement avan-

cées actuellement consistent à intégrer au DSIA ou à des logiciels commerciaux des règles expertes de conception de prothèses basées sur l'évaluation expérimentale du couplage comportement mécanique - intégrité de surface ou du couplage comportement mécanique - géométrie de restauration.

### **8.3 Protocoles innovants d'évaluation de chaîne CFAO**

Dans le cadre de l'évaluation de l'intégration et l'instanciation des chaînes de CFAO, les travaux initiés vont se poursuivre à travers deux collaborations. La première collaboration, avec l'IRCer, s'intéressera à la problématique de l'usinabilité des céramiques en poursuivant la mise en place de protocoles métrologiques permettant l'évaluation de l'intégrité de surface via de nouvelle composante comme l'écaillage. Dans ce contexte ma position sera d'accompagner Nicolas Lebon (chercheur associé de l'université Paris 13) et Aurélie Benoit (MCF de l'université Paris Descartes) dans leur projet de mise en place d'une démarche de qualification de l'usinabilité des céramiques par l'étude de l'impact de l'usinage sur la tenue en service des prothèses. La seconde collaboration, avec le LURPA, s'intéressera à la problématique de l'évaluation et la caractérisation des équipements de numérisation sans contact dentaire. Dans ce contexte, je désire renforcer la collaboration avec le LURPA pour permettre à Lucien Dupagne (futur MCU-PH en odontologie) de se positionner comme un expert de l'évaluation de la qualité de « l'empreinte numérique ». Une retombé de ce projet serait de proposer le protocole QualiPSODent, véritable alternative à la norme ISO.

### **8.4 Vers une méthodologie de conception intégrée prothèse - biomatériau - procédé additif : projet Biomimeteeth**

Cette perspective de recherche constitue l'axe principal de développement de mes futurs travaux. En effet, comme je l'ai exposé au début de chapitre les industriels de la CFAO dentaire ne disposent que rarement des structures et des moyens humains pour développer une stratégie R&D considérant le triptyque prothèse - biomatériau - procédé. Mon expérience au sein de l'URB2i m'a permis de confirmer cette même tendance dans le milieu académique. Les communautés scientifiques de l'ingénierie des matériaux, de l'ingénierie mécanique et de l'odontologie éprouvent des difficultés à se comprendre et donc à confronter leurs points de vue pour développer des applications communes. Certains biomécaniciens développent souvent des travaux de recherche pertinent sur le plan scientifique mais difficilement transposable à l'application clinique. Certains céramistes ou métallurgistes développent des matériaux aux propriétés intéressantes pour des applications dentaires tout en occultant les problématiques de mise en forme dans un contexte de laboratoire de prothèse ou cabinet dentaire les rendant moins attractifs pour des cliniciens. Certains génies mécaniciens développent des outils de CFAO transposables aux domaines biomédicaux mais dont l'utilisation par un praticien non expert n'est pas toujours aisée. Fort de ce constat, le fil conducteur de ma démarche repose donc sur la nécessité de développer une méthodologie de conception intégrée prothèse - biomatériau - procédé des points

de vue pluridisciplinaire et translationnel permettant le passage d'un concept issu d'une recherche fondamentale à l'application issue d'une recherche appliquée. Dans le cadre de cette démarche, je participe au développement du projet Biomimeteeth, cœur du projet scientifique de l'URB2i, qui porte sur le développement d'une restauration dentaire par prothèse conjointe en totale rupture avec les restaurations actuelles.

Dans la pratique clinique actuelle, les restaurations indirectes collées sont réalisées avec des matériaux dont les propriétés mécaniques homogènes et isotropes ne reflètent pas les propriétés mécaniques de la dent naturelle. L'émail et la dentine, les tissus à restaurer, possèdent des propriétés mécaniques très différentes. Cependant un seul matériau de restauration, le plus souvent à base de polymères renforcés (les composites dentaires) ou à base de céramique, est utilisé cliniquement. Ces restaurations ont actuellement une durée de vie limitée, souvent inférieure à 10 ans. Pour les restaurations en céramique, la fracture est la cause d'échec principale et reste la cause d'échec secondaire (après la reprise de carie) pour les restaurations en composite. Environ 20% des restaurations prothétiques indirectes cassent ou se descellent dans les 5 premières années, ceci étant causé par une forte concentration de contraintes à la base de la restauration. Pourtant, la dent naturelle, subissant des millions de sollicitations mécaniques cycliques tout au long de sa présence sur l'arcade dentaire, présente une résistance à la fracture exceptionnelle. Fort de ce constat, mes travaux actuels s'orientent vers le développement d'une prothèse biomimétique mimant les propriétés naturelles des tissus dentaires. Ces travaux doivent permettre le développement d'un nouveau biomatériau et de son procédé de fabrication.

Des travaux préliminaires de simulation numériques ont permis d'établir le cahier des charges d'un biomatériau innovant à gradient de propriété mécanique. Ces travaux sont réalisés dans le cadre de la thèse de Vincent Fouquet, dont je suis co-encadrant, en collaboration avec l'Institut de Recherche en Céramique (UMR 7315). Le projet a pour objectifs : (1) le développement d'un biomatériau à gradient de propriétés mécaniques inspirées de la dent et (2) la mise au point d'un procédé additif pour la réalisation de restaurations bio-inspirées. Pour mener à bien ce projet, j'ai proposé de mettre en place une méthodologie d'ingénierie simultanée et un consortium de recherche pluridisciplinaire et translationnel (Figure 8.4.1).

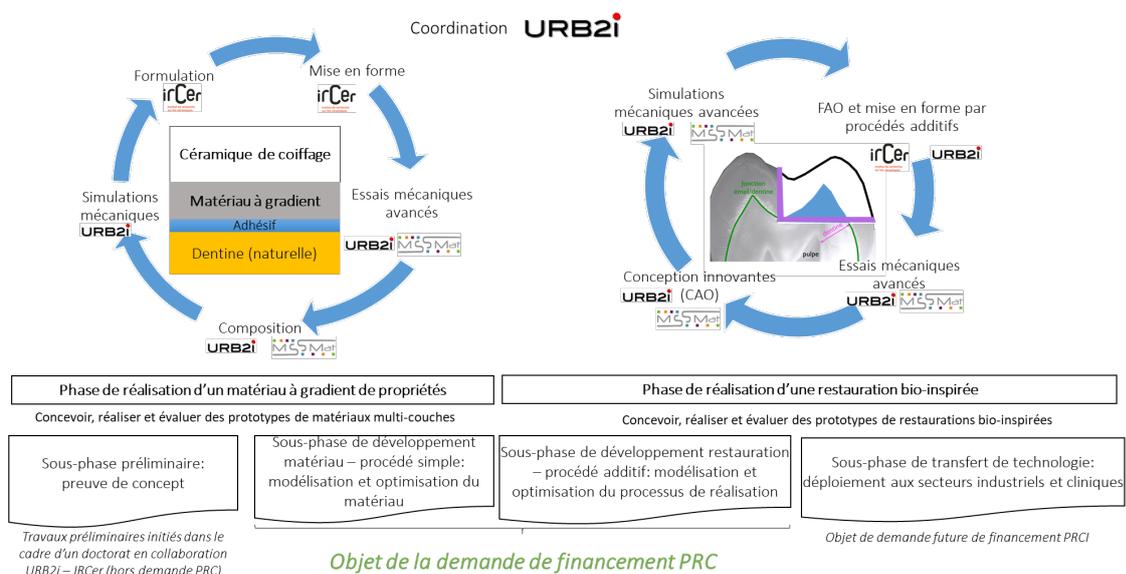


FIGURE 8.4.1 – Structuration de la démarche scientifique du projet Biomimeteeth

Mon rôle dans ce projet sera (1) d'assurer la mise en place de la démarche d'ingénierie pluridisciplinaire et translationnelle de par mon expérience à l'URB2i et (2) d'intervenir dans la phase de transfert du matériau prototype, développé dans le cadre de la thèse de Vincent Fouquet, vers un procédé additif intégrable dans une chaîne numérique de CFAO dentaire. De nombreux défis techniques et technologiques sont à relever dans le cadre de ce projet avec notamment le développement et l'intégration du concept de gradient de propriétés dès la phase de conception de la prothèse se prolongeant lors de la mise en forme de la prothèse par procédé additif. Les développements de nouveaux outils CAO, FAO ou d'équipement à commande numérique constituent un véritable challenge dans la seconde phase du projet. Ces développements s'accompagneront de l'évaluation de la méthodologie CFAO alors mise en place.

Le consortium réunit s'appuiera sur les compétences de chercheurs de l'URB2i, du laboratoire MSSMat et de l'IRCer, dont Thierry Chartier, médaille de l'innovation CNRS 2018, pour ses travaux sur la mise en forme de céramique par procédés additifs. Ce projet a fait l'objet d'une demande de financement ANR PRC pour la campagne 2018, dont je suis le porteur.



# Bibliographie

## A

---

- Tariq F Alghazzawi, Perng-Ru Liu, and Milton E Essig. The effect of different fabrication steps on the marginal adaptation of two types of glass-infiltrated ceramic crown copings fabricated by cad/cam technology. *Journal of Prosthodontics*, 21(3) :167–172, 2012.
- Ji-won Anh, Ji-Man Park, Youn-Sic Chun, Miae Kim, and Minji Kim. A comparison of the precision of three-dimensional images acquired by 2 digital intraoral scanners : effects of tooth irregularity and scanning direction. *The Korean Journal of Orthodontics*, 46 (1) :3–12, 2016.
- Kianoosh Torabi Ardekani, Ahmad Hassan Ahangari, and Leila Farahi. Marginal and internal fit of cad/cam and slip-cast made zirconia copings. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*, 6(2) :42, 2012.
- N. Audfray, C Medhi-Souzani, and Lartigue C. Qualication et performances des sy stèmes de mesure optiques - qualipso. Technical report, LURPA- ENS Paris-Saclay, 2012.

## B

---

- Renan Belli, Michael Wendler, Dominique de Ligny, Maria Rita Cicconi, Anselm Petschelt, Herwig Peterlik, and Ulrich Lohbauer. Chairside cad/cam materials. part 1 : measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials*, 33 (1) :84–98, 2017.
- A. Benatmane. *Développement de la microscopie interférométrique pour une meilleure analyse morphologique des couches minces et épaisses des matériaux semiconducteurs et optiques*. PhD thesis, Université Louis Pasteur-Strasbourg I, 2002.
- A. Bernard. Fao : outil stratégique pour la phase d’industrialisation, in (bernard, a., dir.) fabrication assistée par ordinateur. *Paris : Hermès*, pages 21–31, 2003.
- F Beuer, J Schweiger, and D Edelhoff. Digital dentistry : an overview of recent developments for cad/cam generated restorations. *British dental journal*, 204(9) :505–511, 2008.
- IEC BIPM, ILAC IFCC, IUPAP IUPAC, and OIML ISO. The international vocabulary of metrology—basic and general concepts and associated terms (vim), 3rd edn. jcgm 200 : 2012. *JCGM (Joint Committee for Guides in Metrology)*, 2012.
- Nathan S Birnbaum and Heidi B Aaronson. Digital impression devices and cad/cam systems. *Ronald E. Goldstein’s Esthetics in Dentistry*, pages 1386–1407, 2018.

- J Martin Bland and DouglasG Altman. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The lancet*, 327(8476) :307–310, 1986.
- Lauren Oliveira Lima Bohner, Graziela De Luca Canto, Bruno Silva Marció, Dalva Cruz Laganá, Newton Sesma, and Pedro Tortamano Neto. Computer-aided analysis of digital dental impressions obtained from intraoral and extraoral scanners. *The Journal of prosthetic dentistry*, 118(5) :617–623, 2017.
- P. Boitelle. *Évaluation tridimensionnelle du joint dento-prothétique en technique CFAO. La méthode « triple scan », intérêts et limites*. PhD thesis, URB2i-Université Paris Descartes - Université Paris 13, 2015.
- P. Boitelle, O. Fromentin, B. Mawussi, L. Tapie, and E. Vennat. Évaluation de l’adaptation des restaurations prothétiques fixées réalisées par cfao et facteurs de variation : revue de littérature. *Les Cahiers de Prothèse*, 161 :59–75, 2013.
- P. Boitelle, B. Mawussi, L. Tapie, and O. Fromentin. A systematic review of cad/cam fit restoration evaluations. *Journal of oral rehabilitation*, 41(11) :853–874, 2014. doi : 10.1111/joor.12205.
- P. Boitelle, L. Tapie, B. Mawussi, and O. Fromentin. 3d fitting accuracy evaluation of cad/cam copings-comparison with spacer design settings. *International journal of computerized dentistry*, 19(1) :27, 2016.
- Philippe Boitelle, Laurent Tapie, Bernardin Mawussi, and Olivier Fromentin. Evaluation of the marginal fit of cad-cam zirconia copings : Comparison of 2d and 3d measurement methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1) :75–81, 2018.
- Márcia Borba, Paulo F Cesar, Jason A Griggs, and Álvaro Della Bona. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dental Materials*, 27(11) :1119–1126, 2011.
- Paul Bourke. Ply-polygon file format. *Dostupné z www : http ://paulbourke.net/dataformats/ply*, 2009.
- Igor Budak, Djordje Vukelić, Drago Bračun, Janko Hodolič, and Mirko Soković. Pre-processing of point-data from contact and optical 3d digitization sensors. *Sensors*, 12 (1) :1100–1126, 2012.

## C

---

- Jorge D Camba, Manuel Contero, and Pedro Company. Parametric cad modeling : An analysis of strategies for design reusability. *Computer-Aided Design*, 74 :18–31, 2016.
- Jae-Min Cha, Suk-Hwan Suh, Jean-Yves Hascoet, and Ian Stroud. A roadmap for implementing new manufacturing technology based on step-nc. *Journal of Intelligent Manufacturing*, 27(5) :959–973, 2016.
- Chee W Chang, J Neil Waddell, Karl M Lyons, and Michael V Swain. Cracking of porcelain surfaces arising from abrasive grinding with a dental air turbine. *Journal of Prosthodontics : Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20(8) :613–620, 2011.
- TC. Chang, RA. Wysk, and HP. Wang. *Computer-aided manufacturing 3rd Edition*. Prentice-Hall, Upper Saddle River, 2006.
- N. Chiche. Métrologie du hiatus dans le cadre de l’adaptation d’une prothèse dentaire obtenue par cfao – protocole par micro ct scan. Master’s thesis, URB2i-Université Paris Descartes - Université Paris 13, 2014.

- James J Childs. *Numerical control part programming*. Industrial Press, Inc., 1973.
- Ravi Kiran Chintapalli, Fernando Garcia Marro, Emilio Jimenez-Pique, and Marc Anglada. Phase transformation and subsurface damage in 3y-tzp after sandblasting. *Dental Materials*, 29(5) :566–572, 2013.
- Ravi Kiran Chintapalli, Alvaro Mestra Rodriguez, Fernando Garcia Marro, and Marc Anglada. 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, 2014.
- G. Chryssolouris. *Manufacturing systems : theory and practice, 2nd Edition*. Springer, New York, 2005.
- Juliana Tereza Colpani, Márcia Borba, and Álvaro Della Bona. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dental Materials*, 29(2) :174–180, 2013.
- Mathieu Contrepois, Arnaud Soenen, Michel Bartala, and Odile Laviole. Marginal adaptation of ceramic crowns : a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(6) : 447–454, 2013.

## D

- Reinhard Danzl, Franz Helml, and Stefan Scherer. Focus variation—a robust technology for high resolution optical 3d surface metrology. *Strojnicki Vestnik/Journal of Mechanical Engineering*, 57(3), 2011.
- J Paulo Davim et al. *Surface integrity in machining*, volume 1848828742. Springer, 2010.
- Leonardo De Chiffre, S Christiansen, and S Skade. Advantages and industrial applications of three-dimensional surface roughness analysis. *CIRP Annals-Manufacturing Technology*, 43(1) :473–478, 1994.
- R DeLong, M Heinzen, JS Hodges, C-C Ko, and WH Douglas. Accuracy of a system for creating 3d computer models of dental arches. *Journal of dental research*, 82(6) : 438–442, 2003.
- Isabelle Denry. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dental Materials*, 29(1) :85–96, 2013.
- Isabelle Denry and J Robert Kelly. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*, 24(3) :299–307, 2008.
- X Dong, L Yin, S Jahanmir, LK Ives, and ED Rekow. Abrasive machining of glass-ceramics with a dental handpiece. *Machining science and technology*, 4(2) :209–233, 2000.
- R Dougherty and Karl-Heinz Kunzelmann. Computing local thickness of 3d structures with imagej. *Microscopy and Microanalysis*, 13(S02) :1678, 2007.
- Donald Dragomatz and Stephen Mann. A classified bibliography of literature on nc milling path generation. *Computer-aided design*, 29(3) :239–247, 1997.
- Louise Y Du, Joseph Umoh, Hristo N Nikolov, Steven I Pollmann, Ting-Yim Lee, and David W Holdsworth. A quality assurance phantom for the performance evaluation of volumetric micro-ct systems. *Physics in Medicine & Biology*, 52(23) :7087, 2007.

- L. Dupagne. Standardisation d'un protocole d'évaluation des systèmes d'acquisition d'empreinte optique pour la cfao dentaire. Master's thesis, URB2i-Université Paris Descartes - Université Paris 13, 2014.
- L. Dupagne. Systèmes d'acquisition en cfao dentaire : concepts, fonctionnements et standardisation de leur évaluation, 2015.
- F Duret. Empreinte optique. Master's thesis, Faculté d'Ondontologie, Université Claude Bernard, 1973.

## E

---

- S Renold Elsen and T Ramesh. Shrinkage characteristics studies on conventional sintered zirconia toughened alumina using computed tomography imaging technique. *International Journal of Refractory Metals and Hard Materials*, 54 :383–394, 2016.
- S. Engin and Y. Altintas. Mechanics and dynamics of general milling cutters. : Part i : helical end mills. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 41(15) : 2195–2212, 2001.

## F

---

- Dennis J Fasbinder. Computerized technology for restorative dentistry. *Am J Dent*, 26 (3) :115–20, 2013.
- Franz Faul, Edgar Erdfelder, Albert-Georg Lang, and Axel Buchner. G\* power 3 : A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior research methods*, 39(2) :175–191, 2007.
- Tabea V Flügge, Stefan Schlager, Katja Nelson, Susanne Nahles, and Marc C Metzger. Precision of intraoral digital dental impressions with itero and extraoral digitization with the itero and a model scanner. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 144(3) :471–478, 2013.

## G

---

- Gianfranco Gassino, Sandro Barone Monfrin, Matteo Scanu, Giuseppe Spina, and Giulio Preti. Marginal adaptation of fixed prosthodontics : a new in vitro 360-degree external examination procedure. *International Journal of Prosthodontics*, 17(2), 2004.
- Razvan Ghinea, Laura Ugarte-Alvan, Ana Yebra, Oscar E Pecho, Rade D Paravina, and Maria del Mar Perez. Influence of surface roughness on the color of dental-resin composites. *Journal of Zhejiang University Science B*, 12(7) :552–562, 2011.
- B. Goedel. Préparation à l'usinage de pièces de formes complexes multi-cavités. Master's thesis, LURPA-ENS Cachan, 2009.
- Esther Gonzalo, Maria J Suarez, Benjamin Serrano, and Jose FL Lozano. Comparative analysis of two measurement methods for marginal fit in metal-ceramic and zirconia posterior fpds. *International Journal of Prosthodontics*, 22(4), 2009.
- Yanjin Guan, Xue Bai, Mujuan Liu, Libin Song, and Guoqun Zhao. Preform design in forging process of complex parts by using quasi-equipotential field and response surface methods. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 79(1-4) : 21–29, 2015.

## H

- Martin Hardwick, Yaoyao Fiona Zhao, Frederick M Proctor, Aydin Nassehi, Xun Xu, Sid Venkatesh, David Odendahl, Leon Xu, Mikael Hedlind, Magnus Lundgren, et al. A roadmap for step-nc-enabled interoperable manufacturing. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 68(5-8) :1023–1037, 2013.
- Florine Hiersemenzel, Jon N Petzing, Richard K Leach, F Helmlı, and Jagpal Singh. Areal texture and angle measurements of tilted surfaces using focus variation methods. 2012.
- Tor Hildebrand and Peter Rügsegger. A new method for the model-independent assessment of thickness in three-dimensional images. *Journal of microscopy*, 185(1) :67–75, 1997.
- K Hollenbeck, T Allin, and M van der Poel. Technical report, dental lab 3d scanners – how they work and what works best. Technical report, 3Shape Technology Research, Copenhagen, 2012.
- J Robert Holmes, Stephen C Bayne, Gene A Holland, and William D Sulik. Considerations in measurement of marginal fit. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 62(4) :405–408, 1989.
- Stefan Holst, Matthias Karl, Manfred Wichmann, and Ragai-Edward T Matta. A new triple-scan protocol for 3d fit assessment of dental restorations. *Quintessence International*, 42(8), 2011.
- ASM Hoque, PK Halder, MS Parvez, and Tamas Szecsi. Integrated manufacturing features and design-for-manufacture guidelines for reducing product cost under cad/cam environment. *Computers & Industrial Engineering*, 66(4) :988–1003, 2013.

## I

- Mario Imburgia, Silvia Logozzo, Uli Hauschild, Giovanni Veronesi, Carlo Mangano, and Francesco Guido Mangano. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology : a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*, 17(1) :92, 2017.
- AJ Ireland, C McNamara, MJ Clover, K House, N Wenger, ME Barbour, K Alemzadeh, L Zhang, and JR Sandy. 3d surface imaging in dentistry—what we are looking at. *British dental journal*, 205(7) :387–392, 2008.
- ISO12836. Digitizing devices for cad/cam systems for indirect dental restorations – test methods for assessing accuracy, 2015.
- ISO25178-2. Geometrical product specifications (gps) – surface texture : Areal – part 2 : Terms, definitions and surface texture parameters, 2012.
- ISO25178-6. Geometrical product specifications (gps) - surface texture : Areal - part 6 : Classification of methods for measuring surface texture, 2010.
- ISO25178-606. Geometrical product specification (gps) – surface texture : Areal – part 606 : Nominal characteristics of non-contact (focus variation) instruments, 2015.
- ISO4287. Geometrical product specification (gps). surface texture : Profile method. terms, definitions and surface texture parameters., 1998.
- ISO6873. Dentistry - gypsum products, 2013.

ISO6983. Part 1 : Automation systems and integration - digital control of machines - program format and definition of address words, part 1. data format for positioning, line motion and contouring control systems., 2009.

Peter Izol, Miroslav Tomás, and Jozef Beno. Milling strategies evaluation when simulating the forming dies' functional surfaces production. *Open Engineering*, 6(1), 2016.

## J

---

Sunil J Jacob, Chethan Hegde, Krishna D Prasad, Manoj Shetty, et al. An in vitro study to evaluate the effect of storage time and application of subsequent layers on the variation in thickness of three commercially available die spacers. *Indian Journal of Dental Research*, 21(1) :92, 2010.

S. Jacques. Mise en place d'un protocole d'évaluation des systèmes d'acquisition en cfao dentaire - etude & analyse de l'influence des biomatériaux naturels et synthétiques à numériser, 2017.

M Skalsky Jarkander, M Grindefjord, and K Carlstedt. Dental erosion, prevalence and risk factors among a group of adolescents in stockholm county. *European Archives of Paediatric Dentistry*, pages 1–9, 2018.

## K

---

Ediz Kale, Emre Seker, Burak Yilmaz, and Tuncer Burak Özcelik. Effect of cement space on the marginal fit of cad-cam-fabricated monolithic zirconia crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(6) :890–895, 2016.

Willi A Kalender. X-ray computed tomography. *Physics in Medicine & Biology*, 51(13) : R29, 2006.

NJ Kassebaum, AGC Smith, E Bernabé, TD Fleming, AE Reynolds, T Vos, CJL Murray, W Marcenes, and GBD 2015 Oral Health Collaborators. Global, regional, and national prevalence, incidence, and disability-adjusted life years for oral conditions for 195 countries, 1990–2015 : a systematic analysis for the global burden of diseases, injuries, and risk factors. *Journal of dental research*, 96(4) :380–387, 2017.

Jae-Hong Kim, Ki-Baek Kim, Woong-Chul Kim, Hyun-Sill Rhee, Il-Hyun Lee, and Ji-Hwan Kim. Influence of various gypsum materials on precision of fit of cad/cam-fabricated zirconia copings. *Dental materials journal*, 34(1) :19–24, 2015.

Mark Alexander Knackstedt, Christoph H Arns, Tim J Senden, and Karlis Gross. Structure and properties of clinical coralline implants measured via 3d imaging and analysis. *Biomaterials*, 27(13) :2776–2786, 2006.

Min S Ko and Sang C Park. Alignment of dental depth images from an intraoral scanner. *Computer-Aided Design and Applications*, pages 1–9, 2018.

Jean Pierre Kruth, Markus Bartscher, Simone Carmignato, Robert Schmitt, Leonardo De Chiffre, and Albert Weckenmann. Computed tomography for dimensional metrology. *CIRP Annals-Manufacturing Technology*, 60(2) :821–842, 2011.

Katharina Kuhn, Silke Ostertag, Michael Ostertag, Michael H Walter, Ralph G Luthardt, and Heike Rudolph. Comparison of an analog and digital quantitative and qualitative analysis for the fit of dental copings. *Computers in biology and medicine*, 57 :32–41, 2015.

Jun Kunii, Yasuhiro Hotta, Yukimichi Tamaki, Atushi Ozawa, Yukitaka Kobayashi, Akihiro Fujishima, Takashi Miyazaki, and Toshihisa Fujiwara. Effect of sintering on the marginal and internal fit of cad/cam-fabricated zirconia frameworks. *Dental materials journal*, 26(6) :820–826, 2007.

## L

Raphael Laguionie, Matthieu Rauch, J-Y Hascoët, and S-H Suh. An extended manufacturing integrated system for feature-based manufacturing with step-nc. *International Journal of Computer Integrated Manufacturing*, 24(9) :785–799, 2011.

G. Lanza. Computer-integrated manufacturing. In *CIRP Encyclopedia of Production Engineering*, pages 271–274. Springer, 2014.

L. Laperrire, G. Reinhart, et al. *CIRP Encyclopedia of Production Engineering*. Springer Publishing Company, Incorporated, 2014.

M Laurent, P Scheer, J Dejou, and G Laborde. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns—validation of the silicone replica method. *Journal of oral rehabilitation*, 35(2) :116–122, 2008.

Richard Leach. *Optical measurement of surface topography*, volume 14. Springer, 2011.

N. Lebon. Intégrité de surface d’une prothèse dentaire obtenue par cfao. Master’s thesis, URB2i-Université Paris Descartes - Université Paris 13, 2013.

N. Lebon. *Impact de l’usinage par CFAO sur l’intégrité de surface des prothèses dentaires coronaires*. PhD thesis, Université Paris 13, 2017.

N. Lebon, L. Tapie, E. Vennat, and B. Mawussi. Influence de l’orientation outil/matiere sur l’integrite de surface des biomateriaux dentaires. AFM, Association Française de Mécanique, 2015a.

N. Lebon, L. Tapie, E. Vennat, and B. Mawussi. 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, 2015b. doi : 10.1016/j.prosdent.2014.12.021.

N. Lebon, L. Tapie, F. Duret, and J-P. Attal. 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, 2016a.

N. Lebon, L. Tapie, F. Duret, and J-P. Attal. Understanding dental cad/cam for restorations-dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. part b : Labside milling machines. *International journal of computerized dentistry*, 19(2) :115, 2016b.

N. Lebon, L. Tapie, E. Vennat, and B. Mawussi. A prototype tool to predict dental crown prosthesis surface roughness after milling. In *22nd Congress of the European Society of Biomechanics*, 2016c.

N. Lebon, L. Tapie, E. Vennat, B. Mawussi, and J-P. Attal. *Influence of the tool-material couple on the dental CAD/CAM prosthetic roughness*. Springer, 2016d. doi : 10.1007/978-3-319-26121-8. XI, 626 p., Hardcover ISBN 978-3-319-26119-5.

- Kyu-Bok Lee, Charn-Woon Park, Kyo-Han Kim, and Tae-Yub Kwon. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different cad/cam systems. *Dental materials journal*, 27(3) :422–426, 2008.
- Karl M Lehmann, Mehdi Sattari Azar, Peer W Kämmerer, Stefan Wentaschek, Ernst NF Hell, and Herbert Scheller. The effect of optical conditioning of preparations with scan spray on preparation form. *Acta Stomatologica Croatica*, 45(2), 2011.
- Shengyi Li, Zhuo Wang, and Yulie Wu. Relationship between subsurface damage and surface roughness of optical materials in grinding and lapping processes. *Journal of Materials Processing Technology*, 205(1-3) :34–41, 2008.
- Xu Liu, Yingguang Li, and James Gao. A multi-perspective dynamic feature concept in adaptive nc machining of complex freeform surfaces. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 82(5-8) :1259–1268, 2016.
- Silvia Logozzo, Elisabetta M Zanetti, Giordano Franceschini, Ari Kilpelä, and Anssi Mäkinen. Recent advances in dental optics—part i : 3d intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*, 54 :203–221, 2014.
- Ralph G Luthardt, Mandy S Holzhüter, Heike Rudolph, Volker Herold, and Michael H Walter. Cad/cam-machining effects on y-tzp zirconia. *Dental Materials*, 20(7) :655–662, 2004.
- E. Lutters. Computer-aided design. In *CIRP Encyclopedia of Production Engineering*, pages 252–254. Springer, 2014.

## M

---

- Amélie K Mainjot, Gary S Schajer, Alain J Vanheusden, and Michaël J Sadoun. Influence of cooling rate on residual stress profile in veneering ceramic : measurement by hole-drilling. *dental materials*, 27(9) :906–914, 2011.
- Amélie K Mainjot, Gary S Schajer, Alain J Vanheusden, and Michaël J Sadoun. Influence of zirconia framework thickness on residual stress profile in veneering ceramic : measurement by hole-drilling. *Dental materials*, 28(4) :378–384, 2012.
- S. Makris, D. Mourtzis, and G. Chryssolouris. Computer-aided manufacturing. In *CIRP Encyclopedia of Production Engineering*, pages 254–266. Springer, 2014.
- Thivakar Manoharan, Marcin Humpa, Alexander Martha, and Peter Koehler. Knowledge integration in cad-cam process chain. *Computer-Aided Design and Applications*, 13(5) :729–736, 2016.
- Francisco Martínez-Rus, María J Suárez, Begoña Rivera, and Guillermo Pradíes. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(2) :108–114, 2011.
- B. K. Mawussi and L. Tapie. Définition d’une pièce test pour la caractérisation d’une machine ugv. In *1er Congrès International Conception et Modélisation, CMSM’05, Hammamet, Tunisie.*, 2005.
- K. B. Mawussi and L. Tapie. A knowledge base model for complex forging die machining. *Computers & Industrial Engineering*, 61(1) :84–97, 2011.

- A Mehl and V Blanz. New procedure for fully automatic occlusal surface reconstruction by means of a biogeneric tooth model. *International journal of computerized dentistry*, 8(1) :13–25, 2005.
- Albert Mehl, Volker Blanz, and Reinhard Hickel. Biogeneric tooth : a new mathematical representation for tooth morphology in lower first molars. *European journal of oral sciences*, 113(4) :333–340, 2005.
- Xin Guo Ming, Jun Qi Yan, XH Wang, SN Li, Wen Feng Lu, QJ Peng, and YS Ma. Collaborative process planning and manufacturing in product lifecycle management. *Computers in Industry*, 59(2) :154–166, 2008.
- Takashi Miyazaki, Yasuhiro Hotta, Jun Kunii, Soichi Kuriyama, and Yukimichi Tamaki. A review of dental cad/cam : current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*, 28(1) :44–56, 2009.
- Hisham A Mously, Matthew Finkelman, Roya Zandparsa, and Hiroshi Hirayama. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with cad/cam technology and the heat-press technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2) :249–256, 2014.
- JA Muñoz-Tabares, E Jiménez-Piqué, J Reyes-Gasga, and M Anglada. Microstructural changes in 3y-tzp induced by scratching and indentation. *Journal of the European Ceramic Society*, 32(15) :3919–3927, 2012.

## N

- Takashi Nakamura, Nobuyoshi Dei, Tetsuya Kojima, and Kazumichi Wakabayashi. Marginal and internal fit of cerec 3 cad/cam all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 16(3), 2003.
- Emad Abouel Nasr and Ali K Kamrani. Initial graphics exchange specifications (iges). *Computer-Based Design and Manufacturing : An Information-Based Approach*, pages 125–130, 2007.
- Noor A Nawafleh, Florian Mack, Jane Evans, John Mackay, and Muhanad M Hatamleh. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and fdps : a literature review. *Journal of Prosthodontics*, 22(5) :419–428, 2013.
- Robert G Nedelcu and Anna SK Persson. Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners : an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(6) :1461–1471, 2014.
- Flávio D Neves, Célio J Prado, Marcel S Prudente, Thiago APN Carneiro, Karla Zancopé, Letícia R Davi, Gustavo Mendonça, Lyndon F Cooper, and Carlos José Soares. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside cad/cam systems or the heat-pressing technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(5) :1134–1140, 2014.
- S.T. Newman, A. Nassehi, X.W. Xu, RSU Rosso, L. Wang, Y. Yusof, L. Ali, R. Liu, LY. Zheng, S. Kumar, et al. Strategic advantages of interoperability for global manufacturing using cnc technology. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 24(6) :699–708, 2008.

O

---

- Anna Belsuzarri Olivera and Tetsuo Saito. The effect of die spacer on retention and fitting of complete cast crowns. *Journal of Prosthodontics*, 15(4) :243–249, 2006.
- Ulrich Orth and Volker Wedler. Method for obtaining a position match of 3d data sets in a dental cad/cam system, September 14 2010. US Patent 7,796,811.
- Ulrich Orth and Volker Wedler. Dental cad/cam system for obtaining a position match of 3d data sets, February 7 2012. US Patent 8,111,909.
- Raquel C Oyagüe, M Isabel Sánchez-Jorge, and Andrés Sánchez Turrión. Evaluation of fit of zirconia posterior bridge structures constructed with different scanning methods and preparation angles. *Odontology*, 98(2) :170–172, 2010.

P

---

- S. Pelekanos, M. Koumanou, S.-O. Koutayas, S. Zinelis, and G. Eliades. Micro-ct evaluation of the marginal fit of different in-ceram alumina copings. *The European Journal of Esthetic Dentistry*, 4(3) :278–292, 2009.
- G. Percoco. *Reverse Engineering*, pages 1064–1068. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2014. ISBN 978-3-642-20617-7. doi : 10.1007/978-3-642-20617-7\_6467. URL [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-20617-7\\_6467](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-20617-7_6467).
- Anna SK Persson, Matts Andersson, Agneta Odén, and Gunilla Sandborgh-Englund. Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental cad/cam technology. *Dental materials*, 24(8) :1123–1130, 2008.
- Anna SK Persson, Agneta Odén, Matts Andersson, and Gunilla Sandborgh-Englund. Digitization of simulated clinical dental impressions : virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dental materials*, 25(7) :929–936, 2009.
- Magnus Persson, Matts Andersson, and Bo Bergman. The accuracy of a high-precision digitizer for cad/cam of crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(3) :223–229, 1995.
- Les Piegl and Wayne Tiller. *The nurbs book*. 2nd, 1997.
- Manuel Antonio Pimenta, Luis Carlos Frasca, Ricardo Lopes, and Elken Rivaldo. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x-ray microtomography (micro-ct) technology. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(2) :223–228, 2015.
- Rahul Prasad and Abdulaziz Abdullah Al-Kheraif. Three-dimensional accuracy of cad/cam titanium and ceramic superstructures for implant abutments using spiral scan microtomography. *International Journal of Prosthodontics*, 26(5), 2013.
- Michael J Pratt. Introduction to iso 10303—the step standard for product data exchange. *Journal of Computing and Information Science in Engineering*, 1(1) :102–103, 2001.
- Prosthodontic-Terms. The glossary of prosthodontic terms. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(1) :10–92, 07 2005. doi : 10.1016/j.prosdent.2005.03.013. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.03.013>.

## Q

Adriana Ferreira Quintas, Fabiano Oliveira, and Marco Antonio Bottino. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents : an in vitro evaluation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(3) :250–257, 2004.

## R

R Racasan, D Popescu, C Neamtu, and M Dragomir. Integrating the concept of reverse engineering in medical applications. In *Automation Quality and Testing Robotics (AQTR), 2010 IEEE International Conference on*, volume 2, pages 1–5. IEEE, 2010.

Pezhingattil Radhakrishnan, S Subramanyan, and V Raju. *Cad/cam/cim*. New Age International, 2008.

WS Rasband. Imagej. bethesda, md, usa : Us national institutes of health, 1997.

Matthieu Rauch, Jean-Yves Hascoët, Vincent Simoes, and Kelvin Hamilton. Advanced programming of machine tools : Interests of an open cnc controller within a step-nc environment. *International Journal of Machining and Machinability of Materials* 7, 15 (1-2) :2–17, 2014.

Sven Reich, Sophia Uhlen, Stephan Gozdowski, and Ulrich Lohbauer. Measurement of cement thickness under lithium disilicate crowns using an impression material technique. *Clinical oral investigations*, 15(4) :521–526, 2011.

David F Rogers. *An introduction to NURBS : with historical perspective*. Elsevier, 2000.

W Romao, WG Miranda, PF Cesar, and RR Braga. Correlation between microleakage and cement thickness in three class ii inlay ceramic systems. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*, 29(2) :212–218, 2004.

LE Roscoe et al. Stereolithography interface specification. *America-3D Systems Inc*, page 27, 1988.

Douglas T Ross. Origins of the apt language for automatically programmed tools. In *History of programming languages I*, pages 279–338. ACM, 1978.

Paulo Henrique Orlato Rossetti, Accacio Lins do Valle, Ricardo Marins de Carvalho, Mario Fernando De Goes, and Luiz Fernando Pegoraro. Correlation between margin fit and microleakage in complete crowns cemented with three luting agents. *Journal of Applied Oral Science*, 16(1) :64–69, 2008.

## S

Irena Sailer, Aurel Feher, Frank Filser, Heinz Luethy, Ludwig J Gauckler, Peter Schäfer, and Christoph Hans Franz Hämmerle. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures : 3-year follow-up. *Quintessence International*, 37(9), 2006.

Irena Sailer, Aurel Fehér, Frank Filser, Ludwig J Gauckler, H Luthy, and Christoph Hans Franz Hammerle. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *International Journal of Prosthodontics*, 20(4) :383, 2007.

- Oliver Schaefer, David C Watts, Bernd W Sigusch, Harald Kuepper, and Arndt Guentsch. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro : a three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility. *Dental Materials*, 28(3) :320–326, 2012.
- Rickne C Scheid, Julian B Woelfel, Woelfel, and Scheid. *Dental anatomy : Its relevance to dentistry*. Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
- N Schlueter and B Luka. Erosive tooth wear—a review on global prevalence and on its prevalence in risk groups. *British dental journal*, 224(5) :364, 2018.
- G Shakarji. Report of special test - nist test n° 683/286817-15 : Inspection kernel gom. Technical report, National Institute of Standards and Technology, 2015.
- K. Shindo, E. Vennat, L. Tapie, P. Morenton, N. Chiche, and N. Schmitt. Comportement mécanique d’un assemblage prothétique dentaire. AFM, Association Française de Mécanique, 2015.
- Júnio S Almeida Silva, Kurt Erdelt, Daniel Edelhoff, Élito Araújo, Michael Stimmelmayr, Luiz Clovis Cardoso Vieira, and Jan-Frederik Güth. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clinical oral investigations*, 18(2) :515–523, 2014.
- E Solaberrieta, L Barrenetxea, E Bilbao, O Etxaniz, N Goikoetxea, R Minguez, E Sierra, and A Uribarri. Collision free design of dental prosthesis. In *New Advances in Mechanisms, Transmissions and Applications*, pages 131–138. Springer, 2014.
- Yong-Ha Son, Chong-Hyun Han, and Sunjai Kim. Influence of internal-gap width and cement type on the retentive force of zirconia copings in pullout testing. *Journal of dentistry*, 40(10) :866–872, 2012.
- Xiao-Fei Song and Ling Yin. Subsurface damage induced in dental resurfacing of a feldspar porcelain with coarse diamond burs. *Journal of biomechanics*, 42(3) :355–360, 2009.
- Xiao-Fei Song, Ling Yin, Yi-Gang Han, and Hui Wang. In vitro rapid intraoral adjustment of porcelain prostheses using a high-speed dental handpiece. *Acta Biomaterialia*, 4(2) : 414–424, 2008.
- Ya-Li Song, Jia Li, Ling Yin, Tian Huang, and Ping Gao. The feature-based posterior crown design in a dental cad/cam system. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 31(11) :1058–1065, 2007.
- Natércia Carreira Soriani, Mônica Barbosa Leal, Silvana Maria Paulino, Valéria Oliveira Pagnano, and Osvaldo Luiz Bezzon. Effect of the use of die spacer on the marginal fit of copings cast in niCr, niCrBe and commercially pure titanium. *Brazilian dental journal*, 18(3) :225–230, 2007.
- Tillmann Steinbrecher and Maik Gerth. Dental inlay and onlay construction by iterative laplacian surface editing. In *Computer Graphics Forum*, volume 27, pages 1441–1447. Wiley Online Library, 2008.
- KR Stenhagen, I Berntsen, M Ødegaard, A Mulic, and AB Tveit. Has the prevalence and severity of dental erosion in norway changed during the last 30 years ? *European journal of paediatric dentistry : official journal of European Academy of Paediatric Dentistry*, 18(3) :177–182, 2017.
- I Stroud and PC Xirouchakis. Stl and extensions. *Advances in Engineering Software*, 31(2) :83–95, 2000.

- V Sundararajan and Paul K Wright. Volumetric feature recognition for machining components with freeform surfaces. *Computer-Aided Design*, 36(1) :11–25, 2004.
- VB Sunil and SS Pande. Automatic recognition of features from freeform surface cad models. *Computer-Aided Design*, 40(4) :502–517, 2008.

## T

- L. Tapie. Élaboration d'un protocole de simulation d'usinage en fraisage de pièces prismatiques : évaluation des performances d'une machine ugv. Mémoire de dea en production automatisée, LURPA-ENS Cachan, 2004.
- L. Tapie. *Décomposition topologiques des outillages de forge pour la génération de trajectoires UGV*. PhD thesis, École normale supérieure de Cachan-ENS Cachan, 2007.
- L. Tapie and B. K. Mawussi. Decomposition of forging die for high speed machining. In *DMME - Virtual Concept 2008 Beijing, China*, 2008a.
- L. Tapie and K. Mawussi. Décomposition topologique du modèle de conception des outillages de forge pour la génération de trajectoire ugv. In *10ème Colloque National AIP-PRIMECA*, pages CDROM–paper, 2007.
- L. Tapie and K. Mawussi. Analyses de difficultés d'usinage pour les pièces de formes complexes : concept de viewer. In *5ème Assises MUGV*, pages 10–p, 2008b.
- L. Tapie, B. K. Mawussi, and B. Anselmetti. Decomposition of forging dies for machining planning. In C. Ispas, A. Ghionea, and G. Constantion, editors, *Journal of Proceedings of the International Conference on Manufacturing Systems – ICMaS*, volume 1. Editura Academiei Române, 2006.
- L. Tapie, B.K. Mawussi, and B. Anselmetti. *Advances in Integrated Design and Manufacturing in Mechanical Engineering II*, chapter Machining strategy choice : performance viewer. Springer, 2007a.
- L. Tapie, K.B. Mawussi, and B. Anselmetti. Circular tests for hsm machine tools : Bore machining application. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 47(5) :805–819, 2007b.
- L. Tapie, B. Mawussi, and A. Bernard. Topological model for machining of parts with complex shapes. *Computers in Industry*, 63(5) :528–541, 2012. doi : 10.1016/j.compind.2012.02.005.
- L. Tapie, B. Mawussi, W. Rubio, and B. Furet. Machining of complex-shaped parts with guidance curves. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 69(5-8) :1499–1509, 2013. doi : 10.1007/s00170-013-5120-9.
- L. Tapie, N. Lebon, B. Mawussi, H. Fron-Chabouis, F. Duret, and J-P. Attal. Understanding dental cad/cam for restorations-accuracy from a mechanical engineering viewpoint. *International journal of computerized dentistry*, 18(4) :343–367, 2014.
- L. Tapie, N. Lebon, and J-P. Attal. La chaîne numérique en cfao dentaire - structuration de la chaîne de production en prothèse conjointe. *Réalités cliniques*, 26(4), 2015a.
- L. Tapie, N. Lebon, B. Mawussi, H. Fron-Chabouis, F. Durete, and J-P. Attal. Understanding dental cad/cam for restorations—the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint dentale cad/cam-systeme zum zahnersatz verstehen—der digitale workflow aus

- sicht des maschinenbaus. *International journal of computerized dentistry*, 18(1) :21–44, 2015b.
- L. Tapie, N. Chiche, P. Boitelle, P. Morenton, J.-P. Attal, N. Schmitt, and E. Vennat. Adaptation measurement of cad/cam dental crowns with x-ray micro-ct : Metrological chain standardization and 3d gap size distribution. *Advances in Materials Science and Engineering*, 2016 :13, 2016. URL <http://dx.doi.org/10.1155/2016/7963928> ]7963928.
- Su Ting-shu and Sun Jian. Intraoral digital impression technique : a review. *Journal of Prosthodontics*, 24(4) :313–321, 2015.
- CK Toh. Design, evaluation and optimisation of cutter path strategies when high speed machining hardened mould and die materials. *Materials & design*, 26(6) :517–533, 2005.
- Greg Turk. The ply polygon file format. *Georgia Institute of Technology*, 1998.

## U

---

- Soo-Hyuk Uhm, Jae-Hong Kim, Heng Bo Jiang, Chang-Woo Woo, Minho Chang, Kyoung-Nam Kim, Ji-Myung Bae, and Seunghan Oh. Evaluation of the accuracy and precision of four intraoral scanners with 70% reduced inlay and four-unit bridge models of international standard. *Dental materials journal*, 36(1) :27–34, 2017.

## V

---

- Richard Van Noort. The future of dental devices is digital. *Dental materials*, 28(1) :3–12, 2012.
- Burcin Akoglu Vanlioglu, Buket Evren, Cos Yildiz, Altay Uludamar, Yasemin Kulak Özkan, et al. Internal and marginal adaptation of pressable and computer-aided design/computer-assisted manufacture onlay restorations. *International Journal of Prosthodontics*, 25(3), 2012.
- Sharmila Vaz, Torbjörn Falkmer, Anne Elizabeth Passmore, Richard Parsons, and Pantelis Andreou. The case for using the repeatability coefficient when calculating test–retest reliability. *PLoS One*, 8(9) :e73990, 2013.

## W

---

- K Wendt and Gerwien N. Test report n° ptb-5.3-2015-008 : Evaluation software for coordinate measuring machines - inspection kernel gom. Technical report, Physikalisch - Technische Bundesanstalt, 2015.
- HW Anselm Wiskott. Fixed prosthodontics. *Principles and clinics. Hanover Park : Quintessence Publishing*, pages 691–719, 2011.
- C Wulfman, M Sadoun, and M Lamy de La Chapelle. Interest of raman spectroscopy for the study of dental material : the zirconia material example. *Irbm*, 31(5-6) :257–262, 2010.
- Claudine Wulfman, Nadia Djaker, Nathalie Dupont, Dorin Ruse, Michaël Sadoun, and Marc Lamy de la Chapelle. Raman spectroscopy evaluation of subsurface hydrothermal degradation of zirconia. *Journal of the American Ceramic Society*, 95(7) :2347–2351, 2012.

---

**X**

---

Shixin Xú, Nabil Anwer, Sylvain Lavernhe, and de Cachan ENS. Conversion of g-code programs for milling into step-nc. *Major topics of the full argumentations are the following*, page 495, 2016.

**Y**

---

Hong-Tzong Yau, Chien-Yu Hsu, Hui-Lang Peng, and Chih-Chuan Pai. Computer-aided framework design for digital dentistry. *Computer-Aided Design and Applications*, 5(5) : 667–675, 2008.

L Yin, S Jahanmir, and LK Ives. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear*, 255(7-12) :975–989, 2003.

Ling Yin, XF Song, SF Qu, YG Han, and H Wang. Surface integrity and removal mechanism in simulated dental finishing of a feldspathic porcelain. *Journal of Biomedical Materials Research Part B : Applied Biomaterials : An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 79(2) :365–378, 2006a.

Ling Yin, Xiao-Fei Song, Ya-Li Song, T Huang, and J Li. 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, 2006b.

Yusri Yusof and Kamran Latif. Survey on computer-aided process planning. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 75(1-4) :77–89, 2014.

**Z**

---

I. Zeid. *CAD/CAM Theory and Practice*. MacGraw-Hill, New york, 1991.

Mingxi Zhao, Lizhuang Ma, Wuzheng Tan, and Dongdong Nie. Interactive tooth segmentation of dental models. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the*, pages 654–657. IEEE, 2006.

Shu-Xian Zheng, Jia Li, and Qing-Feng Sun. A novel 3d morphing approach for tooth occlusal surface reconstruction. *Computer-Aided Design*, 43(3) :293–302, 2011.

Nicola U Zitzmann, Katharina Staehelin, Angus WG Walls, Giorgio Menghini, Roland Weiger, and Elisabeth Zemp Stutz. Changes in oral health over a 10-yr period in switzerland. *European journal of oral sciences*, 116(1) :52–59, 2008.

Nicola Ursula Zitzmann, Edgar Haggmann, and Roland Weiger. What is the prevalence of various types of prosthetic dental restorations in europe? *Clinical Oral Implants Research*, 18(s3) :20–33, 2007.



---

## Résumé

---

Quel que soit le domaine applicatif, les méthodologies CFAO sont au coeur de la démarche de conception et fabrication de produits. La prise en compte dans les outils CFAO de données issues d'un cahier des charges, de connaissances expertes et de contraintes liées au processus d'industrialisation reste à ce jour très ouverte pour les pièces de formes complexes. Les méthodologies CFAO sont mises en œuvre à travers des chaînes numériques constituées par l'utilisateur ou fournies par un intégrateur. L'intégration des maillons numériques et leurs instanciations ont un impact direct sur l'intégrité (dimensionnelle, mécanique, surfacique...) des pièces conçues et réalisées. Mes travaux portent sur la formalisation et la modélisation de méthodologies CFAO et sur l'évaluation des chaînes numériques associées. L'intégration d'une chaîne numérique en vue de mettre en place une méthodologie CFAO nécessite de développer un ensemble de modèles permettant la formalisation et la modélisation de méthodologies CFAO ainsi que d'outils d'aide associés. La première partie de mes travaux visent à proposer des concepts et des outils ayant pour objectif d'aider les éditeurs logiciels, les utilisateurs et les intégrateurs de solution CFAO. Ces travaux ont contribué aux développements de modules CAPP (Computer Aided Process Planning) dédiés à une application. La seconde partie de mes travaux visent à proposer des alternatives ou des améliorations de chaîne numérique afin de mieux respecter le cahier des charges du produit à réaliser. Il est alors nécessaire d'évaluer l'intégration des maillons numériques ainsi que l'instanciation des paramètres associés. Pour atteindre ces objectifs, les travaux ont contribué à développer un ensemble de protocoles métrologiques d'évaluation de l'intégrité et donc de la qualité des pièces réalisées.

**Mots clés :** CFAO, dentisterie numérique, pièces de formes complexes, ingénierie biomédicale et mécanique